

UNIVERSIDAD DEL PAÍS VASCO
FACULTAD DE FILOSOFÍA Y CIENCIAS DE LA EDUCACIÓN
DEPARTAMENTO DE TEORÍA E HISTORIA DE LA EDUCACIÓN

**EJERCICIO FÍSICO Y EQUILIBRIO EN PERSONAS MAYORES: EFECTOS
DE UN PROGRAMA DE EJERCICIO ESPECÍFICO**

Tesis doctoral presentada por Dña. Esther Requena Sánchez-Garrido

Dirigida por el Dr. D. Ángel Manuel González Suárez

EL DIRECTOR

LA DOCTORANDO

Vitoria-Gasteiz, octubre 2001

A mis padres por enseñarme con su ejemplo el valor de la constancia y del esfuerzo personal.

A Luis que con su apoyo, comprensión y confianza me ha ayudado a superar todas las dificultades encontradas en este proceso.

A mis hijos Andrea, Ángel y Pablo.

AGRADECIMIENTOS

Quiero expresar mi más profundo agradecimiento a todas aquellas personas e instituciones que con su trabajo y su apoyo han contribuido a la culminación de esta tesis.

En primer lugar a mi director Dr. Ángel González, por sus enseñanzas, dedicación y paciencia, pero sobre todo, por su confianza y amistad. A él le debo todo.

Mi reconocimiento al profesor Dr. D. Luis Juaristi, por su inestimable colaboración y asesoramiento en el análisis estadístico de los datos.

Al Departamento Municipal de Deportes, y especialmente a D. Jesús Vázquez, por brindarme en todo momento su colaboración.

A los coordinadores de los programas socioculturales para la tercera edad del Ayuntamiento de Vitoria-Gasteiz, así como a los profesores responsables de los grupos de actividad física para la tercera edad, que han mostrado en todo momento interés y profesionalidad.

Al Instituto Vasco de Educación Física por los recursos facilitados para la realización de esta tesis.

A los compañeros que me han ofrecido su colaboración y apoyo moral, especialmente a Luis Fuentes, Luis Solar, Javier Ruiz de Arcaute, Iñigo Múgica y Raúl Martínez de Santos.

Por último, mi más sincero agradecimiento a todas las personas mayores, que, no sólo han colaborado en este proyecto, sino que lo han hecho mostrando en todo momento entusiasmo, comprensión y cariño. Sin ellos, nada de esto habría sido posible.

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN.....	1
PARTE I: ESTUDIO DE LOS EFECTOS DEL EJERCICIO SOBRE EL EQUILIBRIO EN LAS PERSONAS MAYORES.....	11
CAPÍTULO 1. EL EQUILIBRIO Y SU ALTERACIÓN CON LA EDAD.....	13
1.1. Equilibrio: aproximación biomecánica y fisiológica.....	15
1.2. Definición y clasificación del equilibrio.....	27
1.3. Evaluación del equilibrio.....	33
1.3.1. Metodología de laboratorio.....	35
1.3.2. Metodología clínica.....	38
1.4. Incidencia de la edad sobre el equilibrio.....	47
1.4.1. Estudios comportamentales.....	50
1.4.2. Estudios electromiográficos.....	56
1.4.3. Modelos explicativos del desequilibrio en las personas mayores.....	58
1.5. Información sensorial y equilibrio.....	61
1.5.1. Información visual.....	63
1.5.2. Información vestibular.....	67
1.5.3. Información cutánea.....	71
1.5.4. Información propioceptiva músculo-articular.....	73
1.5.4.1. Receptores músculo-tendinosos.....	74
1.5.4.2. Receptores articulares.....	75
1.5.5. Información sensorial y respuesta refleja.....	78
1.5.5.1. Reflejo espinal o monosináptico.....	79
1.5.5.2. Reflejo de enderezamiento.....	81
1.5.5.3. Reflejo de larga latencia.....	81
1.6. Integración de la información sensorial: respuesta motora sinérgica.....	83
1.6.1. Respuestas a la pérdida de equilibrio.....	86
1.6.2. Respuestas de preparación a los cambios de equilibrio.....	90
1.6.3. Redundancia de los sistemas sensoriales. Contribución de los diferentes inputs.....	93
1.6.4. Modelos explicativos del enlentecimiento de la respuesta.....	98
1.7. Factores músculo-esqueléticos relacionados con el equilibrio.....	105
1.7.1. Fuerza muscular.....	107
1.7.2. Deterioro de la columna.....	113

1.8. Inestabilidad postural y caídas.....	115
1.8.1. Factores de riesgo.....	118
1.8.1.1. Factores intrínsecos.....	119
1.8.1.1.1. Alteraciones del equilibrio.....	119
1.8.1.1.2. Debilidad muscular.....	124
1.8.1.1.3. Medicación.....	125
1.8.1.1.4. Enfermedad o afecciones médicas.....	126
1.8.1.1.5. Confianza.....	127
1.8.1.2. Factores extrínsecos.....	129
1.8.1.2.1. Relacionados con la actividad.....	129
1.8.1.2.2. Peligros del entorno.....	129
1.8.2. Consecuencias de las caídas.....	130
1.8.3. Perfil del sujeto con caídas.....	133
1.8.4. Prevención de las caídas.....	135
1.8.5. Fundamentación teórica para la intervención sobre la inestabilidad.....	140
1.8.6. Ejercicio como estrategia de prevención de las caídas.....	145

CAPÍTULO 2. EFECTOS DEL EJERCICIO SOBRE EL EQUILIBRIO..... 149

2.1. Equilibrio y nivel de forma física. Personas activas versus inactivas.....	151
2.2. Tipos de programas de intervención sobre el equilibrio.....	161
2.2.1. Programas de intervención inespecíficos.....	166
2.2.1.1. Programas aeróbicos.....	166
2.2.1.2. Programas de acondicionamiento físico genérico.....	175
2.2.1.3. Programas de fuerza.....	188
2.2.2. Programas de intervención específicos.....	199
2.2.2.1. Programas sensoriales.....	201
2.2.2.2. Programas de equilibrio.....	207
2.3. Eficacia de los programas de intervención	215
2.4. Aspectos metodológicos de la investigación en las personas mayores.....	237
2.4.1. Validez interna	240
2.4.2.1. Diseño del estudio.....	240
2.4.1.2. Selección de los participantes y características de la muestra.....	241
2.4.2. Validez externa.....	244
2.4.2.1. Participantes.....	244
2.4.2.2. Instrumentos de medición.....	244
2.4.2.3. Programa de ejercicio.....	245

PARTE II: INVESTIGACIÓN..... 247

CAPÍTULO 3. TRABAJO EXPERIMENTAL..... 249

3.1. Planteamiento del problema.....	251
3.2. Hipótesis.....	257
3.3. Método.....	261
3.3.1. Participantes.....	263

3.3.1.1. Criterios de selección de los participantes.....	263
3.3.1.2. Descripción de la muestra.....	265
3.3.2. Diseño.....	266
3.3.3. Variables.....	268
3.3.3.1. Variable independiente.....	268
3.3.3.2. Variable dependiente.....	269
3.3.3.3. Variables intervinientes.....	269
3.3.4. Instrumentación.....	270
3.3.4.1. Cuestionarios.....	270
3.3.4.2. Test físicos.....	271
3.3.5. Procedimiento.....	274
3.3.5.1. Programa de ejercicio.....	275
3.3.5.2. Protocolo de intervención.....	282
3.3.6. Análisis estadístico.....	283
3.4. Resultados.....	287
3.5. Discusión.....	309
3.5.1. Programa de intervención.....	312
3.5.2. Características de los participantes.....	322
3.5.3. Historial de caídas.....	324
3.5.4. Inactividad física.....	326
3.5.5. Instrumentos de medición.....	327
3.6. Conclusiones.....	329
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	333
ANEXOS.....	365
Anexo I. Programa de ejercicio.....	367
Anexo II. Cuestionarios e Instrumentos de medición.....	383
Anexo III. Análisis estadísticos.....	401

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Principales factores de riesgo que afectan a las caídas.....	136
Figura 2. Modelo teórico de los componentes que intervienen en la recuperación de la postura tras un desequilibrio.....	143
Figura 3. Relación entre el marco teórico y el programa de ejercicio específico.....	256
Figura 4. Rendimientos de los diferentes grupos en EE en el pretest.....	290
Figura 5. Rendimientos de los diferentes grupos en ED en el pretest.....	291
Figura 6. Rendimientos de los grupos en ED 35 en el postest.....	292
Figura 7. Rendimientos de los grupos en ED 45 en el postest.....	293
Figura 8. Rendimientos de los grupos en EE 35 en el postest.....	294
Figura 9. Rendimientos de los grupos en EE 45 en el postest.....	295
Figura 10. Rendimientos del grupo específico en ED 35 en el pre, inter y postest.....	297
Figura 11. Rendimientos del grupo específico en ED 45 en el pre, inter y postest.....	298
Figura 12. Rendimientos del grupo específico en EE 35 en el pre, inter y postest.....	299
Figura 13. Rendimientos del grupo específico en EE 45 en el pre, inter y postest.....	300
Figura 14. Mejoras alcanzadas por el grupo específico en EE en función de la edad.....	302
Figura 15. Mejoras alcanzadas por el grupo específico en ED en función de la edad.....	302
Figura 16. Rendimiento del grupo específico en ED en función de las caídas.....	304
Figura 17. Rendimiento del grupo específico en EE en función de las caídas.....	304
Figura 18. Rendimientos del grupo control en ED en el pretest y el postest.....	305
Figura 19. Rendimientos del grupo control en EE en el pretest y el postest.....	306

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Participantes excluidos de la muestra inicial.....	264
Tabla 2. Características descriptivas de los participantes.....	265
Tabla 3. Representación del diseño.....	267
Tabla 4. Progresión del volumen de trabajo del programa genérico.....	277
Tabla 5. Elementos básicos para el análisis de las tareas motrices empleadas en este estudio.....	279
Tabla 6. Progresión del volumen de trabajo del programa específico.....	281
Tabla 7. Estadística descriptiva de los grupos en el pretest en las diferentes pruebas de equilibrio.....	290
Tabla 8. Estadística descriptiva de los grupos en el postest en las diferentes pruebas de equilibrio.....	291
Tabla 9. Estadística descriptiva del grupo específico en el pre, inter y postest en la prueba de ED35.....	296
Tabla 10. Estadística descriptiva del grupo específico en el pre, inter y postest en la prueba de ED45.....	297
Tabla 11. Estadística descriptiva del grupo específico en el pre, inter y postest en la prueba de EE35.....	298
Tabla 12. Estadística descriptiva del grupo específico en el pre, inter y postest en la prueba de EE35.....	299
Tabla 13. Estadística descriptiva del grupo específico según categorías de edad en las diferentes pruebas de equilibrio.....	301
Tabla 14. Estadística descriptiva del grupo específico en el postest en función del historial previo de caídas.....	303
Tabla 15. Estadística descriptiva del grupo control en el pretest y postest en las diferentes pruebas de equilibrio.....	305

INTRODUCCIÓN

El envejecimiento de la población es un hecho evidente. La medicina, la ciencia y la tecnología han contribuido al aumento de la esperanza de vida, sin embargo, la morbilidad y la incapacidad funcional se plantean como principales problemas que derivan de este aumento de la longevidad, siendo un reto importante para la sociedad intentar reducir la incapacidad y prolongar la capacidad de independencia como forma de mejorar la calidad de vida de nuestros mayores. En este sentido, quizás sea más adecuado emplear el término esperanza de vida *activa*, expresando así la expectativa de vida de una persona pero con pleno uso de sus facultades físicas y mentales que le permitan realizar de forma independiente las actividades básicas de la vida diaria (Sánchez, 1996).

Aunque la práctica de ejercicio regular es considerada como un hábito esencial desde el punto de vista de la promoción de la salud, las recomendaciones de las principales organizaciones de la salud se centran en el ejercicio de tipo aeróbico o en el entrenamiento de la fuerza y la flexibilidad, asociándolo con la prevención de enfermedades cardiovasculares y músculo-esqueléticas, respectivamente. El entrenamiento de las capacidades coordinativas y sensoriomotoras, como equilibrio y tiempo de reacción, se aconseja a los más mayores aunque sin información detallada sobre el tipo de ejercicio, intensidad, duración y frecuencia aconsejada para asegurar un mínimo de mejora de dichas capacidades. Este aspecto ha suscitado mi interés convirtiéndose en el motivo central del presente trabajo.

Muchos estudios han mostrado que entre la tercera parte y la mitad de la población de más de 65 años pierde el equilibrio y cae al menos una vez al año. Asimismo, dos terceras partes de los ancianos que sufren una caída tienen una lesión

músculo-esquelética, siendo las fracturas de fémur y de cadera las más frecuentes y peligrosas. La consecuencia más dramática de las caídas, la muerte, ocupa el séptimo lugar entre las causas de defunción en las personas de más de 75 años (Berg y Cassells, 1992). Por otra parte, el resultado psicológico más significativo de las caídas, el miedo a caer, compromete la función de los ancianos en la realización de las tareas diarias, conduciendo a una pérdida de confianza y a una reducción de su nivel de actividad física, lo que viene a significar una importante pérdida de la independencia y autonomía personal.

La determinación del impacto socioeconómico de las caídas aún no se conoce suficientemente, porque las cifras oficiales no pueden limitarse al simple cómputo de las altas y bajas en los hospitales o a los costes de los gastos médicos como en realidad ocurre, sino que también deberían considerarse las secuelas físicas y psicológicas (alteración del estado del paciente, miedo a caer, dependencia de terceros o institucionalización). De hecho, las caídas constituyen un acelerador real del proceso de dependencia del anciano.

La naturaleza de las caídas es multifactorial, y resultan de una compleja interacción entre factores extrínsecos, más relacionados con la actividad y el entorno, y factores intrínsecos, referidos a la capacidad funcional de cada sujeto. De estos últimos, los más relacionados con las caídas son las alteraciones del equilibrio, las anomalías de la marcha, el deterioro de la movilidad y la debilidad muscular, que no escapan de los efectos producidos por la edad y, además, parecen estar aún más deteriorados por los efectos de alguna patología o enfermedad. La literatura sobre este tema indica que de todas estas variables intrínsecas la más frecuentemente asociada con las caídas es el

aumento del balanceo postural, principal exponente del equilibrio estático, aunque igualmente se ha encontrado una fuerte relación con las alteraciones de la marcha, representativa del equilibrio en situaciones dinámicas (Overstall, Exton-Smith, Imms y Johnson, 1977; Overstall, 1978; Brokelhurst, Robertson, y James-Groom, 1982; Lichtenstein, Shields, Shiavi y Burger, 1989; Thapa, Gideon, Brockman, Fought y Ray, 1996). Por otra parte, la debilidad muscular, aunque también relacionada con las caídas, parece tener un papel secundario entre los individuos sanos, ya que éstos disponen de fuerza necesaria para mantener la postura, al menos ante perturbaciones débiles. De este modo, la reducción de fuerza muscular con la edad no puede explicar las diferencias entre los jóvenes y los ancianos en este tipo de perturbaciones. Tal vez la velocidad con que se desarrolla esa fuerza a nivel de las piernas desempeñe un papel más importante que la propia intensidad de la fuerza (Vellas et al., 1995).

No debemos olvidar que el equilibrio es necesario no solo para mantener la postura en bipedestación o en la marcha, sino que también afecta a muchas de las actividades cotidianas, tales como levantarse de una silla, subir o bajar escaleras, agacharse, inclinarse para alcanzar algo, etc. Por tanto, el mantenimiento óptimo del equilibrio es directamente determinante en la reducción de las caídas e indirectamente incide en el mantenimiento de la independencia del anciano y en su calidad de vida.

La metodología clínica y la de laboratorio utilizadas para evaluar el equilibrio tanto en situaciones estáticas como dinámicas, han mostrado de forma repetida que a medida que avanza la edad el equilibrio decrece, aunque no todos los ancianos experimentan igual disminución (Prudham y Evans, 1981). Ambos tipos de metodologías son acertadas y complementarias, ya que mientras que las de laboratorio

aportan una evaluación más completa del trastorno inicial, principalmente en los enfermos, los test clínicos, bastante más económicos y fáciles de aplicar, se acercan más a la evaluación de situaciones similares a las de la vida cotidiana. Una de las pruebas más utilizadas con enfoque clínico, es la evaluación cronometrada del mantenimiento del equilibrio, dado que a medida que aumentan las exigencias (sobre una pierna, sobre una superficie mullida o sobre una superficie reducida) aparecen mayores diferencias entre ancianos y jóvenes, o entre hombres y mujeres.

Los conocimientos actuales sobre los mecanismos de regulación del equilibrio no son del todo concluyentes, lo que dificulta la comprensión del deterioro del equilibrio con la edad. De hecho, existen dos posiciones encontradas para explicar dichas alteraciones: la que considera el desequilibrio como una consecuencia del envejecimiento normal, y la que mantiene que el desequilibrio es debido a una patología. Mientras que este último enfoque ve limitado su poder explicativo a solo algunos casos muy concretos de equilibrio deteriorado, la consideración del desequilibrio como consecuencia del proceso del envejecimiento está soportada por una evidencia científica casi universal, lo que la convierte en predominante. Desde esta perspectiva, muchas de las alteraciones fisiológicas de la edad pueden ser las causantes del deterioro del equilibrio. Así una función sensorial disminuida se considera una de las causas del empeoramiento de la estabilidad, por cuanto el deterioro de la agudeza visual, la función vestibular, la sensibilidad cutánea y la propiocepción se han visto asociadas a una función del equilibrio disminuida (Stelmach y Worringham, 1985; Stelmach, Teasdale, Di Fabio, y Phillips, 1989). Por otra parte, también se ha encontrado un enlentecimiento de los mecanismos integrativos sensoriales y motores en las respuestas posturales, si bien la contribución relativa de cada uno de ellos aún no resulta

clara (Salthouse, 1985; Woollacott, Inglis y Manchester, 1988; Teasdale, Stelmach y Breuning, 1991; Wolfson et al., 1992; Stelmach, 1994; Hall y Jensen, 1997). Esta comprensión más actual del equilibrio ha llevado a algunos investigadores a considerar tres etapas básicas en la respuesta a un desequilibrio: la detección del estímulo responsable del desequilibrio, la selección de la respuesta y la ejecución de la respuesta (Stelmach y Worringham, 1985; Tobis y Reinsch, 1989; Ledin, Kronhed, Möller, Möller, Ödkvist, y Olsson, 1990; Light, 1990; Black, Maki y Fernie, 1993; Grabiner y Enoka, 1995).

Aunque el envejecimiento es inevitable, muchos de los declives son atribuidos al desuso. Por ello, el ejercicio es un factor en el estilo de vida que puede dar substanciales beneficios al anciano (Bortz, 1982; Spirduso, 1995). La evidencia científica ha mostrado que el ejercicio juega un papel importante en el mantenimiento de la salud cardiovascular, la fuerza y resistencia muscular, y la flexibilidad, o en el enlentecimiento del deterioro de dichas funciones con la edad; sin embargo, hay pocas investigaciones que documenten los efectos de la actividad física sobre el sistema nervioso (Waerhaug, 1981; Vuiori, 1995). Las investigaciones de naturaleza correlacional han mostrado que las personas con buena forma física o “activos” tienen mejor función de equilibrio que los no entrenados (Brown y Mishica, 1982; Rikli y Busch, 1986; Iverson, Gossman, Shaddeau y Turner, 1990; Perrin, Gauchard, Perrot y Jeandel, 1999). Actualmente muchos autores apoyan el valor potencial del ejercicio como estrategia de intervención para prevenir el deterioro del equilibrio y las caídas, aunque aún se desconocen los programas más efectivos para optimizar dicha función (Tinetti et al., 1994; Lord, Ward, Williams y Strudwick, 1995; Grabiner y Enoka, 1995; Mihalko, McAuley y Rosengren, 1997). De hecho, los estudios llevados a cabo hasta

ahora para valorar la eficacia de los programas de intervención son escasos y, además, reflejan una gran controversia en cuanto a los resultados obtenidos. Por otra parte, la mayoría de los programas de ejercicio utilizados difieren mucho en su naturaleza, siendo algunos muy genéricos (por ejemplo programas para mejorar la forma física en general) y otros sumamente específicos (por ejemplo los programas sensoriales), haciendo difícil la comparación entre ellos. Aunque los programas que incluyen el mantenimiento de la fuerza y los que incluyen ejercicios de equilibrio parecen ser los más efectivos, la mayoría se basan en actividades físicas inadecuadamente definidas o no informan detalladamente de las características del programa de ejercicio empleado, presentando resultados poco concluyentes y dificultando la generalización de los resultados.

Muchos autores concluyen en sus investigaciones que los programas de ejercicio específicos de equilibrio parecen ser más efectivos en la mejora del equilibrio. Así, para prevenir la inestabilidad y las caídas los programas deberían centrarse en los mecanismos de control del equilibrio. En nuestro estudio, el programa de ejercicios específicos que se ha desarrollado se ha fundamentado en un modelo teórico que contempla las tres etapas fundamentales en el procesamiento de la información para evitar la caída. Nuestro objetivo ha consistido en mostrar si este tipo de programa de intervención produce unas mejoras más significativas en la función de equilibrio en personas de más de 60 años que otro programa de carácter más genérico, utilizando, además, un grupo de control o inactivo.

Con todo no debemos olvidar que para mejorar el equilibrio y poder evitar las caídas con todas sus consecuencias negativas tanto físicas, como psicológicas, es

fundamental educar a las personas mayores para que comprendan y conozcan los principales factores de riesgo y, por otra parte, reconozcan el valor potencial del ejercicio como elemento preventivo de su deterioro y optimizador de la función de equilibrio. Tanto el personal sanitario, como asistentes geriátricos y licenciados en educación física deberían unir sus esfuerzos en esta tarea que aún requiere un largo camino que recorrer.

Por último, queremos aclarar que, aunque principalmente en nuestro estudio experimental nos hemos referido a aquellas personas de más de 60 años, como personas mayores, son muchos los términos empleados en otras investigaciones para designar a esta población. Así, términos tales como senectud, tercera edad, ancianos, personas de edad avanzada, etc., serán empleados indistintamente y sin ningún tipo de connotación peyorativa en toda la parte de revisión bibliográfica.

PARTE I

***ESTUDIO DE LOS EFECTOS DEL EJERCICIO SOBRE EL
EQUILIBRIO EN LAS PERSONAS MAYORES***

CAPÍTULO 1. EL EQUILIBRIO Y SU ALTERACIÓN CON LA EDAD.....	13
1.1. Equilibrio: aproximación biomecánica y fisiológica.....	15
1.2. Definición y clasificación del equilibrio.....	27
1.3. Evaluación del equilibrio.....	33
1.3.1. Metodología de laboratorio.....	35
1.3.2. Metodología clínica.....	38
1.4. Incidencia de la edad sobre el equilibrio.....	47
1.4.1. Estudios comportamentales.....	50
1.4.2. Estudios electromiográficos.....	56
1.4.3. Modelos explicativos del desequilibrio en las personas mayores.....	58
1.5. Información sensorial y equilibrio.....	61
1.5.1. Información visual.....	63
1.5.2. Información vestibular.....	67
1.5.3. Información cutánea.....	71
1.5.4. Información propioceptiva músculo-articular.....	73
1.5.4.1. Receptores músculo-tendinosos.....	74
1.5.4.2. Receptores articulares.....	75
1.5.5. Información sensorial y respuesta refleja.....	78
1.5.5.1. Reflejo espinal o monosináptico.....	79
1.5.5.2. Reflejo de enderezamiento.....	81
1.5.5.3. Reflejo de larga latencia.....	81
1.6. Integración de la información sensorial: respuesta motora sinérgica.....	83
1.6.1. Respuestas a la pérdida de equilibrio.....	86
1.6.2. Respuestas de preparación a los cambios de equilibrio.....	90
1.6.3. Redundancia de los sistemas sensoriales. Contribución de los diferentes inputs	93
1.6.4. Modelos explicativos del enlentecimiento de la respuesta.....	98
1.7. Factores músculo-esqueléticos relacionados con el equilibrio.....	105
1.7.1. Fuerza muscular.....	107
1.7.2. Deterioro de la columna.....	113
1.8. Inestabilidad postural y caídas.....	115
1.8.1. Factores de riesgo.....	118
1.8.1.1. Factores intrínsecos.....	119
1.8.1.1.1. Alteraciones del equilibrio.....	119
1.8.1.1.2. Debilidad muscular.....	124
1.8.1.1.3. Medicación.....	125
1.8.1.1.4. Enfermedad o afecciones médicas.....	126
1.8.1.1.5. Confianza.....	127
1.8.1.2. Factores extrínsecos.....	129
1.8.1.2.1. Relacionados con la actividad.....	129
1.8.1.2.2. Peligros del entorno.....	129

1.8.2. Consecuencias de las caídas.....	130
1.8.3. Perfil del sujeto con caídas.....	133
1.8.4. Prevención de las caídas.....	135
1.8.5. Fundamentación teórica para la intervención sobre la inestabilidad.....	140
1.8.6. Ejercicio como estrategia de prevención de las caídas.....	145

**1.1. EQUILIBRIO: APROXIMACIÓN
BIOMECÁNICA Y FISIOLÓGICA**

El estudio del equilibrio ha sido abordado desde diferentes áreas de conocimiento. En biomecánica, un cuerpo se considera en equilibrio estable o en reposo cuando la resultante de todas las fuerzas que actúan sobre él es igual a cero; es decir, su centro de gravedad se mantiene dentro de la base de sustentación. Como indican Rasch y Burke (1985), la posición totalmente estable no existe, e incluso en la posición de pie estática existe siempre una oscilación que se traduce en una situación dinámica con ajustes y reajustes indispensables y continuos de la posición destinados a mantener el equilibrio. El equilibrio dinámico difiere del estático en el sentido de que la situación se modifica constantemente, y existen relativamente pocas o ninguna posición momentánea en la que se cumplan las condiciones de equilibrio estable expuestas anteriormente.

Desde la fisiología se considera la función de equilibración como la que estabiliza al hombre en la posición estática y en los desplazamientos activos o pasivos, y le permiten mantenerse en equilibrio y recobrarlo en cualquier circunstancia gracias a un ajuste apropiado de su musculatura. La posición estática simple no requiere más que un pequeño esfuerzo muscular, pero cualquier circunstancia que reduzca la extensión de la superficie de apoyo (pies juntos, sobre un pie, o uno delante del otro) compromete las condiciones más favorables para el equilibrio dinámico y requiere una mayor tensión muscular (Morín, 1979).

El sistema sensorial transmite la información sensitiva desde los receptores de toda la superficie corporal y las estructuras profundas. Esta información penetra en el sistema nervioso a través de los nervios raquídeos produciendo las respuestas pertinentes y controlando así las actividades corporales (Guyton, 1980). La mayor parte de las actividades del sistema nervioso provienen de la experiencia sensorial, tanto visual como

auditiva o táctil de la superficie del cuerpo. Esta experiencia sensorial puede causar una reacción inmediata o puede almacenarse en la memoria del cerebro durante minutos, semanas o años, ayudando a regir las reacciones corporales futuras.

Las diferentes sensaciones se clasifican según su papel en:

- a) sensibilidad exteroceptiva, que informa sobre el medio exterior (vista, oído, tacto, etc.);
- b) sensibilidad propioceptiva, que informa sobre el estiramiento muscular, la posición de los miembros y el equilibrio;
- c) sensibilidad interoceptiva, que es la sensación de los órganos internos (vísceras).

Nos limitaremos a la sensibilidad exteroceptiva y propioceptiva, que son las que tienen relación con la motricidad y el equilibrio (Nashner, 1976; Woollacott, Shumway-Cook y Nashner, 1982; Rigal, Paoletti y Portman, 1987).

En la *sensibilidad exteroceptiva* colaboran la sensibilidad cutánea, visual, auditiva. La sensibilidad visual juega un importante papel en la equilibración ya que informa de dónde se encuentra el cuerpo en el espacio, de la velocidad del movimiento y de qué obstáculos deben ser salvados. Esto puede compensar la inadecuación o pérdida de alguno de los otros sistemas.

La agudeza visual se mide a través de la visión central, y la sensibilidad a la información sensorial de baja frecuencia a través de la visión periférica (Sekuler, Hutman y Owsley, 1980). Se ha demostrado la importancia de la visión periférica en el equilibrio al encontrar que su contribución en la reducción del balanceo antero-posterior es muy

superior a la de la visión central (Paulus, Straube y Brandt, 1984; Woollacott, Inglin y Manchester, 1988).

La sensibilidad cutánea (el tacto) está integrada por las sensaciones táctiles, térmicas y dolorosas. Las sensaciones táctiles comprenden tanto la simple variación del estado formal de la piel, como la fuerte presión de la superficie de la piel. Los receptores cutáneos informan, por tanto, de los cambios de presión sobre la piel y son determinantes en el mantenimiento del equilibrio.

En la *sensibilidad propioceptiva* colaboran los receptores propiceptivos que se encuentran en los músculos, tendones, huesos y articulaciones. Estos informan, de forma consciente o no, sobre el estado de tensión de un músculo, la posición de los miembros en el espacio y la postura.

La excitación de los receptores propioceptivos es de origen reflejo. Se puede igualmente unir a la función propioceptiva los receptores estimulados por los cambios de posición en el espacio situados en el oído interno. Estos receptores son:

- a) los husos neuro-musculares en el interior del músculo y sensibles al estiramiento;
- b) los órganos tendinosos de Golgi sensibles al estiramiento y la contracción muscular;
- c) los corpúsculos de Vater-Paccini estimulados por presiones, en particular las del esqueleto a nivel de las articulaciones;

d) los receptores vestibulares. El vestíbulo y los canales semicirculares contienen los receptores que informan sobre la posición de la cabeza en el espacio y sobre los movimientos de ésta.

Los propioceptores músculo-tendinosos informan sobre los desplazamientos mecánicos de los músculos y articulaciones. Cuando los músculos son estirados, los receptores al estiramiento en el músculo informan del cambio de longitud muscular a los mecanismos centrales, produciéndose una respuesta de contracción en función de la longitud y tensión producida. Igualmente se produce una respuesta cuando varía el ángulo de la articulación (Spirduso, 1995).

Los propioceptores vestibulares dan una información de referencia necesaria para el control del balanceo postural y del equilibrio dinámico, que es independiente de la información visual. Los órganos vestibulares son, en definitiva, estructuras membranosas inmersas en un fluido que reposa dentro del laberinto óseo del oído interno en cada lado de la cabeza. Dichos órganos, denominados colectivamente como laberintos vestibulares contienen cinco pares de sensores. Tres de estos sensores, los canales semicirculares, detectan las aceleraciones angulares de la cabeza y transmiten información sobre la velocidad de la cabeza en las tres dimensiones del espacio. Los otros dos sensores, el utrículo y el sáculo, transmiten información sobre la aceleración lineal de la cabeza y también informan de la inclinación de la cabeza con respecto a la gravedad. El laberinto vestibular membranoso está separado del laberinto óseo circular por un fluido que se asemeja al fluido extracelular (Rigal et al., 1987).

Frecuentemente la función vestibular es considerada como secundaria en el control del equilibrio, puesto que los inputs vestibulares solo comienzan a ser particularmente importantes cuando otros sentidos son incorrectos o inapropiados (Nashner, 1976; Woollacott, Shumway-Cook y Nasher, 1982).

Los sistemas sensoriales dan información de los diferentes tipos de movimientos. Así, el sistema visual y vestibular informan más exactamente de los movimientos corporales de baja frecuencia o velocidad, mientras que los propioceptores articulares y musculares, así como los canales semicirculares, transmiten información más exacta de los movimientos de alta frecuencia (Nashner, 1971; Gurfinkel, 1973; Nashner y Berthoz, 1978; Man'kovskii, Mintz y Lysenyuk, 1980; Diener, Dichgans, Bruzek y Selinka, 1982; Diener, Dichgans, Guschlbauer y Man, 1984).

En el sistema nervioso, constituido por el cerebro, el tronco cerebral, el cerebelo y la médula espinal, se realizan las funciones concernientes a la recepción, el análisis y la integración de las informaciones de los tres sistemas, funciones decisionales que implican la motricidad y toda forma de acción controlada sobre el medio (Rigal et al., 1987).

Los núcleos grises centrales divididos en tálamo y cuerpos estriados o núcleos grises de la base, realizan dos funciones distintas, de sensibilidad y motricidad. El tálamo juega un papel importante en la sensibilidad y en la selección de las informaciones en relación con los fenómenos de la atención. Y los cuerpos estriados aseguran la coordinación de los movimientos generalizados al conjunto del cuerpo, favoreciendo la ejecución de movimientos rápidos especializados, y asegurando el mantenimiento apropiado de las diferentes partes del cuerpo.

El tronco cerebral contiene un gran número de centros de regulación de la vida vegetativa (cardíaca, circulatoria, respiratoria...). Por otra parte, representa el centro dinamogénico de la actividad gamma, que es el origen del tono de base. La acción de la formación reticular sobre el tono permanece bajo el control del cerebelo.

Al *cerebelo* se le atribuyen tres grandes funciones:

- a) controla y regula el tono muscular, vía formación reticular;
- b) controla la equilibración en la posición de pie y en la marcha;
- c) permite, gracias a su relación con el cortex, la ejecución de movimientos voluntarios y automáticos, regulando la coordinación de las sinergias musculares.

Se atribuye al cerebelo, por tanto, un papel preponderante en el equilibrio, ya que es capaz de interpretar las informaciones recogidas en el oído interno durante los movimientos de rotación del cuerpo.

Por último, *la médula espinal* sirve de conductor de los influjos nerviosos aferentes y eferentes, y es el asiento de la motricidad refleja. El cuerpo anterior contiene las neuronas alfa tónicas, responsables de la actividad tónica y del mantenimiento de la posición erecta, además de las motoneuronas alfa fásicas, responsables de la actividad muscular cinética, tanto de la motricidad refleja como de la motricidad voluntaria y automática.

La actividad muscular representa el resultado de la transformación de un impulso nervioso en energía mecánica, que se traduce bien en una fuerza, bien en un movimiento,

tanto en la vida vegetativa como en la vida de relación de un organismo. Ésta puede diferenciarse en estática y dinámica.

1) *La actividad muscular estática* está representada por el tono de reposo y el mantenimiento de la actitud equilibrada. El tono de reposo, tal y como ha sido definido por Rigal et al. "es un estado de base y variable de la contracción muscular permanente e involuntario de naturaleza refleja". (Rigal et al., 1987, p. 25).

El músculo está constituido por fibras musculares y husos neuromusculares. El huso neuromuscular representa el elemento que por su tensión asegura el grado de sensibilidad del músculo al estiramiento. La regulación de la sensibilidad es efectuada por la motoneurona gamma y la motoneurona alfa tónica se encarga de mantener las fibras musculares en su longitud correspondiente. La actividad de la motoneurona gamma está bajo la dependencia de la formación reticular, y ella misma está regulada en gran parte por el cerebelo (facilitación o inhibición) y, en una menor medida, por ciertos núcleos grises de la base (inhibición).

La conservación y la adaptación del tono muscular a las necesidades de la postura, del acto motor y de la conducta resultan de una serie de influencias medulares y supramedulares que se ejercerán sobre motoneuronas alfa tónicas, base efectiva del tono (Le Boulch, 1978).

Por otra parte, el mantenimiento de la actitud equilibrada está asegurado por un conjunto de reacciones posturales que tienden a mantener erecto y estable el cuerpo, sometido a la acción de la gravedad y, muchas veces, a otras fuerzas extrañas

perturbadoras. Para todo individuo la actitud equilibrada es el resultado de la fijación de su centro de gravedad en el interior del polígono de sustentación (superficie determinada por los puntos extremos de la amplitud de los apoyos en el suelo). Rigal et al. (1987), distinguen tres tipos de reacciones posturales:

- a) reacciones de mantenimiento, que son aquellas gracias a la cuales el cuerpo adopta y conserva la actitud fundamental de la especie, siempre que sea conveniente esa posición sobre la superficie de apoyo;
- b) reacciones de enderezamiento, que en caso de desequilibrio permiten la recuperación de la actitud fundamental a partir de una posición cualquiera. Estas reacciones son siempre de origen laberíntico (la cabeza se endereza la primera) y de origen nucal (el cuerpo viene a colocarse en posición normal con relación a la cabeza);
- c) reacciones de estabilización que permiten neutralizar las fuerzas perturbadoras extrañas, ajustándolas a las del peso corporal.

Tal y como continúan exponiendo Rigal et al., (1987), el mantenimiento de la actitud de equilibrio es el resultado de la puesta en juego de un mecanismo nervioso complejo, bien de naturaleza refleja, bien por actividad voluntaria. Los estímulos reflexógenos provienen de la presión de los tegumentos sobre el suelo (exteroceptores), del estiramiento ligamentoso y muscular de la posición de la cabeza y como consecuencia del laberinto vestibular (propioceptores) y en una menor medida de la vista (exteroceptor).

2) La *actividad muscular dinámica o cinética* es el resultado de la movilización de los segmentos óseos como consecuencia de un acortamiento muscular. Estos

desplazamientos, simples o complejos, originan desplazamientos segmentarios de la totalidad del cuerpo.

Los movimientos, cualesquiera que sean, tienen como trasfondo la actividad muscular estática que se manifiesta en el tono, en el mantenimiento de la actitud y la equilibración; además, requieren la puesta en juego de un conjunto de coordinaciones más o menos complejas que son reguladas, bien voluntariamente (control continuo de la dirección, de la velocidad y de la intensidad), o de manera refleja (regulación de la pareja agonista-antagonista regulada a nivel medular).

En el estudio comparado de los comportamientos motores del hombre y de los otros animales inferiores está el origen de la clasificación de los movimientos en dos grandes categorías: por una parte, los movimientos reflejos inscritos en el patrimonio filogenético, constituyendo el fundamento del comportamiento de las especies animales inferiores; y por otra, los movimientos voluntarios y automáticos que se definen como el resultado del aprendizaje y que caracterizan a la motricidad humana.

Los centros reflejos se encuentran en la médula espinal y en el tronco cerebral. La ejecución propiamente dicha de estos movimientos no es consciente.

El movimiento voluntario resulta de la puesta en juego de forma consciente y bajo continuo control, de coordinaciones musculares, más o menos complejas, según un plan de organización o de imaginación motriz con vista a un objetivo a alcanzar. Conciernen pues a la actividad del cortex cerebral y, particularmente, al sistema motor piramidal.

El movimiento automático resulta de la transformación, por su repetición, de una actividad primitivamente voluntaria en una actividad cada vez mejor coordinada, no necesitando en su desarrollo la intervención de la conciencia y de la atención. Sin embargo, el principio y el final del movimiento automático son voluntarios. Los movimientos automáticos son regulados en gran parte por el sistema extrapiramidal.

En el conjunto de la actividad motriz que desplegamos cotidianamente se encuentra una parte del control voluntario y una parte importante de los automatismos, y esto se refiere tanto a las actividades más especializadas como a las más nuevas. Desde que el acto a realizar se ha decidido y el movimiento ha comenzado, los circuitos de feedback unen los órganos de la sensibilidad exteroceptiva y propioceptiva a los centros nerviosos, que intervienen por una parte a nivel de iniciación y de control voluntario y, por otra parte, a nivel del desarrollo o regulación automática. Esto incita a pensar que no existe en el adulto un movimiento voluntario "puro", que no necesite de ningún automatismo desde el principio al final de la ejecución. La imagen del lactante que, por primera vez, intenta coger un cubo colgado sobre su mano ilustraría la idea de movimiento "puro", en la misma medida que la de un técnico, que por primera vez, manipula a distancia un objeto con pinzas articuladas (Rigal et al., 1987).

A través de la repetición de las situaciones o de los ejercicios, lo que cambia es el carácter nuevo de cada situación, en tanto que lo que permanece constante es el esquema o modelo de este tipo de ejercicio aprendido, pues el desarrollo se hace sin intervención de la atención.

1.2. DEFINICIÓN Y CLASIFICACIÓN DEL EQUILIBRIO

Las definiciones de equilibrio, y consecuentemente las clasificaciones que se han dado desde diferentes áreas de conocimiento han sido bien numerosas. No obstante, el propósito de este punto no es analizar ni discutir las diferentes concepciones, sino delimitar conceptualmente el término de equilibrio y otros términos afines empleados en este trabajo.

En biomecánica el equilibrio se define como la capacidad para mantener el centro de gravedad del cuerpo dentro de los límites de estabilidad determinados por la base de soporte (Woollacott y Shumway-Cook, 1996).

Desde la fisiología, Rigal et al. (1987) hablan de la actitud equilibrada, tanto en situaciones estáticas como dinámicas, como el resultado del funcionamiento óptimo de los sistemas sensorial, motor, y del mecanismo reflejo o voluntario del sistema nervioso.

De forma muy similar, Wolfson et al. (1992), describen el equilibrio como una compleja función biológica que depende de los inputs sensoriales que provienen de los sistemas visual, propioceptivo-táctil y vestibular, los cuales son procesados en el sistema nervioso, eligiéndose así una respuesta coordinada entre los músculos.

Un término muy utilizado que hace referencia a la capacidad de equilibración es el *control postural*. Éste se define como la forma en la que el sistema nervioso activa los músculos con óptima tensión en diferentes posturas y movimientos, y mantiene el centro de masa del cuerpo sobre su base de sustentación contra las perturbaciones externas. Así pues, considera la postura como la alineación de varias partes del cuerpo en relación con otras en un momento dado (Skinner y Oja, 1994).

Recientemente, Woollacott y Shumway-Cook (1996) han presentado un modelo conceptual a partir de la teoría de los sistemas de control postural (Shumway-Cook y Horak, 1990; Woollacott y Shumway-Cook, 1996), que considera que el control del equilibrio es un complejo proceso fisiológico que envuelve a diferentes sistemas corporales (sensorial, motor, cognitivo, etc.). Este modelo conceptual refleja la interacción de los diferentes sistemas que contribuyen al equilibrio. Por una parte, el proceso motor (músculo-esquelético y neuromuscular) es importante para la generación y coordinación de las fuerzas requeridas para el óptimo control de la posición del cuerpo. Por otra, el proceso sensorial, que incluye los componentes visuales, vestibulares y somatosensoriales, permite la coordinación inicial de la información observando la posición del cuerpo con relación a la gravedad y al entorno. Por último, los niveles superiores de procesamiento (tanto cognitivo como no cognitivo) son también críticos para los aspectos adaptativos y anticipatorios del control del equilibrio. De acuerdo con esto, el control del equilibrio resulta de la interacción entre los diferentes sistemas en función de las demandas de la tarea y las características del entorno.

Por su parte, Hernández (1991) ofrece una visión más global, considerando el equilibrio como un comportamiento motriz que para producirse necesita que se den diferentes formas de conducta: la biomecánica, la biológica y la psicológica. La conducta biomecánica se refiere a la estabilidad que tiene el sujeto cuando mantiene una postura determinada y aproximadamente estable, donde su centro de gravedad y la línea gravitatoria se encuentran sobre la base de sustentación. La conducta biológica se refiere a los comportamientos reactivos, a las sensaciones multimodales que permiten el comportamiento sensorreactivo del equilibrio. Y la conducta psicológica se define como el comportamiento perceptivo motriz que aparece ante una estimulación y esta respuesta

motriz se manifiesta y caracteriza por la anticipación, la orientación y adaptación en el espacio ante una estimulación variable.

Una definición clara y simplificada de equilibrio es la que ofrece Spirduso (1995), considerándolo como “la capacidad para mantener la posición del cuerpo dentro de la base de apoyo, tanto si está estática o en movimiento” (Spirduso, 1995, p.156).

La clasificación de equilibrio que hemos considerado, y que presentamos a continuación, reconoce las dos formas básicas de equilibrio, el estático y el dinámico. Reconocemos que existen otras modalidades de equilibrio como equilibrio rotatorio o equilibrio en fase de vuelo, sin embargo estas no son de interés para el presente trabajo.

El control del balanceo postural durante estancias de pie es denominado *equilibrio estático*. Es imposible permanecer absolutamente quieto, presentándose pequeñas oscilaciones del centro de masa aunque no supongan la salida de la base de soporte. Algunos investigadores hablan del *balanceo postural* refiriéndose a los movimientos compensatorios automáticos dirigidos a corregir desplazamientos del centro de gravedad, considerándolo así como un indicador de la capacidad del organismo para equilibrarse (Hasselkus y Shambes, 1975; Ochs, Newberry, Lenhardt, y Harkins, 1985).

El uso adecuado de la información interna y externa para reaccionar a las interferencias de estabilidad y activar los músculos coordinadamente con el objeto de anticiparse a los cambios de equilibrio se denomina *equilibrio dinámico* (Spirduso, 1995). Así, las actividades voluntarias de la vida diaria que implican un desplazamiento, tales como caminar, girarse y sentarse, requieren el control del centro de gravedad dentro de una

base de soporte, lo que se consigue a través de los mecanismos de feedback y de anticipación (Vandervoort, Hill, Sandrin y Matthewvyse, 1990).

1.3. EVALUACIÓN DEL EQUILIBRIO

Para la evaluación del equilibrio se han desarrollado dos metodologías diferentes: la de laboratorio y la clínica. Sin embargo, por ser una función compleja, ninguna de ellas consigue mostrarla de forma completa (Skinner y Oja, 1994).

1.3.1. Metodología de laboratorio

La metodología de laboratorio utiliza sistemas de plataforma de fuerzas biomecánicas computerizados (plataformas de estabilidad) que miden los desplazamientos del centro de presión, informando así de las fuerzas de reacción sobre la tierra, la velocidad angular, las características de paso, etc. La utilidad de este tipo de análisis para la evaluación del control postural no ha sido totalmente explorada. Además, la complejidad y coste de dichos instrumentos hace prácticamente inviable su uso con población normal libre de patologías.

La mayoría de estos test se realizan permaneciendo el sujeto sobre un pie o sobre los dos, midiendo los desplazamientos del centro de presión tanto en el mantenimiento de la postura estática como dinámica (en respuesta a perturbaciones externas desestabilizantes). En el test de Desplazamiento del Centro de Presión (The Center of Pressure Excursion Test), los participantes permanecen de pie sobre la plataforma de fuerzas y se mide el centro de presión cuando el sujeto se inclina hacia adelante, hacia atrás o hacia los lados (Murray, Seireg y Sepic, 1975). Una versión clínica de este test aplicado al estudio del equilibrio dinámico, es el Test de Alcance Funcional (The Functional Reach Test), que explicaremos más adelante.

En el Test de Estrés Postural (Postural Stress Test), propuesto por Wolfson, Whipple, Amerman y Kleinberg (1986), se evalúa sobre la plataforma de estabilidad la capacidad para dar respuesta al desequilibrio y evitar la caída. En este test se interfiere en el equilibrio mediante el incremento gradual de las fuerzas desestabilizadoras aplicadas en la cintura, produciéndose así un desplazamiento del centro de masa hacia atrás, que hace que el sujeto tenga que corregirlo rápidamente para poder seguir en la posición estática.

Por su parte, los estudios electromiográficos miden la actividad muscular responsable del mantenimiento de la postura, igualmente, en situaciones estáticas y dinámicas. En el Test de Perturbación de la Plataforma de Nashner (Nashner's Platform Perturbation Test), la perturbación de la plataforma es análoga a la experimentada cuando se va de pie en un autobús. En el laboratorio, la plataforma es movida de forma inesperada hacia adelante y hacia atrás y las adaptaciones que realizan los participantes son recogidas mediante el registro electromiográfico de la actividad muscular (Nashner, 1982).

La utilización de la electromiografía para comparar el control postural de los ancianos con o sin historial de caídas, plantea ciertas reservas ya que muchas secuencias electromiográficas en las extremidades inferiores son ininterpretables (en función de una actividad tónica), existen asimetrías entre el lado derecho e izquierdo y los datos no son reproducibles. La ausencia de sincronización de las respuestas electromiográficas en los ancianos traducen tal vez una dificultad para jerarquizar la organización de movimientos y discriminar a aquellos con mayores riesgos de caídas (Alexander, 1995).

Aunque estos tests electromiográficos pueden identificar deterioros del equilibrio, no necesariamente dan información específica sobre las causas de dicha inestabilidad. Sin

embargo, es posible evaluar los déficits sensoriales o problemas en la integración de la información sensorial manipulando las condiciones de la información visual y de la superficie de apoyo durante el desarrollo del test. Por ejemplo, la visión puede ser suprimida cerrando los ojos o vendándolos, la información vestibular puede ser alterada cambiando la posición de la cabeza, y la información propioceptiva normal puede ser modificada permaneciendo sobre una superficie blanda o estrecha. La información derivada de dichas manipulaciones puede ayudar a localizar las causas específicas de la inestabilidad postural. Sin embargo la investigación acumulada sugiere que esta información no debe tomarse como exclusiva, sino como adicional a la información de los tests de función sensorial en los pacientes con alteraciones o patologías sensoriales (Shephard, 1989a).

Así, en el Test de Alteración Visual (The Visual Push Test), los estímulos son modificados mientras los participantes permanecen de pie en una plataforma de fuerzas mirando a una pantalla situada a un metro de distancia (Ring, Matthews, Nayak e Isaacs, 1988). En una ocasión los participantes se sitúan sobre la plataforma de fuerzas Kistler fijada en el suelo y, en otra, permanecen sobre una goma espuma de poliuretano de 10 cm de grosor, situada igualmente sobre la plataforma. Se genera una imagen por computadora y se proyecta sobre la pantalla durante 8 segundos creando una ilusión visual de movimiento aparente de 1,2 m/s, continuando con otro período de 8 s donde no se proyecta ninguna imagen. De cara a corregir los desplazamientos percibidos, el sujeto se balancea en la dirección del movimiento aparente (etapa de aceleración), y en la dirección opuesta cuando finaliza la proyección (etapa de deceleración). Se registra el movimiento del centro de presión en ambos períodos. Las medidas se realizan sobre la máxima amplitud del balanceo anteroposterior en las dos etapas y sobre la suma de ambas (amplitud total).

1.3.2. Metodología clínica

Por otra parte, la metodología clínica ha sido desarrollada para evaluar de forma más simple la capacidad de equilibrio. La mayoría de los tests utilizados para evaluar el equilibrio estático miden el tiempo de permanencia en una posición particular o determinada de equilibrio. En dichos tests, al igual que en los de laboratorio, los inputs sensoriales pueden ser manipulados. Los visuales, pueden ser reducidos cerrando los ojos (Bohannon, Larkin, Cook, Gear y Singer, 1984; Stones y Kozma, 1987; Briggs, Grossman, Birch, Drews y Shaddeau, 1989; Gehlsen y Waley, 1990; Iverson et al., 1990). Los inputs propioceptivos pueden ser alterados (o reducidos) cuando los participantes permanecen sobre un pie, sobre una barra estrecha o con un pie delante del otro (Barry, Steinmetz, Page, y Rodahl, 1966; Manchester, Woollacott y Zederbauer-Hylton y Marin, 1989; Wolfson et al., 1992). Finalmente, los inputs vestibulares pueden manipularse (o reducirse) manteniendo, por ejemplo, la cabeza en extensión o mediante movimientos rotatorios (Wolfson et al., 1992).

Entre los tests clínicamente orientados a la medición de equilibrio estático podemos destacar los siguientes:

El Test de Romberg (The Romberg Test), en el cual se observa el balanceo de los participantes en tres posiciones diferentes, tanto con los ojos abiertos como con los ojos cerrados: situación de pie con los pies juntos, en posición de semitándem donde están los pies juntos pero los dedos de uno a la altura de la mitad del otro pie, y en posición de tándem con un pie justo delante del otro (Graybiel y Fregly, 1966; Njikiktjien y De Rijke, 1972; Black, Wall, Rockette y Kitch, 1982).

El Test de Permanencia Sobre Una Pierna (One-legged Stance Test o Sharpened Romberg Test, modificado del anterior), en el cual se observa a los participantes en permanencias sobre una pierna con los ojos abiertos y cerrados (Bohannon et al., 1984).

También se han utilizado otros tests para valorar el control postural tanto dinámico como estático en situaciones clínicas como caminar sobre una viga (11 cm de ancho, 5 cm de alto y 8 m de largo), en el que se contabilizaban el número de veces que salían fuera así como la distancia recorrida, mantenerse sobre ella con un pie (Clark, Wade, Massey y Van Dyke, 1975), o caminar en forma de ocho para evaluar la capacidad para desplazarse en diferentes direcciones (Johansson y Jarlno, 1991). Por otra parte, también se han desarrollado una serie de test que se centran en la evaluación de las capacidades funcionales, lo que permite observar los niveles de independencia de los ancianos e, incluso, determinar el riesgo de sufrir caídas. Estos tests consisten en la observación y evaluación de ejecuciones de tareas físicas habituales o cotidianas.

El Test de Alcance Funcional (The Functional Reach Test), se desarrolló para evaluar la capacidad de los ancianos para mantener el equilibrio mientras alcanzan un objeto (Duncan, Weiner, Chandler y Studenski, 1990; Duncan, Studenski, Chandler y Prescott, 1992). En este test el alcance funcional es definido como la máxima distancia que puede alcanzar un sujeto hacia adelante más allá de la longitud de los brazos, mientras se mantiene la base de apoyo fija en la posición estática de pie.

Mathias, Nayak e Isaacs (1986), diseñaron el Test de Levantarse y Andar (Get Up and Go Test), en el cual los sujetos se levantan de una silla, caminan una corta distancia (3 m), se giran, vuelven, y se sientan de nuevo. Este test se diseñó para medir los problemas

de equilibrio y movilidad (o capacidad para moverse en el entorno). La escala de evaluación es la siguiente: 1=normal, 2=ligeramente anormal, 3=medianamente anormal, 4=moderadamente anormal, 5=severamente anormal. Este test es bastante fiable y consistente y predice que los ancianos con una puntuación de 3 o superior tienen un alto riesgo de sufrir caídas.

Igualmente de cara a determinar o predecir qué personas presentan más disponibilidad a padecer caídas, se ha desarrollado el Test de Ejecución Orientada a la Evaluación del Equilibrio Dinámico y Estático (Performance Oriented Evaluation of Balance and Gait). Este test analiza el equilibrio en el transcurso de diversas situaciones de la vida cotidiana. Ha sido validado en relación a las pruebas de posturografía y presenta una sensibilidad y una fiabilidad satisfactorias (Tinetti, 1986). Los items incluyen observaciones de estabilidad postural en las siguientes situaciones:

A) Equilibrio Estático:

- 1) equilibrio en sedestación (sentado en una silla);
- 2) al levantarse de la silla (se observa el uso de los brazos);
- 3) inmediatamente después de haberse levantado (3 a 5 primeros segundos);
- 4) equilibrio de pie (ojos abiertos pies juntos);
- 5) equilibrio con los ojos cerrados (pies juntos);
- 6) después de girar 360° (girando sobre sí mismo);
- 7) resistencia a un empujón externo (capacidad para resistir un desplazamiento hacia atrás);
- 8) equilibrio después de rotación de cabeza (rota a un lado y luego mira hacia arriba);
- 9) equilibrio manteniéndose sobre una pierna;

- 10) con hiperextensión de cabeza hacia atrás;
- 11) con extensión de columna vertebral y elevación de los miembros superiores;
- 12) equilibrio inclinado hacia adelante (para coger un objeto en el suelo);
- 13) al sentarse.

La puntuación total del test estático de Tinetti (1986) se calcula contando cero por cada respuesta normal, un punto por respuesta adaptada y dos puntos por respuesta anormal. La mejor puntuación es cero, y la peor 26 puntos.

B) Equilibrio Dinámico: se estudia mediante las nueve pruebas siguientes:

- 1) inicio de la marcha;
- 2) altura del paso;
- 3) longitud del paso;
- 4) simetría del paso;
- 5) regularidad de la marcha;
- 6) desviación de la trayectoria en el desplazamiento;
- 7) estabilidad del tronco en desplazamiento;
- 8) separación de los pies durante la marcha;
- 9) media vuelta durante la marcha.

La puntuación total del test dinámico de Tinetti (1986) se calcula contando cero por cada respuesta normal y un punto por cada respuesta anormal. La mejor puntuación es cero, la peor es 9 puntos.

De todos estos items, la prueba que consiste en sostenerse sobre una pierna es indudablemente la que debe considerar el médico en su actividad clínica. En efecto los

participantes que no son capaces de sostenerse 5 segundos sobre una pierna presentan un riesgo más elevado de caídas (Vellas, Baumgartner, Romeo, Wayne y Garry, 1993).

Más recientemente la Escala de Movilidad y Equilibrio de Tinetti (The Tinetti Balance and Mobility Scale) evalúa 11 ejecuciones funcionales diferentes con un rango que va del 0 al 2 (Speechley y Tinetti, 1991). De forma similar, la Escala de Equilibrio Funcional (The Functional Balance Scale) utiliza 14 items que son evaluados del 0 al 4 (Woollacott y Shumway-Cook, 1996).

Los tests citados anteriormente han sido desarrollados y utilizados con fines predictivos o para detectar patologías que puedan influir en la pérdida del equilibrio y posterior caída, mostrando ser más predictivos que los tests convencionales de examen neuromuscular (Tinetti y Ginter, 1988). Por ello, pueden no ser lo suficientemente sensibles como para indicar las capacidades posturales reales de la población normal, sin patologías diagnosticadas o evidentes.

Una opción para resolver este problema es utilizar un test más sensible, bien reduciendo la amplitud de la base de soporte (Barry et al., 1966; Nevitt, Cummings, Kidd y Black, 1989; Wolfson et al., 1992; Alexander, 1995), o bien, empleando una base inestable como una alfombrilla de goma espuma (Cohen, Blatchly y Gombasch, 1993; Lord et al., 1995).

Así por ejemplo, en el estudio de Barry et al. (1966) los tests empleados para evaluar el equilibrio estático fueron los siguientes:

- permanecer con los pies juntos y los talones levantados del suelo con los ojos abiertos. Se mantiene la posición durante 20 segundos, o cuanto tiempo sea posible;
- igual, pero con los ojos cerrados;
- permanecer sobre la pierna preferida sobre una tabla de 3 pulgadas de alto y dos de ancho, con los brazos colocados sobre las caderas y la pierna libre levantada. Mantener la posición con los ojos abiertos durante 20 segundos, o cuanto tiempo sea posible.

Otro estudio que también ha empleado este tipo de pruebas es el de Nevitt et al., (1989), en este caso para valorar el equilibrio dinámico. El Test de Caminar en Tándem (Tandem Walk) consiste en caminar sobre una línea de 2 m de longitud y 5 cm de ancho, contabilizándose el número de errores, como salirse fuera de la línea, apoyarse en el examinador y caminar con los dedos o el talón fuera de la línea.

Habitualmente, la medida de equilibrio estático es derivada del tiempo en que el sujeto puede permanecer manteniendo la postura. Aunque el test de permanencia sobre una pierna con ojos cerrados es utilizado de forma frecuente por su mayor sensibilidad en comparación con ojos abiertos, Piscopo (1979), tras una revisión realizada sobre indicaciones y contraindicaciones del ejercicio en personas mayores, aconseja que este tipo de actividad, por seguridad, debería ser evitada por presentar un peligro para los participantes. Contrariamente, caminar sobre una barra baja y estrecha con los ojos fijos al final de ésta, la considera una actividad excelente para el equilibrio dinámico.

Es evidente que el test de equilibrio sobre un pie es mucho más difícil que sobre los dos pies, debido a que en la primera situación la base de soporte es mucho menor y la disponibilidad del sistema músculo-esquelético mucho más limitada (Era y Heikkinen, 1985). De hecho, entre 128 tests de comportamiento de la función neurológica, la permanencia sobre una pierna con los ojos cerrados fue una de las medidas más sensibles del envejecimiento (Potvin, Syndulko, Tourtellotte, Lemmon y Potvin, 1980). Sin embargo, Stones y Kozma (1987) encontraron posteriormente que las situaciones de equilibrio de permanencia sobre un pie con los ojos abiertos fue más sensible y fiable. Los resultados en las pruebas con los ojos abiertos tenían más alta dependencia de la edad y mayor validez. Asimismo, evidenciaban ser más significativos tras un programa de ejercicio físico, por su mayor relación con las funciones respiratorias y mejoras físicas significativas. Otros autores también han mostrado que el test de equilibrio con los ojos abiertos es más sensible a los niveles de actividad o de entrenamiento (Lee y Lishman, 1975; Iverson et al., 1990; Johansson y Jarlno, 1991). También se ha encontrado que es más sensible para distinguir entre participantes con y sin historial de caídas (Gelhsen y Whaley, 1990).

La influencia de permanecer sobre el pie dominante o no dominante o el hecho de llevar o no calzado, fueron valorados en el estudio realizado por Briggs et al. (1989). Los resultados mostraron que estos factores no influían en el tiempo de permanencia en situaciones de equilibrio con ojos abiertos o cerrados.

Podemos observar que el test de ojos cerrados se ha venido utilizando de forma frecuente para medir los efectos de la edad sobre la capacidad de equilibrio por el mayor balanceo apreciado en esa particular situación (Potvin et al., 1980). Se trata de una de las

pruebas clínicas más simples para descubrir la integridad del sistema vestibular, pero no es el único sistema que interviene en el equilibrio y, de hecho, si los otros sistemas, fundamentalmente el propioceptivo, se hallan bien desarrollados, se puede mantener el equilibrio aún en ausencia de la información vestibular (Guyton, 1980). Las imágenes visuales, por ejemplo, ayudan a mantener el equilibrio simplemente por detección visual de la posición con relación a la vertical. Así, después de destruido completamente el aparato vestibular, e incluso después de la pérdida de la mayor parte de la información propioceptiva, una persona puede seguir utilizando sus mecanismos visuales para conservar el equilibrio.

Para concluir, puede afirmarse que los hallazgos indican que las tareas de equilibrio sobre un pie con los ojos abiertos son una medida válida del control postural. Igualmente, se constata que las capacidades de equilibrio son sensibles a la edad cronológica y funcional, y que mejoran después de un período de entrenamiento físico.

1.4. INCIDENCIA DE LA EDAD SOBRE EL EQUILIBRIO

Los efectos de la edad sobre la capacidad para controlar la postura tanto estática como dinámica han sido ampliamente estudiados. La naturaleza de estos estudios determina que autores como Woollacott (1990) los clasifiquen en comportamentales y electromiográficos. Los estudios comportamentales analizan o miden la amplitud del balanceo, las características de la marcha y el tiempo de permanencia en diferentes situaciones de equilibrio, tanto estático como dinámico. La metodología empleada para medir dicha amplitud de balanceo puede ser clínica o de laboratorio. Esta última utiliza la plataforma de fuerzas para determinar los desplazamientos del centro de presión, tanto en situaciones estáticas como dinámicas. Por otra parte, los estudios electromiográficos analizan los cambios relacionados con la edad en las respuestas neuromusculares que intervienen en el control del equilibrio.

Ambos tipos de estudios han mostrado diferencias en los resultados de las mediciones al comparar a jóvenes y ancianos. Así, se ha encontrado que el anciano presenta una mayor amplitud (Hasselkus y Shambes, 1975; Overstall et al., 1977; Brocklehurst et al., 1982; Era y Heikkinen, 1985; Lucy y Hayes, 1985), frecuencia (Era y Heikkinen, 1985; Lucy y Hayes, 1985), y velocidad de balanceo durante permanencias estáticas (Dornan, Fernie, y Holliday, 1978), así como menor tiempo de permanencia en situaciones de equilibrio (Bohannon et al., 1984; Briggs et al., 1989). Igualmente, se ha encontrado que la velocidad de respuesta a un desplazamiento repentino del centro de gravedad disminuye con la edad (Wolfson et al., 1986; Woollacott, Shumway-Cook y Nashner, 1986; Woollacott et al., 1988; Stelmach y Goggin, 1989; Stelmach, Populin y Müller, 1990).

Algunos autores señalan que el incremento del balanceo comienza pasados los 40 años (Sheldon, 1963; Broklehurst, et al., 1982) y, si los ojos están cerrados o la situación implica unos requerimientos de equilibrio inusuales, el balanceo postural aumenta en todos los participantes, pero más en los ancianos (Hasselkus y Shambes, 1975).

1.4.1. Estudios comportamentales

Aunque muchos estudios sobre balanceo postural se han llevado a cabo comparando participantes jóvenes con ancianos, otros han comparado individuos normales con otros que presentan alguna patología e, incluso, tal y como se verá en el punto 1.8, otros trabajos han comparado participantes con elevado índice de caídas con participantes sin historial de caídas. En uno de los primeros estudios sobre el control del balanceo en diferentes categorías de edad, desde niños hasta ancianos, Sheldon (1963), analizó la amplitud de balanceo durante permanencias estáticas usando como guía el trazo de un lápiz que marcaba los ángulos de balanceo. Esta medición la realizó bajo dos condiciones diferentes: con los ojos cerrados y piernas ligeramente separadas, y con los ojos abiertos. Observó que los participantes de edad comprendida entre 16 y 59 años podían controlar mejor los cambios del centro de gravedad que los que tenían más de 60 años. Igualmente apreció que los participantes que se situaban a ambos extremos del espectro de edad, es decir, los más jóvenes (6-9 años) y los más mayores (más de 80 años), tenían mucha dificultad para controlar estos cambios del centro de gravedad. Con todo, las variaciones individuales entre los ancianos resultaron ser grandes pudiendo deberse en parte a la presencia de participantes con ligeros grados de patologías.

En un estudio posterior sobre el balanceo postural en mujeres ancianas, Hasselkus y Shambes (1975), confirmaron y ampliaron estos resultados. En efecto, tras examinar el balanceo postural en dos posiciones (de pie e inclinado ligeramente hacia adelante) en dos grupos de edad (uno entre 20-30 años, y otro entre 70-80 años), observaron que las mujeres ancianas eran significativamente menos eficaces en el control del balanceo cuando ejecutaban la segunda posición (inclinadas hacia adelante), que en la posición estática de pie. Una apreciación importante fue que la estabilidad aumentaba o mejoraba tras realizar repetidas pruebas en dicha posición.

En la misma línea, Bohannon et al. (1984) han evidenciado también la relación entre deterioro del equilibrio y edad. En su estudio con personas de edad comprendida entre 20 y 79 años, encontraron que todos los participantes podían equilibrarse con los pies juntos y los ojos cerrados durante 30 segundos. En cambio en la prueba de equilibrio sobre una pierna, los participantes de más de 60 años de edad no podían equilibrarse en la situación de ojos cerrados. No se encontraron diferencias significativas entre el equilibrio sobre una u otra pierna.

Era y Heikkinen (1985), por su parte, valoraron el comportamiento de balanceo postural estando de pie (estático) y tras un desequilibrio provocado (dinámico) en una muestra aleatoria de hombres no institucionalizados de diferentes grupos de edad (de 31 a 35 años, de 51 a 55 años y de 71 a 75 años), encontrando que el balanceo postural de pie fue más pronunciado en el grupo de ancianos y que, después del desequilibrio provocado, el balanceo postural fue casi igual en todos los grupos de edad. La respuesta de equilibrio presentó una correlación con los umbrales vibratorios, fuerza de agarre y capacidad aeróbica y anaeróbica. En cambio, la relación entre estado de salud y balanceo postural no

resultó significativa. Estos resultados llevaron a los autores a sugerir que el envejecimiento, la forma física y los peligros del entorno podían influir en la misma medida en el control postural.

Con una muestra de 71 ancianos no institucionalizados en los que se observó su equilibrio estático, Briggs et al. (1989) llevaron a cabo diferentes pruebas de equilibrio de doble apoyo y sobre un apoyo en las cuatro condiciones siguientes: ojos abiertos, ojos cerrados, con calzado y sin calzado. Los participantes fueron agrupados y analizados dentro de los siguientes rangos de edad: 60-64 años, 65-69 años, 70-79 años, y 80-86 años. En la misma línea de resultados del estudio de Bohannon et al. (1984), no se encontraron diferencias significativas entre pierna dominante o no dominante. Tampoco se encontraron diferencias entre participantes con o sin historial de caídas, o entre las ejecuciones realizadas con calzado o sin él. Los resultados fueron significativamente mejores en el test de ejecución con los ojos abiertos que en el de ojos cerrados. En el test de permanencia sobre una pierna, el tiempo medio de equilibrio disminuyó significativamente según aumentaba la edad.

De nuevo se ha mostrado con un reciente estudio de Hamdy, Beamer, Whalen y Moore (1999) que la disminución de la capacidad de equilibrio está significativamente asociada con la edad. En este caso, se comparó a un grupo de ancianos sanos y con buena forma física con un grupo control de participantes jóvenes, mostrando los primeros valores significativamente inferiores en los diferentes parámetros medidos, tales como control de equilibrio, reflejos posturales y amplitud de balanceo postural.

Aunque la locomoción en el adulto, principalmente la marcha, parece ser un proceso simple que requiere poca atención consciente, es en realidad un proceso complicado que envuelve a la mayoría de los sistemas fisiológicos. Requiere control en tres niveles: reflejo básico de modelos de amplitud y soporte, postura, y mecanismos que controlan el cuerpo para adaptarse a los cambios inesperados del entorno.

La marcha es en realidad un proceso de transferencia del centro de gravedad de un pie a otro en una serie continuada de pérdidas de equilibrio. Además, el hecho de caminar altera continuamente el equilibrio mecánico del cuerpo por las nuevas bases de soporte que se modifican a medida que se produce el movimiento alternativo de las piernas hacia adelante (Spirduso, 1995).

Dada la complejidad del proceso, se han evaluado diferentes aspectos del equilibrio dinámico requerido durante la locomoción y otras habilidades motoras voluntarias en ancianos, tales como la amplitud y cadencia del paso, así como las formas o estrategias de caminar que utilizan, comparándolos con participantes jóvenes y con ancianos con alguna patología.

A menudo el término “paso senil” se utiliza para caracterizar el modelo de caminar de los ancianos. Murray, Kori, Ross y Clarkson (1969) a través de la cinefotografía, describieron el paso de los ancianos normales con postura flexionada hacia adelante de la cabeza y el torso, con una flexión aumentada en codos y rodillas, con una longitud del paso disminuida y con pérdida del balanceo asociado de los brazos, todo lo cual conduce a una reducción en la velocidad del paso.

La velocidad de paso muestra un enlentecimiento gradual a través del ciclo de la vida, siendo mayor entre los 65 y 85 años, y entre las mujeres más que entre los hombres. Las mujeres caminan con una velocidad más lenta, mayor cadencia y con pasos más cortos (Spirduso, 1995).

Los cambios relacionados con la edad en los modelos de paso se pueden estudiar a través de dos métodos. Uno es una medida *clínica* simple de observación de los modelos de contacto del pie, que permite medir la amplitud y cadencia del paso haciendo que los participantes caminen por una línea o papel con un material pegado a los zapatos que deja la marca del pie o la huella. Sin embargo, para analizar y comprender más claramente el paso en el anciano, los modelos de paso son evaluados en el *laboratorio* a través de electromiografía, de análisis a través de una grabación o mediante una plataforma de fuerzas (Spirduso, 1995).

Los análisis de laboratorio sobre el ciclo del paso han mostrado una reducción en la longitud y velocidad del paso con la edad (Imms y Edholm, 1981; Tanaka et al., 1995; Bohannon, Andrews y Thomas, 1996), revelando que los modelos de paso de las personas de más de 65 años son más cortos y anchos (apoyos más separados), más limitados los movimientos del tobillo, más corta la fase aérea y mayor el período de apoyo de los dos pies, menos anteversión de hombros en movimientos de balanceo de brazos hacia adelante, y menos extensión de codo en el balanceo de brazos hacia atrás (Murray et al., 1969). Sin embargo, también notaron que las características de la forma de caminar de los ancianos sanos no era igual que la de otros ancianos con patologías asociadas a deterioros del sistema nervioso (Ferrandez, Pailhouse, y Durup, 1990).

En el estudio realizado por Imms y Edholm (1981) se encontró que tanto jóvenes como ancianos modifican su paso cuando caminan a velocidad más rápida. Pero mientras que los ancianos tienden a aumentar su frecuencia de paso, los jóvenes tienden a aumentar su amplitud. La razón de que los ancianos no utilicen la estrategia de ampliar el paso puede deberse a la peor movilidad y equilibrio en comparación con los jóvenes. Por otra parte, la velocidad del paso también mostró dependencia del nivel habitual de actividad física de los participantes. El paso de los ancianos con historial de caídas estaba aún más afectado en cuanto a la disminución de la velocidad y la longitud del paso.

Este aspecto es muy importante como factor asociado a las caídas, ya que se ha encontrado que los ancianos con reciente historial de caídas tenían menos movilidad o capacidad para moverse y más dificultad en la ejecución de las actividades de la vida diaria en comparación con los que no habían sufrido caídas (Imms y Edholm, 1981; Prudham y Evans, 1981; Gabell y Nayak, 1984; Tinetti, Williams y Mayewski, 1986). Todos estos estudios sugieren que las diferentes ejecuciones o modelos de paso pueden servir como indicadores de las caídas, aspecto en el que profundizaremos en el punto 1.8.

Otro factor importante observado en las diferencias del paso con la edad es el de economía del movimiento. La locomoción requiere un gasto energético, el cual está determinado por la medida de consumo de oxígeno. Una teoría importante de la locomoción es que tanto los hombres como el resto de los animales prefieren la velocidad de paso más económica en términos de consumo energético. La velocidad de paso entre 0,81 y 1,88 m/s es menos económica para los ancianos que para los jóvenes, por tanto los ancianos pueden usar la estrategia de aumentar la frecuencia de sus pasos

más que la longitud, ya que esto también mejora la economía del movimiento (Larish, Martin y Munglione, 1988).

Para dar cuenta de la marcha lenta preferida por los ancianos se han planteado varias explicaciones: la resistencia de los músculos debilitados de las piernas se maximizaría con el uso de pasos más cortos, la pérdida de flexibilidad a nivel del tobillo y la rodilla explicaría la anchura del paso, finalmente, el menor equilibrio sobre un apoyo haría que la fase aérea (en la cual se mantienen sobre un solo apoyo) fuera más corta.

1.4.2. Estudios electromiográficos

Los estudios electromiográficos examinan los cambios relacionados con la edad en las respuestas neuromusculares al desequilibrio. Proporcionan datos bastante fiables, pero requieren instrumentos de medición muy costosos y de difícil manejo, por lo que su uso se limita a investigaciones de laboratorio o de carácter clínico.

Los estudios sobre equilibrio dinámico realizados sobre plataforma de estabilidad miden el tiempo empleado en producir una respuesta así como la magnitud de la fuerza producida en respuesta a las interferencias externas (de la superficie de apoyo y la información visual). Se evalúa, igualmente, la capacidad de los participantes para utilizar los diferentes inputs en la coordinación de la respuesta motora apropiada a las condiciones externas (Woollacott y Shumway-Cook, 1996). Y los estudios sobre equilibrio estático miden fundamentalmente la respuesta neuromuscular y la amplitud del balanceo postural en permanencias estáticas.

Las investigaciones en las que se ha utilizado este tipo de medición han demostrado una disminución del equilibrio según aumenta la edad:

- 1) el balanceo aumenta durante la permanencia estática y en perturbaciones lentas de la plataforma (Stelmach, Teasdale et al., 1989; Maki, Holliday y Fernie, 1990; Pyyko, Jantti y Aalto, 1990);
- 2) las respuestas de equilibrio tienen un aumento de la latencia o tiempo de respuesta (Woollacott et al., 1986; Wolfson et al., 1986; Stelmach, Teasdale et al., 1989; Stelmach, Populin et al., 1990; Woollacott, 1990);
- 3) hay un deterioro en el tiempo de coordinación y generación de las contracciones musculares en respuesta al desequilibrio (Woollacott et al., 1986).

Además, estos estudios también han mostrado que el número de caídas observadas sobre la plataforma en condiciones de inputs sensoriales reducidos o conflictivos aumentaba (Woollacott et al., 1986; Pyyko et al., 1990).

De cualquier forma, tal y como señalan Horak, Shupert y Mirka (1989), aún con instrumentos tan fiables y sofisticados como los empleados en este tipo de estudio, quedan importantes cuestiones por resolver referidas al origen (organización del sistema nervioso central, inputs sensoriales, o factores biomecánicos), magnitud, o causa (edad versus enfermedad) del desequilibrio observado en personas mayores.

1.4.3. Modelos explicativos del desequilibrio en las personas mayores

Aunque muchos estudios sobre sistema nervioso y envejecimiento han mostrado un declive en los procesos motores y sensitivos con la edad, los investigadores no coinciden en el cómo y el por qué del envejecimiento en los humanos. Existen en la actualidad dos posiciones relativamente opuestas para explicar el declive de la función del sistema nervioso con la edad. Por una parte están los que consideran que el envejecimiento es un proceso fisiológico normal de todo ser vivo y que se basa en determinadas alteraciones macromoleculares, subcelulares o celulares; y por otra, los que consideran que el envejecimiento es un proceso patológico, resultado de la acumulación de una serie de trastornos que alteran la fisiología normal (Horak et al., 1989; Horak, 1992). Hay en la actualidad nuevas hipótesis que intentan conjuntar ambas posiciones, admitiendo que en el proceso del envejecimiento coexisten ambos procesos, el fisiológico normal y el patológico (Horvath y Davis, 1990; Rodríguez, A., 1995).

- 1) El primer modelo centrado en el envejecimiento normal contempla que el desequilibrio es resultado de un deterioro que puede ser debido al enlentecimiento de los mecanismos integrativos de los diferentes inputs a nivel central, al deterioro de los procesos sensoriales primarios, o al deterioro del sistema musculoesquelético y neuromuscular.

- 2) El segundo modelo mantiene que la causa del desequilibrio en personas mayores es la patología más que el envejecimiento en sí. De acuerdo con este modelo los efectos de la edad sobre el control postural son insignificantes y, sin embargo, el desarrollo de patologías específicas en el anciano puede conducir a acelerar la

degeneración de los sistemas neurales y/o musculoesqueléticos. Según esta perspectiva, los declives en el control postural en un individuo en realidad reflejan una evidencia preclínica de una patología específica (Horak et al., 1989).

Existe un amplio número de investigaciones sobre la inestabilidad postural en el anciano que han dado una sustancial consistencia a ambas perspectivas. Estudios del anciano sin patología diagnosticable han documentado déficits en muchos sistemas fisiológicos críticos para el control postural incluyendo:

- a) vestibular, propioceptivo y visual (Sekuler et al., 1980; Skinner, Barrack y Cook, 1984; Belsky, 1996);
- b) procesamiento central (Woollacott et al., 1988; Stelmach, Teasdale et al., 1989);
- c) integridad musculoesquelética (Murray, Duthie, Gambert, Sepic y Mollinger, 1985; Whipple, Wolfson y Amerman, 1987), y neuromuscular (Woollacott et al., 1982, 1986).

Los resultados de tales estudios son a menudo interpretados como evidencia de que la edad solo cuenta en estos cambios significativos en la función neural y músculo-esquelética, los cuales conducen a un desequilibrio postural en la población anciana normal (Sheldon, 1963). Por ejemplo, Belal y Glorig (1986) han utilizado el término "presbyastasis" para describir el desequilibrio debido, presumiblemente, solo a la edad en el anciano sin signos claros de enfermedad neurológica.

Por otra parte también hay evidencias de que el desequilibrio en los ancianos normales no es una simple función de la edad. Esto se aprecia fundamentalmente cuando

en la muestra se considera el anciano normal como aquel que tiene más de 60 años (Imms y Edholm, 1981; Woollacott et al., 1986) o aquel con una cierta edad pero también libre de patologías. Así, en el estudio realizado por Gabell y Nayak (1984) evaluaron a un grupo de 1187 participantes de más de 65 años de los cuales encontraron que solo 342 no tenían anormalidades neurológicas ni patológicas y no tenían ningún historial de caídas. Estos participantes tenían las mismas buenas medidas de paso que los participantes jóvenes, concluyendo que los cambios relacionados con la edad en el paso eran debidos principalmente a las patologías.

A este respecto Spirduso (1995) comenta que es difícil encontrar personas de más de 60 años que estén completamente libres de patologías y, es probable que a menudo en los grupos de participantes descritos como ancianos sanos, diferentes grados de patologías, algunas de ellas muy sutiles, pueden afectar a las medidas de equilibrio. Pocos autores han cribado y excluido rigurosamente de sus estudios a ancianos con ligeras patologías neuromusculares.

Son aún pocos los estudios que muestran claramente la relación entre desequilibrio y patologías; además éstos se centran más en los déficits relacionados con los desplazamientos y el equilibrio dinámico de cara a evitar las caídas, y no tanto en el equilibrio estático.

1.5. INFORMACIÓN SENSORIAL Y EQUILIBRIO

El deterioro de los procesos sensoriales se considera una posible causa del empeoramiento de la estabilidad observada con el aumento de la edad (Stelmach y Worringham, 1985; Stelmach, Teasdale et al., 1989). En efecto, los individuos ancianos han mostrando tener mayores umbrales propioceptivos en los movimientos pasivos o de baja frecuencia que los jóvenes (Birren, 1947; Whanger y Wang, 1974; Skinner et al., 1984), siendo además menos exactos o precisos al reproducir y elegir el ángulo o posición articular requerida (Kokmen, 1978; Stelmach y Sirica, 1986).

Igualmente, se ha demostrado que con el aumento de la edad se produce una disminución de la población de axones del nervio óptico (Johnson, Miao y Sadum, 1987), así como una pérdida de la sensibilidad espacial (Sekuler et al., 1980) y más bajos inputs vestibulares (Straube, Botzel, Hawken, Paulus y Brandt, 1988; Teasdale et al., 1991). También se ha comprobado una reducción de las células pilosas en los canales semicirculares del oído y una reducción de la mácula del utrículo y el sáculo (Rosenhall y Rubin, 1975).

De cara a determinar la contribución de las modalidades sensoriales en el equilibrio de los ancianos se han desarrollado diferentes análisis, tanto de la información visual, vestibular, táctil y propioceptiva músculo-articular que abordaremos a continuación.

1.5.1. Información visual

El declive visual que conlleva el aumento de la edad está bien documentado. La presbiopía (ojos viejos) resulta de la pérdida de elasticidad de la lente y de su capacidad para acomodarse (Belsky, 1996). Con esto comienza una dificultad para enfocar a

diferentes distancias, para percibir la intensidad del color y para ver bien en bajas condiciones de luz (Duthie, 1989).

En los ancianos normales, libres de patologías, este deterioro visual incluye además la pérdida de contraste sensitivo para detalles finos y la pérdida de sensibilidad hacia los objetos que se mueven en el aire (Spooner, Sakala y Baloh, 1980; Owsley, Sekuler y Siemsen, 1983).

Se ha comprobado que la agudeza visual se mide a través de la visión central, y la sensibilidad a la información sensorial de baja frecuencia a través de la periférica (Sekuler et al., 1980). Es posible que ciertos problemas de estabilización postural puedan ser debidos a la degradación visual resultante de una menor sensibilidad a las bajas frecuencias espaciales (Amblard y Carblanc, 1976; 1980), y a estímulos que carecen de velocidad (Kline y Szafran, 1975).

En efecto, Paulus et al. (1984), han destacado la importancia de la visión periférica en el equilibrio al encontrar que su contribución en la reducción del balanceo antero-posterior era muy superior a la de la visión central.

Con anterioridad, Sekuler y sus colegas (1980) ya habían constatado que los ancianos tenían disminuida su capacidad para ver las cosas de tamaño grande e intermedio. Y esta disminución se triplicaba para las más bajas frecuencias espaciales evaluadas; es decir, los ancianos necesitaban tres veces más capacidad para ver por ejemplo una valla enrejada vertical, en comparación con los jóvenes. Los ancianos fueron también menos capaces de detectar objetos que se movían lentamente.

Dado que los mecanismos de visión periférica se deterioran con la edad, y que la visión es usada para ayudar al equilibrio, podríamos hipotetizar que existen importantes diferencias entre jóvenes y ancianos en las tareas posturales cuando usan la información visual periférica para controlar el equilibrio. Recientes investigaciones sobre control postural se han referido a este problema (Woollacott et al., 1986; 1988; Manchester et al., 1989; Peterka y Black, 1990; Pyyko et al., 1990). En estos estudios los inputs visuales se manipularon usando unas gafas que limitaban la visión, haciendo que los participantes dispusieran según los casos de visión central únicamente, solo de visión periférica, o de feedback visual no concordante con el balanceo corporal (se crearon gafas translúcidas). Los resultados en estas condiciones se compararon con los de los participantes del grupo control con los ojos abiertos (con toda la información visual) y con los ojos cerrados. Cuando se compararon las latencias de respuesta muscular de las piernas en jóvenes y ancianos no se encontraron diferencias significativas en ninguna de las condiciones visuales individuales, incluyendo visión periférica, indicando que si hay deterioro en los mecanismos visuales periféricos éste no parece afectar a la latencia de respuesta muscular postural. Sin embargo, cuando las condiciones visuales eran combinadas, en comparación con los jóvenes, los ancianos mostraban tiempos de respuesta muscular postural significativamente mayores en la musculatura del tibial anterior en los desplazamientos de la plataforma que causan balanceo posterior.

Con respecto a la capacidad para equilibrarse en las diferentes condiciones visuales, las comparaciones jóvenes-ancianos mostraron diferencias significativas. Así, se encontró que los ancianos perdían el equilibrio más frecuentemente que los jóvenes en condiciones en que solo se disponía de visión central, o cuando se encontraban con los ojos cerrados. A la luz de estos resultados los autores concluyeron que realmente los ancianos

parecen confiar más en la visión periférica que los jóvenes, y que la ausencia de visión periférica conduce a un mayor número de caídas.

Esta importancia de la información visual también se mostró en otro estudio realizado por Dornan et al., (1978) en el que compararon la contribución de los inputs sensoriales con los ojos abiertos y cerrados en la estabilidad de participantes con una pierna amputada de rodilla para abajo y de participantes no amputados. Los resultados en la condición de ojos abiertos fueron los mismos para ambos grupos. Sin embargo, la comparación de éstos con los ojos cerrados demostró un incremento del balanceo postural muy significativo para el grupo amputado en comparación con el grupo control no amputado, que los autores atribuyeron al aumento de la dependencia visual resultante de la pérdida del feedback propioceptivo que se da en los amputados.

En la misma línea, Stones y Kozma (1987) también demostraron la importancia de la visión sobre el equilibrio en un estudio llevado a cabo con participantes con visión normal e invidentes entre 50 y 82 años. Sus resultados sirvieron para confirmar los hallazgos de otro trabajo previo de Lee y Lishman (1975), y para argumentar que el control postural disminuido en el invidente era debido a la ausencia del control visual que a edades tempranas ayuda a desarrollar una mayor sensibilidad a otras fuentes de control postural.

Ciertas patologías, como la disminución de la agudeza visual debido a las cataratas, degeneración macular o la pérdida de visión periférica debido a la retina isquémica o enfermedad cerebral, pueden contribuir a la disminución de la estabilidad y al aumento de la inseguridad cuando se está de pie o se camina. Por tanto, la evaluación cuidadosa y,

posteriormente, la optimización de la función visual son aspectos importantes en la reducción del riesgo de caídas en el anciano.

Esto se ha visto reflejado muy claramente en el estudio de Dornan et al. (1978), en el cual se realizó un examen neurológico, de cara a determinar si posibles alteraciones patológicas del sistema nervioso contribuyen al aumento de la pérdida de equilibrio y las latencias de respuesta muscular en el grupo de ancianos. Como resultado del análisis, dos de los 13 participantes mostraron déficits sensoriales y motores, y cuando estos dos participantes se excluyeron del análisis de datos, jóvenes y ancianos mostraron diferencias sensiblemente menores en el número de caídas y en la latencia de respuesta muscular postural.

1.5.2. Información vestibular

Aunque es bastante tentador asociar las caídas en el anciano con los déficits vestibulares debidos a la edad, todavía quedan muchas cuestiones por resolver. El aparato vestibular es solo uno de los sistemas sensoriales que dan información sobre el movimiento del cuerpo y la cabeza. Por tanto cabe preguntarse, en primer lugar, cuál es el rol del aparato vestibular en el control postural y cómo interactúa la información vestibular con la información visual y la restante información propioceptiva en los adultos normales. Tampoco se sabe con certeza si cambia el rol de la información vestibular con la edad en la población normal. Finalmente, está por resolver la cuestión de si esta degeneración vestibular en el anciano es debida al envejecimiento en sí o a la patología, y cuál es el efecto de los déficits vestibulares sobre aspectos motores y sensoriales del control postural. Debido a que el estudio cuantitativo del rol del sistema vestibular en el control

postural humano en las diferentes edades es bastante reciente, las respuestas a estas preguntas distan aún de ser satisfactorias. Aquí trataremos de resumir los resultados de las actuales investigaciones sobre la función del sistema vestibular en el control postural en jóvenes y ancianos.

La información sensorial sobre la posición y movimiento de la cabeza proviene del sistema vestibular y es usada en dos direcciones importantes. En primer lugar la información vestibular es usada para mantener clara la visión durante los movimientos de la cabeza. Esto se produce gracias a los reflejos óculo-vestibulares, los cuales hacen rotar los ojos en la dirección opuesta a los movimientos de la cabeza aproximadamente a la misma velocidad. En segundo lugar, la información del sistema vestibular es también importante en el control de la postura. El control postural consiste en movimientos inconscientes y automáticos que mantienen el equilibrio y la cabeza estable en el espacio. Un adecuado control postural depende de la integración temporal y espacial de la información vestibular, visual y somatosensorial sobre los movimientos activos y pasivos de la cabeza y el cuerpo.

Estudios anatómicos han mostrado evidencias de la degeneración de diferentes componentes del aparato vestibular con la edad. El número de células pilosas en ambos canales y los órganos otolíticos decrece con la edad (Rosenhall, 1973). En individuos de 70 años se ha encontrado una reducción del 40% en las células pilosas con respecto a los niños y los adultos jóvenes (Rosenhall y Rubin, 1975). Richter (1980) ha indicado que el número de células pilosas comienza a declinar a los 35 años, pero el número de células del ganglio Scarpa (el cuál se encarga de aumentar las fibras nerviosas vestibulares) permanece igual hasta los 55 años.

Aún así, como indican Brockhurst et al. (1982), los resultados de muchos estudios en los cuales la función vestibular de los ancianos ha sido comparada con la de los jóvenes no han sido concluyentes. Algunos investigadores han encontrado que los ancianos son a menudo más sensibles a los estímulos vestibulares que los jóvenes, y sin embargo, otros trabajos han sugerido que la sensibilidad vestibular del anciano es relativamente invariable. Una explicación a esta inconsistencia de resultados es que el envejecimiento afecta en primer lugar a un área del cerebro que incrementa la excitabilidad del tejido cerebral (sistema de activación reticular). Con el avance de la edad, la sensibilidad de los receptores periféricos del aparato vestibular, se reduce. De este modo, los individuos deberían ser hipersensitivos, normales o hiposensitivos a la estimulación vestibular dependiendo de dónde se encuentren en el proceso de envejecimiento (Bruner y Norris, 1971).

Los cambios en la función óculo-vestibular relacionados con la edad no son tan marcados como los cambios anatómicos. Esto puede deberse a la actuación de mecanismos compensatorios en el sistema nervioso central (Prakash y Stern, 1974; Horak et al., 1989).

El papel de la información vestibular en el control postural en el anciano ha sido bastante menos estudiado que la función óculo-vestibular. La relación entre el deterioro vestibular debido a la edad y el control del equilibrio ha sido estudiada solo indirectamente, puesto que el funcionamiento del aparato vestibular es menos fácil de manipular experimentalmente que la visión y la propiocepción músculo-articular (Brockhurst et al., 1982). Hasta ahora hemos mostrado como entre los ancianos denominados normales el equilibrio comienza a ser menos efectivo a medida que aumenta

la edad (Woollacott et al. 1982), sin embargo, estos estudios no han utilizado tests específicos como para medir la función vestibulo-espinal (Horak, Mirka y Shupert, 1990).

Aunque la función vestibular es considerada como secundaria en el control del equilibrio, existe alguna evidencia de que el anciano ejecuta peor que los jóvenes cuando se depende principalmente de la información vestibular en el control del equilibrio. Los trabajos de Nashner (1976) y de Woollacott et al. (1982, 1986) sugieren que los inputs vestibulares comienzan a ser particularmente importantes cuando otra información sensorial es inapropiada o incorrecta. Por otra parte los ancianos con pérdida de función visual o propioceptiva pueden confiar más en los inputs vestibulares por el conocimiento que dan de la posición del cuerpo en el espacio.

Black (1985), estudió los efectos de la edad sobre la función vestibular usando la plataforma móvil, encontrando que la probabilidad de caídas en cualquiera de las condiciones de conflicto sensorial aumentaba con la edad. También hallaron que los participantes ancianos normales tendían a depender más de la información visual para el control postural. Sin embargo, esto no es generalizable, ya que los resultados de otros estudios (Lee y Lishman, 1975; Fernie y Holliday, 1978; Woollacott et al., 1986), indicaron una dependencia mayor de la información propioceptiva en su muestra de participantes. Este aspecto se tratará de forma más extensa en el punto 1.6.3. que trata sobre la contribución relativa de los diferentes inputs en el mantenimiento del equilibrio.

En conjunto, los estudios revisados evidencian cambios que afectan al aparato vestibular. Sin embargo, no se puede concluir que la disminución del equilibrio en los ancianos normales sea debida enteramente a la degeneración de éste producida por la

edad. Además, es imposible conocer si la cantidad de deterioro vestibular encontrado en estos participantes es suficiente para provocar desequilibrio.

1.5.3. Información cutánea

Los receptores cutáneos informan sobre la presión producida sobre la piel y la vibración, siendo determinante en el mantenimiento del equilibrio. Estos receptores actúan cuando algún estímulo mecánico es aplicado en alguna superficie del cuerpo. Así, cuando se produce un cambio de presión sobre la piel, los impulsos neurales son directamente centralizados. La importancia de esta información se puede apreciar claramente por la dificultad observada para equilibrarse o caminar cuando está ausente. Los individuos normales a menudo experimentan la pérdida de estos receptores cuando se sientan en una determinada posición durante un tiempo prolongado, limitando de forma temporal el flujo o circulación sanguínea hacia las piernas. Esto provoca una pérdida temporal de la función de los receptores cutáneos. Claramente, el contacto de la piel con el zapato y los cambios en la presión resultante del cambio de peso del talón hacia los dedos, son una importante fuente de información en el mantenimiento del equilibrio (Spiriduso, 1995).

La sensación cutánea es el parámetro que más deterioro experimenta con la edad, tanto entre los jóvenes comparados con los ancianos como dentro del grupo de ancianos. Esto ha sido constatado determinando la precisión con la cual las personas pueden detectar la vibración de la piel en la parte baja de la pierna y en el sacro (Whanger y Wang, 1974; Kokmen, Bossemeyer, Barney y Williams, 1977), ya que la sensación de la vibración en las piernas es usada para controlar el balanceo postural (Eklund, 1973; Brocklehurst et al., 1982).

Para medir la sensación de vibración se utiliza un vibrador que se coloca sobre la superficie de la piel, desplazándola ligera y suavemente con cada vibración. Las personas que tienen un sentido agudizado de la vibración, pueden detectar bajos niveles de vibración, pero las personas con una agudeza vibratoria más baja, solo detectan vibraciones muy rápidas o altas. Aunque la capacidad para detectar estímulos cutáneos y vibratorios se ve bastante afectada por el desuso y la nutrición, también disminuye significativamente con el envejecimiento (Whanger y Wang, 1974; Skinner et al., 1984).

En efecto, Whanger y Wang (1974) compararon los umbrales vibratorios de caderas y rodillas en tres grupos de participantes: jóvenes (15 a 45 años), ancianos normales (70-90 años) y ancianos pacientes psiquiátricos (65 a 95 años). Notaron que los umbrales vibratorios eran más elevados en los dos grupos de ancianos comparados con los jóvenes o grupo de control. Cuando separaron los ancianos pacientes de los normales encontraron mayores umbrales en los primeros, y entre los ancianos normales los mayores umbrales se encontraban de los 90 años en adelante. Los autores indicaron que habían intentado medir los umbrales de excitabilidad en el tobillo por ser uno de los principales indicadores del balanceo postural, pero que encontraron un alto número de participantes que ahí no percibían ningún tipo de vibración. Por tanto, sugirieron que dicha pérdida podría afectar fuertemente a las habilidades de equilibrio. Además, después de examinar la relación de factores patológicos y nutricionales con la elevación de los umbrales vibratorios en el anciano, concluyeron que la elevación de los umbrales tenía alguna relación con el envejecimiento en sí, pero que estaba más fuertemente relacionada con el desuso y la nutrición.

También MacLennan, Timothy y Hall (1980), encontraron una correlación entre balanceo y deterioro de la sensación vibratoria pero solo en las mujeres de más de 75 años; en el resto de las mujeres (de 64 a 75 años), así como entre los hombres, no encontraron correlación alguna.

En la misma línea, Brocklehurst et al., (1982), encontraron una estrecha relación entre el aumento del balanceo y la reducción de la sensación vibratoria en las piernas cuando compararon 151 ancianos y 5 jóvenes como grupo control en varias modalidades sensoriales (balanceo, precisión visual, propiocepción, sentido de la vibración, sentido vestibular). Sin embargo, no encontraron correlación entre balanceo y otras modalidades sensoriales (receptores articulares, visual, o vestibular).

Otro test de sensibilidad cutánea que indica claramente los efectos de la edad es el Test de Discriminación de Dos Puntos (Two Point Discrimination Test). En este test se toca ligeramente la piel con un instrumento que tiene dos extremos, teniendo el sujeto que determinar si están juntos o separados. Cuanta más distancia hay entre los extremos, más fácil resulta la decisión, y a la inversa más difícil. Pues bien, con este test también se ha observado que los ancianos pierden alguna sensibilidad de toque (Bolton, Winkelman, y Dyck, 1966).

1.5.4. Información propioceptiva músculo-articular

Los receptores musculares y articulares proporcionan información sobre el movimiento y la posición del cuerpo. El control del movimiento depende de una información constante y precisa de estos receptores.

Como bien indica Spirduso (1995), los propioceptores musculares y articulares dan una información sobre los desplazamientos mecánicos de los músculos y las articulaciones. Aquí podemos distinguir los receptores músculo-tendinosos, que como su nombre sugiere, incluyen tanto los receptores del tendón como los musculares y, por otra parte, los receptores de las articulaciones localizados en las cápsulas articulares y alrededor de los ligamentos.

1.5.4.1. Receptores musculo-tendinosos

Cuando un músculo se estira, y con él sus husos musculares, se produce un impulso nervioso en las terminaciones sensitivas de éstos, y mediante este impulso se envía información sobre la magnitud y sobre la velocidad del estiramiento al sistema nervioso central, donde se produce una respuesta en forma refleja. Se trata de un impulso eléctrico que es enviado a las fibras musculares, haciendo que éstas se contraigan. Cuando un tendón se estira por la contracción de su músculo correspondiente, se produce un impulso nervioso en las terminaciones sensitivas de los Órganos Tendinosos de Golgi, mediante el cual se envía información al sistema nervioso central sobre la fuerza de la contracción; si la fuerza de contracción es grande, el sistema nervioso central manda un nuevo impulso nervioso por vía refleja para que el músculo se relaje (Ortega, 1992).

Cuando se mantiene una postura de pie de forma prolongada, los impulsos nerviosos de las plantas de los pies dejan de llegar al cerebro, desviándose la mayoría de ellos hacia los centros de la médula espinal, el tronco cerebral y el cerebelo. Los impulsos que se quedan en la médula dan información a algunas de sus propias estructuras para contraer o relajar músculos de las extremidades inferiores, como gemelos, sóleo, tibial

posterior, flexores largos de los dedos y peroneos, que producen la flexión plantar del tobillo y bascula el cuerpo hacia atrás cuando se contraen. Los que viajan al tronco cerebral son recibidos por los centros, a los que llega también información mediante otros impulsos nerviosos desde los ojos, oídos, y mecanorreceptores del cuello y el tronco en relación con el entorno. Los centros del tronco cerebral mandan instrucciones a las estructuras de la médula, que dirigen y asisten a los grupos musculares de las piernas, mediante una serie adicional de impulsos nerviosos. Otra parte de la información del tronco cerebral pasa al cerebelo, además de la parte de información que va directa a él desde las estructuras mencionadas anteriormente e, incluso, desde la médula espinal y las plantas de los pies.

En general, los órganos propioceptores muestran una capacidad disminuida para detectar pequeños desplazamientos (Shephard, 1997). No obstante, como comentan Stelmach y Sirica (1986), a pesar de la importancia de estos inputs en el control motor, sobre todo en los desplazamientos rápidos, existe poca información relativa a los efectos de la edad sobre estos receptores.

1.5.4.2. Receptores articulares

Cuando la posición de la articulación se modifica, se da igualmente una información proveniente de los receptores articulares. El sentido de la posición de la articulación de la rodilla y del tobillo se puede medir de dos formas principalmente: modificando la angulación o posición de la rodilla y preguntando a los participantes por la nueva angulación de la articulación, o moviendo las piernas de los participantes hacia una nueva posición y pidiendo que reproduzcan esa posición en la siguiente prueba o intento.

Los efectos de la edad también se aprecian en estos receptores. De hecho, algunos estudios han mostrado un deterioro en la sensación articular o la percepción de la posición de la articulación. Uno de los primeros estudios realizado por Kokmen (1978), evaluó la sensibilidad de percepción de movimiento en las articulaciones metacarpofalángicas y metatarsofalángicas en participantes sanos jóvenes y ancianos, concluyendo que, si bien los ancianos detectaron menos movimiento a bajas frecuencias en estas articulaciones, no mostraron un mayor declive en el sentido de la posición de la articulación de los brazos y las piernas.

Estas conclusiones, sin embargo, han sido cuestionadas por Skinner et al. (1984), indicando que se obtuvieron al no haberse encontrado diferencias en los movimientos realizados a alta velocidad y al desestimar las diferencias sobre movimientos lentos entre jóvenes y ancianos. Además, otra posible causa de los resultados negativos podría deberse a que la evaluación se realizó sobre las articulaciones metacarpofalángicas y metatarsofalángicas, las cuales pueden mostrar menos sensibilidad al deterioro con la edad en comparación con la articulación de la rodilla. De hecho Skinner et al. (1984), sí encontraron un deterioro significativo en la sensación de la posición articular de la rodilla relacionado con la edad. Su estudio contó con una muestra de 29 participantes de edad comprendida entre 20 y 82 años, con un rango normal de movimiento en la articulación de la rodilla. Para determinar la sensación de la posición articular se utilizaron las dos técnicas mencionadas anteriormente, que miden el umbral de detección del movimiento y la capacidad de reproducir pasivamente la posición de la rodilla. Los resultados de ambos tests pusieron de manifiesto una correlación significativa entre aumento de la edad y deterioro del sentido de la posición articular en movimientos hechos a baja velocidad, aunque en movimientos rápidos de extensión articular las diferencias fueron mínimas.

Mientras estos inputs propioceptivos han mostrado ser de menor importancia en la compensación de los desplazamientos rotacionales rápidos producidos en una plataforma, resultan fundamentales durante los movimientos realizados a baja frecuencia y en los desplazamientos anteroposteriores realizados sobre la plataforma (Diener et al., 1984). En los desplazamientos rápidos, los inputs de los tendones de los músculos espinales y de Golgi son suficientes para la estabilidad.

Por otra parte, debido a que los movimientos rápidos de extensión de la articulación son necesarios para muchos equilibrios dinámicos, estos investigadores concluyen diciendo que las diferencias en la sensación de la posición articular relacionadas con la edad, no son funcionalmente importantes.

Fernie y Holliday (1978) ya habían mostrado también en un estudio previo (Dorman et al., 1978) la relación entre el deterioro de la propiocepción y el balanceo en ausencia de visión; sin embargo, la pérdida de la propiocepción de los participantes fue debida a la amputación de una pierna de rodilla para abajo, que es muy diferente a los cambios de propiocepción hasta ahora discutidos.

La importancia de la contribución de la función propioceptiva comparada con la función visual y vestibular mientras el sujeto permanece en situación estática ha sido mostrada en diferentes estudios, los cuales se abordan en el punto 1.6.3 sobre redundancia de los sistemas sensoriales

1.5.5. Información sensorial y respuesta refleja

Los reflejos son respuestas propioceptivas involuntarias. Como comenta Spirduso (1995), durante situaciones estáticas o durante la locomoción la postura es mantenida por varios sistemas reflejos finamente integrados por los programas del sistema nervioso central. Los sistemas reflejos que contribuyen a la postura son los reflejos monosinápticos (tales como los reflejos de sacudida del tobillo y la rodilla), de enderezamiento, y de respuesta motora sinérgica.

Los reflejos espinales o monosinápticos son activados cuando la información proveniente de la actividad muscular es enviada a las neuronas motoras de la médula espinal, produciéndose entonces una respuesta que desata la contracción de los músculos adecuados para compensar las pequeñas desviaciones y equilibrarse. Estos reflejos son extremadamente rápidos y pueden iniciar los ajustes posturales sin las órdenes centrales o dirección cerebral. Otra clase de reflejos que son desencadenados sin el control voluntario son los reflejos de enderezamiento, que se activan cuando la cabeza es ligeramente desplazada de su posición erguida normal.

Los sistemas reflejos monosinápticos (Apenzeller et al., 1966; Carel, Korczyn y Hochberg, 1979) y los de larga latencia (Woollacott et al., 1986) han mostrado algún aumento de las latencias de respuesta con la edad. Sin embargo, al igual que ocurre con el sistema sensorial, aún se desconoce cómo afecta el envejecimiento a dichos sistemas reflejos.

1.5.5.1. Reflejo espinal o monosináptico

Los reflejos espinales se activan al estirarse un músculo de forma brusca (tirón), enviando los impulsos neurales a través de la médula espinal. Dichos impulsos van directamente a las neuronas motoras de la médula que controlan el estiramiento muscular, estimulando las neuronas motoras para contraer el músculo en un intento de volver a la longitud inicial o apropiada. Los mecanismos reflejos también se activan cuando las personas se balancean adelante, atrás o a los lados sobre su base de apoyo. Los reflejos monosinápticos se activan, aunque parezca extraño, durante la inestabilidad postural, minimizando el movimiento y manteniendo una cantidad sustancial de equilibrio sin comprometer los comandos del sistema nervioso central en el cerebro. Dichos reflejos están activos en las posiciones estáticas y durante la locomoción, pero pueden no implicar suficiente musculatura para vencer el desequilibrio. Por eso, se alertarán otros niveles más altos de respuesta sinérgica que son capaces de mantener el equilibrio corporal dentro de los límites de tolerancia.

A partir de los resultados de diferentes investigaciones se ha observado que reflejos como el patelar y el del tendón de Aquiles se deterioran muy poco con la edad, y que la velocidad de conducción nerviosa decrece menos de un 10%. No obstante, existe alguna controversia en cuanto al grado en el cual el envejecimiento enlentece los reflejos monosinápticos, y acerca de la significación funcional que dichos cambios tienen para la estabilidad postural o el control motor (Spirduso, 1995).

Muchos de los estudios iniciales han mostrado cambios muy pequeños en los citados reflejos (Appenzeller, Imarisio y Gilbert 1966), y aunque Laufer y Schweitz (1968)

encontraron que los reflejos del tendón de Aquiles eran significativamente más lentos en individuos de más de 50 años, Clarkson (1978), reanalizó los datos y no encontró diferencias significativas entre los grupos de 21-28 años y los de 61-68 años. Más recientemente, algunos investigadores han encontrado diferencias significativas relacionadas con la edad. Así, Carel et al. (1979) encontraron que los efectos de la edad y del sexo sobre la latencia del reflejo del tendón de Aquiles fueron muy significativos, comprobando además, un mayor incremento del tiempo de reacción en las mujeres ancianas en comparación con los hombres. Los autores sugirieron que parte de este cambio podía ser debido a la reducción en la velocidad de conducción de los nervios periféricos. Igualmente, Vandervoort y Hayes (1989) encontraron una alta incidencia de falta de reflejos del tobillo en participantes ancianos, y plantearon que este fenómeno podía deberse a la degeneración de las fibras mayores del músculo. Esta hipótesis es soportada por el trabajo de McComas, Upton y Sica (1973), los cuales encontraron una reducción significativa de motoneuronas entre los participantes de más de 60 años; a partir de los 70 años, la media de unidades motoras para los músculos hipotenar, tenar y soleo estaba por debajo del 40% de lo normal.

El alcance o el significado funcional de este pequeño enlentecimiento, es decir, las implicaciones para el desarrollo de las actividades de la vida diaria, aún está por resolver. Si los reflejos monosinápticos rápidos ayudan en la prevención de torceduras de tobillo, entonces las personas que tienen reacciones reflejas más lentas a las perturbaciones de estabilidad en la articulación del tobillo también pueden tener un alto riesgo de torceduras de tobillo y otras lesiones. En ese caso, el enlentecimiento relacionado con la edad de los reflejos monosinápticos puede comprometer el equilibrio en los ancianos y predisponerlos a las lesiones.

1.5.5.2. Reflejo de enderezamiento

Los efectos del envejecimiento sobre los reflejos de enderezamiento no han sido todavía estudiados suficientemente en humanos, pero los estudios con animales inferiores sugieren que dichos reflejos pueden cambiar muy poco con la edad (Wallace, Krauter y Campbell, 1980). Así, la capacidad para iniciar una respuesta de enderezamiento no enlentece demasiado con la edad, pero la habilidad para responder con una reacción muscular de suficiente magnitud para dar una respuesta de enderezamiento y prevenir una caída puede verse más afectada. Por ejemplo, la amplitud de la respuesta al comienzo del estímulo resultó muy reducida en ratas ancianas cuando se comparó con la de ratas jóvenes (Krauter, Wallace y Campbell, 1981).

1.5.5.3. Reflejo de larga latencia

Estos reflejos, al igual que los reflejos monosinápticos, son en su comienzo de origen propioceptivo, pero son polisinápticos con latencias de aproximadamente 100 ms en los jóvenes (respuestas reflejas que tardan más en aparecer). La rotación del tobillo produce un estímulo que activa la respuesta postural compensatoria, incluyendo tanto los reflejos complejos como los de larga latencia.

Estos reflejos son parte de un fino sistema reflejo postural que es activado continuamente cuando los participantes permanecen de pie o en movimiento, y se piensa que inician la primera fase útil de la actividad muscular en la contracción muscular para corregir la pérdida del equilibrio. Por otra parte estos reflejos en cooperación con otros,

dan las respuestas motoras sinérgicas que operan en el mantenimiento del equilibrio estático y dinámico.

El aumento de la latencia de los reflejos polisinápticos se ha encontrado que es mayor en los ancianos comparados con los jóvenes, casi el doble para los ancianos de 70 años (Spirduso, 1982).

**1.6. INTEGRACIÓN DE LA INFORMACIÓN SENSORIAL:
RESPUESTA MOTORA SINÉRGICA**

La información vestibular, visual y propioceptiva ha de ser integrada y coordinada de tal forma que los comandos neurales de corrección de la estabilidad postural se dirijan a los músculos de las piernas y el tronco y puedan corregir de la forma más rápida las desviaciones en el equilibrio. Debido a que estas correcciones ocurren muy rápidamente, en menos de un cuarto de segundo, deben ser los programas del sistema nervioso central, los que organicen la información sobre el equilibrio de los diferentes receptores, de manera que automáticamente se activen los mecanismos de corrección apropiados. Por su parte, los inputs sensoriales provenientes de los sistemas visual, vestibular y propioceptivo activan el centro de selección de la respuesta (Stelmach y Worringham, 1985).

Las respuestas motoras sinérgicas, activadas por los reflejos de larga latencia, se pueden iniciar o desencadenar por dos situaciones diferentes:

- a) una cuando se produce un desequilibrio por una perturbación repentina, produciéndose una reacción postural como respuesta (respuesta automática). En participantes normales, las respuestas musculares son iniciadas entre 70-110 ms después de la perturbación (Horak y Nashner, 1986);
- b) por otra parte, las respuestas sinérgicas son también parte integral de la preparación, planificación y ejecución de un movimiento voluntario. Aquí, por tanto, los ajustes posturales ocurren con anticipación a un movimiento voluntario y actúan para prevenir la pérdida de equilibrio que podría resultar de la desestabilización de fuerzas resultante de los movimientos corporales (Belenkii, Gurfinkel y Paltsev, 1967; Nashner y Cordo, 1981; Cordo y Nashner, 1982; Massion y Dufossé, 1988).

Así pues, un adecuado control de la posición del centro de gravedad depende de la oportuna iniciación de las respuestas posturales apropiadas.

1.6.1. Respuesta postural a la pérdida de equilibrio

Como muestra el paradigma de Nashner (1976), cuando la base de soporte durante la permanencia estática es perturbada de repente hacia adelante, las personas jóvenes responden al desequilibrio contrayendo secuencialmente el tibial anterior, el cuádriceps y la musculatura abdominal (musculatura anterior). Contrariamente, si el desplazamiento es hacia atrás se produce la contracción del músculo gastronemio, biceps femoral y la musculatura paraespinal (musculatura posterior). Recientemente Woollacott (1990), revisando sus trabajos previos (Woollacott et al., 1982; 1986; 1988) sistematizó las observaciones con respecto a las respuestas motoras sinérgicas, concluyendo que diferían entre ancianos y jóvenes en cuatro aspectos principalmente:

- 1) la musculatura de la parte anterior de la pierna que se contrae en los desplazamientos de la base de soporte hacia adelante, se contraía algo más lentamente en los ancianos que en los jóvenes; y la musculatura de la parte posterior, que actúa en los desplazamientos de la plataforma hacia atrás, no era significativamente más lenta en su contracción en comparación con los jóvenes. Esto se confirma con los hallazgos de Inglin y Woollacott (1988a), los cuales encontraron que con el envejecimiento la respuesta postural de los flexores del tobillo era más lenta que la de los extensores. Quizás debido a que la fuerza aplicada por el pie en la fase de impulso al caminar es mayor que la fuerza requerida para flexionar el pie en la fase de vuelta o recogida, los músculos responsables de la extensión están mejor entrenados o son más activos. Además,

los extensores se ven envueltos en la extensión tónica implicada en el mantenimiento del equilibrio en la posición estática. Entonces, si el uso de la musculatura de forma regular tiene algún efecto beneficioso sobre el mantenimiento de los reflejos, los reflejos que dependen de los extensores del pie deberían mantenerse mejor y aquellos que dependen de los flexores del pie deberían estar más deteriorados.

- 2) la secuencia de activación de los músculos de los ancianos era ocasionalmente interrumpida. Los ancianos utilizaban la información de la articulación del tobillo para iniciar la respuesta sinérgica y compensar los cambios de equilibrio producidos por la base de soporte. Sin embargo, esta secuencia se veía interrumpida quizás debido a no poder generar una fuerza muscular adecuada durante la flexión o extensión del pie, o porque los déficits neurológicos reducen la cantidad de información dada por la rotación en la articulación del tobillo. Así, en algunos de los intentos o pruebas los ancianos emplearon la estrategia de la cadera, por la cual la musculatura de esta zona era activada en primer lugar y posteriormente la musculatura de las piernas (Woollacott et al., 1988; Manchester et al., 1989).
- 3) la amplitud relativa de la activación muscular en la respuesta sinérgica de los ancianos fue más variable que la de los jóvenes.
- 4) fue observada una mayor co-contracción de los músculos antagonistas en los ancianos durante el balanceo corporal. Por una contracción simultánea de los músculos los ancianos fijan las articulaciones, lo cual reduce la cantidad de movimiento que es lo que necesitan para controlar el mantenimiento del equilibrio. La falta de confianza sobre su equilibrio probablemente lleva a este modelo de co-contracción. Cuando las personas de cualquier edad no confían en

su equilibrio, tienden a producir más contracción muscular global, es decir que contraen otros músculos que no contribuyen al mantenimiento del equilibrio (Manchester et al., 1989).

Contrariamente a los resultados de Woollacott et al. (1986, 1988), Stelmach, Teasdale et al. (1989) encontraron que el balanceo de los ancianos y la respuesta refleja durante la posición estática y ante perturbaciones rotacionales rápidas e inesperadas del tobillo, fueron similares a las de los jóvenes, sugiriendo que en estas situaciones los mecanismos reflejos de los ancianos permanecían relativamente intactos.

Sin embargo, cuando se utilizaban perturbaciones rotacionales lentas, los ancianos presentaban mayor índice de balanceo en comparación con los jóvenes y no podían adaptarse a perturbaciones repetitivas. Los resultados sugieren que los ancianos experimentan algún declive en el tiempo y secuenciación de la actividad muscular y en la coordinación funcional de sus reflejos posturales con el balanceo voluntario.

Estos resultados se interpretaron como evidencia de que los ancianos pueden ser propensos al balanceo cuando la postura es controlada por mecanismos superiores de integración sensorial, puesto que las correcciones de las perturbaciones bajas y lentas son llevadas a cabo principalmente a través de los sistemas sensoriales de nivel superior.

A partir de estas observaciones el control del balanceo antero-posterior ha sido clasificado en tres estrategias motoras: estrategia del tobillo, estrategia de la cadera y estrategia del paso. La estrategia seleccionada dependerá de la superficie de apoyo y la

amplitud de la perturbación de dicha superficie (Nashner y McCollum, 1985; Horak y Nashner, 1986; Wolfson et al., 1986).

La estrategia del tobillo es el modelo de movimiento postural más comúnmente utilizado. Esta estrategia mantiene el centro de gravedad del cuerpo por los movimientos rotatorios del cuerpo sobre la articulación del tobillo con mínimo movimiento de las articulaciones de la cadera o rodilla.

La estrategia de la cadera mantiene el centro de gravedad, flexionando o extendiendo la cadera

La estrategia del paso, sin embargo, es aquella que requiere la ejecución, por parte de las extremidades inferiores, de pasos rápidos, saltos o traspiés para establecer una nueva base de soporte.

En los adultos normales, el uso de una estrategia particular depende de la configuración de la superficie de apoyo y de la amplitud de la perturbación. La estrategia del tobillo es usada normalmente en respuesta a perturbaciones lentas y pequeñas sobre superficie firme, o superficie estrecha capaz de resistir las fuerzas rotacionales del tobillo. La estrategia de la cadera es usada normalmente en respuesta a perturbaciones amplias y rápidas y cuando la superficie de apoyo es blanda y más pequeña que el pie. La estrategia de la cadera no puede ser usada sobre superficies resbaladizas. La estrategia del paso es usada normalmente cuando las estrategias anteriores son inadecuadas, fundamentalmente en respuesta a perturbaciones muy amplias o muy rápidas.

Dichos modelos de movimiento parecen escogerse en función de experiencias anteriores. Cuando las características de la superficie de soporte cambian o se alteran repentinamente, los adultos normales continúan utilizando la estrategia inicial y, gradualmente, cambian a una nueva estrategia, mostrando una mezcla de las dos estrategias anteriores; finalmente, adoptan la estrategia más eficiente para el nuevo contexto del entorno (Horak y Nashner, 1986).

La coordinación normal de dichas estrategias posturales depende de la relación del correcto tiempo secuencial entre de la actividad contráctil de los músculos implicados en cada estrategia. En algunos de los ancianos supuestamente normales se ha encontrado un aumento de la variabilidad en las relaciones temporales de la musculatura dentro de cada estrategia (Woollacott et al., 1986; 1988).

1.6.2. Respuestas de preparación a los cambios de equilibrio

Spirduso (1995) ha sugerido que las respuestas motoras sinérgicas también son activadas antes y después de los movimientos voluntarios de cara a preparar los cambios en el movimiento, incluyendo una nueva base de soporte, nuevas fuerzas externas aplicadas en el cuerpo y nuevos cambios de posición. Por ejemplo, cuando una persona planea abrir una puerta los ajustes posturales son activados antes de la extensión de la mano hacia el pomo para compensar los cambios en el estado dinámico que ocurrirán cuando la fuerza sea aplicada en el pomo por los músculos del brazo y la mano. Este tipo de activación muscular postural se denomina ajuste postural anticipatorio, y es específico del movimiento que va a ser realizado.

Las respuestas motoras sinérgicas de este tipo han sido estudiadas a través de la electromiografía, determinando el comienzo de la contracción de los músculos posturales en un paradigma de tiempo de reacción. Los principales estudios sobre activación anticipatoria de los sistemas de control postural para anticiparse a los cambios del centro de masa y estabilizarse han mostrado que los ancianos activan sus músculos posturales de forma significativamente más lenta que los jóvenes. Estos efectos se reflejan claramente en condiciones de tiempo de reacción complejas en comparación con condiciones de tiempo de reacción simples. Esto fue estudiado por Man'kovskii, Mints y Lysenyuk (1980), los cuales encontraron que cuando a los participantes se les pedía que flexionaran una rodilla lo más rápido posible en respuesta a un estímulo luminoso, los electrodos colocados en los músculos de la parte baja de la pierna indicaban que la musculatura no se contraía antes de que comenzara el movimiento; es decir, los ancianos mostraban un aumento significativo en la latencia de respuesta de los músculos posturales de la rodilla. Los autores sugirieron que el retardo de la respuesta muscular postural causó la inestabilidad en la ejecución de la tarea. Sin embargo, notaron que cuando realizaban el movimiento de forma lenta podían ejecutarlo correctamente; es decir, que el modelo de respuesta postural anticipatoria era parecido al de los jóvenes. Rogers, Kukulka y Soderberg (1992), tampoco encontraron diferencias de edad en la frecuencia y orden temporal de los ajustes posturales anticipatorios, pero sí observaron que los ancianos realizaban este tipo de tareas de forma normal aunque más lentamente que los jóvenes. Por ello, concluyeron que no es probable que los déficits en el control postural o del equilibrio relacionados con la edad puedan deberse a una ausencia de ajustes posturales anticipatorios sino al aumento significativo en la latencia de respuesta.

De forma similar, en el estudio de Inglin y Woollacott (1988b) se examinó la actividad postural de pie en acciones de empuje y de tracción con la mano. Los resultados mostraron que los modelos de ajuste postural anticipatorio fueron fundamentalmente similares en jóvenes y ancianos, pero encontraron que la respuesta del flexor del tobillo fue más lenta que la respuesta del extensor. Por otra parte, encontraron diferencias de modelos musculares solo en algunas pruebas, sugiriendo que los ajustes posturales anticipatorios dependían de la postura inicial de los participantes y también podían depender de la estrategia usada para llevar a cabo la tarea, así como de la integridad del sistema neuromuscular. Observaron mejores tiempos de reacción simple en los ancianos en posición sentada que en posición de pie.

Esto está también corroborado por los hallazgos de Stelmach, Phillips, Di Fabio y Teasdale (1989), los cuales mostraron que en situaciones donde los participantes ancianos iniciaban un balanceo corporal voluntario desde sus tobillos, el tiempo y secuenciación de la actividad muscular decrecía tanto que la coordinación funcional de sus reflejos posturales con el balanceo voluntario aparecía deteriorada. Así, concluyeron que el enlentecimiento de la respuesta muscular de estabilización y los movimientos voluntarios también ocurren a nivel del tobillo. Más adelante, Stelmach, Populin et al. (1990) sugirieron que la integración de los mecanismos de estabilización postural con la iniciación de la respuesta voluntaria contribuyen significativamente al enlentecimiento del tiempo de reacción del anciano.

Tal y como indica Spirduso (1995), en esta área son necesarias más investigaciones que resuelvan si las diferencias relacionadas con la edad que se observan en los modelos posturales anticipatorios se deben a las diferentes posturas iniciales adoptadas por el

anciano o al uso de diferentes estrategias (del tobillo, de la cadera o del paso) para realizar las tareas. Aunque las respuestas de reacción voluntarias de los ancianos sean significativamente más lentas, aún no se conoce con exactitud la contribución de éstas al enlentecimiento total de la respuesta postural. Los ajustes posturales anticipatorios y su relación con los movimientos voluntarios cambian de acuerdo con la naturaleza de las condiciones bajo las cuales se realiza el movimiento. También sería de interés para investigaciones futuras determinar cómo interactúa el envejecimiento con la naturaleza de las condiciones del movimiento (Spirduso, 1995).

1.6.3. Redundancia de los sistemas sensoriales. Contribución de los diferentes inputs.

Los inputs provenientes de los sistemas visual, vestibular y propioceptivo dan una información redundante. Esto significa que las personas normales pueden compensar la pérdida parcial de algunos de estos sistemas confiando más en los otros dos restantes.

De Witt (1972) llevó a cabo un experimento para evaluar las diferencias entre jóvenes deportistas y no deportistas en el uso de la información sensorial redundante y para evaluar las diferencias en la habilidad para detectar información sensorial errónea. Se registraron las fluctuaciones del centro de gravedad de los participantes sobre el estabilómetro. El experimento se realizó en una habitación oscura utilizando una luz como única referencia visual. Una vez que los participantes se situaban estables sobre la base, se movía la luz y se registraban las alteraciones del equilibrio. Los resultados mostraron que los participantes no entrenados tendían a seguir la luz, comportamiento denominado “balanceo óptico”, y que en las situaciones en que la base de soporte era más estrecha aumentaba el balanceo. En la comparación entre jóvenes entrenados y no entrenados, se

mostró que ante una conflictividad de la información sensorial, los participantes entrenados utilizaban significativamente más la información sensorial no conflictiva, es decir, la propioceptiva.

Para evaluar la contribución relativa de los diferentes inputs en el control postural, se han desarrollado estudios electromiográficos que analizan la latencia de respuesta muscular en situaciones donde se ha alterado o manipulado la información sensorial.

Los estudios que se han desarrollado con participantes jóvenes normales han mostrado, en algunos casos, que tras inducir la pérdida de información sensorial, las latencias de respuesta a las perturbaciones apenas mostraron diferencias con respecto a la situación normal. Así, la pérdida de propiocepción en el pie y el tobillo, así como la pérdida de sensación cutánea inducida por presión isquémica también en este nivel, no tuvo efectos sobre las latencias de respuesta (Mauritz y Dietz, 1980; Diener et al., 1984), pudiendo así entender que el déficit de una modalidad sensorial puede ser compensado por las otras. Sin embargo, una presión isquémica en los muslos, la cual adicionalmente reduce la información propioceptiva de los músculos de las piernas, resultó en un aumento de las oscilaciones o balanceo corporal y en una latencia de respuesta aumentada.

Para analizar cómo afecta el envejecimiento a la respuesta postural se han comparado participantes jóvenes y ancianos. En un estudio realizado por Manchester et al. (1989), se evaluaron los cambios relacionados con la edad o la patología en la contribución de los inputs propioceptivos y visuales al control del equilibrio dinámico. Se comparó la respuesta electromiográfica a una perturbación entre participantes jóvenes y ancianos de 25 y 68 años de media de edad respectivamente. Tras manipular la

información visual y los inputs propioceptivos del tobillo, se observó que las latencias de respuesta muscular no diferían entre ambos grupos. Sin embargo, los ancianos se mostraron más inestables o manifestaron pérdida de equilibrio en aquellas situaciones en las cuales se les privaba de la visión periférica y se limitaban los inputs somatosensoriales del tobillo (solo permanecía la visión central e inputs vestibulares). Los ancianos mostraron más activación de los músculos antagonistas y usaron secuencias musculares que no aparecían entre los jóvenes. Dichos efectos fueron aún mucho mayores entre los participantes con patologías diagnosticadas.

Estos resultados están en consonancia con los de un estudio previo de Woollacott et al. (1982), en el que se manipuló la información sensorial eliminando la información visual o propioceptiva. Comparando a personas ancianas (61-78 años) con jóvenes (19-38 años) encontraron que los ancianos tenían aumentos significativamente mayores que los jóvenes en el balanceo postural cuando la propiocepción del tobillo era eliminada. Además, cuando tenían los ojos cerrados, la mitad de los participantes perdían el equilibrio. Esta capacidad de la visión para actuar como sustituta cuando los inputs propioceptivos están deteriorados, también ha sido mostrada por otros autores. Fernie y Holliday (1978) encontraron bastante aumentada la velocidad media de balanceo en amputados de rodilla para abajo y rodilla para arriba cuando permanecían con los ojos cerrados. Parece así que la visión toma más importancia cuando los propioceptores están deteriorados o disminuidos. Igualmente, Lee y Lishman (1975), observaron que la visión era de vital importancia cuando se carecía de información propioceptiva, o cuando ésta se reducía o alteraba siempre que se permanecía sobre una superficie blanda o sobre una posición inusual, como por ejemplo, una viga o una superficie reducida.

Estos hallazgos se han visto más recientemente confirmados con los estudios de Teasdale et al. (1991) y de Hall y Jensen (1997). En el estudio de Teasdale et al. (1991), con el objetivo de examinar si el aumento del enlentecimiento en el procesamiento de la información visual, vestibular y propioceptiva músculo-articular contribuye al declive en la estabilidad postural, se evaluó el comportamiento de balanceo postural en jóvenes y ancianos en permanencia estática durante un tiempo prolongado (80 segundos), tanto en condiciones alteradas de la información visual y / o superficie de apoyo (superficie de goma espuma de 5 cm de ancho), como en situaciones normales. Los resultados mostraron que la interferencia o exclusión de un solo input sensorial no fue suficiente para diferenciar jóvenes de ancianos, es decir ambos grupos mostraron similares adaptaciones al desequilibrio. Sin embargo, la suma de los inputs visuales y somatosensoriales alterados, tuvo un mayor efecto en el desequilibrio de los ancianos en comparación con los jóvenes, confirmando así la función de la integración central en el control del equilibrio.

De forma similar, en el estudio de Wolfson et al. (1992), los resultados coinciden con los de estos estudios previos, por cuanto demuestran que las disminuciones en el equilibrio son mayores en los ancianos cuando los inputs visuales, músculo-articulares y táctiles se modifican, y que las diferencias son mayores en las condiciones más difíciles, como por ejemplo, en las rotaciones de la superficie de apoyo. En estas condiciones en las que los participantes solo dependen de los inputs vestibulares, las alteraciones de estos inputs, los cambios centrales del sistema sensoriomotor dentro del sistema nervioso central, y las alteraciones biomecánicas de la extremidad inferior, son posibles causas del decrecimiento del equilibrio observado entre los ancianos (Wolfson et al., 1992).

Las siguientes observaciones soportan esta hipótesis:

- 1) existe una comparable reducción del equilibrio en el test de organización sensorial y en el de coordinación motora (mayores latencias de respuesta). Esto indica que, además de los inputs vestibulares, otros sistemas también están afectados;
- 2) el equilibrio es peor cuando los inputs visuales están alterados que cuando se permanece en ausencia de ellos. Esto implica que un intento de resolución del conflicto multisensorial contribuye más al desequilibrio que una capacidad reducida para la organización sensoriomotora dentro del sistema nervioso.

Otro hallazgo de Wolfson et al. (1992) fue que, tanto los jóvenes como los ancianos, demostraron una reducción adaptativa en el balanceo durante la ejecución o presentación repetida de la misma prueba. Estos datos sugieren que un aprendizaje a corto plazo de las respuestas posturales adaptativas es eficaz en los ancianos, y apoyan el valor potencial de los programas de entrenamiento que se dirigen a estimular el equilibrio entre los ancianos. Estudios previos han demostrado mejoras adaptativas a corto plazo en el equilibrio de los ancianos (Woollacott et al., 1986), aunque aún no se han mostrado los beneficios a largo plazo del entrenamiento.

De interés resulta el hallazgo de Anacker y Di Fabio (1992) quienes mostraron que los inputs propioceptivos parecían tener más importancia que los inputs visuales en la prevención de las caídas.

Como se ha visto reflejado en las diferentes investigaciones, la alteración de los inputs visuales y propioceptivos provoca mayor dificultad para adaptarse y mantener el equilibrio en los ancianos en comparación con los jóvenes. Sin embargo, la exclusión de

un solo sistema no es suficiente para mostrar diferencias entre ambos grupos, confirmando así la función de la integración central en el control del equilibrio.

1.6.4. Modelos explicativos del enlentecimiento de la respuesta.

Tradicionalmente, la respuesta postural ante el desequilibrio se pensaba que era el resultado de la activación de los mecanismos reflejos por la información de los receptores sensoriales (Magnus, 1926; Roberts, 1973; Wilson y Peterson, 1978). Desde esta perspectiva, el flujo o camino de los receptores sensoriales a los efectores motores es unidireccional, y los estímulos sensoriales son los responsables de la respuesta motora al desequilibrio. Aunque este modelo reflejo de control postural describe adecuadamente los cambios en las extremidades y en la posición de la cabeza en respuesta a una perturbación externa en los animales, el control postural en los humanos es un comportamiento bastante más complejo. Un control postural adecuado consiste en mantener el centro de gravedad del cuerpo dentro de la base de soporte, tanto en situaciones de equilibrio estático como de dinámico, y tanto en respuestas a perturbaciones inesperadas impuestas externamente como a las fuerzas desestabilizantes que resultan de un movimiento voluntario.

El control postural requiere también la capacidad para anticiparse y predecir un desequilibrio correctamente, así como para detectar las características de algunas de las alteraciones activas o pasivas en la postura. En un entorno sensorial inusual, esto puede precisar la habilidad para seleccionar y, finalmente, adaptar una respuesta correctiva o protectora. El modelo reflejo no puede, por tanto, explicar muchos de estos aspectos del control postural en el hombre, y también encuentra limitaciones en la explicación de los

diferentes déficits y estrategias compensatorias de pacientes con déficits posturales (Nashner, Shumway-Cook y Marín, 1983; Shumway-Cook y Horak, 1986).

Esta insatisfacción con el modelo reflejo del control postural ha conducido al desarrollo de una aproximación diferente conocida como modelo de los "sistemas" (Nashner, 1971). En este modelo, el sistema nervioso central tiene localizado el centro de gravedad del cuerpo y adaptativamente organiza sus respuestas al desequilibrio mediante una preprogramación central de estrategias sensoriomotoras posturales o planes de acción (Gurfinkel, 1973; Obersteiner, 1899; Nashner y McCollum, 1985). Basándose en las fuerzas biomecánicas, la información sensorial disponible, el entorno y la experiencia previa acumulada, el sistema nervioso central activa una sinergia motora apropiada (grupo de músculos que actúan como unidad funcional o que colaboran en la misma acción) para corregir la posición del centro de gravedad. En este sistema los inputs sensoriales juegan un papel no solo en la detección de un estímulo y activación de una respuesta postural, sino también en el desarrollo de una representación interna de la posición del centro de gravedad y las características externas o del entorno (Nashner y McCollum, 1985).

La información sobre la posición y el movimiento del cuerpo debe ser integrada en el sistema nervioso central para producir una representación precisa del movimiento del centro de gravedad. Además, si el modelo de información proveniente de los sentidos cambiase, el sistema nervioso central debería poder interpretar correctamente las razones de estos cambios, y alterar o cambiar las estrategias posturales según se precise. Así, los procesos neuromotores involucrados en el control de la postura son descritos como un sistema jerárquico con los reflejos espinales de estiramiento en el nivel más simple de control, los reflejos polisinápticos de larga latencia en el nivel intermedio, y los

mecanismos integrativos centrales en el nivel más complejo (Nashner, 1976; Woollacott et al., 1982).

Una posible causa del decrecimiento de la estabilidad postural observada con el envejecimiento es, tal y como se ha indicado previamente, el deterioro de los procesos sensoriales periféricos (Kokmen, 1978; Sekuler et al., 1980; Skinner et al., 1984). Sin embargo, hasta ahora se han encontrado pocas evidencias para apoyar la idea de que la reducción de la agudeza sensorial periférica, por sí sola, esté asociada con un mayor balanceo postural (Brocklehurst et al., 1982; Era y Heikkinen, 1985). La falta de una relación evidente entre alteración sensorial periférica y balanceo postural, implica que el control postural depende de un complejo proceso integrativo de los diferentes inputs sensoriales.

En este sentido, Stelmach y Worringham (1985) sugirieron que el deterioro de los procesos integrativos centrales podría explicar la disminución de la estabilidad postural observada con el envejecimiento. Cuando los mecanismos reflejos no son activados, el sistema nervioso central debería emprender ciertas etapas o fases de procesamiento (input sensorial o periférico, selección de la respuesta, y ejecución) para prevenir la caída. Así, el enlentecimiento en el procesamiento de la información de los sistemas visual, vestibular y somatosensorial podría ser una causa fundamental del deterioro de la estabilidad postural (Diener et al., 1984; Skinner et al., 1984; Woollacott et al., 1988; Straube et al., 1988; Teasdale et al., 1991; Wolfson et al., 1992; Hall y Jensen, 1997).

Esta hipótesis se apoya en uno de los más convincentes hallazgos en la literatura gerontológica, el fenómeno del enlentecimiento de la respuesta cognitivo-motora

relacionado con la edad (Salthouse, 1985). Este enlentecimiento no solo afecta a tareas de respuesta motora simple, representativas del funcionamiento del sistema nervioso central (Birren, Woods y Williams, 1979), también afecta a formas más complejas del comportamiento motor.

La naturaleza de este envejecimiento ha sido motivo de muchas investigaciones, pero algunas de las hipótesis no se han visto confirmadas. Así, desde hace muchos años se viene especulando sobre si este enlentecimiento es resultado de algún déficit específico dentro de alguna etapa del procesamiento central, o si se refiere a un déficit generalizado.

Birren et al. (1979) sugirieron que el envejecimiento afectaba a un "mecanismo primario general dentro del sistema nervioso", afectando así a la mayoría de las ejecuciones psicomotoras de velocidad. Estudios posteriores han encontrado deterioros en varias etapas del procesamiento, tales como codificación, filtrado o memoria. Así, Salthouse y Somberg (1982) constataron déficits en la memoria, la codificación de los estímulos y la preparación y ejecución de la respuesta. Stelmach, Goggin y García-Cólera (1987), hallaron que los ancianos tardaban más tiempo que los jóvenes en la especificación de las dimensiones del movimiento. Por su parte, Gottsdanker (1980) halló diferencias entre los grupos de edad cuando la preparación del movimiento era manipulada, y Baylor y Spirduso (1988) también constataron los efectos de la edad en la selección de la respuesta y programación de la respuesta. Dado que las diferencias de edad no podían ser fácilmente localizadas en una etapa específica del procesamiento de la información, Salthouse y Somberg (1982) especularon con la posibilidad de una reducción generalizada de velocidad en toda la actividad del sistema nervioso central.

De cualquier manera, tal y como indica Stelmach “Hoy en día aún no está claro si hay déficits generalizados en los mecanismos centrales, o si el envejecimiento tiene efectos específicos sobre un aspecto del procesamiento cognitivo-motor en particular”. (Stelmach, 1994, p. 507). Por este motivo, resulta necesario seguir desarrollando investigaciones dirigidas a responder los interrogantes anteriores.

El enlentecimiento en la preparación de la respuesta entre los ancianos tiene implicaciones en la ejecución del movimiento. Investigaciones previas han encontrado que los ancianos son más lentos en la ejecución de la respuesta (Welford, 1977, 1982). De acuerdo con Welford (1984), el tiempo tomado para hacer un movimiento refleja el grado de control más que el tiempo de los músculos para contraerse y producir la fuerza apropiada. A diferencia del tiempo de reacción, el tiempo de movimiento no parece estar afectado por la especificación de las dimensiones del movimiento (Stelmach, et al., 1987) o la reestructuración de la respuesta motora (Stelmach, Goggin y Amrhein, 1988); es decir, por aquellos mecanismos que parecen causar aumentos en el tiempo de reacción. Sin embargo, el tiempo de movimiento parece estar afectado por la complejidad de las tareas (Stelmach, Amrhein, y Goggin, 1988) y la precisión del objetivo (Welford, 1977).

En general, los ancianos son más lentos en su tiempo de movimiento debido a que ponen más énfasis y atención en la precisión de movimientos. Las investigaciones en esta área indican que los ancianos usan diferentes estrategias que los jóvenes en el control de movimiento. Por ejemplo los ancianos tienden a ser más cautelosos en su comportamiento (Salthouse, 1985; Welford, 1984), muestran una mayor dependencia sobre la visión y el feedback visual en el control de movimiento (Szafran, 1951), y demuestran dificultades de coordinación (Stelmach, Amrhein et al., 1988).

Welford (1969; 1977, 1982, 1984) ha sugerido que los ancianos tardan más tiempo en controlar o supervisar sus respuestas, es decir, tardan más tiempo en analizar la señal antes de responder, sugiriendo que los ancianos son incapaces de evitar supervisar la respuesta, aspecto que considera de precaución en su comportamiento.

Es bastante evidente que las dificultades experimentadas por los ancianos en el control del movimiento son particularmente causadas por el enlentecimiento de la iniciación de la respuesta y la ejecución de la respuesta. No obstante, con el fin de entender el declive de una forma más global según Mortimer, Pirozzolo y Maletta (1982), deberíamos considerar otros factores responsables del déficit del rendimiento humano con la edad tales como factores físicos, sociales, de salud y de comportamiento, siendo de interés inmediato y futuro estudiar el comportamiento motor de los ancianos en diferentes contextos.

Así pues, existen evidencias de que un enlentecimiento general de los procesos sensoriales, integrativos y motores que controlan la postura está asociado con la edad, aunque la contribución relativa de cada uno de éstos aún no resulta clara. Asimismo, se ha visto que ninguno de los sistemas es responsable por sí solo del aumento del desequilibrio y las caídas en el anciano, debido a que las deficiencias son probablemente compensadas por otros sistemas relacionados y comprometidos. Así, una posición inestable del cuerpo puede no ser corregida, o corregida demasiado tarde, fallando por tanto el sistema de control postural.

**1.7. FACTORES MÚSCULO-ESQUELÉTICOS
RELACIONADOS CON EL EQUILIBRIO**

1.7.1. Fuerza muscular

Entre los 20 y los 30 años se alcanza la máxima fuerza muscular y se empieza una reducción a medida que avanza la edad (Larsson, Grimby y Karlsson, 1979; Vandervoort et al., 1990; Aoyagi y Shephard, 1992), pero no se ha llegado a determinar el papel que juega en esta reducción la enfermedad, la inactividad y el propio envejecimiento (Aniansson, Rundgren y Sperling, 1980).

La pérdida de fuerza no afecta de forma similar ni a todos los músculos ni a todos los movimientos. Así se ha encontrado que la fuerza de la extremidad inferior del cuerpo se deteriora más rápidamente que la fuerza de la extremidad superior (Larsson et al., 1979; Murray et al., 1985). Asimismo, se ha visto que para los ancianos más débiles, la pérdida de fuerza en la extremidad inferior supone mayor problema que la pérdida en la extremidad superior (Jette, Branch y Berlin, 1990).

Los diferentes estudios realizados al respecto han mostrado una reducción de la masa muscular conforme pasan los años. Esta atrofia es el resultado de los cambios en los componentes del músculo, principalmente de la disminución en el número de fibras, de la reducción del tamaño de las fibras musculares, y de la pérdida de unidades motoras que inervan dichas fibras (Grimby, 1988). E igualmente, de la cantidad de tejido muscular que es reemplazado por tejido conectivo (Larsson, 1978; Booth, Weeden y Tseng, 1994).

Young, Stokes y Crowe (1984, 1985), usando una técnica de ultrasonidos, encontraron entre un 25% y un 33% de reducción de la masa muscular en el área

transversal del cuádriceps femoral cuando compararon jóvenes (21-28 años) y ancianos (70-79 años). Aunque el porcentaje de reducción varía según los distintos investigadores, también se ha encontrado una reducción significativa en la sección transversal del músculo vasto lateral (Lexell, Taylor y Sjoström, 1988) y de los flexores plantares (tríceps sural) del tobillo (Vandervoort et al., 1986; Rice, Cunningham, Paterson y Lefcoe, 1989).

Lexell et al. (1988), en su estudio con participantes entre 80 y 83 años, encontraron una reducción del 50% del número de fibras Tipo I y II, así como atrofia de las Tipo II. Aniansson, Hedberg, Henning y Grimby (1986) encontraron una reducción en el tamaño de las fibras Tipo II. Por su parte, Essen-Gustavsson y Borges (1986), con participantes de 78 a 80 años, no hallaron cambios en la composición de las fibras, pero sí reducción en el tamaño de las fibras Tipo I y II. Grimby y Saltin (1983) en cambio, encontraron cambios en el tamaño de las fibras solo en participantes de más de 80 años, y Oertel (1986) estudiando a participantes de 70 a 80 años, constató atrofia en las fibras Tipo II.

Por tanto, la atrofia de las fibras es más evidente en las de Tipo II o rápidas, ocurriendo fundamentalmente después de los 60 años aproximadamente. El tamaño de las fibras en los individuos no entrenados parece ser una característica regularmente estable hasta la última etapa de la vida adulta (Essen-Gustavsson et al., 1986; Oertel, 1986; Lexell et al., 1988). La literatura también indica que se produce un declive gradual en el número de fibras musculares a lo largo de la vida, iniciándose el proceso en el nacimiento (Grimby y Saltin, 1983) y llegando a una pérdida total de un 50% (Lexell et al., 1988). El incremento de grasa y tejido conectivo en las piernas también se

ha observado con el envejecimiento (Lexell et al., 1988; Rice et al., 1989), por lo que las estimaciones de masa y fuerza muscular basadas en medidas antropométricas deben realizarse con precaución (Vandervoort, Hayes y Belanger, 1986).

Estos cambios relacionados con la edad a nivel músculo-esquelético conducen a una reducción en la capacidad del anciano para generar tensión máxima, tanto en términos de fuerza absoluta como de velocidad de respuesta (Larsson et al., 1979; Murray, Gardner, Mollinger y Sepic, 1980).

Las reducciones en fuerza isocinética para el grupo muscular de los extensores de la rodilla de los ancianos en comparación con los jóvenes es de un 25 % en hombres de 60 a 69 años (Larsson et al., 1979), del 45 % en hombres de 70 a 86 años (Murray et al., 1980), y del 35 % en mujeres de 70 a 86 años (Murray et al., 1985). Los dos últimos valores coinciden con los niveles de fuerza isométrica encontrados en los estudios realizados por Young et al. (1984, 1985). Aniansson, Sperling, Rundgren y Lehnber (1983) han encontrado mayor reducción en fuerza isocinética que en isométrica en los músculos extensores de rodilla y flexores y extensores de codo entre los ancianos de edad comprendida entre los 70 y 75 años. Asimismo, una reciente investigación longitudinal realizada con hombres de entre 73 y 83 años puso de manifiesto una reducción del 10 al 22 % por cada período de 7 años, tanto en fuerza isométrica como isocinética (Aniansson et al., 1986).

Los grupos musculares que rodean la articulación del tobillo también muestran declives en fuerza cuando se comparan adultos jóvenes y ancianos. Davies, Thomas y White (1986) midieron la fuerza del tríceps sural en hombres y mujeres con un

promedio de edad de 69 años, y hallaron una diferencia media del 35% con respecto a los hombres jóvenes. Por su parte, Vandervoort y McComas (1986) observaron que los jóvenes y adultos de mediana edad tenían similar fuerza isométrica, y que los valores decrecían aproximadamente un 15% por década, llegando en hombres y mujeres de entre 80 y 100 años a presentarse unos declives de fuerza de un 45 y un 55 %, respectivamente. El test isocinético del flexor plantar (tríceps sural) del tobillo en los hombres también reflejó un efecto de la edad significativo.

Hoy en día se sabe que una amplia proporción de ancianos tienen una cierta debilidad en los músculos tibiales anteriores, los cuales son críticos en la corrección del balanceo posterior (Wolfson, Whipple, Amerman, Kaplan y Kleinberg, 1985; Whipple, Wolfson y Amerman, 1987). En este sentido, Vandervoort et al., (1986) hallaron que los ancianos mantenían su capacidad para activar los músculos al máximo y, por tanto, los declives en fuerza relacionados con la edad podían deberse a una reducción de la excitabilidad de la masa muscular. En la misma línea de resultados, Izquierdo, Aguado, González, López y Häkkinen (1999), encontraron que la reducción asociada al envejecimiento en la capacidad del sistema neuromuscular para realizar acciones musculares rápidas, podía estar más relacionada con una disminución en la capacidad para responder de manera rápida a un cambio de posición que con diferencias en el control de balanceo postural durante la trayectoria.

Por otra parte, también se ha encontrado que los ancianos que permanecen activos, tanto por participar en alguna actividad física o deporte o porque su trabajo requiera un determinado esfuerzo muscular, presentan medidas tanto en fuerza isocinética como isométrica superiores a las de los participantes inactivos de su misma

edad, sugiriendo por tanto que las reducciones en fuerza relacionadas con la edad están en función del tipo y la cantidad de actividad que realizan (Aniansson, et al., 1983; Frontera, Meredith, O'Reilly, Knuttgen y Evans, 1988; Rantanen y Heikkinen, 1998; Rantanen et al., 1999).

La pérdida de fuerza en las extremidades inferiores, fundamentalmente en la parte inferior de las piernas, es un factor que no parece contribuir al aumento del balanceo postural que se observa en los ancianos durante la permanencia estática. Esto es debido a que la cantidad de actividad muscular de la extremidad inferior que se produce durante la posición estática es muy limitada. De hecho, pocos estudios han encontrado una correlación positiva entre equilibrio estático y fuerza (Iverson et al., 1990; Ferrucci et al., 1997), hallando otros una débil asociación entre cambios en el control postural y cambios en la fuerza muscular dentro de los grupos musculares de la extremidad inferior (Era, 1988). Más numerosos son los que, por el contrario, no han encontrado correlación alguna entre fuerza y balanceo corporal (Lord, Clark y Webster, 1991b; Wolfson, Whipple, Judge y Amerman, 1993; Hwang y Reinsch, 1994; Judge, Whipple y Wolfson, 1994; Wolfson et al., 1996; Chandler, Duncan, Kochersberg y Studenski, 1998); e incluso entre número de caídas y niveles de fuerza (Lord, Clark y Webster, 1991a; Lord et al., 1995).

No obstante, la contribución de la fuerza a las actividades de la vida diaria como subir y bajar escaleras, la locomoción, las actividades que requieren equilibrio dinámico, o a la prevención de las caídas cuando ya se ha producido el desequilibrio, puede ser más importante (MacRae, Reinsch y Tobis, 1989; Avlund, Schroll, Davidsen, Lovborg y Rantanen, 1994; Izquierdo et al., 1999). En este sentido, algunos

investigadores han hallado una correlación positiva entre velocidad de paso y fuerza (Aniansson et al., 1980; Wolfson et al., 1996), otros solo han hallado relación entre fuerza y velocidad máxima de paso, no encontrándola al emplear la velocidad confortable de paso (Bohannon, Andrews y Thomas, 1996), si bien, en cambio, otros investigadores han encontrado una correlación, aunque no lineal, entre ambos parámetros (Buchner, Larson, Wagner, Koepsell y Delateur, 1996). En otros casos, esta asociación solo se ha podido mostrar entre las mujeres (Bassey, Fiatarone, O'Neil, Kelley, Evans y Lipsitz, 1992; Ferrucci et al., 1997), o entre las personas mayores con mayor debilidad física (Fiatarone et al., 1994).

De manera general se entiende que "... el tono muscular es la ligera tensión que afecta a los músculos estriados en reposo, dándoles una consistencia característica...". (Morín, 1979, p. 81). La contracción tónica no genera movimiento ni desplazamientos, como la contracción fásica; esencialmente, es la actividad postural de los músculos que fijan las articulaciones en determinadas posiciones, solidarias unas con otras, y determina la actitud del conjunto. La posición estática simple no requiere más que un pequeño esfuerzo muscular para responder a la necesidad de proyección del centro de gravedad dentro de la superficie de apoyo; cualquier modificación de esta superficie, compromete las condiciones más favorables para el equilibrio y requiere una mayor tensión muscular (Morín, 1979). Sin embargo, una pérdida severa de fuerza o de movilidad puede producir una incapacidad para ejecutar ciertos movimientos posturales o reequilibradores del cuerpo. Si el alineamiento anormal sitúa el centro de gravedad fuera de los límites de la base de apoyo, el balanceo producido requerirá la estrategia de la cadera o la estrategia del paso para recobrar el equilibrio, o puede terminar en un desequilibrio mayor y una caída.

1.7.2. Deterioro de la columna

La postura se ve claramente afectada por los cambios degenerativos relacionados con la edad que afectan a los cuerpos vertebrales, discos intervertebrales y facetas articulares debidos a la osteoartritis y la osteoporosis. En la columna, se produce una exageración o inversión de las curvas fisiológicas provocando una alteración músculo-ligamentosa y consiguiente dolor por sobrecarga. En la sexta y séptima década de la vida, los discos intervertebrales comienzan progresivamente a deshidratarse aproximadamente un 30 % y el núcleo pulposo sufre un reemplazamiento fibrocartilaginoso (Payne, 1987). Consecuentemente, el disco es aplastado y resulta menos resistente o elástico (pierde su capacidad para recuperarse). Dichos cambios fueron descritos por Hayashi, Okada, Hamada, Tada y Veno (1987), que estudiaron los cambios relacionados con la edad en la espina cervical a través de radiografías. El estrechamiento o reducción de los discos intervertebrales y la presencia de osteofitos fue un rasgo común en la espina cervical de los ancianos (60-82 años), produciéndose con mayor frecuencia entre las vértebras quinta y sexta, y entre la sexta y la séptima.

Las actividades que requieren considerable movilidad articular tales como levantarse de una silla, subir escaleras y agacharse, son las más difíciles de ejecutar como resultado de los cambios relacionados con la edad en el sistema locomotor, produciendo un estrés mecánico sobre las vértebras y, por consiguiente, dolor. La disminución de la función músculo-esquelética produce por tanto una movilidad deteriorada o hipokinesia (Buckwalter et al., 1993). Los ancianos pueden rehusar desplazarse por miedo al dolor y a las caídas, disminuyendo así su movilidad y afectando más adelante a su postura, ya que los largos períodos en que permanecen sentados acentúan la cifosis torácica y reducen la

lordosis lumbar, llegando así de nuevo al dolor y la inmovilidad. Esto también conduce a una pérdida de flexibilidad de los músculos flexores de la cadera y de la rodilla, y en general, este círculo lleva a contracturas musculares, lesiones y malas posturas que pueden conducir a las caídas.

Los cambios articulares que acompañan a la osteoartritis afectan a la base de soporte requerida durante el paso. El dolor producido en los pies, articulaciones de las piernas, músculos, huesos y en la columna provoca un deterioro de la movilidad. Dos hallazgos relevantes en el estudio de Tinetti et al. (1986) sobre las caídas entre las ancianas institucionalizadas fueron la reducción de la fuerza y el desequilibrio durante el test de extensión de cabeza hacia atrás. Ambos aspectos pueden ser atribuidos en parte a cambios osteoartóricos.

De cualquier manera, aún no está claramente determinado que la osteoartritis muestre mayor prevalencia con el aumento de la edad, con lo cual no puede considerarse la causa responsable de la alteración del equilibrio con la edad (Vandervoort et al., 1990).

1.8. INESTABILIDAD POSTURAL Y CAÍDAS

La pérdida de equilibrio y las caídas por causa accidental en situaciones estáticas o durante la locomoción comienza a considerarse como una amenaza en aumento para la seguridad y la salud en el anciano, especialmente para aquellos de edad más avanzada. Las caídas representan en las personas mayores un marcador de fragilidad, inmovilidad y deterioro agudo y crónico de la salud. A su vez, las caídas disminuyen la capacidad funcional al producir lesiones, limitaciones de la actividad, temor a caer y pérdida de la movilidad (Berg y Cassells, 1992).

La caída podría definirse como el acontecimiento involuntario por el que una persona impacta con el suelo. Berg y Cassells (1992), describen las caídas en tres fases:

La primera fase o acontecimiento de inicio, en la que se desplaza el centro de la masa del cuerpo más allá de su base de sustentación. Comprende factores extrínsecos como son los peligros ambientales y los factores intrínsecos como articulaciones inestables, debilidad muscular y los reflejos posturales inestables, y la realización de actividades físicas en el momento de la caída.

La segunda fase comprende un fallo en los sistemas responsables del mantenimiento de la postura para detectar y corregir a tiempo el desplazamiento, evitando así la caída. Esto se suele deber a dos factores intrínsecos del individuo: deterioro de la función sensorial y del procesamiento central; y debilidad muscular.

La tercera fase es el impacto del cuerpo sobre las superficies ambientales.

En la mayoría de los países, las pocas encuestas comunitarias sobre caídas han sido retrospectivas, preguntando a los encuestados acerca de las caídas sufridas en el último año (Berg y Cassells, 1992). Esta forma de cuestionar puede llevar a datos poco fiables o erróneos. En cualquier caso, algunos estudios han mostrado que alrededor de

una cuarta parte de las personas de 65 a 74 años, y una tercera parte o más a partir de 75 años, sufrieron una caída el año anterior (Campbell, Borrie y Spears, 1989; Robbins, Rubenstein, Josephson, Schulman, Osterweil y Fine, 1989), donde otros han encontrado que, aproximadamente un 30% de la población de más de 65 años, y un 40% de la población de más de 75 años, tienen al menos una caída al año (Prudham y Evans, 1981; Tinetti y Williams, 1998). Por otra parte también se ha encontrado que el índice de caídas es aún más alto entre los ancianos institucionalizados (Tinetti, Sppechley y Ginter, 1988);

1.8.1. Factores de riesgo

Craik (1990) ha sugerido que las causas de las caídas accidentales pueden dividirse en dos categorías, las relacionadas con la fase de detección del estímulo que provoca una pérdida del equilibrio y las relacionadas con la incapacidad para corregir esa inesperada pérdida del equilibrio. Ejemplos de estímulos que pueden causar caídas son: un traspie, una superficie deslizante, etc. La incapacidad para corregir esa pérdida inesperada de equilibrio depende de un tiempo de reacción ralentizado, una función disminuida de la integración sensorial del sistema nervioso central, la debilidad muscular y la pérdida de movilidad articular.

Para otros autores, como Berg y Cassells (1992), las causas de las caídas son multifactoriales (principalmente, las alteraciones del paso y el equilibrio, la medicación, la hipotensión arterial, la debilidad de las extremidades inferiores, la falta de confianza y los peligros del entorno) y resultan de una compleja interacción entre factores intrínsecos y extrínsecos. Los primeros, los intrínsecos, acompañan al envejecimiento o

pueden estar aumentados por la patología o enfermedad (Nickens, 1985; Tinetti et al., 1986; Nevitt et al., 1989), mientras que los extrínsecos se relacionan con la actividad o el entorno (Berg y Cassells, 1992).

Aunque todavía resulta limitado el conocimiento de los mecanismos etiológicos de estos factores de riesgo y de la forma en que se combinan para provocar las caídas, los estudios realizados por algunos equipos de investigación (Gabell, Simons y Nayak, 1985; Rubenstein, Robbins, Schulman, Rosado, Osterweil, y Josephson, 1988; Tinetti, et al., 1988; Nevitt et al., 1989) contribuyen a un mejor conocimiento y comprensión de los factores asociados a las caídas en las personas mayores.

1.8.1.1. Factores intrínsecos

1.8.1.1.1. Alteraciones del equilibrio

Como se ha argumentado en los puntos anteriores, la marcha normal y la estabilidad dependen del correcto funcionamiento de los sistemas sensoriales. Así las aferencias propioceptivas, visuales y vestibulares, son críticas para mantener el centro de gravedad dentro de la base de sustentación, y estas vías sensoriales como hemos visto previamente, pueden estar afectadas por la edad y la enfermedad. Asimismo, los trastornos relacionados con la edad en la integración central de los diferentes inputs y la selección de la respuesta pueden ralentizar diferentes tareas motoras, deteriorando su velocidad y provocando caídas (Woollacott et al., 1982; Stelmach y Worringham, 1985).

Los estudios que analizan el equilibrio estático o dinámico como factores relacionados con las caídas se centran sobre aspectos muy concretos, como anomalías de la marcha, reducción de la velocidad para andar, balanceo postural, deterioro del equilibrio dinámico, deterioro de la marcha en tándem y del equilibrio sobre una pierna, y las dificultades para levantarse de una silla.

La variable más frecuentemente asociada con las caídas en el anciano es el aumento del balanceo postural (Overstall et al., 1977; Overstall, 1978; Brokelhurst et al., 1982; Lichtenstein et al., 1989; Thapa et al., 1996). Sin embargo, esto no implica que ésta sea la causa. De hecho, muchas de las caídas ocurren cuando el sujeto está en movimiento; es decir, caminando, subiendo o bajando escaleras, o cambiando de una superficie a otra. No obstante, el mayor balanceo postural observado entre los ancianos se interpreta como una reducción de la estabilidad postural, y existe un amplio consenso en que este aumento del balanceo aumenta la predisposición e incidencia de caídas en los ancianos.

Sheldon (1963) parece ser uno de los primeros en sugerir esta relación, que posteriormente se ha visto confirmada por los resultados de Overstall et al. (1977) y Overstall (1978), que encontraron que para ambos sexos el balanceo postural era mayor entre las personas con historial de caídas.

Fernie, Gryfe, Holliday y Llewellyn (1982) se plantearon determinar si existía una relación en los ancianos entre la amplitud y velocidad de balanceo postural durante la permanencia estática y la frecuencia de caídas. Los resultados de su estudio con un total de 250 ancianos institucionalizados con una media de edad de 81,8 años mostraron

que la velocidad media de balanceo fue significativamente mayor para aquellos que tenían una caída o más al año. Sin embargo, la amplitud media de balanceo entre los participantes institucionalizados sin historial de caídas fue mayor en comparación con ancianos no institucionalizados que fueron evaluados en un estudio previo. Los autores presentaron las siguientes conclusiones: por una parte, la velocidad de balanceo postural es el único indicador de la tendencia o predisposición a caer y, por otra, el aumento del balanceo postural no muestra correlación con una mayor frecuencia de caídas.

La relación entre amplitud de balanceo, en este caso lateral, y caídas también se ha mostrado en el estudio de Crosbie, Nimmo, Banks, Brownlee y Meldrum (1989), y en el de Maki (1995). En ambos estudios, los participantes con historial de caídas mostraban mayores desplazamientos laterales del centro de presión en comparación con los participantes que no habían sufrido ninguna caída previa.

Excepción hecha del estudio de Briggs et al. (1989), en el que no se observaron diferencias significativas en la medida de equilibrio sobre una pierna entre participantes con y sin historial de caídas, los trabajos que se han venido realizando hasta la fecha en esta área, confirman los resultados iniciales de Fernie et al. (1982). Así, Chandler, Duncan y Studenski (1990) comprobaron de nuevo los efectos de la edad sobre el equilibrio y su relación con el historial de caídas en un estudio en el que compararon la respuesta postural de tres grupos: adultos sanos (de 20 a 40 años), ancianos sanos no institucionalizados (60 a 102 años) y ancianos con un historial frecuente de caídas (66 a 95 años). Se utilizó el test de estrés postural para valorar la capacidad de equilibrio tras una perturbación, es decir, tras un desequilibrio provocado. Los resultados de este estudio mostraron que los ancianos con historial de caídas presentaban medidas más

bajas de equilibrio que los ancianos sin caídas, y ambos grupos de ancianos peores que los jóvenes. También parece que las peores mediciones de equilibrio no pueden ser atribuidas solo a la edad, pero pueden ser predictivas de ciertos procesos patológicos que predisponen a un individuo a caer frecuentemente, confirmando así otros hallazgos previos (Ferne et., al. 1982). Estos resultados se ven también sustentados por recientes investigaciones en las que se evidencia un mayor deterioro de la función de equilibrio entre los ancianos que tiene un historial de caídas (Wolfson et al., 1986; Ring, Nayak e Isaacs, 1988; Heitmann, Gossman, Shaddeau y Jackson 1989; Gehlsen y Whaley, 1990; MacRae, Lacourse y Moldavon, 1992; Meldrum y Finn, 1993; Graafmans, Ooms, Hofstee, Bezemer, Bouter y Lips, 1996) constatándose, además, una mayor dificultad para caminar (Meldrum y Finn, 1993; Graafmans et al., 1996), mayor debilidad en las piernas (MacRae et al., 1992) y limitada flexibilidad en las caderas y los tobillos entre los participantes con historial de caídas (Gehlsen y Whaley, 1990).

En cuanto a anomalías de la marcha, también está demostrada su mayor incidencia en participantes con historial de caídas. Gimaraes e Isaacs (1980), por ejemplo, también han mostrado que el paso de los ancianos con caídas hospitalizados de más de 65 años, es diferente al de los jóvenes y de otros ancianos sin caídas. Así los ancianos con historial de caídas caminan a velocidad más lenta, tienen una longitud de paso más corta, la amplitud de los apoyos es más estrecha, la frecuencia de paso es mayor, y la variabilidad de la longitud del paso es más amplia. Estos resultados confirmaron los encontrados previamente en un estudio llevado a cabo por Murray et al. (1969). No obstante, en un estudio posterior, Heitman, Gossman, Shaddeau y Jackson (1989) no encontraron diferencias significativas en la media y la variabilidad de la amplitud del paso entre participantes con y sin historial de caídas.

Por su parte, Prudham y Evans (1981) encontraron que los ancianos con historial reciente de caídas tenían menos movilidad y más dificultad en la ejecución de las actividades de la vida diaria, en comparación con los que no habían sufrido caídas. Quizás este sea uno de los hallazgos que más importancia pueda tener, por cuanto sugiere que el modelo de paso puede servir de predictor de las caídas. En este sentido de Imms y Edholm (1981), al estudiar separadamente ancianos con caídas previas y sin ellas, encontraron que también entre ambos grupos la única diferencia fue que los ancianos con historial de caídas caminaban más lentamente y realizaban los pasos más cortos. Esta asociación entre alteraciones del paso y caídas también se ha visto confirmada en recientes investigaciones, de hecho, Wolfson, Whipple, Amerman y Tobin (1990), han desarrollado una escala de evaluación de las anomalías del paso mostrando su relación con las caídas.

Con posterioridad, Gabell y Nayak (1984) hipotizaron que este incremento en la variabilidad del paso con la edad podría deberse a los deterioros en los mecanismos de equilibrio. Estos autores plantearon que dos factores se relacionaban con el control del equilibrio durante la locomoción: la amplitud del paso y el tiempo para realizar el doble apoyo. El primero sería el parámetro espacial, y el segundo el temporal. Predijeron así que un incremento en la variabilidad de uno u ambos parámetros podría indicar una falta de habilidad para compensar la estabilidad y además, predisponer a las caídas. Tras ver confirmada su hipótesis, Gabell y Nayak (1984) sugirieron que la forma de dar los pasos podía servir como indicador o predictor de las caídas. Más aún, como también estaban interesados en comprobar si la mayor variabilidad en las características del paso estaba relacionada con la edad o con las patologías, excluyeron de la muestra a todos aquellos ancianos con algún tipo de patología que pudiera afectar al paso o al

equilibrio, incluidos los desarreglos musculoesqueléticos, neurológicos y cardiovasculares. Los resultados indicaron que no había diferencias significativas entre la variabilidad del paso entre jóvenes normales y ancianos, lo que permitió concluir que cualquier aumento en la variabilidad del paso de los ancianos no es normal y podría deberse a alguna patología indetectada.

Estos resultados fueron corroborados más tarde por Tinetti et al. (1986), los cuales intentaron formular un índice de factores de riesgo para las caídas, descubriendo que las alteraciones en el paso y los mecanismos de control de la postura eran más fiables en la predicción de las caídas; más incluso que de la edad cronológica.

La relación entre la capacidad postural estática y la capacidad para caminar o equilibrio durante la marcha, fue abordada por Craick (1990), pero tras la revisión efectuada concluyó que tal relación no está sustentada por los resultados de las investigaciones que la han sometido a prueba entre participantes con patologías. Destacan así la necesidad de estudios que planteen la relación entre equilibrio estático y dinámico entre participantes sanos.

1.8.1.1.2. Debilidad muscular

Un consistente número de estudios han mostrado que la debilidad muscular de la extremidad inferior, encontrada entre ancianos institucionalizados, es un factor asociado con el incremento de caídas en personas mayores (Prudhman y Evans, 1981; Tinetti et al., 1986; Lipsitz, Jonsson, Kelley y Koestner, 1991), aunque se necesitan estudios que muestren esto entre la población no institucionalizada. Concretamente la fuerza de los

flexores dorsales del tobillo ha mostrado ser predictora de las caídas (Maki, Holliday y Topper, 1991; Maki, 1997). De hecho, en las personas con historial de caídas la fuerza de los flexores dorsales del tobillo (tibial anterior) resulta ser 7,5 veces más baja que la fuerza de los participantes que no han sufrido caídas (Whipple, Wolfson y Amerman, 1987). En la misma línea de resultados, Aniansson, Zetterberg y Hedberg (1984) hallaron mayor atrofia de las fibras de los extensores de rodilla en los participantes que habían caído y sufrido una fractura de cadera. También se ha observado que las personas que se caen habitualmente tienen una velocidad de paso más lenta que los grupos control sin historial de caídas, principalmente debido a las limitaciones de la función neuromuscular y al miedo a caerse de nuevo (Imms y Edholm, 1979).

No obstante, la relación entre niveles de fuerza y caídas no ha sido investigada en profundidad y se necesitan estudios que determinen qué niveles mínimos de fuerza son necesarios para el mantenimiento del equilibrio estático y dinámico (Ferrucci et al., 1997; Snow, 1999).

1.8.1.1.3. Medicación

Entre los ancianos es muy común el uso de medicación, y algunas de estas medicaciones pueden afectar al equilibrio y aumentar el riesgo de caídas. Las drogas psicotrópicas, como hipnóticos, antidepresivos y antipsicóticos, incrementan el riesgo de caídas en los ancianos. Ray y Griffin (1990), analizaron muchos estudios epidemiológicos sobre la asociación entre edad, drogas psicotrópicas y caídas, y encontraron que tanto los ancianos que vivían en una comunidad como los hospitalizados, tenían altos niveles de vértigo, alteraciones psicomotoras y caídas

asociadas con la medicación. Las drogas hipnóticas, tales como barbitúricos, son una importante causa de caídas por la noche y por la mañana. Algunos antidepresivos y sedativos pueden bajar la presión de la sangre directamente o actuar con los antihipertensivos causando hipotensión postural, lo cual es un factor de riesgo para las caídas. También la actuación a largo plazo de las benzodiazepinas para el tratamiento de la hipotensión postural altera la función psicomotora, lo cual afecta al equilibrio incrementando el riesgo de caídas y disminuyendo la capacidad de ejecutar una reacción positiva previniendo la caída (Ray, Griffin y Downey, 1989).

Otros medicamentos también parecen mostrar relación con las caídas como los diuréticos y antihipertensivos (Ray y Griffin, 1990), aunque esto no está del todo confirmado (Spiriduso, 1995). Así pues, se requieren más investigaciones para determinar la contribución de las diferentes medicaciones al riesgo de sufrir caídas (Berg y Cassells, 1992).

1.8.1.1.4. Enfermedad o afecciones medicas

En más de un estudio se han asociado las caídas con diferentes afecciones médicas crónicas habituales, como demencia tipo Alzheimer, la apoplejía, las cataratas, la incontinencia urinaria, así como con la enfermedad de Parkinson (Nevitt et al., 1989; Berg y Cassells, 1992). También la hipotensión ortostática o hipotensión postural supone un riesgo para las caídas (Gryfe, Amies y Ashley, 1977; Petrella, Cunningham y Smith, 1989). La hipotensión es una alteración asociada con la incapacidad de mantener una adecuada presión de la sangre cuando se cambia rápidamente de la posición de tumbado a la posición de pie (descenso de la presión sistólica superior a 20 mm Hg,

entre estar acostado y de pie), lo que supone una disminución de la presión sanguínea hacia el cerebro, acompañado de una sensación de mareo y pérdida del equilibrio (Isaacs, 1995). Esto suele suceder por deterioro de los reflejos circulatorios y enfermedades cardiovasculares, siendo más frecuente en diabéticos y enfermos de Parkinson.

Por otra parte, el vértigo, que puede significar una alteración vestibular periférica o una alteración central, es una causa poco común de caídas, pero los datos son aún escasos para afirmarlo con rotundidad (Rubenstein et al., 1988).

Recientemente, Berg, Alessio, Mills y Tong (1997) han hallado una correlación entre baja presión sistólica (por debajo de la media) y caídas, encontrando asimismo, una correlación entre las caídas y el uso de gafas, y caídas y disminución del campo visual.

Las alteraciones músculo-esqueléticas que acompañan a la osteoartritis y osteoporosis afectan a la base de apoyo requerida durante la locomoción. Aunque, como hemos visto en el punto 1.7.2., ésto no es considerado como responsable de la falta de movilidad, ni causa principal de las caídas (Tinetti et al., 1986; Nevitt et al., 1989; Berg y Cassells, 1992).

1.8.1.1.5. Confianza

Muchos ancianos pierden la confianza en su movilidad y tienen miedo a caerse. El miedo a caerse es conceptualizado como un hecho constante sobre las caídas que

limita el funcionamiento y las actividades de la vida diaria. Varios investigadores han argumentado que este miedo puede aumentar el riesgo de caídas. De hecho, se ha evidenciado de forma reciente que el miedo a caerse prevalece en el 50-60% de las personas que han sufrido de forma reciente una caída, y en el 20-46% de los participantes que sufrieron caídas no tan recientemente (Nevitt et al., 1989). En el estudio de Maki et al., (1991) se dividieron a los ancianos en función de haber sufrido o no alguna caída y, a la vez, en función de tener o no, miedo a caerse. El grupo de participantes con historial de caídas y miedo a caerse mostraron peores ejecuciones en los tests de permanencia con ojos cerrados, ojos abiertos y sobre una pierna. Tinetti y Powell (1993), argumentan que la autoeficacia de los individuos puede ser un factor importante en el tratamiento del miedo a las caídas. Considerando la autoeficacia como una situación específica de la auto-confianza (ver Tinetti y Powell, 1993, para una revisión).

Un reciente estudio llevado a cabo por McAuley, Mihalko y Rosengren (1997) examinó la relación entre modelos de actividad física, autoeficacia, equilibrio y miedo a caerse en los ancianos. Los resultados mostraron que los participantes físicamente más activos tenían menos miedo a caerse, mejor equilibrio y una percepción más fuerte de la eficacia. Aunque los participantes con peor equilibrio también parecían tener poco miedo a caerse. Por otra parte, las mujeres mostraban más miedo a caerse que los hombres. El equilibrio y la autoeficacia mostraron ser factores significativamente independientes del miedo, a diferencia del historial de actividad física. Los autores concluyeron afirmando que la falta de fiabilidad de las medidas pudo haber sido la causa de los resultados negativos.

1.8.1.2. Factores extrínsecos

1.8.1.2.1. Relacionados con la actividad

Según Tinetti y Speechley (1989) la mayoría de las caídas que sufren los ancianos ocurren durante la ejecución de las actividades cotidianas y usuales como caminar o en los cambios de posición. Una minoría de las caídas de los ancianos que viven dentro de una comunidad, alrededor de un 5%, ocurren durante la realización de actividades claramente peligrosas tales como subirse sobre una silla, o en la participación en algún deporte. Aproximadamente, un 19% de las caídas se producen en las escaleras, y principalmente bajando presenta más peligro que subiendo.

No obstante, otros autores muestran que las caídas en los ancianos activos se producen durante la realización de movimientos extremos como caer de una escalera cuando se cuelga una cortina, al cambiar las bombillas o al pintar el techo (Isaacs, 1995).

1.8.1.2.2. Peligros del entorno

Muchas de las caídas experimentadas por los ancianos que viven en sus casas son provocadas por los peligros del entorno, y son consecuencia del mal diseño y escaso mantenimiento de la arquitectura. En la revisión realizada por Rubenstein et al. (1988), destacan los factores ambientales como una de las principales causas de las caídas. En uno de los estudios revisados, el 39% de las caídas eran causadas por factores domésticos, y en otro realizado con posterioridad, el 52% de las caídas fueron atribuidas

a causas del entorno. Debido a que estos peligros del entorno pueden ser modificados y este tipo de caídas pueden ser potencialmente prevenibles, es interesante considerar y evaluar los factores ambientales. Entre los principales peligros dentro del hogar que han sido considerados en diferentes estudios se incluyen escaleras sin reparar, iluminación insuficiente, suelos deslizantes, alfombras, camas demasiado bajas, y sanitarios del baño bajos. Y fuera de la casa, las escaleras en mal estado, y la rotura del bastón son los peligros más frecuentes para las caídas.

Como sugieren Berg y Cassells (1992), en la mayoría de los estudios revisados por ellos no se establecen comparaciones entre la exposición a los peligros ambientales de las personas que se caen y un grupo de control. Según estos autores, ningún estudio ha cuantificado los peligros para desarrollar una estimación fiable del riesgo. El enfoque habitual consiste en observar la presencia de peligros en las casas de los participantes. Destacan, además, que es difícil clasificar las definiciones de los peligros ambientales y los métodos para evaluarlos.

1.8.2. Consecuencias de las caídas

La más seria consecuencia de la caída es la muerte debida a la caída en sí o a las complicaciones de la caída. De hecho, el 50% de los ancianos que son hospitalizados por una caída mueren en el transcurso de ese año (Rubenstein et al., 1988). Hacia los 85 años de edad, las dos terceras partes aproximadamente de todas las muertes relacionadas con lesiones se deben a las caídas. El índice de muertes relacionadas con las caídas aumenta rápidamente con los años para las personas de edad más avanzada (Berg y Cassells, 1992).

Una segunda consecuencia de las caídas también sería es una lesión debilitante; en general, las fracturas son las lesiones graves más habituales producidas por caídas en las personas mayores. Específicamente, en este grupo de edad, las fracturas de cadera, de la muñeca, del húmero, y de la pelvis provienen de los efectos combinados de las caídas, osteoporosis y otros factores que aumentan la susceptibilidad a las lesiones (Dargent-Molina et al., 1996). En Estados Unidos cada año se producen aproximadamente 220.000 fracturas de cadera y de muñeca en personas que tienen una edad superior a 65 años (Berg y Cassells, 1992). Las fracturas de cadera son unas de las causas más frecuentes de limitación de la movilidad e independencia en los ancianos y es un factor que contribuye al 40% de las admisiones en las residencias de ancianos (Tinetti et al., 1988).

Otras lesiones serias resultantes de las caídas son el hematoma, subluxación de la articulación, el esguince y otras lesiones tisulares ligeramente incapacitantes. En Estados Unidos, estas lesiones se sitúan en sexto lugar entre las causas de muerte entre los ancianos de más de 65 años (Sattin, 1992). Como reflejan Berg y Cassells (1992), en ese país las estimaciones de la Encuesta Nacional de Salud indican que en el año 1986, entre las personas de 65 años en adelante, hubo 5,8 millones de lesiones, siendo probablemente las caídas las mayores responsables de esta carga total por lesiones, aunque esto aún está por demostrar. Sí se ha visto en un estudio que alrededor de la mitad de las personas de 65 años o más que viven en sus casas y que están ingresadas por alguna lesión producida por una caída, no vuelven a sus hogares.

Por otra parte, las personas que sufren una caída manifiestan mayor miedo a caerse, lo cuál es asociado a menudo con la pérdida de autoconfianza, aumentando así

la ansiedad frente a las actividades normales. El resultado de esta situación puede ser una reducción de la actividad, una disminución de la movilidad y un aumento de la dependencia, frecuentemente autoimpuestos. El temor a caerse o “síndrome de postcaída”, puede conducir a serias depresiones e institucionalización, con lo cual se reduce dramáticamente su calidad de vida (MacRae et al., 1992).

No se pueden realizar estimaciones significativas de los costes médicos y de otra índole ocasionados por las caídas de las personas mayores. Sin embargo, las fracturas relacionadas con las caídas constituyen la principal parte de los costes por osteoporosis, que recientemente se han estimado entre siete y diez mil millones de dólares anuales. El 66% de las admisiones hospitalarias y el 82% de las admisiones en residencias sanitarias por osteoporosis comprenden fracturas habitualmente causadas por caídas de las personas mayores (Berg y Cassells, 1992). Siendo la fractura de fémur y de cadera un grave problema socio-económico y sanitario, en España apenas se dispone de información. En un estudio realizado en Barcelona durante 1989 (Díez et al., 1989) se registraron 1358 fracturas de fémur (la incidencia de fracturas por 100.000 habitantes fue de 193) cuya atención ocasionó un gasto de 662 millones de pesetas aproximadamente, suponiendo así cada fractura un coste de 448.200 pesetas. Para toda España representa anualmente, si se asume la misma incidencia y costes que para Barcelona, 33.298 fracturas con un gasto anual de 16.295 millones (intervalo de confianza de las estimaciones 95%). En Cantabria, un estudio realizado en 1988 (Olmos et al., 1992) que incluía a pacientes de más de 49 años mostró una tasa de fractura de cadera de 277 por 100.000 habitantes en el caso de las mujeres y de 100 por 100.000 habitantes en el caso de los hombres. La media de edad de las mujeres fue de 80 años y la de los hombres 76 años, y la causa prácticamente siempre fue una caída simple. La incidencia de fracturas de cadera en Cantabria es similar a la de

otras regiones de España, como Salamanca, donde se realizó un estudio en 1992 que encontró una tasa inferior a la de los países del centro y norte de Europa, así como a la de Estados Unidos (Olmos et al., 1992). En cualquier caso, siguen siendo necesarios más estudios sobre los costes de las lesiones producidas por las caídas.

1.8.3. Perfil del sujeto con caídas

Las personas mayores con deterioros múltiples de salud se enfrentan al mayor riesgo de caídas. Aquellos individuos que tienen un historial de caídas y además un alto riesgo de volver a caerse, presentan unas características particulares: son adultos que necesitan dar más pasos para girar 360°; no pueden levantarse de una silla sin ayuda de un impulso; usan frecuentemente antidepresivos; tienen deteriorado el sentido de la posición del cuerpo; más frecuentemente parecen ser mujeres; presentan una debilidad inusual en los músculos aductores de cadera, extensores de rodilla, flexores de rodilla y dorsiflexores de tobillo; presentan un historial de accidentes previos; pueden tener ligera demencia; experimentan episodios de vértigo; realizan moderadamente alterada la escala de ejecución de actividades de la vida diaria, además presentan alteraciones en el paso; y también toman de forma rutinaria varias medicaciones. Los individuos con una o más de estas características tienen un riesgo elevado de caídas (Tinetti et al., 1986; Spirduso, 1995). Por otra parte indican como otra característica añadida la incontinencia, aunque no está del todo comprobado.

La condición de mujer parece ser una característica común en los participantes con tendencia a caerse. Algunos estudios han encontrado que las mujeres tienen más tendencia a caerse que los hombres (Overstall et al., 1977; Nevitt et al., 1989; Lipsitz et

al., 1991; Vellas et al., 1995). Sin embargo, las causas de estas diferencias, como puede ser el balanceo postural, la fuerza o el enlentecimiento de la respuesta refleja, aún están por determinar. Así, algunos autores no han encontrado diferencias significativas entre hombres y mujeres en el balanceo postural o equilibrio estático (Stones y Kozma, 1987; Gehlsen y Whaley, 1990) y otros, sin embargo, han mostrado que las mujeres de edad comprendida entre 20 y 80 años tenían mayor balanceo que los hombres (Overstall et al., 1977).

En cuanto al equilibrio dinámico, parámetros medidos tales como la amplitud y la velocidad de paso no han mostrado diferencias significativas entre hombres y mujeres (Gabell y Nayak, 1984; Toole y Kretzschmar, 1993; Costes-Salon, Lafont, Dupui, Stephan, Albarade y Bessou, 1995). En este sentido, son necesarias más investigaciones que puedan aclarar las posibles causas de las caídas y cuáles son las causas determinantes, si las hay, de que las mujeres tengan mayor riesgo de caerse.

Isaacs (1985) presenta tres grupos diferentes de ancianos con riesgo de caídas:

- 1) personas con *alto riesgo de caerse*. Presenta una velocidad lenta de paso, gran amplitud de balanceo y baja movilidad. Tiene generalmente más de 75 años, y ya han padecido alguna caída, usualmente dentro del hogar. Este grupo de pacientes está caracterizado por tener múltiples patologías, múltiples sintomatologías y múltiple medicación.
- 2) participantes de *bajo riesgo*. Caracterizados por una mayor velocidad de paso, un mínimo balanceo y mayor movilidad. Generalmente con menos de 75 años y sin enfermedades, pero pueden haber padecido alguna caída previa, normalmente como resultado de alguna imprudencia.

3- participantes de *riesgo intermedio*. Normalmente entre 75 y 80 años, con una función claramente buena, pero presentan un factor adverso, que en la mayoría de los casos coincide con una caída previa y fractura de cadera.

1.8.4. Prevención de las caídas

El conocimiento actual de la etiología de la inestabilidad postural y de las caídas es limitado y además existe poca información acerca de la efectividad de las intervenciones para prevenirlas. El objetivo de las estrategias preventivas debería ser reducir los factores de riesgo, siendo necesario conocer las patologías y los deterioros tratables y las situaciones que contribuyen a la incapacidad funcional y a la debilidad en las personas mayores (Tinetti y Speechley, 1989; Berg y Cassells, 1992; Nevitt, Cummings y Hudes, 1991; Stevens, Hornbrook, Wingfield, Hollis y Greenlick, 1992).

Según Tinetti y Speechley (1989), la naturaleza multifactorial de las causas de las caídas sugiere la necesidad de realizar intervenciones que abarquen diferentes factores de riesgo. Los componentes de una estrategia para prevenirlas incluyen la evaluación y modificación, siempre que sea posible, de factores intrínsecos y extrínsecos. Y dada la alta incidencia de caídas y alteraciones que afectan a la movilidad entre los ancianos, esta evaluación debería integrarse en los controles rutinarios para el cuidado de la salud en las personas de más de 75 años. En la Figura 1 se muestra de forma esquemática los principales factores de riesgo que afectan a las caídas.

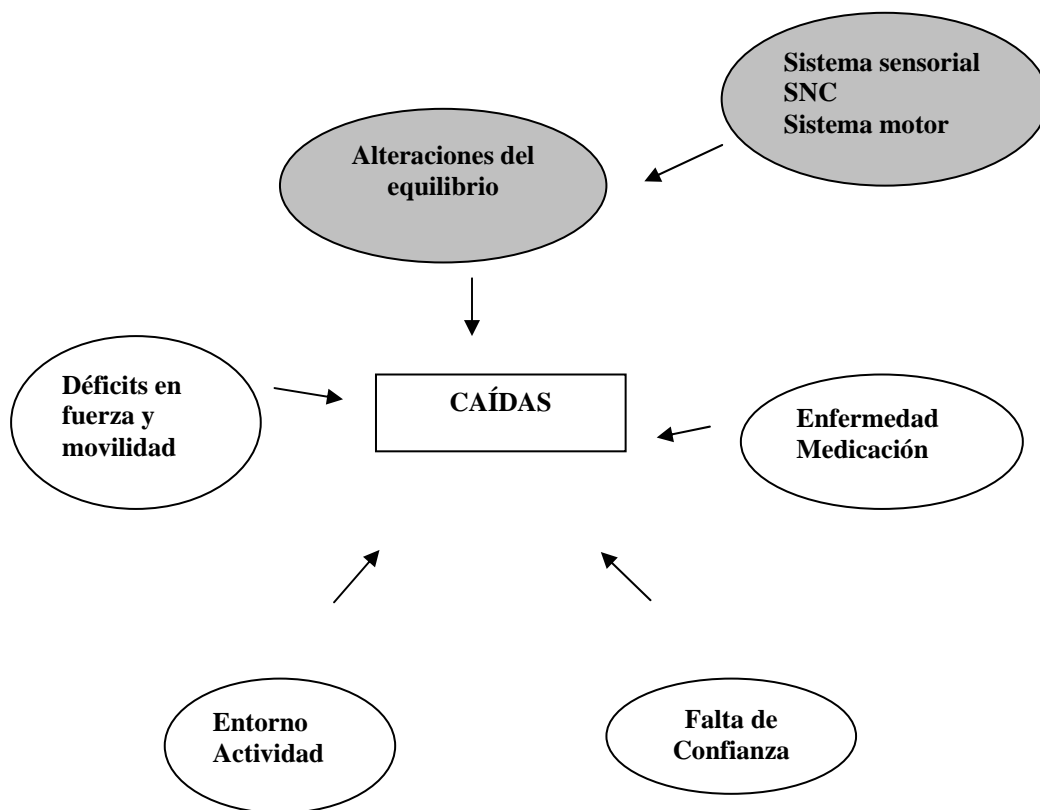


Figura 1. Principales factores de riesgo que afectan a las caídas.

El primer paso para prevenir las caídas es una evaluación completa que detecte signos y síntomas de enfermedades o incapacidades específicas, como por ejemplo las alteraciones vestibulares, que posean una mayor probabilidad de producir caídas (Overstall, 1980). La evaluación clínica puede prevenir las caídas identificando los factores de riesgo y modificándolos a través de intervenciones médicas, de rehabilitación y de adaptación del entorno.

En cuanto a la medicación, una medida preventiva sería utilizar las guías conservadoras para la utilización de fármacos psicotrópicos. Estas guías comprenden una cuidadosa evaluación de la indicación de un fármaco psicotrópico con respecto al

tratamiento no farmacológico, la utilización de fármacos con menos efectos secundarios potenciales, la utilización de la menor dosis efectiva, utilizar el fármaco durante el menor tiempo posible, y la reducción de otros fármacos al comenzar el tratamiento con medicaciones psicotrópicas. Se desconoce la eficacia de este método; sin embargo, hay pruebas de que los hábitos de prescripción de los médicos pueden modificarse. Los esfuerzos informativos que resaltan los peligros de la automedicación y de cambiar las dosis prescritas también pueden tener valor y deberían comprobarse. Se requieren más investigaciones para determinar la contribución de las medicaciones cardiovasculares al riesgo de sufrir caídas (Berg y Cassells, 1992).

Como comenta Birge (1993), resulta de gran interés la consistente asociación encontrada entre el uso de estrógenos y la reducción de los riesgos de sufrir una fractura de cadera por una caída. Se ha sugerido que los estrógenos indirectamente pueden mejorar la función cerebral aumentando el flujo sanguíneo cerebral, jugando igualmente un papel importante sobre el metabolismo de la vitamina D. Se ha encontrado que el uso de suplementos de vitamina D y una hora de sol durante los meses de verano también protege a las mujeres de más de 75 años de fracturas de cadera. Aunque se necesitan estudios que establezcan si la administración de estrógenos y vitamina D pueden prevenir o invertir los deterioros relacionados con la edad en la función mental y velocidad de procesamiento central que parecen estar asociados con las caídas y las fracturas (Birge, 1993).

Otro aspecto a evaluar es la forma de caminar y desenvolverse en la ejecución de las actividades diarias y cotidianas, utilizando tests simples de medición del equilibrio y del paso o tests para evaluar el nivel de ejecución en dichas actividades y poder detectar

así alguna incapacidad para su ejecución. Las estrategias de rehabilitación dirigidas hacia grupos con ciertas patologías o incapacidades comprenden entrenamiento de fuerza para los grupos musculares debilitados o deteriorados, ejercicios de habituación vestibular para personas con problemas vestibulares, ejercicios de coordinación motora y propiocepción para las personas con problemas de equilibrio, y entrenamiento de la marcha para individuos con problemas para andar (Overstall, 1980; Tinetti y Speechley, 1989; Berg y Cassells, 1992).

Por otra parte, los factores ambientales siguen siendo un aspecto de intervención esperanzador aunque existan pocas pruebas epidemiológicas que los relacionen con las caídas. Ya que las caídas se producen con mayor frecuencia en los hogares por ser el lugar en el cual se pasa la mayor parte del tiempo, es interesante evaluar la seguridad de éste y diseñar estrategias de prevención en el hogar. Muchos factores ambientales que afectan a la seguridad del hogar (cocina, escaleras, suelo, baño) y de la comunidad (aceras, escaleras, iluminación, barras de asimiento, y superficies antideslizantes) son modificables (Tinetti y Speechley, 1989; Parmelee y Lawton, 1990).

Aunque se han desarrollado guías para identificar los peligros ambientales domésticos (Tinetti y Speechley, 1989; Charness y Bosman, 1990; Berg y Cassells, 1992), existe poca información para priorizar la solución de estos peligros, siendo necesarios estudios que identifiquen los riesgos atribuibles a cada uno de estos peligros domésticos, así como a la incapacidad funcional de la persona ante el riesgo para diseñar medidas preventivas específicas. Aunque parece factible la evaluación y modificación del ambiente, existen un amplio rango de dificultades y costes en relación con la modificación de éste.

Un enfoque que combine la evaluación del tratamiento médico y físico con la evaluación del medio ambiente doméstico podría ser particularmente efectivo debido al hecho de que las incapacidades físicas y los factores ambientales interactúan produciendo muchas caídas (Rubenstein et al., 1988; Tinetti y Speechley, 1989).

Por otra parte, una información sobre los peligros potenciales domésticos para poder distinguir las conductas seguras de las arriesgadas podría rendir beneficios en términos de percepción del riesgo y adopción de prácticas seguras. Hay peligros que pueden evitarse mediante cambios de conducta, como evitar escaleras oscuras, o actividades de riesgo como subirse a unas escaleras ligeras o a una silla. Los programas educativos podrían provocar cambios a nivel individual, gubernamental y de conciencia pública, favoreciendo, por ejemplo, la construcción de accesos a edificios y otros ambientes más seguros.

Un último componente de la evaluación de los factores de riesgo debería ser una revisión completa de todas las circunstancias previas a una caída con el objetivo de prevenir posteriores caídas. Para ello, puede utilizarse una lista de factores de riesgo como la presentada por Tideiksaar (1986), donde se recogen todos los peligros de la casa, así como las recomendaciones para ayudar a los ancianos a autoprotegerse y prevenir las caídas.

Si bien algunos factores de riesgo intrínsecos pueden corregirse a través de intervenciones médicas, las intervenciones que abarquen factores ambientales, educativos, de conducta y de actividad física pueden complementarse, aunque la

efectividad de estos programas depende tanto de factores sociales, políticos y psicológicos, como del propio valor de la intervención.

El éxito de los esfuerzos preventivos puede depender de la capacidad para delimitar intervenciones dirigidas a aquellos factores de riesgo que son más importantes en determinados subgrupos de la población. Como ha sugerido Isaacs (1985), para los participantes de alto riesgo la asistencia a domicilio por un fisioterapeuta que incida sobre los factores de riesgo más determinantes en un período de tiempo corto pero intenso podría reducir la probabilidad de caídas. En esta dirección apuntan los resultados de un estudio desarrollado por Rubenstein, Robbins, Josephson, Schulman y Osterweil (1990), en el que tras aplicar una serie de medidas preventivas dirigidas a los principales factores de riesgo de caídas, encontraron una reducción en el número de caídas, así como en el número de muertes relacionadas con las caídas en el grupo de participantes con caídas previas frente a un grupo de control, si bien las diferencias no resultaron estadísticamente significativas.

1.8.5. Fundamentación teórica para la intervención sobre la inestabilidad

Tal y como Tobis y Reinsch (1989) han sugerido, las investigaciones sobre reducción de riesgos asociados con la inestabilidad deberían centrarse en los mecanismos del equilibrio. Conocer la secuenciación de las respuestas sensoriales y motoras que ocurren antes y durante un episodio de inestabilidad puede ayudar al desarrollo de estrategias de intervención específicas para reducir situaciones de pérdida de control postural. Las posibles causas de inestabilidad postural han sido discutidas en

los puntos 1.5. y 1.6. y 1.7. Allí se vio que los resultados de las investigaciones sugieren que las diferentes etapas del procesamiento que gobierna las respuestas correctivas en situaciones de inestabilidad postural pueden explicar el enlentecimiento de la respuesta. Así, la pérdida del control postural en el anciano puede deberse al enlentecimiento o déficit en una o más etapas de este procesamiento.

Hasta ahora, y aunque escasos, se han sugerido varios modelos teóricos para estudiar los mecanismos que gobiernan la capacidad para recobrar las perturbaciones de la postura (Stelmach y Worringham, 1985; Tobis y Reinsch, 1989; Ledin et al., 1990; Light, 1990; Black et al., 1993; Grabiner y Enoka, 1995). Todos los modelos planteados son similares y contemplan un procesamiento de la información básico representado en tres etapas fundamentales. Estas etapas representan fundamentalmente la detección del estímulo, la selección de la respuesta y la ejecución de la respuesta. El modelo teórico que vemos en la Figura 2, sugerido recientemente por Grabiner y Enoka (1995), engloba los diferentes modelos más básicos planteados previamente por otros autores, y destaca, igualmente, el control central en el equilibrio.

Este modelo sugerido por Grabiner y Enoka (1995), muestra los componentes que toman parte en la recuperación de la postura tras un desequilibrio impuesto por un disturbio externo comprendiendo tres etapas básicas:

- 1) la *detección del estímulo* por la información sensorial percibiendo la amenaza de caída o el desequilibrio;
- 2) el tiempo de *selección de la respuesta* procesando la información recibida y seleccionando una respuesta motora correctiva adecuada;

3) la *ejecución de la respuesta* que refleja la eficacia de la respuesta resultando en la recuperación de la estabilidad o en la caída.

La secuencia de eventos que caracterizan una recuperación o caída se inicia tras una alteración mecánica que reduce la estabilidad postural. Esta reducción produce un feedback aferente que contiene información sobre la magnitud y dirección del desplazamiento. Antes de que las correcciones posturales sean ejecutadas, el sistema nervioso central debe integrar la información aferente de tal forma que reconozca que una acción correctiva o protectora es necesaria para preservar la estabilidad. Cada etapa del procesamiento de la información requiere un tiempo. La capacidad de las personas para detectar un estímulo asociado con la pérdida de estabilidad postural se mide frecuentemente usando un paradigma de tiempo de reacción simple, en la que un estímulo es asociado con una respuesta posible. Esta latencia se refiere al tiempo de reacción premotor. El tiempo de reacción premotor simple, como ya hemos visto, muestra un aumento con la edad (Clarkson, 1978; Gottsdanker, 1982; Stelmach y Worringham, 1985; Inglis y Woollacott, 1988a).

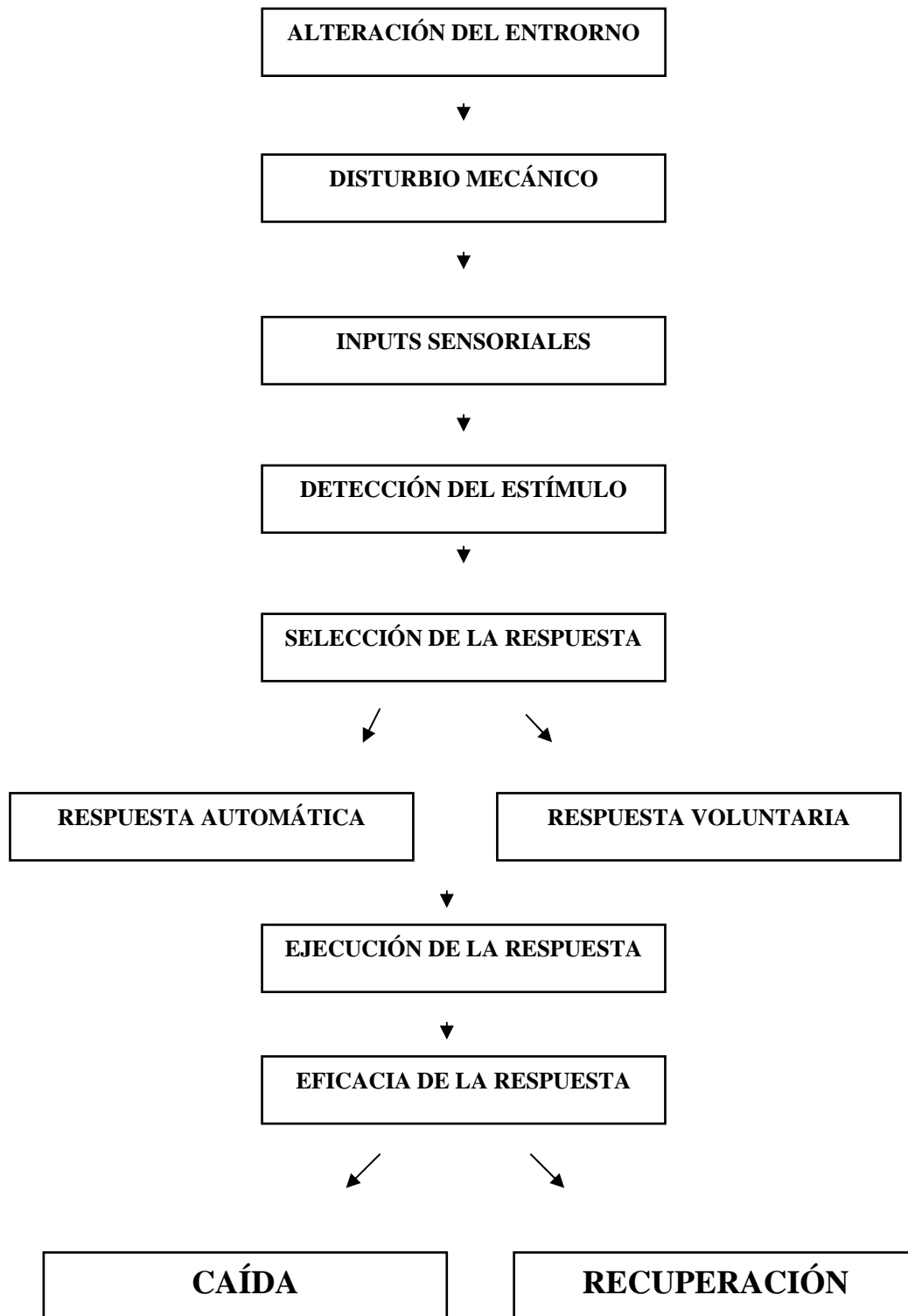


Figura 2. Modelo de los componentes que toman parte en la recuperación de la postura tras un desequilibrio (Grabiner y Enoka, 1995).

Una vez que el estímulo ha sido detectado en una condición de pérdida de estabilidad, debe ser seleccionada una respuesta apropiada y se deben formular los comandos motores que controlan el sistema músculo-esquelético. La medición del tiempo de selección de la respuesta normalmente se realiza a través del paradigma de tiempo de reacción complejo en que múltiples estímulos pueden asociarse con diferentes respuestas posibles. La diferencia entre el tiempo de reacción premotor simple y complejo está asociada con la latencia de selección de la respuesta. De forma más notable los aumentos de tiempo de reacción complejo relacionados con la edad, son más evidentes a medida que aumenta la complejidad de los movimientos. Una vez que la respuesta ha sido seleccionada y programada, la ejecución de la respuesta es la que determina el éxito o el fracaso de la recuperación.

Así, la velocidad con la que responden físicamente las personas es un parámetro que mide algunos cambios del sistema nervioso central relacionados con la edad. De esta forma el enlentecimiento de la conducta observada en los ancianos no se limita solo al enlentecimiento de la respuesta motora o del sistema sensorial, sino a los mecanismos integrativos centrales (Stelmach y Worringham, 1985; Black et al., 1993; Grabiner y Enoka, 1995).

La importancia de la velocidad de comportamiento como reflejo de la función del sistema nervioso central, y los efectos de la edad y la forma física sobre los parámetros de tiempo de reacción simple y complejo, han sido ampliamente revisados por Birren et al., (1979) en su artículo "Speed of Behavior as an indicator of age changes and the integrity of the nervous system". Posteriormente se han desarrollado otros estudios que confirman este enlentecimiento de la respuesta con el avance de la

edad y que han sido abordados en el punto 1.6. sobre respuesta motora sinérgica (Spirduo, 1980; Spirduo y MacRae, 1990). Y de hecho, los investigadores más recientes consideran que el enlentecimiento de la respuesta a un estímulo exterior se debe más al enlentecimiento del sistema nervioso central que al periférico (Welford, 1982; Inglin y Woollacott, 1988a; Stelmach, Populin et al., 1990).

Basándonos en el modelo teórico expuesto anteriormente, la mejora del equilibrio puede abarcar tres caminos fundamentalmente:

el primero, consistente en aumentar la actividad de los receptores sensoriales estimulando la actividad de los diferentes órganos sensoriales y aumentando el flujo aferente de los potenciales de acción;

el segundo, mediante la activación de los mecanismos integrativos del sistema nervioso central ofreciendo la afluencia de diferentes inputs sensoriales (propioceptivos, visuales y vestibulares);

y el tercero, entrenando los órganos efectores neuromusculares posturales a través de diferentes posiciones y movimientos, para promover la coordinación, minimizar el balanceo, mejorar la movilidad y prevenir las caídas.

1.8.6. Ejercicio como estrategia de prevención de las caídas

Muchos estudios han mostrado una asociación entre bajos niveles de forma física y un mayor riesgo de caídas y/o algún tipo de lesiones (Tinetti, 1986; Tinetti et al., 1988; Campbell et al., 1989; Nevitt et al., 1989; Lord, et al., 1991a; Wagner, LaCroix, Buchner y Larsson, 1992; Jaglal, Kreiger y Darlington, 1993), aunque otros pocos estudios han

observado el efecto contrario sugiriendo que el aumento de la actividad puede aumentar las caídas o lesiones en el anciano (Nevitt et al., 1989; Vellas et al., 1995).

Así se ha encontrado que la forma física no solo es determinante en la prevención de las caídas, sino también en el alcance de las consecuencias. Se ha visto que la inactividad física y el envejecimiento están asociados con la pérdida de densidad mineral del hueso, uno de los mayores factores de riesgo de las fracturas de cadera, muñeca y vértebras, asociadas a las caídas (Wagner et al., 1992). Numerosos estudios transversales sugieren que la pérdida ósea puede ser atenuada aumentando la actividad física, y varios estudios han demostrado que las mujeres postmenopáusicas que se ejercitan regularmente mejoran su densidad ósea (Smith, Gilligan, McAdam, Ensing y Smith, 1989; Snow-Harter y Marcus, 1991; Smith, 1995). Esto se ha confirmado igualmente, con hombres y mujeres de 60 a 83 años que realizaron un programa, en este caso constituido por ejercicios de fuerza, de 4 meses de duración (Blumenthal et al., 1989). Sin embargo, también se han encontrado resultados negativos como en el estudio de Chow, Harrison y Notarius (1987), quizás debido al programa de baja intensidad utilizado.

Debido a que la debilidad muscular, la falta de movilidad y flexibilidad, así como el deterioro del control motor o del equilibrio son algunos factores de riesgo que contribuyen a las caídas, mantener una buena forma física o aptitud física parece ser una estrategia efectiva para prevenirlas al fortalecer los músculos y aumentar la resistencia ósea, al mantener y mejorar la postura, la movilidad de las articulaciones y los reflejos posturales, al estimular la función cardiorespiratoria y al mejorar el estado de alerta (Hindmarsh, 1989; Smith, Raab, Zook y Gilligan, 1989; Berg y Cassells, 1992; Spirduso, 1995; MacRae et al., 1992). Por otra parte, la práctica continuada y la incidencia sobre

los mecanismos que controlan el equilibrio aumentan la confianza de las personas sobre sus habilidades, mejorando por tanto su capacidad de movimiento (Overstall, 1980).

Hasta el presente no existen pruebas directas de las intervenciones más efectivas para prevenir o reducir el número de caídas (Rubenstein et al., 1988; Tinetti et al., 1994). De hecho, la probabilidad de sufrir una caída aumenta con el número de factores de riesgo presentes (Tinetti et al., 1988; Campbell et al., 1989; Nevitt et al., 1989), así pues, se sugiere que las intervenciones más efectivas pueden ser aquellas que utilicen una estrategia multifactorial dirigida a reducir diferentes tipos de factores de riesgo (Rubenstein et al., 1988; Tinetti y Speechley, 1989). No obstante, este tipo de intervenciones tienen dificultades a la hora de identificar los factores que han podido influir en la incidencia de las caídas, así como los mecanismos han podido beneficiarse de esta intervención.

Uno de los factores más relacionados con las caídas son las anomalías en la marcha y disminución del equilibrio y, aunque algunos autores han encontrado una relación entre forma física y balanceo postural (Rikli y Busch, 1986), otros creen que este aumento del balanceo se caracteriza por un deterioro del sistema nervioso que no puede ser mejorado a través de un programa de entrenamiento físico (Crilly, Willems, Trenholm, Hayes y Delaquerrière-Richardson, 1989). Sin embargo, numerosos investigadores sugieren que el equilibrio puede mejorarse con un programa de ejercicio regular, o por medio de la repetición de movimientos específicos voluntarios asociados con la inestabilidad (Overstall, 1980; Guimaraes e Isaacs, 1980; Black et al., 1982; Tinetti et al., 1986; Shumway-Cook y Horak, 1989; Tobis y Reinsch, 1989; Hu y Woollacott, 1992; 1994).

Así pues, algunos estudios han mostrado un efecto potencial de las intervenciones que incluyen ejercicio sobre la incidencia de caídas (Tinetti, et al., 1994; Lord et al., 1995; Hirsch, Rider, Toole, Scoot, Ratliffe y Maitland, 1997; Mihalko et al., 1997), e incluso una amplia reducción en el número de caídas (Province et al., 1995; Campbell, Robertson, Gardner, Norton, Tilyard, y Buchner, 1997), pero las estrategias preventivas no han provado su efectividad en otros estudios (Reinsch, MacRae, Lachenbruch y Tobis, 1992; Hornbrook, Stevens, Wingfield, Hollis, Greenlick y Ory, 1994; Mulrow, Gerety, Kanten, Denino y Cornell, 1994). Estos resultados negativos pueden deberse a que los participantes sometidos a estudio tenían demasiado alto o demasiado bajo riesgo de caer para beneficiarse de tales programas o debido a que las intervenciones no tenían suficiente intensidad ni especificidad, o por otra parte, que las caídas puede que no sean prevenibles entre los ancianos (Tinetti et al., 1994; Campbell et al., 1997). Estos estudios se abordarán con mayor profundidad en el próximo capítulo.

Gardner, Robertson y Campbell (2000) han subrayado el efecto potencial de los programas que incluyen ejercicio físico sobre la reducción de los factores de riesgo de las caídas y la importancia de la inclusión del ejercicio en los programas preventivos. Y, en efecto, los planes de entrenamiento serán un elemento clave a tratar en los ensayos futuros sobre prevención de caídas y, entre otros aspectos, deberían aclarar cuáles son los programas más efectivos para mejorar el control postural (Grabiner y Enoka, 1995; Kallinen y Markku, 1995), siendo también de interés determinar el contenido, los costes, la seguridad, etc. (Berg y Cassells, 1992; Spirduso, 1995).

CAPÍTULO 2. EFECTOS DEL EJERCICIO SOBRE EL EQUILIBRIO.....	149
2.1. Equilibrio y nivel de forma física. Personas activas versus inactivas.....	151
2.2. Tipos de programas de intervención sobre el equilibrio.....	161
2.2.1. Programas de intervención inespecíficos.....	166
2.2.1.1. Programas aeróbicos.....	166
2.2.1.2. Programas de acondicionamiento físico genérico.....	175
2.2.1.3. Programas de fuerza.....	188
2.2.2. Programas de intervención específicos.....	199
2.2.2.1. Programas sensoriales.....	201
2.2.2.2. Programas de equilibrio.....	207
2.3. Eficacia de los programas de intervención	215
2.4. Aspectos metodológicos de la investigación en las personas mayores.....	237
2.4.1. Validez interna	240
2.4.2.1. Diseño del estudio.....	240
2.4.1.2. Selección de los participantes y características de la muestra.....	241
2.4.2. Validez externa.....	244
2.4.2.1. Participantes.....	244
2.4.2.2. Instrumentos de medición.....	244
2.4.2.3. Programa de ejercicio.....	245

2.1. EQUILIBRIO Y NIVEL DE FORMA FÍSICA.

PERSONAS ACTIVAS VERSUS INACTIVAS

Las investigaciones de naturaleza correlacional que han observado el comportamiento de equilibrio, han mostrado como los participantes entrenados o con buena forma física tienen mejor función de equilibrio que los participantes no entrenados. Algunos de estos estudios se han llevado a cabo con poblaciones de jóvenes, otros han correlacionado estos dos aspectos entre la población anciana y otros han comparado ambas poblaciones.

Aunque las investigaciones biomecánicas y neurofisiológicas que estudian el control postural entre deportistas jóvenes entrenados son escasas, el tema ha sido de interés para los educadores físicos. Una revisión de la literatura realizada por Debu, Werner y Woollacott (1990) sobre el comportamiento del equilibrio revela que muchos de los estudios van dirigidos a evaluar si los atletas entrenados tienen mejores habilidades posturales y equilibrio en comparación con la población normal o no entrenada. La mayoría de estos trabajos muestran que la práctica regular de actividades físicas o deportivas mejora la capacidad de equilibrio, donde las modalidades como gimnasia y esquí acuático muestran mejores rendimientos en el equilibrio en comparación con otros deportes como el fútbol.

En un estudio desarrollado por De Witt (1972), se encontró que los participantes no entrenados presentaban mayores fluctuaciones del centro de gravedad sobre el estabilómetro en comparación con los participantes entrenados. El objetivo fue evaluar las diferencias en la capacidad para detectar información sensorial errónea. Este experimento se realizó en una habitación oscura y se colocó una luz delante del sujeto como única referencia visual. Una vez que los participantes se encontraban estables sobre la base, se movía la luz para provocar alteraciones del equilibrio. Los resultados mostraron que los

participantes no entrenados tendían a seguir la luz, comportamiento denominado "balanceo óptico", registrando así mayores índices de balanceo. Y cuando la base de soporte era más estrecha (permanecían con un pie delante del otro), la dependencia del balanceo óptico aumentaba. En la comparación de las ejecuciones de los entrenados con los no entrenados, se encontró que los participantes entrenados, ante una información sensorial redundante y conflictiva, utilizaban la información sensorial que no era conflictiva; en este caso la propioceptiva.

Otro estudio bastante interesante y diferente fue el diseñado por Haines (1974) con el fin de evaluar los efectos debilitantes de la inactividad sobre la estabilidad postural y determinar si los déficits en el control postural y el equilibrio dinámico observados en los pacientes después de una permanencia prolongada en la cama se debían principalmente a una pérdida de fuerza muscular. Para ello, se evaluó a los participantes normales con una batería de 11 tareas de equilibrio antes y después de 40 días de permanencia en la cama. De cara a controlar la importancia de una pérdida de fuerza muscular, los participantes se dividieron en tres grupos. Un grupo realizó ejercicios isotónicos de fuerza para las piernas; el segundo, ejercicios de fuerza isométrica para las piernas; y el tercero no recibió entrenamiento durante el período de permanencia de reposo en cama. Al final de este período, el grupo de ejercicio isotónico realizó mal tres de las once pruebas, el grupo de ejercicio isométrico, cuatro de los tests, y el grupo no entrenado, cinco de los tests. Los tests de caminar por una línea y el de permanencia sobre una línea parecían ser los más sensibles. Haines (1974) concluyó que los ejercicios para las piernas no prevenían los efectos debilitadores de permanecer en cama sobre el equilibrio corporal. En lugar de eso, los datos sugieren que el deterioro del equilibrio no es debido a una pérdida de fuerza muscular en las piernas, sino que podrían deberse a los cambios neurales que codifican la

información del centro del control postural. En este sentido, la inactividad podría causar un deterioro de los receptores propioceptivos o afectar a los reflejos posturales. Sin embargo, después de terminado el periodo de reposo la capacidad de equilibrio se recuperó rápidamente. En todos los grupos la recuperación completa se alcanzó a los tres días de finalizada la inactividad total.

El tema del control del equilibrio también ha sido de gran interés para los profesionales de la danza, aunque apenas se han desarrollado estudios que evalúen de forma fiable estas habilidades entre los bailarines. Aún así, los resultados de los estudios realizados con participantes jóvenes parecen coincidir en que el nivel de forma física y, por tanto el entrenamiento a través de tareas específicas de equilibrio o a través de disciplinas deportivas que requieren un alto nivel de control de equilibrio, resulta en una mejora de esta función (Debu et al., 1990).

En la población anciana se han desarrollado también algunas investigaciones que han evaluado la capacidad de equilibrio entre participantes activos frente a inactivos. Quizás la mayor diferencia en cuanto a los estudios con la población adulta, reside en la composición de la muestra y en las características de los participantes "activos"; es decir, que en la población adulta los participantes activos son aquellos que practican de forma regular algún deporte, pudiendo decir que son participantes entrenados, y en la población anciana debido a la escasez de ancianos deportistas, se utilizan como activos a aquellos que participan regularmente en alguna forma de actividad física organizada o que realizan algún tipo de actividad física por su cuenta como caminar, nadar, jugar a los bolos, etc. En todo caso, las intensidades de ejercicio alcanzadas no son iguales a las de los adultos.

Rikli y Busch (1986) realizaron un estudio con mujeres de 68 años de media de edad comparando el tiempo de reacción simple y complejo, el equilibrio, la flexibilidad, y la fuerza de agarre de las mujeres ancianas activas frente a un grupo de inactivas. Y comparándolas también frente a grupos de jóvenes activas e inactivas. Excepto para la fuerza de agarre, todas las medidas fueron mejores en las ancianas activas que en las inactivas, acercándose sus resultados a aquellos alcanzados por las jóvenes activas. Estos autores concluyeron que aquellas mujeres que habían participado de forma regular en una actividad vigorosa durante 10 años o más, tenían mejor equilibrio estático, medido durante permanencias estáticas sobre un pie, en comparación con las mujeres inactivas de la misma edad.

En un segundo estudio desarrollado en esta misma investigación, se compararon los parámetros medidos en el estudio 1 de las ancianas activas e inactivas con los de otro grupo de mujeres que jugaban al golf. En todas las variables medidas, las jugadoras de golf resultaron ser significativamente mejores que las ancianas inactivas, aunque no se encontraron diferencias significativas en comparación con las ancianas activas. Estos resultados muestran que el rendimiento en dichas ejecuciones motoras está más relacionado con el nivel de actividad física o condición física que con la edad.

Estas conclusiones coinciden con las de otros investigadores que también sugieren que las personas que se mantienen físicamente activas, o que se ejercitan con regularidad no experimentan los declives típicos del envejecimiento de igual forma que los inactivos. En el caso del estudio de Brown y Mishica (1982), revelaron que los atletas profesionales ancianos tenían mejor control de su equilibrio en comparación con los ancianos inactivos de igual edad.

Asimismo, Manchester et al. (1989) encontraron que los participantes ancianos que estaban físicamente bien entrenados, tras ser sometidos a test de interferencia del equilibrio, mostraban normalmente los mismos modelos de activación muscular que los jóvenes.

Por su parte, Stones y Kozma (1987) han evidenciado la relación entre el control postural y el nivel de entrenamiento físico o aptitud física mostrando que el rendimiento de equilibrio, medido a través de los tests de permanencia sobre una pierna, se correlacionaba significativamente con parámetros fisiológicos como la capacidad vital y el volumen expiratorio forzado. En otros parámetros motores también se han encontrado resultados similares. Así, ancianos que habían practicado durante un largo período de tiempo deportes de raqueta y carrera continua, mostraron mejores tiempos de reacción y de movimiento en comparación con los participantes inactivos de igual edad (Spirduso, 1975; Clarkson y Kroll, 1978; Spirduso y Clifford, 1978). Esto se ha visto de nuevo constatado recientemente en un estudio de Perrin et al. (1999). En este caso, los sujetos que habían participado desde siempre actividades físicas y deportivas mostraban rendimientos muy superiores en el control postural a los de aquellos que no habían practicado ninguna actividad física o deportiva.

Los hallazgos de Iverson et al. (1990) pueden sumarse a los de los investigadores anteriores. En este estudio, el propósito fue analizar las mediciones de fuerza y de equilibrio en participantes que se consideraban a sí mismos activos, comparándolas con las de aquellos que se consideraban menos activos. Concretamente, se evaluó el equilibrio de cincuenta y cuatro hombres de edad comprendida entre 60 y 90 años mediante el Sharpened Romberg Test (con un pie delante del otro) y el Test de Romberg Modificado

(permanencia sobre un pie con ojos abiertos y cerrados). Los resultados indicaron que los participantes que se consideraban a sí mismos activos tenían significativamente mejores tiempos de equilibrio y fuerza en comparación con aquellos que se consideraban menos activos.

Una observación importante llevada a cabo por algunos investigadores en sus conclusiones es el efecto de la práctica sobre el aprendizaje de la tarea. Así, Woollacott, Shumway-Cook, y Nashner (1986) apreciaron que a pesar de la inestabilidad inicial, todos los participantes de la prueba, excepto uno, podían mantenerse en equilibrio o estabilizarse sobre una superficie fija tras realizar varias pruebas o intentos, lo que implicaba una plasticidad dentro del sistema de control postural.

Los efectos de la práctica también han sido observados por otros autores, tanto en situaciones de equilibrio sobre un pie (Fansler, Poff y Shephard, 1985; Heitman et al., 1989), como en estancias ligeramente desplazados hacia adelante donde la línea gravitatoria se encontraba fuera de la base de soporte (Hasselkus y Shambes, 1975). Esto parece ser un argumento razonable para considerar la actividad física como un factor susceptible de mejorar las ejecuciones de equilibrio (Era y Heikkinen, 1985).

También en este sentido, Wolfson et al. (1992), tras analizar los datos obtenidos en su investigación sugieren que un corto período de entrenamiento de las respuestas posturales adaptativas es efectivo para mejorar la capacidad de equilibrio entre los ancianos. Y soportan el valor potencial de los programas de entrenamiento para estimular dicha capacidad.

Para finalizar este punto, conviene destacar las conclusiones a las que llegaron Grabiner y Enoka (1995) tras una exhaustiva revisión sobre los sistemas de control postural, y que reflejan claramente la situación actual del tema, así como las direcciones futuras. Estos autores mantienen que:

“Aunque existe cierto acuerdo en que los programas de entrenamiento dirigidos específicamente a los déficits en los sistemas fisiológicos que sirven al control postural, como el visual, somatosensorial y propioceptivo, son efectivos en la mejora del control postural (Hu y Woollacott, 1994), todavía no está claro si dichos tipos de programas son más efectivos que los programas tradicionales que se dirigían de forma general a la capacidad de equilibrio (Horak et al., 1989). Por otra parte, y más importante, queda observar y analizar la relación entre estabilidad postural estática y dinámica, y por extensión, es crucialmente importante determinar si la predisposición a caer en el anciano puede reducirse o invertirse". (Grabiner y Enoka, 1995, p. 92).

2.2. TIPOS DE PROGRAMAS DE INTERVENCIÓN

Las investigaciones desarrolladas para evaluar los efectos del ejercicio sobre el equilibrio en personas mayores tienen implícita una doble naturaleza que se deriva de la diferente concepción de equilibrio.

Por una parte, podríamos considerar aquellos autores que entienden el equilibrio como una función global y, por tanto, podrían representar la línea más tradicional al respecto. Consecuentemente, los programas de entrenamiento han sido creados para mejorar la forma física en general que supone una mejora de las diferentes funciones, incluyendo en algunos casos el equilibrio.

Por otra parte, encontramos una concepción más actual, en la cual pueden confluír todos aquellos seguidores de un modelo conceptual de los sistemas de control del equilibrio, que admite que múltiples sistemas contribuyen al equilibrio. Estos sistemas, como hemos visto anteriormente, incluyen el vestibular, visual, somatosensorial, la integración central y la eficacia motora. El modelo sugiere que los programas de entrenamiento deberían ser diseñados en función de las necesidades individuales y con un objetivo fisiológico específico para que el entrenamiento sea más efectivo (Woollacott y Shumway-Cook, 1990; Woollacott y Shumway-Cook, 1996).

De acuerdo con este último modelo, los programas de entrenamiento deberían mejorar los factores más relevantes en las diferentes etapas del proceso del control del equilibrio y, potencialmente, podrían mejorar las diferentes ejecuciones de equilibrio. Aún así, los programas de ejercicio utilizados para incidir sobre el objetivo concreto son muy variados, dificultando la concreción en cuanto a las características más efectivas del

programa de cara a optimizar dicha función, y lo que es más importante, prevenir el deterioro de ésta.

En la literatura revisada, fundamentalmente en la más reciente, se hace alusión al carácter específico e inespecífico de los programas de intervención que deriva del medio empleado y no del objetivo perseguido. Asimismo, se destaca la necesidad de desarrollar investigaciones que aporten información sobre las características de los programas más efectivos (tipo de ejercicios, duración del programa, intensidad, y frecuencia), (Wolfson et al., 1992; Grabiner y Enoka, 1995; Jeandel y Vuillemin, 2000). Así, hemos considerado interesante utilizar el carácter específico o inespecífico de los programas como esquema principal de la clasificación, destacando:

- 1) **los programas de intervención inespecíficos**, caracterizados por emplear ejercicios que potencialmente pueden mejorar otra cualidad o la condición física general. A su vez podemos distinguir:
 - 1.1) *programas aeróbicos*, compuestos por actividades y ejercicios de resistencia aeróbica que principalmente mejoran la capacidad cardiovascular y respiratoria.
 - 1.2) *programas de acondicionamiento físico genérico*, los cuales incluyen ejercicios de fuerza, resistencia, flexibilidad, y relajación principalmente para la mejora de la forma física general.
 - 1.3) *programas de resistencia y fuerza muscular*, compuestos de ejercicios dirigidos a mejorar la fuerza de los músculos de la extremidad inferior, principalmente cadera, flexores y extensores de rodilla y flexores y extensores de tobillo.

2) **los programas de intervención específicos**, que se caracterizan por estar integrados por ejercicios de equilibrio y/o ejercicios para la estimulación sensorial, sin pretender una mejora de la condición física general. Dentro de éstos, y en función de los diferentes estudios que se han ido desarrollando, se podrían distinguir los siguientes:

2.1) *programas sensoriales*, los cuales pretenden estimular los diferentes órganos sensoriales tales como el vestibular, el visual y el propioceptivo.

2.2) *programas de equilibrio*, compuestos de ejercicios de desequilibración y reequilibración, tanto en situaciones estáticas de mantenimiento de la postura, como en situaciones de equilibrio dinámico donde la postura estable es interferida por una causa externa o por las modificaciones de la superficie de apoyo en diferentes formas de desplazamiento.

Los estudios hasta ahora realizados para valorar la eficacia de los programas de intervención, son escasos y además reflejan una gran controversia en cuanto a los diferentes resultados obtenidos. Así, los estudios que han utilizado un programa de entrenamiento de carácter más específico y con un objetivo identificado, han informado de mejoras significativas en las ejecuciones de equilibrio de los participantes entrenados (Brandt, Büchele y Krafczyk, 1986; Ledin et al., 1990), frente a otros que han mostrado cómo esta medida no varía significativamente (Sauvage et al., 1992; Topp, Mikesky, Wigglesworth, Holth, y Edwards, 1993; Goggin y Arbogast, 1997).

Igualmente, entre las investigaciones efectuadas utilizando programas de ejercicio con un carácter más inespecífico, como los programas aeróbicos, programas de fuerza o programas tradicionales de acondicionamiento físico, algunas han mostrado resultados

significativos (Roberts, 1985; Fiatarone, Marks, Ryan, Meredith, Lipsitz y Evans, 1990; Lord et al., 1995), pero otros no revelan mejora alguna en la medida de equilibrio tras el período de intervención (Emes, 1979; Crilly et al., 1989; Lord, Caplan y Ward, 1993; Chandler et al., 1998).

2.2.1. Programas de intervención inespecíficos

Entre los diferentes programas de ejercicio inespecíficos que se han utilizado para intervenir sobre el equilibrio y comprobar los efectos producidos en un período concreto de actuación, como anteriormente hemos adelantado, podemos destacar tres: los que emplean un programa de tipo aeróbico, los que emplean un programa de acondicionamiento físico genérico, y los que intervienen a través de un programa de fuerza.

Los resultados de estos estudios resultan inconsistentes y controvertidos, ya que algunos de ellos muestran mejoras significativas sobre el equilibrio y otros concluyen que el ejercicio de carácter genérico no produce ningún tipo de modificación en dicho parámetro.

2.2.1.1. Programas aeróbicos

Se ha demostrado que el entrenamiento aeróbico o de resistencia en la población anciana mejora principalmente la fuerza, la densidad ósea y alguna función cognitivo-motora, medida ésta última a través de tareas de tiempo de reacción. Sin embargo, la

evidencia de las investigaciones indica que no es del todo efectivo en el enlentecimiento del deterioro de las funciones neurocognitivas que suponen un factor de riesgo para las caídas (Hagberg, 1994).

Existen muchas especulaciones sobre el efecto potencial del ejercicio aeróbico sobre el sistema nervioso. Spirduso (1980; 1982; 1983), tras revisar algunas de las investigaciones que han planteado la hipótesis de que las alteraciones del sistema nervioso central pueden ser reducidas a través del ejercicio, concluyó que tanto el ejercicio crónico como el agudo mejoraban la función del sistema nervioso (neurotransmisores), produciendo una mejora del flujo de la sangre y del metabolismo energético cerebral.

La importancia de la oxigenación cerebral en la velocidad de procesamiento de la información y otras funciones cognitivas en el anciano ha favorecido el desarrollo de muchos estudios dirigidos a investigar la relación entre consumo de oxígeno, ejercicio aeróbico y tiempo de reacción. Desde que en 1975 Spirduso mostró que los hombres de más de 60 años que habían mantenido una buena forma física a través de un estilo de vida activo y un entrenamiento aeróbico, no mostraban diferencias significativas en parámetros de tiempo de reacción simples y complejos en comparación con los participantes jóvenes activos (Spirduso, 1975), muchos investigadores han replicado sus hallazgos.

Varios estudios han comparado tiempos de reacción y de movimiento en respuesta a diferentes estímulos entre participantes de diferentes edades y niveles de

ejercicio regular. La mayoría de estas investigaciones sugieren que los ancianos que se ejercitan regularmente tienen mejor rendimiento en los tests psicomotores que los participantes inactivos, encontrándose en algunos estudios que los resultados de los ancianos no diferían de los de los participantes jóvenes (Spirduso y Clifford, 1978; Clarkson y Kroll, 1978; Spirduso y MacRae, 1990). Una revisión más detallada al respecto puede encontrarse en Spirduso (1980), Spirduso y MacRae (1990), y Wagner et al. (1992).

La evidencia de los efectos de los programas de ejercicio aeróbico sobre los tiempos de reacción es escasa y conflictiva debido a diferentes insuficiencias tales como insuficiente tamaño de la muestra empleada o la corta duración de los programas de intervención, mostrando con ello resultados poco consistentes e incluso contradictorios (Baylor, 1990; Buchner, Beresford, Larson, La Croix, y Wagner, 1992).

Uno de los primeros estudios en este ámbito fue realizado por Barry et al. (1966), que evaluaron la influencia de un programa de entrenamiento con la bicicleta ergométrica sobre el tiempo de reacción simple en los ancianos. Los participantes entrenaron sobre la bicicleta tres días a la semana en sesiones de 40 minutos, durante tres meses. Se realizaron períodos de 10 a 15 minutos de esfuerzos submáximos, seguidos de 6 a 10 minutos de esfuerzos cercanos a los máximos (pulso 130 p/m). Los tiempos de reacción fueron medidos antes y después del programa de intervención, no encontrándose diferencias significativas. Estos resultados fueron achacados al tamaño de la muestra, al escaso seguimiento del programa, al reducido número de sesiones realizadas, así como a la intensidad del programa.

Tampoco Panton, Graves, Pollock, Hagberg y Chen (1990) encontraron resultados significativos tras su intervención de seis meses de duración. Estos autores evaluaron los efectos del entrenamiento de resistencia aeróbico sobre el tiempo de reacción y la velocidad de movimiento en participantes ancianos. Para ello midieron el tiempo premotor, el tiempo motor, el tiempo de reacción total, y el tiempo de movimiento en 49 personas sanas de entre 70 y 79 años de edad, antes y después del período de entrenamiento. Los participantes fueron asignados en tres grupos, uno que realizaba entrenamiento aeróbico caminando y corriendo (n=17), otro que entrenaba fuerza (n=20), y otro control (n=12). Los resultados revelaron que no hubo diferencias significativas entre los tres grupos después del entrenamiento con respecto a los parámetros medidos, mostrando así que el entrenamiento aeróbico de seis meses de duración no induce a cambios significativos en tiempo de reacción o tiempo de movimiento en los ancianos.

Sin embargo, en un estudio previo realizado por Dustman et al. (1984), en el cual se evaluaron los efectos de un programa de acondicionamiento aeróbico sobre diferentes tests de ejecución neuropsicológica, los participantes sometidos al programa de ejercicio aeróbico mostraron unas mejoras muy significativas con respecto a otros dos grupos control. El grupo de ejercitantes de edad comprendida entre 55 y 70 años, siguió un programa de ejercicio aeróbico con sesiones de una hora, tres veces por semana, durante un período de 4 meses de duración. Otro grupo de igual edad entrenó con ejercicios de fuerza y flexibilidad y un tercer grupo, de control, no siguió ningún programa supervisado de ejercicio. La batería de tests constaba de tareas que medían el tiempo de respuesta, la organización visual, la memoria y la flexibilidad mental. Los resultados sugieren que los efectos de un entrenamiento de ejercicio aeróbico influyen

más sobre la función central que sobre la periférica coincidiendo con las conclusiones de Spirduso (1980). Los autores especularon que el ejercicio aeróbico estimuló el incremento de la actividad metabólica cerebral con una mejora resultante en las medidas de los tests neuropsicológicos.

Resultados igualmente significativos han sido aportados por Hopkins, Murrah, Hoeger y Rhodes (1990) tras realizar su estudio para determinar los efectos de un programa de danza aeróbica sobre la aptitud funcional en mujeres ancianas sedentarias de edad comprendida entre 57 y 77 años. Se compararon un grupo ejercitante frente a un grupo control inactivo. El grupo ejercitante siguió un programa de 12 semanas de duración, que estaba compuesto por un calentamiento de 15 minutos de duración; 20 minutos de trabajo aeróbico (no superando las 120 p/m) que incluía ejercicios de estiramiento, de caminar y movimientos progresivos de danza aeróbica ejecutados con música que requerían la utilización de grandes grupos musculares de los brazos y las piernas; y 15 minutos de vuelta a la calma. Una vez finalizado el programa el grupo experimental mostró una mejora significativa en todos los componentes del fitness evaluados como resistencia, fuerza, agilidad, flexibilidad grasa corporal y equilibrio a excepción de la coordinación que no modificó su medida de base.

Tras una revisión realizada por Baylor (1990), este autor comenta que en general las personas que han entrenado aeróbicamente un mínimo de tres días a la semana durante dos años, tienen tiempos de reacción más rápidos. Pero en sus conclusiones, y refiriéndose a la pregunta de si existe una relación positiva entre la actividad física regular y respuestas psicomotoras más rápidas en los ancianos, este autor señala que:

“La evidencia, aunque no inequívoca, sí es esperanzadora especialmente en aquellos individuos que han participado en alguna actividad física regularmente a lo largo de varios años. Los datos sobre cambios producidos por programas de intervención a través del ejercicio son escasos; los estudios son pocos; la duración de los programas de ejercicio es insuficiente (usualmente 3 ó 4 meses); y aunque muchos programas siguen las guías del ACSM (Colegio Americano de Medicina del Deporte, 1986), la intensidad de ejercicio en los individuos participantes durante pocos meses puede no ser suficiente para producir cambios en la velocidad de respuesta”. (Baylor, 1990, p. 218).

Esto se constata igualmente en las conclusiones de Buchner et al. (1992) tras la revisión de diez estudios con diferentes programas de intervención. De éstos, la mitad mostraban resultados significativos. En el resto, la interpretación común de los resultados negativos se relacionó con la corta duración del programa de ejercicio.

Podemos resumir, por tanto, diciendo que la literatura aún no permite obtener conclusiones definitivas acerca de los efectos del ejercicio aeróbico sobre el Sistema Nervioso. Quedan así muchas cuestiones por resolver como, cuáles son las condiciones de entrenamiento necesarias para producir dichos cambios, si se producen cambios en el consumo máximo de oxígeno, y sobre cuál es la intensidad, duración y frecuencia adecuada para producir dichos cambios. Por tanto, se necesitan en esta área estudios longitudinales que, salvando las insuficiencias metodológicas de estudios anteriores, den respuesta a las cuestiones planteadas.

Otro tanto ocurre con los estudios que han pretendido evaluar los efectos de un programa aeróbico sobre la función de equilibrio. Algunos de ellos muestran insuficiencias metodológicas, como el de Fiebert y Brown (1979). Estos autores estudiaron los efectos de un programa principalmente aeróbico sobre el equilibrio entre los ancianos. Después de 12 semanas de programa, los participantes activos mostraron mejor equilibrio en comparación con los participantes control que no tomaron parte en dicho programa. Pero estos resultados no son fiables por tener serias deficiencias metodológicas referidas a la muestra, ya que entre los participantes algunos tenían patologías cerebrovasculares.

En un estudio correlacional, Era y Heikkinen (1985) analizaron la relación entre las capacidades aeróbicas y anaeróbicas y el balanceo postural como indicador del equilibrio. La muestra estuvo compuesta por 8 hombres de entre 30 y 75 años. Estos autores encontraron que el balanceo postural decrecía con el aumento de la capacidad anaeróbica sólo en los participantes de 50 a 55 años. A pesar de la muestra tan pequeña y las insuficiencias metodológicas en la determinación de la capacidad anaeróbica, los resultados indicaron que con el aumento de la capacidad aeróbica y anaeróbica también el equilibrio mejoraba entre los más jóvenes, aunque no entre los ancianos.

Con el propósito de clarificar los efectos de la actividad aeróbica sobre el equilibrio y la percepción del equilibrio entre los ancianos, Roberts (1989) llevó a cabo un estudio en el que participaron 61 personas de 72 años de edad media, divididos en dos grupos: uno control de 4 hombres y 26 mujeres, y el otro experimental de 5 hombres y 26 mujeres. Este último grupo tomó parte en un programa aeróbico de seis semanas de duración, que consistía en caminar 30 minutos tres veces a la semana. El

equilibrio fue medido en cuatro situaciones: sobre un pie, sobre los dos, sobre un pie apoyado en una viga y sobre dos pies apoyados en la viga. Las cuatro pruebas se realizaron tanto con ojos abiertos como cerrados. Después de finalizado el programa, el grupo experimental mejoró su equilibrio significativamente en comparación con el grupo control. Se encontró también una relación significativa entre equilibrio y percepción de equilibrio entre los participantes del grupo experimental. Los autores comentaron que este programa pudo mejorar también la flexibilidad y la fuerza muscular, y que estos cambios podían ser los causantes de las mejoras encontradas en el equilibrio. Por otra parte, Roberts (1989) resaltó la importancia de desarrollar otros estudios para comparar los efectos de diferentes tipos de programas aeróbicos en función de diferentes intensidades de trabajo aeróbico. Sin embargo, podemos decir que hasta ahora, y por lo que conocemos sobre el tema, no se ha desarrollado ningún estudio que tome como hipótesis o punto de partida estas cuestiones. Lo que no impide que sigan siendo de gran interés.

Con posterioridad, Lord et al. (1993), con el fin de aclarar si el deterioro en el control postural es consecuencia de los procesos del envejecimiento o es debido a la inactividad y el desuso, llevaron a cabo un estudio con mujeres adultas y ancianas de entre 57 y 75 años de edad. Se formaron dos grupos: 21 mujeres integraron el grupo control y otras 21 tomaron parte en un programa de ejercicio. Se midieron la fuerza muscular, tiempo de reacción, propiocepción y equilibrio sobre una base firme y sobre una base móvil. El programa consistía en la ejecución de ejercicios aeróbicos suaves, realizados al 60% de la frecuencia cardíaca máxima. También se realizaron ejercicios dirigidos hacia la flexibilidad y algo sobre el equilibrio. Los resultados mostraron que las mujeres del grupo experimental tuvieron una ejecución significativamente mejor en

los tests de fuerza del cuádriceps, tiempo de reacción y equilibrio con los ojos cerrados sobre una superficie de goma espuma. Sin embargo, el equilibrio sobre superficie firme fue menor en los ejercitantes comparado con los no ejercitantes, aunque las diferencias no fueron significativas. Estos resultados, según concluyeron los autores, podían ser debidos a una potencia estadística limitada como resultado de la pequeña muestra. Los resultados de este estudio piloto sugieren que el ejercicio puede desempeñar un papel importante en la mejora de diferentes sistemas sensoriomotores que contribuyen a la estabilidad, y que ejercicios de esta naturaleza pueden ayudar a prevenir caídas en mujeres mayores.

Para finalizar, los autores destacaron el papel del ejercicio para la estabilidad cuando los participantes están en situaciones ambientales que estresan o reducen la estabilidad. Sin embargo, comentaron que para determinar concluyentemente el papel que el ejercicio puede jugar en el mantenimiento o mejora de la función sensoriomotora en ancianos, se requieren estudios con muestreos aleatorios y controlados con una muestra grande de participantes. Tales estudios deberían obviar las limitaciones de la comparación retrospectiva.

Aunque también un reciente estudio (Messier, Thompson y Ettinger, 1997), realizado en este caso con pacientes osteoarthríticos, ha mostrado que un programa de ejercicio aeróbico (caminando) de larga duración (18 meses), al 50-85% de la frecuencia cardíaca de reserva, produce mejoras más significativas en la velocidad de paso y en la percepción del dolor, en comparación con un grupo que realizó un programa de entrenamiento de fuerza (2 series de 9 ejercicios y de 10 a 12 repeticiones para la extremidad superior e inferior) y que otro grupo de control. Sin embargo, en un

estudio con un grupo de sujetos que presentaban alteraciones cognitivas, y, por tanto, no representativo de la población normal, Jirovec (1991) no encontró mejoras significativas ni en la velocidad de paso ni en el equilibrio dinámico después de cuatro semanas de entrenamiento caminando cinco días a la semana.

Aún con todo esto, los programas aeróbicos llevados a cabo son escasos, con insuficiencias metodológicas y con limitada información sobre la intensidad aeróbica más recomendable o efectiva para producir los efectos deseados.

2.2.1.2. Programas de acondicionamiento físico general

Como programas de acondicionamiento físico general nos referimos a aquellos programas tradicionalmente denominados de mantenimiento físico dirigidos a mejorar la forma física general. Estos programas constan de tres partes bien diferenciadas:

- 1) calentamiento;
- 2) parte principal, donde se desarrollan fundamentalmente ejercicios de fuerza y flexibilidad para la mayoría de los grupos musculares, ejercicios rítmicos y de coordinación, así como ejercicios para mejorar la resistencia orgánica;
- 3) y para finalizar, una parte de vuelta a la calma con ejercicios de relajación y estiramientos o flexibilidad estática.

Los estudios que han evaluado la incidencia de un programa de este tipo sobre la capacidad de equilibrio en las personas mayores son más numerosos si los comparamos

con los de tipo aeróbico, pero son escasos en comparación con los desarrollados para evaluar los componentes relacionados más directamente con la salud, como la fuerza y resistencia muscular y la resistencia cardiovascular. Por otra parte, como muchos autores coinciden en afirmar, estos estudios de intervención global muestran controversias en cuanto a sus resultados, ya que algunos han mostrado resultados significativos frente a otros que no han encontrado ninguna modificación en la medición del equilibrio tras el programa de intervención. Un aspecto que dificulta la generalización y comparación de los resultados es la falta de información sobre el programa de ejercicios que se ha utilizado.

Los primeros estudios que se han desarrollado para evaluar la influencia de la actividad física sobre el sistema nervioso son muy aislados y además carecen de información sobre las características del programa de intervención en cuanto a frecuencia, intensidad, duración y tipos de ejercicios. Este es el caso, por ejemplo, del estudio realizado por Barry et al. (1966), en el que ocho participantes (5 hombres y 3 mujeres) de 70 años de media edad participaron en un programa de acondicionamiento genérico de 3 meses de duración formando parte del grupo experimental, mientras que otros 5 participantes inactivos (72 años de media de edad) conformaron el grupo control. Tras el período de intervención se encontró una mejora en la agilidad y en la resistencia muscular. En cambio, los resultados en los tests de equilibrio, flexibilidad, cognición, personalidad y motivación permanecieron igual. Los autores concluyeron que a pesar de que el entrenamiento fue específicamente dirigido a la modificación del equilibrio y la flexibilidad, estas habilidades no cambiaron (Barry et al., 1966). Con todo, resulta difícil poder confirmar la especificidad de este programa ya que la información sobre sus características es inexistente.

Otro estudio con insuficiencias metodológicas, que los propios autores reconocen, es el de Vanfraechem y Vanfraechem (1977). El objeto del mismo fue observar la influencia de la actividad física de corta duración sobre aspectos musculares y nerviosos de mujeres sedentarias, medidos a través de los parámetros de tiempo de reacción, atención, coordinación (discriminación de posiciones y movimientos del cuerpo) y equilibrio. La muestra, compuesta por mujeres de entre 70 y 80 años, se dividió en un grupo inactivo o sedentario y otro grupo activo, que seguía un programa de entrenamiento regular desde hacía tres años. Tanto el grupo sedentario como el activo llevaron a cabo un programa de actividad física adaptada a personas mayores de una hora de duración, dos veces por semana durante un período de dos meses.

Aunque en el test inicial el grupo activo presentaba niveles más altos de ejecución en comparación con el inactivo, tras finalizar el programa el grupo activo no experimentó ninguna mejora a diferencia del grupo inactivo, el cual mejoró significativamente en todos los parámetros medidos alcanzando el mismo nivel que el activo. Los autores ante tales resultados argumentaron deficiencias metodológicas en la composición de la muestra, y en cuanto al hecho de no producirse ninguna modificación de los parámetros medidos en el grupo activo lo explicaron por el denominado “efecto de techo del entrenamiento” o, lo que es lo mismo, al hecho de haber alcanzado el límite superior de las posibilidades funcionales. Aún así, estos autores consideran importante mantener el nivel de entrenamiento para frenar la regresión propia de la edad.

En un estudio realizado con pacientes de una institución mental, Clark et al. (1975) evaluaron igualmente la función neuromuscular y cardiorespiratoria. Veintitrés

participantes de entre 50 y 77 años (69 años de media) fueron seleccionados aleatoriamente y distribuidos en tres grupos. Un grupo "social" con 6 participantes, que realizaba actividades diarias de carácter relacional o social como juegos, cartas, monopoli, música, etc. y que requerían un nivel de actividad física normal. Un segundo grupo ejercitante con 10 participantes, que seguía un programa de actividades físicas de intensidad leve a moderada que no superaban las 120 pulsaciones por minuto. Se insistió en actividades rítmicas que incluían ejercicios posturales, flexibilidad, ejercicios de fuerza con pesos modificados, entrenamiento en circuito, y danza. Los ejercicios estaban dirigidos hacia los principales grupos musculares como brazos, piernas, tronco y cuello, y las repeticiones e intensidad se aumentaban semanalmente. Y un tercer grupo control con 7 participantes que realizaban las actividades diarias sin ningún tratamiento especial. Los participantes de este estudio realizaban el programa 1 hora al día, cinco días a la semana durante 12 semanas. Los parámetros medidos fueron la frecuencia cardíaca durante el ejercicio y la recuperación, el nivel de actividades de la vida diaria y la habilidad para equilibrarse. Para evaluar esto último se administraron tres tests de equilibrio:

- 1) sobre dos pies juntos, con zapatos y brazos a los lados del cuerpo;
- 2) sobre un pie con el otro cogido;
- 3) sobre una barra o viga, apoyando un pie.

Se dieron tres intentos (de 20 segundos) en cada test y se cogió la media de los tres intentos. Los datos fueron recogidos al comienzo, a las 8 semanas y a las 12 semanas. Una vez finalizado el programa y transcurridas 4 semanas se volvieron a realizar los tests. La variable medida más significativa fue el nivel de actividades de la vida diaria. Se encontró una falta de diferencias significativas entre grupos y entre

sexos, sugiriendo que todos los participantes mejoraron su nivel de actividad con sus rutinas diarias.

Emes (1979), a partir del estudio tan poco aclaratorio de Clark et al. (1975), llevó a cabo una investigación entre ancianos, en este caso no institucionalizados, para evaluar de nuevo los efectos de un programa de baja intensidad, tanto en los niveles de condición física, medidos a través de la presión arterial y frecuencia cardíaca, como en la función neuromuscular, evaluada con tres tests de equilibrio. Los participantes, 24 voluntarios (15 mujeres y 9 hombres) de 77 años de media de edad, participaron en un programa de ejercicio de 45 minutos de duración realizado con una frecuencia de tres veces por semana durante 12 semanas.

El programa constaba de ejercicios rítmicos, de fuerza y de flexibilidad dirigidos a todas las partes de cuerpo, concluyendo cada sesión con carrera “sobre el terreno”; es decir, sin moverse del sitio. El programa incrementaba su intensidad cada dos semanas. La carrera incrementó gradualmente el tiempo entre 30 segundos y 3 minutos a lo largo de las doce semanas. La diferencia media de los parámetros evaluados antes y después de la intervención, reveló una pérdida de peso, así como una disminución significativa de la frecuencia cardíaca tanto en reposo como durante el ejercicio. Asimismo, también se encontró una disminución de la presión arterial. Las medidas de equilibrio en las tres situaciones diferentes: sobre un pie, sobre las puntas de los pies, y sobre una viga o barra (de 3 pulgadas de alto x 2 de ancho x 20 de largo), no cambiaron significativamente. No se encontraron diferencias significativas entre hombres y mujeres con excepción de la pérdida de peso, significativamente mayor en los hombres que en las mujeres.

Como podemos apreciar en este estudio de Emes (1979), aún a pesar de salvar las posibles deficiencias metodológicas encontradas en el estudio de Clark et al. (1975) como la insuficiente muestra reclutada y la baja frecuencia de ejercitación (1 vez por semana), los resultados tampoco mostraron mejoras en las medidas de equilibrio.

Otro estudio de intervención que no encontró los resultados esperados fue el de Myers y Hamilton (1987). Estos autores evaluaron el *Canadian Red Cross Society's Fun and Fitness program for Seniors*, un programa estructurado de ejercicios de baja intensidad. La muestra la compusieron 128 ancianos de edad comprendida entre 55 y 101 años (74 años de media), institucionalizados y no institucionalizados de diferentes comunidades. El programa, realizado frecuentemente con música, incluía un período de calentamiento y otro de vuelta a la calma. Los ejercicios dirigidos a todas las partes del cuerpo pretendían mejorar la fuerza, la flexibilidad, y la movilidad general. También se realizaban ejercicios de tipo “aerobic” de baja intensidad, y se corría semanalmente de hora y media a dos horas. Los resultados mostraron que los participantes más jóvenes, mujeres y no institucionalizados realizaban mejor muchos de los tests o parámetros medidos como la fuerza de agarre, flexibilidad de hombros y el equilibrio. Por el contrario, los participantes institucionalizados mostraron peores resultados en los dos últimos parámetros. Una posible explicación a estos resultados fue relacionada con la frecuencia de las sesiones, ya que tenían lugar solo una vez a la semana. Estos resultados coinciden con los hallazgos obtenidos en el estudio de Clark al. (1975), donde los participantes institucionalizados no mejoraron su capacidad de equilibrio. Por otra parte, el estudio careció de grupo de control.

Dentro de esta línea de programas globales podemos diferenciar aquellos estudios que aún desarrollando programas que pretenden mejorar el equilibrio a través de una mejora de la condición física general, dedican un pequeño apartado para incluir ejercicios de equilibrio dentro del programa. Este es el caso de la investigación desarrollada por Crilly et al. (1989), que evaluaron el equilibrio corporal en 50 mujeres institucionalizadas de edad comprendida entre 72 y 92 años (media de 82 años). Salvando algunas de las insuficiencias metodológicas de estudios anteriores, se controló que todos los participantes tuviesen suficiente independencia y movilidad para participar en las clases. Estos fueron distribuidos al azar en grupo ejercitante (n=23) y grupo control (n=24). Los participantes ejercitantes no diferían significativamente de los de control en edad, altura, peso, presión arterial, uso de drogas o medicamentos, número total de enfermedades, historial de caídas, fracturas y amplitud del desequilibrio.

El programa realizado por el grupo ejercitante duró 12 semanas en sesiones de una hora tres veces por semana, e incluía ejercicios orientados a mejorar la respiración, el equilibrio sobre una y dos piernas, la coordinación, la flexibilidad, la fuerza de tronco y de tobillo, y la relajación general. El equilibrio postural fue medido sobre una plataforma de fuerzas, de pie con los ojos abiertos y cerrados, en períodos de 20 segundos. Los resultados no mostraron mejoras en el equilibrio postural en el grupo ejercitante como resultado del programa de ejercicios. Las limitaciones de este estudio están relacionadas con la falta de exclusión de la muestra de participantes con enfermedades, el seguimiento del programa por parte de los participantes y con la intensidad de dicho programa. Respecto a este último aspecto, los propios autores se cuestionaron si un programa de mayor intensidad hubiese sido más efectivo.

Ante estos resultados obtenidos concluyeron diciendo que el incremento del balanceo postural en los ancianos representa un deterioro principalmente del sistema nervioso y puede en este extremo de la vida indicar una pérdida irreversible de la función. Por esta razón puede no producirse una mejora del equilibrio postural (Crilly et al., 1989).

Estos hallazgos coinciden con los de un estudio previo muy similar llevado a cabo por Basset, McClamrock y Schmelzer (1982). En él participaron 24 personas, aunque solo acabaron 18 (17 mujeres y 1 hombre) de más de 60 años, divididos en grupo control y ejercitante. La duración del programa fue de 10 semanas, con una frecuencia de tres veces a la semana en sesiones de 30 minutos. El programa comenzaba con ejercicios de flexibilidad; seguidos de ejercicios de fuerza de cuádriceps, flexibilidad de hombros, cadera y rodilla; y ejercicios de equilibrio; finalizando con juegos de grupo y danza para mejorar la movilidad seguido de un período de enfriamiento. Se realizó la misma estructura en todas las sesiones, pero variando los ejercicios diseñados para el mismo propósito e incrementando progresivamente las repeticiones. El equilibrio, que se midió contabilizando el tiempo de permanencia sobre la pierna preferida en el mejor de tres intentos, no mostró resultados significativos. Las principales insuficiencias que destacan los autores son la potencia estadística limitada debido a la pequeña muestra utilizada y el abandono de algunos participantes durante el período de intervención; en cuanto a la muestra, el miedo de los participantes a las caídas, los efectos de la medicación, y las deficiencias en la vista y audición; y en cuanto al programa, la inadecuada duración, intensidad y especificidad de los ejercicios.

Igualmente, un reciente estudio realizado por Llach, Orozco, Zurita y Balagué (1995) mostró unos resultados negativos sobre la medida del equilibrio. El objetivo de este estudio fue valorar los efectos de un programa de ejercicio físico general en un grupo de personas mayores. Participaron un total de 9 personas (6 mujeres y 3 hombres) entre 58 y 73 años que siguieron un programa de actividad física de 5 meses de duración con una frecuencia de 2 sesiones semanales. Se evaluaron antes y después del programa las capacidades de resistencia, fuerza, velocidad de movimiento, flexibilidad y equilibrio. Este último parámetro se midió en posición de pie con los ojos cerrados, brazos en la vertical con las manos enlazadas y un pie delante del otro, contabilizándose los desequilibrios en 15 segundos. Después de comparar las mediciones pre y postest, los resultados en el test de resistencia, mostraron reducciones de la frecuencia cardíaca en los tres últimos minutos de la prueba que solo fueron significativas en el minuto 6. En las pruebas de fuerza, se observó un descenso en los valores de fuerza máxima y potencia de la musculatura flexora y extensora, siendo estadísticamente significativo en la potencia y fuerza máxima de los extensores de la pierna. En las pruebas de flexibilidad, de equilibrio y de velocidad de movimiento no se modificaron los resultados entre los valores iniciales y finales. A raíz de los resultados, los autores sugirieron que las capacidades que no se habían trabajado de forma específica en el programa de actividad física se mantenían (como en este caso fue la flexibilidad, velocidad y equilibrio) o empeoraban (como la fuerza), mientras que las capacidades que habían sido objetivos principales del programa, como la resistencia y la movilidad articular, revelaban mejoras significativas. Como limitación importante de este estudio debe señalarse la falta de un grupo control inactivo.

Estos estudios contrastan con otros que, tras evaluar los efectos de un programa de intervención, concluyen que un programa de ejercicio regular mejora las capacidades sensoriomotoras de personas mayores. Entre éstos, Ansarah (1991) se propuso analizar la influencia de un programa general de actividad física (gimnasia, danza, juegos, ejercicio, expresión corporal y otras actividades) sobre la aptitud funcional en personas mayores. Dieciséis participantes de 53 años de media de edad asistieron a 34 sesiones de una hora, tres veces a la semana, durante tres meses. Al comienzo y al final del programa los participantes fueron evaluados por el *AAHPER functional fitness test battery* para ancianos. Tras el programa los participantes mejoraron significativamente la agilidad, el equilibrio dinámico, la fuerza y resistencia muscular y la resistencia orgánica. Sin embargo, la coordinación oculo-manual y la flexibilidad no mejoraron, sugiriendo estos autores que para mejorar estas cualidades deben proponerse actividades físicas específicas. Aunque en este estudio el equilibrio dinámico mejoró, no resulta posible concretar qué tipo de actividad o ejercicio produce mejores efectos sobre este parámetro. Por otra parte, al igual que en estudios anteriores se careció de grupo control.

Resultados similares se obtuvieron en el estudio de Rikli y Edwards (1991) tras la aplicación de un programa de acondicionamiento genérico, pero en este caso de tres años de duración. De los parámetros evaluados, la fuerza de agarre, el equilibrio, el tiempo de reacción simple y complejo y la flexibilidad de hombros, mostraron mejoras significativas en el grupo experimental frente a otro grupo de control. Sin embargo, la flexibilidad medida a través de una flexión profunda del tronco no mostró ninguna mejoría, coincidiendo así con los resultados de Ansarah (1991). También encontraron una interacción significativa entre tratamiento (experimental y control) y tiempo en todas las variables, excepto en la de tiempo de reacción complejo.

Salvando algunas de las insuficiencias metodológicas desprendidas de estudios anteriores, Lord y Castell (1994) se propusieron replicar un estudio previo (Lord et al., 1993) que evaluó los efectos de un programa aeróbico sobre las capacidades sensoriomotoras con resultados no significativos. Para ello estudiaron la influencia de un programa de tipo genérico de 10 semanas de duración sobre el equilibrio, la fuerza, la coordinación y el tiempo de reacción en los ancianos. En este caso participaron 44 personas, 17 hombres y 26 mujeres de entre 50 y 75 años que siguieron un programa de ejercicios de 10 semanas de duración, y otro grupo control con 40 mujeres de edad entre los 63 y 81 años que no tomaba parte en ningún programa de ejercicios.

El programa de ejercicios se realizó durante 1 hora, dos veces a la semana durante 10 semanas y la estructura de la sesión fue la siguiente:

- a) calentamiento;
- b) ejercicio cardiorespiratorio: andar al aire libre, regulado por la duración (tiempo) y la intensidad (velocidad);
- c) ejercicios de flexibilidad y fuerza muscular de los principales grupos musculares como flexores dorsales del tobillo, extensores de rodilla, abductores de cadera y abdominales y lumbares. Al comienzo de la tercera semana se realizaron ejercicios graduales de fuerza sin resistencias adicionales en circuitos con un incremento del número de repeticiones por sesión. También se incluyeron ejercicios de bicicleta y equilibrio con sillas, barras y minitrampolines;
- d) período de descanso y ejercicios informales de coordinación, como, por ejemplo, actividades en grupo con la pelota.

Se midió la fuerza, el tiempo de reacción, el control neuromuscular o velocidad de movimiento y el balanceo corporal en situaciones de pie sobre base firme y vista fija en un punto a tres metros, de pie y ojos cerrados, de pie sobre una goma espuma de alta densidad y ojos abiertos, y de pie sobre la goma espuma y ojos cerrados. Al finalizar el programa de ejercicios, los participantes mostraron una mejora en la ejecución en los test de fuerza del cuádriceps, tiempo de reacción, y equilibrio con ojos abiertos y cerrados en contraste con el grupo control, que no mejoraron en ninguno de los test.

Posteriormente, Lord et al. (1995), llevaron a cabo otro estudio de intervención a través de un programa de ejercicios pero en este caso de mayor duración (12 meses), y con el fin de evaluar si se producían mejoras en el equilibrio, el tiempo de reacción, el control neuromuscular y la fuerza muscular, y además comprobar si se reducían el número de caídas en las mujeres ancianas. Un total de 197 mujeres de entre 60 y 85 años fueron divididas en grupo ejercitante, que siguió un programa de una hora de duración dos veces a la semana durante los 12 meses, y grupo control.

Las características y estructura del programa fueron las siguientes:

- a) calentamiento de 5 minutos de duración, en el cual se caminaba de forma moderada, y después de los 2-3 primeros minutos se incluían movimientos de brazos;
- b) período de acondicionamiento de 35 minutos de duración. Compuesto de ejercicios aeróbicos, ejercicios de fuerza, actividades de equilibrio, flexibilidad, resistencia, y coordinación oculo-manual y oculo-pédica. Las actividades de equilibrio y coordinación incluían estancias de pie, en apoyo

sobre una pierna con la otra recogida, juegos de balón que requieren atraparlo estando de pie o moviéndose, dar con el pie a un balón en movimiento, lanzamientos a un móvil en movimiento, correr por debajo y por encima de una cuerda y juegos de pelota por parejas.

Se midió el equilibrio postural, el tiempo de reacción, el control neuromuscular y la fuerza muscular de la extremidad inferior, así como el número de caídas accidentales, al principio, en mitad y al final del programa. En el test inicial los grupos ejercitante y control mostraron resultados similares y presentaban las mismas características en cuanto al índice de salud y estilo de vida. La media de clases a las que asistieron las 75 personas que completaron el programa fue de 60. Tras finalizar el programa, los participantes ejercitantes mostraron una mejora significativa en las medidas de fuerza, tiempo de reacción, control neuromuscular, equilibrio postural sobre una superficie firme con los ojos abiertos y sobre una superficie blanda con los ojos abiertos y cerrados; en contraste, en el grupo control no se encontraron mejoras significativas. Por otra parte, la proporción de caídas del grupo ejercitante fue menor que la del grupo de control, si bien las diferencias no resultaron estadísticamente significativas.

Estos hallazgos muestran que el ejercicio puede producir beneficios a largo plazo apreciando las mejoras en la función sensoriomotora en los ancianos. Asimismo reflejan la necesidad de estudios futuros que demuestren de forma concluyente si el ejercicio es un medio efectivo de prevención de las caídas.

Estos resultados coinciden con los obtenidos en un estudio previo realizado por Binder, Brown, Craft, Schetchman y Birge (1994). El objetivo fue evaluar los efectos de un programa de ejercicio de intensidad moderada sobre los factores de riesgo de las caídas. La muestra, 15 participantes de edad comprendida entre 66 y 97 años, fue dividida en dos grupos: ejercitante y control. El programa de ejercicios de 8 semanas de duración enfatizó sobre la fuerza de la extremidad inferior, la flexibilidad y la velocidad de movimiento. Tras finalizar el programa se encontraron los resultados más significativos en el test progresivo de Romberg (equilibrio), siendo las otras medidas igualmente significativas. Así la fuerza de los extensores de rodilla mostró un a mejora del 16,5%, el tiempo de ejecución de levantarse 5 veces del 27,4% y la velocidad de paso del 16,5%. Tras pasar un año de finalizado el programa se volvió a pasar los tests sobre 9 participantes aunque no se encontraron cambios significativos.

2.2.1.3. Programas de fuerza

Numerosos estudios han demostrado que el equilibrio deteriorado y la reducción de la fuerza de la extremidad inferior son factores de riesgo importantes para la pérdida de la función física (Buchner et al., 1992) y es causa de caídas en los ancianos (Tinetti et al., 1986; Whipple et al., 1987; Nevitt et al., 1989; Robbins et al., 1989; Lipsitz et al., 1991). También se ha demostrado que de los 20 a los 70 años hay una disminución de la fuerza de un 20 a un 40% (Murray et al., 1985). Sin embargo, el entrenamiento de corta duración con resistencias aumenta la fuerza máxima isocinética de la rodilla (10-18,5%) de los hombres y de las mujeres (Fiatarone et al., 1990; Charette et al., 1991).

Como ya revisamos en el punto 1.8.1.1.2., la debilidad muscular aparece como un factor de riesgo para las caídas, aunque por otra parte, la asociación entre producción de fuerza y equilibrio, como veíamos en el punto 1.7.1., aun no está del todo clara mostrándose a veces dicha asociación solo entre algunos parámetros del equilibrio dinámico, fundamentalmente la velocidad de paso (Wolfson et al., 1996) y, en otros casos, solo entre las personas mayores más debilitadas (Fiatarone et al., 1994; Rantanen et al., 1998).

En cuanto a los escasos estudios de intervención con un programa de fuerza, éstos han mostrado mejoras en diferentes variables neuromusculares como velocidad de paso, potencia para subir escaleras, etc., empleando programas tanto de baja a moderada intensidad como de alta intensidad. En el estudio de Fiatarone et al. (1990), se ha evidenciado la significativa influencia de un programa de entrenamiento de fuerza en ancianos de más de 90 años. El objetivo principal de esta investigación fue determinar las ganancias de fuerza y velocidad de paso tras un período de 8 semanas de entrenamiento de fuerza de alta intensidad. Los 9 participantes que completaron el programa siguieron un protocolo de entrenamiento que consistió en trabajar durante la primera semana al 50% de la fuerza máxima y a partir de la segunda semana al 80%. Las sesiones se realizaron tres veces por semana, realizando tres series de ocho repeticiones con cada pierna en 6 u 8 segundos por repetición. Uno de los hallazgos de este estudio fue que un programa de alta intensidad con estas características puede producir un magnífico aumento de fuerza muscular (ganancias medias en fuerza de 174%), en hombres y mujeres débiles de 90 años de media de edad. También la media de la velocidad de paso en tándem (un pie delante del otro) mejoró en un 48% después del período de entrenamiento. No ocurrió lo mismo con la velocidad para caminar

espontáneamente, lo que fue atribuido a una falta de ejercicios aeróbicos realizados de forma conjunta con el entrenamiento de la fuerza. Aún con la escasa muestra utilizada y la falta de un grupo control se puede afirmar que al final del entrenamiento estos participantes eran más fuertes de lo que fueron en años previos. Este potencial para hacer reversible los efectos del envejecimiento hasta ahora había sido poco explorado. De esta forma los autores concluyeron diciendo que la porción de debilidad muscular atribuida al envejecimiento puede ser modificada a través del ejercicio (Fiatarone et al., 1990).

Posteriormente, en otro estudio Fiatarone et al. (1994), a través del estudio FICSIT volvieron a confirmar los efectos de un entrenamiento con resistencias de alta intensidad (85% de 1 repetición máxima), en este caso de diez semanas de duración. Las ganancias en fuerza alcanzaron un 113%, la potencia para subir escaleras alrededor de un 28% y la velocidad de paso un 11%.

Los programas de fuerza de baja y moderada intensidad también se han utilizado para evaluar los efectos en las diferentes funciones relacionadas con la movilidad como velocidad de paso, equilibrio dinámico, equilibrio estático, etc. Entre éstos también tenemos que resaltar la contrariedad de sus resultados, así como diversas insuficiencias metodológicas.

Debido a la falta de estudios previos, y para evaluar si un programa de entrenamiento que combina la fuerza y la resistencia puede mejorar la velocidad y el equilibrio en los ancianos más debilitados, Sauvage et al. (1992), plantearon un estudio con mujeres institucionalizadas de baja condición física. Estas fueron divididas en dos

grupos, ejercitante (n=8) y control (n=6). Las mujeres asignadas al grupo de ejercicio completaron un programa de 12 semanas de entrenamiento con peso para las extremidades inferiores y bicicleta estática. El programa se realizó tres días a la semana con un total de 36 sesiones. Cada sesión duraba de 45 a 75 minutos e incluía lo siguiente:

- a) calentamiento de 3 a 5 minutos;
- b) ejercicios aeróbicos en el cicloergómetro realizados durante 20 minutos y por encima del 70% de su máxima frecuencia cardíaca;
- c) entrenamiento de fuerza para los músculos flexores y extensores de cadera; abductores y adductores de cadera; extensores de rodilla, y extensores de tobillo. En la primera sesión se trabajó al 40-60% de la fuerza máxima (debían realizar 10 repeticiones); en las siguientes sesiones se fueron adaptando las resistencias para que el sujeto siguiera realizando 10 repeticiones;
- d) enfriamiento o vuelta a la calma en la bicicleta de 3 a 5 minutos de duración.

El grupo control siguió recibiendo terapia física de mantenimiento, no representando así a un grupo control inactivo propiamente dicho. Ambos grupos fueron evaluados antes y después del programa. El grupo ejercitante mostró mejoras significativas en las medidas de movilidad, fuerza muscular del cuádriceps, resistencia muscular de la extremidad inferior, y amplitud y velocidad del paso; por el contrario, no se encontraron cambios significativos en las medidas de equilibrio con ojos abiertos y cerrados. Por su parte, el grupo control tampoco reveló cambios significativos a excepción de la fuerza muscular en el bíceps femoral en ambas piernas, que supusieron solo del 5 al 10% de diferencia con respecto a la medida inicial. Estos resultados

muestran que un programa de ejercicios de fuerza de moderada intensidad pueden producir mejoras significativas en la movilidad, la fuerza y la resistencia muscular, pero no en el equilibrio.

Resultados similares fueron hallados también por Topp et al. (1993). Estos investigadores plantearon un estudio para evaluar si 12 semanas de entrenamiento con un programa de fuerza dinámica podía mejorar la velocidad del paso y el equilibrio dinámico y estático entre los ancianos de 65 años de edad media. Cincuenta y cinco ancianos de una comunidad de 71 años de media de edad, fueron distribuidos aleatoriamente en grupo ejercitante (n=25) y grupo control (n=30). Al grupo ejercitante se le pidió que realizara un programa de entrenamiento de fuerza con gomas elásticas, tres veces por semana durante 12 semanas, y si alguien no podía realizaba el trabajo en otro sitio aunque no fuese supervisado. El programa constaba de:

- a) 5 minutos de calentamiento;
- b) 50 minutos de entrenamiento de fuerza consistente en 6 ejercicios para miembro superior y 6 miembro inferior (10 repeticiones cada ejercicio);
- c) estiramientos. Los ejercicios fueron diseñados para incrementar mínimamente la frecuencia cardíaca y la presión arterial, y mejorar la fuerza.

Tras finalizar el programa, el grupo ejercitante demostró menor velocidad de paso, mejor equilibrio, y una mejora de la habilidad para caminar hacia atrás, aunque ninguna de dichas medidas del postest fue significativamente diferente con respecto al grupo control. Lo que sí se observó fue que el grupo ejercitante realizaba menos errores que en el pretest. Para el test de equilibrio estático con ojos abiertos ambos

grupos mejoraron significativamente su tiempo de equilibrio sobre una pierna, mientras que para el test de equilibrio sobre una pierna con ojos cerrados el grupo ejercitante no cambió significativamente y sí mejoró significativamente el grupo control.

Los resultados poco concluyentes de este estudio pueden deberse, según los autores, a insuficiencias metodológicas en cuanto a las características de la muestra, diferentes medidas de base del pretest (los participantes control eran más mayores y tenían peores medidas de base que los ejercitantes) y al protocolo de medición. Igualmente, la poca adherencia o seguimiento del programa de ejercicios pudo ser determinante en estos resultados.

Un reciente estudio que se ha llevado a cabo para evaluar los efectos de un programa de fuerza de mediana intensidad y corta duración sobre el balanceo postural en personas mayores ha sido el de Goggin y Arbogast (1997). El propósito del mismo, con un diseño intragrupo, fue determinar si un programa simple de 10 semanas de entrenamiento con resistencias (en este caso, realizado en las casas de los participantes) podría reducir el balanceo postural en los ancianos. Siete mujeres y un hombre de entre 70 y 86 años de edad, ninguno de los cuales había trabajado antes con pesos o resistencias, formaron parte de este programa. Se midió la velocidad y la amplitud de balanceo. El programa de entrenamiento, similar a los anteriores, incluyó:

- a) calentamiento con ejercicios de estiramiento estático realizado durante 10 minutos;
- b) ejercicios con resistencias para la extremidad superior e inferior;
- c) 10 minutos de ejercicios de equilibrio;

d) 10 minutos de estiramientos para los grupos musculares entrenados, formando parte de la vuelta a la calma. Tanto el peso, repeticiones y series fueron incrementando gradualmente cada semana, siguiendo las bases del entrenamiento de fuerza.

Los resultados indicaron que tras el programa de entrenamiento, todos los ancianos mostraron una reducción significativa de la velocidad de balanceo, aunque el rango de la amplitud de balanceo no mostró diferencias significativas con respecto al pretest. Los autores concluyeron que un programa de entrenamiento de fuerza no mejora el control postural.

Estos resultados coinciden con los de un estudio realizado por MacRae, Feltner y Reinsch (1994), aunque en este caso la duración del programa fue de un año realizándose sesiones de una hora tres veces por semana. El objetivo fue evaluar los efectos de un programa de ejercicios de baja intensidad sobre las caídas y los factores de riesgo de las caídas (como equilibrio, debilidad muscular y anomalías del paso) en mujeres no institucionalizadas. 80 mujeres fueron asignadas a un grupo ejercitante y un grupo de control. El programa, muy similar al anterior, constaba de un calentamiento y una vuelta a la calma donde se realizaban ejercicios de estiramiento realizados lentamente (10 a 15 minutos). En la parte principal de la sesión se realizaban una rutina de ejercicios de levantarse desde la posición sentada (stand-ups) y ejercicios de subir a un banco de 15,24 cm de altura (step-ups), los cuales aumentaban su intensidad a medida que cada participante podía completar cuatro series de 10 repeticiones. También se realizaban actividades tales como caminar, y movimientos de danza de cara a mejorar el equilibrio, ejercicios de fuerza y de coordinación. Tras el programa de intervención el

grupo experimental no mostró cambios significativos en la medida de fuerza del abductor de cadera, equilibrio y paso, no mostrando así diferencias de ejecución con respecto al grupo control. Excepción hecha en la medida de fuerza isométrica en la musculatura extensora de rodilla en que el grupo control mostró un deterioro significativo con respecto al grupo experimental que no mostró cambios significativos en el transcurso del año de estudio.

En esta misma línea de resultados se encuentran dos recientes investigaciones que han mostrado efectos no significativos de un programa de fuerza sobre la velocidad de paso en las personas mayores (Pheasant, 1998; Brandon, Boyette, Gaasch y Lloyd, 2000). En el estudio de Pheasant (1998), el objetivo fue comparar la efectividad de dos programas de fuerza diferentes sobre medidas de paso y equilibrio en un grupo de mujeres de entre 70 y 80 años. Los programas fueron muy similares en cuanto a los grupos musculares entrenados (extensores de rodilla, abductores de cadera y flexores-extensores del tobillo) y las resistencias empleadas. La principal diferencia era que un grupo realizaba los ejercicios sentados en una silla estándar (ejercicios de cadena muscular cerrada) y el otro los realizaba de pie (cadena muscular abierta). Los programas se realizaban con una frecuencia semanal de tres días durante un período de ocho meses. Los resultados no mostraron diferencias significativas entre los grupos en ninguna de las variables de equilibrio estático (balanceo postural y amplitud de balanceo), así como en la velocidad, amplitud y cadencia de paso. Por otra parte, ambos programas se mostraron efectivos en la mejora de la fuerza en ambos grupos, aunque no se encontraron diferencias significativas entre ellos.

En 1998, en una investigación llevada a cabo por Berg y Lapp, de nuevo se confirman efectos no significativos de un programa de fuerza de mediana intensidad y de 8 semanas de duración sobre la velocidad de paso, el equilibrio dinámico y la fuerza. En este caso 22 voluntarios de 72 años de media de edad participaron en un programa de entrenamiento orientado hacia las extremidades inferiores en el que los pesos se incrementaban un 10% cuando los participantes podían completar dos series de 10 repeticiones con la técnica adecuada. Los autores alegaron una escasa intensidad del programa ante estos resultados no significativos.

En este mismo año, un estudio desarrollado por Shaw y Snow (1998), mostró que, tras un programa de fuerza de mediana intensidad de 9 meses de duración, los participantes de 50 a 75 años de edad presentaron diferencias significativas en el equilibrio dinámico lateral en comparación con un grupo de control. Sin embargo, el estudio reveló que la fuerza de los abductores de cadera, así como la potencia máxima de las piernas, eran predictores independientes en el equilibrio lateral, considerando que solo entre el 12 al 20% de las mejoras producidas podían atribuirse a este hecho, al ser otros mecanismos no evaluados en dicho estudio los responsables de dichas mejoras. A saber, los inputs sensoriales, la integración de la información sensorial a nivel del sistema nervioso central, y una apropiada respuesta neuromuscular, todos ellos mecanismos esenciales requeridos en el mantenimiento del equilibrio.

No obstante, otro estudio también reciente (Krebs, Jette y Assmann, 1998) ha mostrado que un programa de ejercicio de intensidad moderada mejora la estabilidad del paso. En este caso, la muestra estaba constituida por ancianos incapacitados o en el

límite de sus capacidades, a diferencia del estudio anterior en el que los participantes gozaban de una gran aptitud para el desarrollo de las actividades funcionales.

En cualquier caso, las pocas investigaciones que han examinado los efectos de un programa de entrenamiento con pesas de corta duración sobre las latencias de respuesta del tendón patelar en jóvenes, han mostrado que una mejora de la fuerza coincidía con una reducción de la latencia refleja. Incluso, como han mostrado Clarkson y Kroll (1978), estos tiempos de respuesta refleja no muestran diferencias significativas entre hombres jóvenes y ancianos entrenados.

Hemos encontrado asimismo otros estudios que pretenden comparar la efectividad de diferentes programas de intervención sobre el equilibrio y la velocidad de paso. Los resultados mostrados tras la intervención con programas de fuerza frente a otro tipo de programas como pueden ser de flexibilidad, nutricionales, etc., también son bastante contradictorios. Este tipo de programas se revisará con detenimiento en el apartado 2.3. sobre efectividad de los programas de intervención.

Como vemos, de los estudios desarrollados para evaluar los efectos del entrenamiento de fuerza sobre el equilibrio, pocos manifiestan resultados significativos (Fiatarone et al., 1990; 1994), aunque el parámetro utilizado (velocidad del paso) no es suficiente como medición del equilibrio. Los otros estudios muestran resultados contradictorios concluyendo la mayoría que un programa de fuerza no mejora el equilibrio en personas mayores. Debemos destacar que estos últimos estudios muestran limitaciones metodológicas como hemos destacado antes, y por tanto son necesarias

otras investigaciones que salvando tales insuficiencias aclaren esta inconsistencia de resultados.

Como hemos podido apreciar, los estudios de intervención con programas de carácter inespecífico sobre el equilibrio son escasos y con resultados poco concluyentes. La inconsistencia de los resultados obtenidos puede ser debida a insuficiencias metodológicas, tales como un programa de intervención poco definido o de corta duración, a las diferencias en cuanto a la edad y características de la muestra, o a la inadecuación de los instrumentos de medición.

Una apreciación interesante tras la revisión efectuada, es que los estudios más recientes muestran resultados más significativos que los estudios que se desarrollaron inicialmente. Esto puede deberse a dos cosas principalmente. Por una parte, a la adecuación del programa de intervención en cuanto al tipo de ejercicios y la intensidad de estos. Y, por otra, al control y superación de insuficiencias metodológicas, así como al control de variables extrañas que han podido influir en estudios previos poco controlados.

A pesar de todo ello, parece desprenderse que los programas de ejercicio de esta naturaleza, poseen ciertos beneficios para aquellas personas con mayor limitación de sus capacidades. Pero aún faltan estudios que muestren de forma concluyente los efectos del ejercicio sobre el equilibrio considerando tanto, edad, sexo, y características de la población anciana. Asimismo, quedaría por concretar qué tipo de programa inespecífico

es más efectivo para mejorar el equilibrio, determinando por fin cuáles son las características del programa en cuanto a frecuencia, duración e intensidad.

2.2.2. Programas de intervención específicos.

Como se ha comentado previamente, los programas específicos están constituidos por ejercicios diseñados para mejorar concretamente uno o varios de los sistemas sensoriales que contribuyen al equilibrio (visual, vestibular y propioceptivo), así como para favorecer la integración de estos tres sistemas a nivel central. Aunque estos programas podrían contemplarse dentro del modelo teórico propuesto con anterioridad, lo cierto es que han sido desarrollados sin contemplar ningún modelo teórico de intervención e, incluso en algunos casos sin un objetivo concreto. Aún así, algunos de estos estudios se caracterizan por considerar el carácter específico de los ejercicios como un aspecto que puede ser determinante en la consecución de los objetivos (Tobis y Reinsch, 1989; Woollacott, 1990).

Muchos de los estudios que se han desarrollado para intervenir de forma específica sobre el equilibrio proceden del ámbito clínico donde la investigación se centra en pacientes con algún tipo de patología que afecta al (Brandt et al., 1986; Brandt y Paulus, 1990). Otro amplio campo de investigación es el relacionado con las caídas, que afectan a la gran mayoría de la población anciana. Con estas investigaciones se pretende prevenir y disminuir el número de caídas, mejorando entre otros aspectos, tanto el equilibrio estático como el dinámico, y utilizando el ejercicio como estrategia de intervención.

Los primeros estudios que se han desarrollado para evaluar los efectos de un programa específico sobre el equilibrio se caracterizan por centrarse en un solo programa, comparando los resultados con los de un grupo control inactivo. Actualmente, comienzan a proliferar estudios cuyo objetivo es evaluar la efectividad de diferentes programas de ejercicio, los cuales abordaremos en el punto 2.3. Esta tendencia al análisis comparativo de diferentes programas puede deberse a varios motivos. En primer lugar, a la evidente relación mostrada en investigaciones previas en las cuales los participantes activos presentaban una mejor función de equilibrio en comparación con los inactivos (Haines, 1974; Era y Heikkinen, 1985; Brandt et al., 1986; Rikli y Busch, 1986; Iverson et al., 1990). En segundo lugar, a que muchas de las conclusiones de investigaciones previas reclaman la necesidad de identificar el tipo de ejercicio más efectivo para optimizar dicha función, debiendo especificarse por tanto, la frecuencia, la duración y la intensidad más adecuadas (Lord y Castell, 1994; Hu y Woollacott, 1994; Verfaillie, Nichols, Turkel y Hovel, 1997). Y, en tercer lugar, a la evidente relación e importancia de la óptima función del equilibrio y las caídas (Overstall, 1980; Tinetti y Speechley, 1989; Tinetti et al., 1994).

Entre las investigaciones revisadas con este carácter específico apreciamos algunas superespecíficas, no solo en cuanto al objetivo sino también en cuanto al medio empleado. Nos referimos, principalmente, a los programas diseñados para estimular los órganos sensoriales. Otros, sin embargo, están constituidos por diferentes ejercicios y tareas de equilibrio que consisten en provocar situaciones de desequilibrio y consiguiente reequilibración ante múltiples y variadas situaciones estáticas y dinámicas.

Así, hemos creído necesario distinguir para su mejor estudio los siguientes tipos de programas:

- *programas sensoriales*, que comprenden ejercicios para estimular y mejorar los diferentes sistemas sensoriales.
- *programas de equilibrio* que comprenden ejercicios de equilibrio estático y dinámico en las más variadas situaciones.

2.2.1.1. Programas sensoriales

Dirigidos de forma específica a estimular uno o varios de los sistemas sensoriales pretendiendo así una mejora de la función sensorial. Este tipo de programas no es muy frecuente y algunos se han desarrollado en el ámbito clínico de cara a mejorar ciertas patologías como la ataxia cerebral y las lesiones laberínticas.

En general, estos programas emplean un período breve de entrenamiento (entre 1 y 10 días) en el que se repite la estimulación de forma repetida y en algunos casos se modifica la posición, aunque de forma muy limitada. Así, por ejemplo, para la estimulación visual se intenta mantener la posición estática mientras se manipula la información visual, y para la estimulación propioceptiva la base de apoyo es manipulada produciendo movimientos en diferentes direcciones.

La estimulación vestibular, a través de ejercicios vestibulares ha sido propuesta para mejorar la función vestibular o, en todo caso, retardar el declive degenerativo. Algún estudio realizado en pacientes con vértigo, o déficits vestibulares, ha informado de su efectividad en la mejora de la estabilidad (Hecker, Haug y Herndon, 1974). Con ancianos normales, sin embargo, algunos de los estudios no han evidenciado tales efectos. Así, Roberts y Fitzpatrick (1983), hipotetizaron que los ancianos que recibían 30 minutos de

estimulación vestibular demostrarían mayores tiempos de equilibrio si se comparaban con personas no sometidas a dicha estimulación. En su estudio, 36 mujeres de 80 años de media de edad, no institucionalizadas e independientes en las actividades de la vida diaria, fueron divididas en grupo experimental y control.

La estimulación vestibular se conseguía por los movimientos de balanceo sobre una mecedora, lo que suponía movimientos pasivos, que no requerían actividad muscular. Durante media hora se realizaron balanceos sobre la mecedora, evaluándose el equilibrio antes y después de dicha intervención mediante el test de equilibrio de permanencia estática durante el mayor tiempo posible con ojos abiertos y cerrados. El análisis de los resultados no mostró diferencias estadísticamente significativas, aunque los participantes del grupo experimental demostraron una tendencia a mejorar su equilibrio después de la intervención. Según los autores, estos resultados negativos podían atribuirse a insuficiencias relacionadas con el diseño metodológico, a la sensibilidad de los instrumentos de medición y a la escasa duración de la intervención. En cuanto a los instrumentos de medición, destacan que quizás el utilizado en este estudio pudo no ser suficientemente sensible para detectar pequeños cambios en el equilibrio; los instrumentos computerizados o electrónicos pueden ser más adecuados para este tipo de investigaciones por su mayor precisión.

Contrariamente, los satisfactorios resultados obtenidos por Brandt, Krafczyk y Malsbenden (1981) sirvieron para mostrar los efectos del entrenamiento a través de la inestabilidad postural inducida por la extensión de la cabeza. Una hora de práctica intermitente en dichas condiciones (tiempo total en extensión de la cabeza 15 minutos), durante cinco días, provocó una apreciable mejora en el equilibrio entre los adultos

normales. La reducción media en las amplitudes de balanceo para todos los participantes fue del 20 al 30% en la primera prueba (tras el primer día de entrenamiento), reflejando el valor potencial de los efectos del entrenamiento a corto plazo. Los efectos del entrenamiento a largo plazo, representados por los resultados obtenidos en el quinto día, mostraron una reducción del balanceo de un 40 a un 50% con relación al valor inicial. Las medidas de seguimiento tomadas 40 días después de finalizado el entrenamiento, revelaron que el aprendizaje de las habilidades de equilibrio si no son mantenidas o continuadas con la práctica comienzan a empeorar exponencialmente, aunque no lleguen a alcanzar los valores iniciales previos al entrenamiento.

Otra situación inestable utilizada como intervención es la de mantenerse sobre un pie con la cabeza alineada y los ojos cerrados (Büchtele, Knaup y Brandt, 1984). En este estudio un total de 28 adultos sanos (20 estudiantes no entrenados y 8 gimnastas) fueron sometidos a un programa que se desarrolló, al igual que en el estudio anterior una hora al día de práctica intermitente (tiempo total de permanencia sobre un pie de 30 minutos), durante cinco días. Los resultados mostraron una mejora en la reducción del balanceo del 20% tras el primer día y del 50% tras los cinco días, siendo más apreciable la mejora en los participantes no entrenados en comparación con los gimnastas entrenados, posiblemente debido a su peor estabilidad inicial. La situación de equilibrio con ojos abiertos fue la que menos mejoras obtuvo (del 15 al 20%). Las medidas de control después de cuarenta días de finalizado el programa probaron que una vez adquirida la habilidad de equilibrio ésta se mantiene durante semanas.

Hu y Woollacott (1994), partiendo de que los ancianos son más inestables bajo condiciones sensoriales cambiantes o alteradas, y considerando los resultados tan

significativos de los estudios de Brandt et al. (1981) y de Büchele et al. (1984), plantearon una investigación con un diseño intergrupo. Se planteó un programa de diez horas de duración para mejorar el equilibrio en los ancianos sanos que practicaban algún tipo de actividad física al menos dos veces por semana. Con ello se pretendía mejorar la habilidad del procesamiento multisensorial o integración sensorial, manipulando selectivamente los inputs sensoriales de los sistemas visual, vestibular y propioceptivo. El protocolo de entrenamiento consistió en mantenerse de pie sobre la plataforma de estabilidad con los brazos a los lados del cuerpo durante una hora cada día mientras los inputs sensoriales relevantes para la estabilidad postural se manipulaban sistemáticamente. Se utilizaron ocho condiciones de entrenamiento diferentes y cada una se realizó durante 10 segundos. Una vez finalizada la ejecución de las ocho condiciones se volvía a repetir el ciclo. El orden de las ejecuciones fue el siguiente:

- 1) sobre superficie firme, ojos abiertos, y cabeza neutral;
- 2) sobre superficie firme, ojos cerrados y cabeza neutral;
- 3) sobre superficie firme, ojos abiertos y cabeza extendida;
- 4) sobre superficie firme, ojos cerrados y cabeza extendida;
- 5) sobre superficie blanda, ojos abiertos, y cabeza neutral;
- 6) sobre superficie blanda, ojos cerrados y cabeza neutral;
- 7) sobre superficie blanda ojos abiertos y cabeza extendida;
- 8) sobre superficie blanda, ojos cerrados y cabeza extendida;

Los participantes, de edad comprendida entre 65 y 90 años, fueron distribuidos en un grupo ejercitante y un grupo control. Después de finalizado el programa de entrenamiento, el grupo entrenado mostró una mejora significativa en cinco de las ocho

condiciones de equilibrio medidas (ante los inputs propioceptivos modificados o cuando fueron manipulados dos o más sistemas sensoriales).

Asimismo, para evaluar el mantenimiento de los efectos, se volvieron a realizar los testss cuatro semanas después de finalizado el programa. Los resultados de esta medición mostraron que los participantes entrenados caían menos frecuentemente que los del grupo de control cuando se reducían los inputs somatosensoriales del tobillo; además, los participantes entrenados permanecían más tiempo sobre una pierna que el grupo control.

Tras estos resultados los autores sugirieron que la aproximación específica a los diferentes sistemas sensoriales que intervienen en el equilibrio resulta efectiva en la mejora del equilibrio en personas mayores.

Por otra parte, apenas se conocen estudios sobre intervención puramente propioceptiva. Uno de ellos es el de Jiménez, Pérez, Pedrosa y Gutiérrez (1990), aunque la muestra con la que trabajaron fue de 15 niños de entre 10 y 12 años. Estos autores, tras aplicar un programa de reeducación propioceptiva con ejercicios de suelo y sobre planos inestables durante dos meses, no encontraron una mejora significativa del equilibrio, concluyendo que tal vez la duración y el tipo de ejercicio empleado no fue el adecuado para producir mejoras apreciables.

Partiendo de que los ancianos en comparación con los jóvenes son menos capaces de identificar de forma precisa las señales propioceptivas de la articulación del tobillo responsable, en parte, del enlentecimiento del procesamiento de la información y de la ejecución de la respuesta, Meeuwsen, Sawicki y Stelmach (1993) desarrollaron un estudio

con la finalidad de determinar si la percepción de la posición del pie se modificaba como resultado de la repetición de dicha posición. La muestra, participantes jóvenes y ancianos conseguían activamente cuatro posiciones de referencia con un pie y ejecutaban dichas posiciones 12 veces con el otro pie. Los resultados mostraron que las repeticiones de la prueba mejoraron la precisión, variabilidad y tiempo de ejecución de la respuesta entre los ancianos, resultando en una menor diferencia entre ambos grupos.

Igualmente escasas han sido las investigaciones desarrolladas en el ámbito clínico utilizando diferente estimulación sensorial artificial (feedback artificial) para entrenar el equilibrio fundamentalmente con pacientes con algún tipo de patología sensorial o central. Además, los resultados no son concluyentes y, por tanto, se necesita una mayor acumulación de datos empíricos o ser investigadas en mayor profundidad (Paulus et al., 1984). Por otra parte, una cuestión sin resolver aún es si se puede mejorar en participantes normales el control postural a través de estimulaciones artificiales.

Como podemos apreciar, las intervenciones mediante estimulación puramente sensorial son escasas y, además, presentan controversias en cuanto a los resultados obtenidos. Por tanto, es pronto para determinar si estos métodos son o no eficaces para mantener la función de equilibrio en participantes normales y, si lo son, también se necesitan futuros estudios para concretar qué tipo de programa sensorial puede ser más efectivo. Igualmente, aún está por demostrar si este tipo de programa es efectivo en la población anciana normal y en pacientes con patologías sensoriales. También sería interesante estudiar si los participantes con unos niveles altos de ejecución tienen limitadas sus mejoras (Paulus et al., 1984; Hu y Woollacott, 1994).

2.2.2.2. Programas de equilibrio

En este apartado hemos agrupado aquellos programas que hacen hincapié en los ejercicios estáticos y dinámicos de equilibrio, caracterizándose por la variedad de ejecuciones de equilibrio utilizadas en las que se trabaja tanto la estimulación sensorial como el tiempo de selección y ejecución de la respuesta. Y, aunque algunos autores no mencionen cual es la finalidad específica de dichos programas, puede leerse entre líneas que el tipo de ejercicios empleado puede apuntar hacia diferentes etapas del modelo teórico de control postural, no solo a la fase de entrada de la información sensorial o estimulación sensorial.

Una de las primeras investigaciones que podemos encontrar con este tipo de intervención es la de Lichtenstein et al. (1989). Estos autores realizaron una prueba piloto para determinar la fiabilidad de los tests y la efectividad de un programa de ejercicios para mejorar el equilibrio en mujeres de edad avanzada. La muestra, formada por 50 mujeres institucionalizadas de más de 65 años de edad, se dividió en grupo ejercitante (n=24) y grupo control (n=26). Se evaluó el estado de salud (Modified Stanford Health Assessment Questionnaire, de Pincus, Summey, Soraci, Wallston, y Hummon, 1983) y el nivel de ejecución de las actividades básicas de la vida diaria (Katz ADL, de Katz, Ford, Moskowitz, Jackson, y Jaffe, 1963), así como el estado mental (Short Portable Mental Status Questionnaire, de Pfeiffer, 1975).

Desde un principio se solicitó una asistencia del 85% a las sesiones por parte del grupo ejercitante. Aún así, la tasa de abandono fue del 19% aproximadamente. Se diseñó un programa de ejercicios con la intención de mejorar el equilibrio, la flexibilidad y el

tiempo de reacción, a desarrollar en sesiones de una hora de duración, dos veces al día, 4 días a la semana durante 16 semanas (total 48 sesiones). Los ejercicios seleccionados se dirigían concretamente al equilibrio estático y dinámico, estructurándose de la siguiente forma dentro de la sesión: 10 minutos de ejercicios de estiramiento; 10 minutos de ejercicios de equilibrio estático; 15 minutos de ejercicios de equilibrio dinámico; 10 minutos de ejercicios de tiempo de reacción a estímulos visuales; 10 minutos de carrera y 5 minutos de enfriamiento y relajación.

Se midieron los cambios en la amplitud y la velocidad del balanceo postural en una plataforma biomecánica en cuatro situaciones diferentes: sobre dos pies con ojos abiertos y cerrados, y sobre un pie con ojos abiertos y cerrados. Tras finalizar el programa no se encontraron mejoras significativas en ninguna de las situaciones medidas. Como explicación a la ausencia de efecto del ejercicio en este estudio, los autores comentaron que podía explicarse por una falta de potencia estadística para detectar diferencias entre grupos, por un inadecuado cumplimiento con el programa de ejercicios, por diferencias de base entre los dos grupos y su elección al azar, o por la insuficiente duración del programa de ejercicios.

Estos autores concluyeron diciendo que el régimen óptimo de ejercicio para la mejora de la aptitud física y/o equilibrio en el anciano está por definir y por tanto desconocen si el tipo, la intensidad y la duración de ejercicio empleado en este estudio fueron adecuadas para mejorar el equilibrio (Lichtenstein et al., 1989).

Contrariamente, Ledin et al. (1990) mostraron el efecto significativo de un programa de ejercicios dirigido a mejorar el equilibrio en los ancianos que enfatizaba sobre

el sistema vestibular. Los participantes, de edad comprendida entre 70 y 75 años, fueron invitados a participar, formando parte de un grupo de estudio (n=15) y un grupo control (n=15). El programa de 9 semanas de duración, se realizó con una frecuencia de dos sesiones semanales. Las sesiones fueron de 60 minutos y se componían de 45 minutos de ejercicios específicos, predominantemente de estimulación vestibular, seguidos de un período de 10-15 minutos de relajación muscular. Los ejercicios específicos consistían en ejercicios de equilibrio y gimnasia general, incluyendo partes del programa de habituación vestibular desarrollado por Norre y Weerdt (1980). Éste incluía las siguientes tareas: carrera y saltos; caminar en línea hacia adelante, hacia atrás, sobre los talones, y sobre los dedos; caminar con giros súbitos o repentinos de 180° y 360°; caminar por una línea; levantarse y sentarse, mantenerse sobre una pierna con ojos abiertos y cerrados; fijación visual durante los movimientos de flexión, rotación y flexión lateral de cuello; ejercicios jugando con balones; ejercicios de saltos sobre un trampolín.

Antes y después del período de intervención, se evaluó la función de equilibrio con diferentes pruebas. En los tests clínicos, el grupo entrenado mostró una mejora significativa en las situaciones de permanencia sobre una pierna con los ojos cerrados, permanencia sobre una pierna con movimientos de cabeza, y mientras caminaba 15 metros. Los resultados del test de posturografía dinámica revelaron que el grupo entrenado mejoró significativamente sus medidas de equilibrio en las tres condiciones más difíciles. Los resultados del grupo control fueron invariables excepto para la condición de un test de posturografía dinámica.

Posteriormente, y también con la finalidad de valorar si un programa de entrenamiento con especial énfasis sobre las ejecuciones de equilibrio podía mejorar las

mediciones de equilibrio y velocidad, Johansson y Jarlno (1991), llevaron a cabo un estudio con un total de 34 mujeres sanas de 70 años de media de edad. Éstas fueron distribuidas aleatoriamente en dos grupos: el primero recibió 1 hora de entrenamiento 2 veces a la semana durante 5 semanas; el segundo, el grupo control, no recibió ningún entrenamiento. El programa de ejercicios consistió en caminar en diferentes direcciones y a diferentes velocidades y, a menudo, con diferentes movimientos de brazos, cabeza y tronco. Se utilizaron muchos pasos de danza, así como ejercicios de cambio de peso mientras estaban sentados o permanecían de pie, y de sentarse y levantarse de la silla. Mediante los ejercicios dinámicos se intentó mejorar la fuerza y la movilidad del tronco y de las extremidades inferiores. El programa terminaba con relajación en el suelo. Todo el programa se acompañó con música seleccionada para estimular y facilitar los ejercicios.

Los tests incluyeron el tiempo de permanencia sobre una pierna (manipulando el feedback visual y vestibular), caminar a través de una viga o barra estrecha, caminar sobre una figura en ocho, y caminar lo más rápido posible. El equilibrio del grupo entrenado mejoró significativamente en seis de los nueve tests (los tres no significativos fueron el de permanencia sobre pierna derecha e izquierda con los ojos cerrados, y caminar a través de una viga), no encontrándose mejoras significativas en el grupo control.

Con estas características se ha desarrollado recientemente otro estudio (Stumpfhauser y Lavacek, 1997), pero con un diseño intragrupo con participantes institucionalizados sanos de edad comprendida entre 79 y 93 años. El objetivo fue evaluar el impacto de un programa de corta duración (10 semanas) sobre el equilibrio, la fuerza y el miedo a las caídas. El programa constaba de las siguientes actividades:

- a) entrenamiento de fuerza usando gomas elásticas;

- b) entrenamiento del equilibrio basado en la manipulación de los inputs de los sistemas visual, vestibular y somatosensorial (usando diferentes superficies);
- c) levantarte y sentarse en una silla de forma repetida;
- d) subir y bajar sobre una pierna repetidamente;
- e) ejercicios de equilibrio sentado sobre balones de 55 cm de diámetro;
- f) ejercicios con balones para practicar desplazamientos y giros.

Se midió el equilibrio sobre un solo pie y sobre los dos, la velocidad de paso y el tiempo requerido para sentarte y levantarte de una silla en diez repeticiones. Los resultados mostraron unas mejoras significativas en el equilibrio sobre los dos pies y en la suma de las medidas de equilibrio estático, velocidad de paso y en el test realizado con la silla. Sin embargo, la velocidad de paso individualmente analizada, no mostró cambios significativos, al igual que ocurría con el test de levantarse y sentarse sobre la silla. Quizás pudo deberse a que la mejora de la permanencia estática fue muy significativa, compensando así las otras dos mediciones. Igualmente se obtuvieron unas mejoras significativas en fuerza (flexión y extensión de rodilla).

Estos resultados coinciden con el estudio previamente citado de Johansson y Jarnlo (1991), en el que algunas de las medidas de equilibrio mejoraron significativamente, permaneciendo otras sin cambios (por ejemplo, las medidas de permanencia sobre un pie). Si bien los autores no argumentaron nada en relación con los tests no significativos, podemos cuestionar si los tests fueron lo suficientemente sensibles como para detectar pequeñas modificaciones de equilibrio, o si el programa fue suficientemente intenso o adecuado para modificar dichas situaciones de equilibrio.

Por su parte, significativos se muestran los resultados obtenidos en dos estudios de reciente publicación (Shumway-Cook, Gruber, Baldwin y Liao, 1997; Kronhed, Möller Olsson y Möller, 2001). En el caso de Kronhed et al. (2001), el programa de corta duración (9 semanas) basado en ejercicios de equilibrio y de estimulación sensorial, mejoró el equilibrio estático y dinámico de los participantes (70 a 75 años) en comparación con un grupo de control. Con una finalidad diferente se planteó el estudio de Shumway-Cook et al. (1997), el objetivo fue evaluar la eficacia de un programa específico en función de la frecuencia de intervención. Así pues, emplearon dos grupos ejercitantes: uno realizaba el programa específico con los monitores dos veces por semana y además practicaba de 5 a 7 días por semana en sus casas; el otro, realizaba menos del 75% de las prácticas organizadas y solo se ejercitaba 4 veces por semana en su casa. El programa de ejercicio multidimensional se centraba en una progresión de ejercicios diseñados para mejorar los problemas de equilibrio estático y la marcha observados en los pacientes. Los resultados mostraron que ambos tipos de intervención (más o menos frecuencia de ejercitación) resultaron eficaces en la mejora del equilibrio y la marcha en comparación con un grupo de control inactivo.

Recientemente, un estudio desarrollado para evaluar los efectos de un programa de ejercicio centrado en la mejora del equilibrio (Requena, González y Fuentes, 2000), mostró resultados superiores en el equilibrio dinámico en el grupo entrenado en comparación con un grupo de control, si bien las diferencias entre ambos no llegaron a ser significativas. En este caso el programa se realizaba con una frecuencia semanal de dos días y durante un período de cuatro meses. Los autores concluyen diciendo que el programa empleado parece prometedor en la mejora del equilibrio dinámico, aunque destacan la necesidad de

desarrollar futuras investigaciones que evalúen la incidencia de la duración del programa en los rendimientos obtenidos.

2.3. EFICACIA DE LOS PROGRAMAS DE INTERVENCIÓN

Hasta hace pocos años, la eficacia de los programas de ejercicio físico con ancianos ha venido siendo evaluada a través de diseños intragrupo y, más ocasionalmente, comparando un grupo de ejercicio con otro inactivo o de control. Recientemente, aunque poco numerosos aún, los estudios sobre intervención a través del ejercicio pretenden ir más lejos al comparar entre sí diferentes programas de intervención en cuanto a su eficacia.

Los programas de ejercicio que principalmente se han evaluado con este diseño intergrupo son programas motores (de fuerza), sensoriales, sensoriomotores (programas de equilibrio), programas aeróbicos y programas de acondicionamiento físico general. Sin embargo, solo algunos de estos estudios separan la intervención con ejercicios específicos de otros aspectos o elementos de intervención como nutrición, educación, etc. Es por ello que no pueden atribuir de forma concluyente las mejoras producidas al programa de ejercicio (Wolfson, et al., 1996). Además, pocas de las intervenciones sobre el equilibrio tienen definidas suficientemente las características del programa de entrenamiento como para poder ser replicadas (Ledin et al., 1990; Hu y Woollacott, 1994).

Uno de los primeros estudios encontrados con este carácter comparativo es el de Era (1988). Su propósito fue evaluar los efectos de dos programas diferentes sobre el control postural. Un programa estaba dirigido a aumentar la fuerza muscular en piernas y tronco, y el otro era un programa tradicional de gimnasia de mantenimiento que incluía ejercicios de transporte de pesos, flexibilidad y ejercicios rítmicos. La muestra de ancianos sanos, de 74 a 78 años, fue distribuida en tres grupos: uno realizaba el programa de fuerza, otro el tradicional y un tercer grupo sirvió como grupo control inactivo.

Tras el programa de intervención, que se realizaba una hora a la semana durante ocho semanas, se midió el balanceo postural y la fuerza máxima isométrica en el agarre de la mano, flexión de codo y extensión de rodilla. Los resultados en el test de doble apoyo con ojos abiertos mostraron mejoras significativas en ambos grupos ejercitantes; sin embargo, en el test de doble apoyo con ojos cerrados, solo mejoró el grupo de gimnasia tradicional, y en el test de un solo apoyo solo el grupo que realizó el programa de fuerza mostró mejoras significativas.

Este estudio fue desarrollado con la finalidad de dar respuestas y continuidad a un trabajo previo realizado por Era y Heikkinen (1985), que había mostrado una relación inversa entre la amplitud del balanceo postural y la fuerza máxima isométrica de los músculos en estancias normales entre hombres de mediana edad y ancianos: es decir, a menor fuerza mayor balanceo. Estas observaciones sugerían que el inefectivo funcionamiento de los sistemas de control postural entre los ancianos podía deberse principalmente a una debilidad de la función muscular. Así, en este estudio llevado a cabo por Era (1988) para determinar la hipotética asociación entre la mejora del control postural y el incremento de la fuerza muscular, se realizó un análisis correlacional, encontrándose una débil relación entre cambios en el control postural y cambios en la fuerza muscular dentro de los grupos. Esta ausencia de correlación también ha sido constatada por otros autores (Lord et al., 1991a; Wolfson et al., 1993).

Con el propósito de evaluar la hipótesis de que un programa vigoroso de ejercicios de fuerza, ejercicios de control postural y marcha, dirigido hacia la extremidad inferior, podría mejorar permanencias de equilibrio sobre una pierna en mujeres ancianas sanas y disminuir su riesgo de caídas Judge, Lindsey, Underwood, y Winsemius (1993) realizaron

un estudio que empleó dos grupos: uno llevaba a cabo el programa anteriormente expuesto, y el otro llevaba a cabo un programa compuesto de ejercicios de flexibilidad y control postural. La muestra estaba compuesta por mujeres de edad comprendida entre 62 y 75 años.

El programa de entrenamiento se realizó tres veces por semana en sesiones de 60 a 70 minutos durante 12 semanas. Los ejercicios de flexibilidad se dirigían a los hombros, pelvis, abductores y columna. Los ejercicios realizados con resistencias para los músculos de la extremidad inferior (abductores de cadera, extensores de rodilla, y flexo-extensores de tobillo, principalmente) se realizaron al 75 - 80% de la fuerza máxima. Esta intensidad se fue ajustando semanalmente. Los ejercicios de equilibrio o control postural incluían alineamiento postural, cambios de peso lateral y antero-posterior de una pierna a otra, incluyendo de 5 a 10 minutos de ejercicios de Tai-Chi.

La medición del equilibrio se realizó sobre una plataforma de fuerzas, en estancias sobre doble apoyo y apoyo simple, comparando la medida inicial y tras el período de entrenamiento. La medida del doble apoyo no experimentó modificaciones en ningún grupo después del entrenamiento, coincidiendo así con los resultados de otras investigaciones previas (Roberts, 1989; Lichtenstein et al., 1989; Crilly et al., 1989). El desplazamiento medio del centro de presión en la permanencia sobre un apoyo mejoró un 17% en el grupo de entrenamiento combinado (fuerza y flexibilidad) y no experimentó cambios en el grupo de entrenamiento de flexibilidad. Los resultados no mostraron diferencias significativas en equilibrio entre ambos grupos entrenados. Tras estos hallazgos, los autores sugieren que se necesitan estudios adicionales con más participantes para determinar si un programa de entrenamiento combinado (de ejercicios con

resistencias, caminar y ejercicios posturales) puede mejorar el equilibrio más que un programa con solo ejercicios de control postural. Asimismo, comentan que estos resultados deberían interpretarse como preliminares, debiendo continuarse en estudios de más larga duración con grupo control no ejercitante.

Estos resultados se suman a los obtenidos en un estudio realizado anteriormente por Reinsch et al. (1992), en el que tras comparar diferentes programas: uno combinado de fuerza y equilibrio, otro cognitivo y educacional, otro combinando los dos anteriores, y por último un grupo de control, practicado tres veces por semana durante un año, no mostraron diferencias significativas en el equilibrio ni en la frecuencia de caídas entre ninguno de los grupos.

En otro estudio realizado por Judge, Underwood y Gennosa (1993), se plantearon si la utilización de un programa esta vez combinando ejercicios de fuerza y de equilibrio incidía en una mejora de la fuerza muscular y de la velocidad de paso. En este caso, treinta y un voluntarios institucionalizados de 82,1 años de media de edad tomaron parte en este estudio. El grupo ejercitante entrenó tres veces por semana durante 12 semanas, realizando entrenamiento de resistencia a la fatiga para la extensión de rodilla, abducción de cadera, dorsiflexión de tobillo, extensión de cadera y flexión de rodilla, así como ejercicios de control postural. El grupo control realizaba semanalmente ejercicios de flexibilidad sentados en una silla. Tras finalizar el programa el grupo ejercitante consiguió mejoras significativas en fuerza muscular y velocidad en el paso frente al grupo control que no mostró variación alguna en dichos parámetros.

Un estudio que puede responder a los interrogantes y consideraciones lanzadas por los autores anteriormente citados es el desarrollado recientemente por Hirsch et al., (1997). No obstante, la muestra elegida fueron mujeres afectadas de Parkinson, con lo cual sus resultados no son generalizables a la población normal libre de patologías. Estos investigadores plantearon una intervención que combinaba ejercicios de fuerza y equilibrio frente a otra compuesta solo de ejercicios de equilibrio, con el objeto de evaluar sus efectos sobre la incidencia de caídas entre mujeres con Parkinson.

Los propósitos del estudio fueron múltiples. En primer lugar, se intentó determinar en qué grado podrían reducirse las caídas con el entrenamiento de fuerza y/o equilibrio. Además, se evaluó si las medidas de equilibrio podían mejorar a través de las intervenciones y, finalmente, qué actividades de la vida diaria se veían mejoradas tras estas intervenciones. Para tal fin, 60 mujeres de 72 años de media de edad fueron distribuidas aleatoriamente en dos grupos: uno recibía entrenamiento combinado de fuerza y equilibrio, y el otro entrenamiento solo de equilibrio. La evaluación del equilibrio se realizó con un aparato de posturografía dinámica que medía el balanceo postural bajo seis condiciones sensoriales. Los participantes fueron evaluados antes del comienzo de la intervención, al finalizar el entrenamiento de 10 semanas de duración y después de un mes en el cual no se permitió el entrenamiento para evaluar así el mantenimiento de los efectos. Al finalizar el programa de intervención, se observó que ambos grupos redujeron el número de caídas en el periodo transcurrido entre el pretest y el postest. Sin embargo, del postest a la medición siguiente (período de mantenimiento) solo el grupo combinado mantuvo esta reducción, mientras que la frecuencia de caídas del grupo de equilibrio volvió al nivel de base. El grupo combinado también obtuvo mejoras significativas en el nivel de fuerza. En cuanto a las medidas en el test de equilibrio, no se encontraron cambios significativos en ninguno

de los grupos, aunque sí se apreciaron mejoras clínicas, lo que va en la línea de los resultados observados en una investigación de Judge, Underwood et al., (1993). Las actividades de la vida diaria no se vieron mejoradas por ninguno de los dos tipos de intervención. De estos resultados se desprende que en las mujeres con Parkinson, y de cara a mantener los efectos durante más tiempo, puede ser más efectivo el entrenamiento combinado de fuerza y equilibrio, ya que mejora sobre todo el nivel de fuerza y de ejecución de las actividades de la vida diaria y reduce la frecuencia de caídas.

Las limitaciones metodológicas mostradas en los estudios revisados (pequeñas muestras empleadas, la escasa adherencia de los participantes al programa de ejercicios, la baja intensidad de los programa de entrenamiento, las diferencias en la sensibilidad de medición de los instrumentos o tests utilizados, etc.) y, por otra parte, la falta de consistencia de los hallazgos llevaron al National Institute of Aging y al National Institute for Nursing Research a patrocinar conjuntamente un estudio denominado FICSIT (Frailty and Injuries: Cooperative Studies of Intervention Techniques) cuyo objetivo fue el de comprender y reducir las lesiones producidas por las caídas y la fragilidad en los ancianos. En este estudio colaboraron investigadores de varios países para evaluar rigurosamente el efecto de diferentes intervenciones sobre el equilibrio y las caídas en personas mayores.

Las intervenciones fueron relativamente cortas (de 10 semanas a 9 meses), aunque el seguimiento realizado para evaluar las caídas y las lesiones duró entre 2 y 4 años. El principal objetivo de dichos estudios fue analizar algunos de los principales factores de riesgo para la fragilidad de los ancianos y las caídas, tales como el estatus funcional, la fuerza funcional, el equilibrio y las actividades de la vida diaria (ADL). Las pruebas se realizaron en varios centros clínicos con poblaciones diferentes y usando múltiples

intervenciones que no coincidían en cuanto a su duración. Sin embargo las pruebas eran idénticas en varios aspectos: en todos los sitios se mantuvieron las mismas medidas descriptivas de base de los atributos sociodemográficos y de salud de los participantes, medidas de las actividades de intervención, y medidas de seguimiento y abandono del programa. Todas estas características pueden revisarse en el artículo publicado por Buchner, Hornbrook et al. (1993). Cada prueba empleó el ejercicio al menos como un componente de la intervención específica. A continuación presentamos las características fundamentales de cada intervención:

Prueba 1. (Portland, Oregon): se reclutaron 1323 participantes que tuviesen al menos 75 años de edad o más, o que siendo menores de 65 años hubiesen sufrido alguna caída en los últimos meses. Los participantes fueron distribuidos en dos grupos. Se realizó un programa de 4 meses de duración que consistía en ejercicios de fuerza con resistencias de baja intensidad, seguido de ejercicios de flexibilidad (Hornbrook, Stevens y Wingfield, 1993).

Prueba 2. (New Haven, Connecticut): intervinieron 300 participantes mayores de 70 años. Se dividieron en dos grupos: los que recibían asistencia sanitaria y social, frente a otros que además de esto recibían un programa que incluía cambios conductuales en la medicación y en la educación, así como ejercicios de resistencia, equilibrio y flexibilidad durante un período de tres meses (Tinetti, Baker, Garret, Gottschalk, Koch y Horwitz 1993).

Prueba 3. (Seattle, Washington): tomaron parte 100 personas de entre 65 y 85 años que tenían déficits en el equilibrio y poca fuerza en los músculos del muslo. Se dividieron en cuatro grupos: uno realizó entrenamiento de

flexibilidad y fuerza, otro realizó un entrenamiento de resistencia y flexibilidad, otro, entrenamiento de fuerza, flexibilidad y resistencia, y, por último, un grupo de control. El programa duró 6 meses (Buchner, Cress, Wagner, Delateur, Price, y Abrass, 1993).

Prueba 4. (San Antonio, Texas): participaron 194 ancianos residentes en un asilo de al menos 60 años de edad, que eran funcionalmente dependientes en dos o más ADL, pero que cognitivamente no tenían ningún deterioro severo. Se dividieron en dos grupos: uno realizó terapia física que incidía en el acondicionamiento físico general (incluyendo entrenamiento con resistencias, flexibilidad y equilibrio), y el otro realizó un entrenamiento de tipo aeróbico. La intervención duró 16 semanas (Mulrow, Gerety, Kantan, Denino, y Cornell, 1993).

Prueba 5. (Atlanta, Georgia): participaron 180 personas mayores de 70 años, que fueron distribuidas en tres grupos. Uno de ellos, realizaba entrenamiento de equilibrio estático sobre una plataforma de equilibrio, otro, equilibrio dinámico a través del Tai- Chí, y el tercero fue el grupo control. La duración de la intervención fue de cinco semanas (Wolf, Kutner, Green y Mcneely, 1993).

Prueba 6. (Boston, Massachusetts): se realizó con 100 participantes mayores de 70 años que no presentaban una demencia severa, se movían con independencia, y tenían un alto riesgo de caídas. Se dividieron en tres grupos: uno realizaba entrenamiento de resistencia, otro entrenamiento de resistencia junto con suplementos nutricionales, y el último fue el grupo de control. El programa se desarrolló durante 10 semanas (Fiatarone et al., 1993).

Prueba 7. (Ames, Iowa): fue llevada a cabo por Wallace, Ros, Huston, Kundel y Woodworth (1993), planteando el estudio para medir el grado de adecuación a una prenda protectora para la cadera diseñada para reducir las lesiones resultantes de las caídas. La intervención para medir dicha adecuación se realizó en diferentes grupos de riesgo, como enfermedad de Parkinson y ataques de corazón. Por tanto, esta prueba no ha sido considerada en la evaluación de los resultados (Province et al., 1995).

Prueba 8. (Farmington, Connecticut): participaron 120 personas mayores de 75 años sin deterioros cognitivos, divididos en cuatro grupos: uno realizó entrenamiento de fuerza, otro entrenamiento de equilibrio, otro entrenamiento combinado de fuerza y equilibrio, y, por último, un grupo de control. El programa duró 13 semanas (Wallace et al., 1993).

Los resultados y conclusiones publicados por Ory et al. (1993), y Province et al. (1995), reflejaban que debido a que las pruebas realizadas no utilizaron el ejercicio como único camino para reducir la fragilidad y las caídas, sino que algunas contienen otro tipo de tratamientos, como por ejemplo, el educativo o nutricional (pruebas 1, 2 y 4), resultaba muy difícil separar los efectos del ejercicio del resto. Así, para evaluar si los efectos observados eran el resultado del ejercicio y no de otras intervenciones, se eliminaron de los datos las pruebas 1, 2 y 4, encontrándose que las intervenciones que incluían ejercicio producían efectos significativos en cuanto al índice de riesgo de caídas, persistiendo estos efectos durante algún tiempo después de finalizado el período de intervención. Las intervenciones a través del ejercicio eran muy variadas, pudiendo así tener diferentes efectos sobre los riesgos de caídas. En cualquier caso, el entrenamiento centrado

exclusivamente en el equilibrio pareció ser el más eficaz en la reducción de riesgos de las caídas, interpretándose así que los déficits de equilibrio podrían ser una causa más directa en la generalización de las caídas que los déficits en resistencia, fuerza o flexibilidad.

Una de las conclusiones de este trabajo sobre los efectos de los diferentes tipos de ejercicios (como por ejemplo el equilibrio y la fuerza), fue que estos resultados debían ser tomados e interpretados con cautela, por el hecho de que no siempre se evaluaron exclusivamente los efectos de la intervención a través del ejercicio, sino en combinación con otro tipo de intervenciones que incidían sobre otros factores causantes de las caídas. Por tanto, no se puede concluir que, por ejemplo, el entrenamiento de equilibrio por sí solo tenga un efecto significativo sobre dicho parámetro, sino únicamente que las intervenciones del FICSIT que incluyen entrenamiento de equilibrio sí lo tienen.

Tras estos resultados los miembros del grupo de FICSIT de Atlanta, Wolf, Barnhart, Ellison, y Coogler (1997) llevaron a cabo otro estudio para determinar si dos de los programas utilizados en la prueba de Atlanta (FICSIT) podían modificar la capacidad para reducir el balanceo corporal. Un total de 72 ancianos de 70 años de media de edad y prácticamente inactivos fueron distribuidos en los siguientes tres grupos: grupo de entrenamiento de equilibrio sobre la plataforma de fuerzas, grupo que entrenó Tai-Chi y grupo educacional que sirvió como grupo control. El entrenamiento sobre plataforma de fuerzas, que se realizaba una hora a la semana, consistió en proporcionar diferentes feedbacks (como, por ejemplo, desplazamientos del centro de presión) a las personas que estaban situadas sobre la plataforma para que adoptasen una respuesta correctiva adecuada. El programa de Tai-Chi consistió en practicar 10 formas de movimiento dos veces por semana. Todos los participantes fueron evaluados en cuatro condiciones posturales antes,

tras finalizar el programa y 4 meses después de finalizado. Los resultados mostraron mayor estabilidad en los participantes del grupo de entrenamiento de equilibrio sobre la plataforma tras el entrenamiento que en los otros dos grupos. Sin embargo, el grupo que practicó Tai-Chi mostró menos miedo a caer tras el período de entrenamiento que los otros dos grupos.

Recientemente se está empezando a considerar el valor potencial del Tai-Chi en la mejora del equilibrio, aunque se desconocen los mecanismos responsables de dichos efectos. Esto se ha constatado con los resultados de los estudios de Yan (1998), Hong (1999), y Hong, Li y Robinson (2000). En el estudio de Yan, (1998), el programa de ocho meses de duración, empleando 24 formas simples de Tai-Chi, mejoró significativamente el equilibrio dinámico en comparación con un grupo que realizó actividades aeróbicas (caminar y correr). En el caso de Hong et al., (2000) se encontró que los participantes que llevaban un largo período de tiempo (10 años) practicando Tai-Chi mostraban mejor equilibrio estático sobre una pierna y con los ojos cerrados que el grupo de sujetos sedentarios, parámetro que no parecía beneficiarse de los efectos del Tai-Chi en otros estudios previos.

Un estudio que puede aportar claridad sobre alguna de las cuestiones que se han venido planteando es el desarrollado recientemente por Wolfson, et al. (1996). En él se intervino exclusivamente a través del ejercicio y, además, se compararon los efectos de diferentes programas o tipos de ejercicio sobre el equilibrio. El objetivo fue determinar los efectos sobre la capacidad de equilibrio y fuerza de un programa de entrenamiento intensivo de equilibrio y/o entrenamiento con pesos de tres meses de duración, seguido de 6 meses de baja intensidad de entrenamiento con Tai-Chi como mantenimiento.

Participaron 110 ancianos sanos con una media de edad de 80 años, sin demencia ni enfermedad neurológica, y buenas condiciones cardiovasculares y músculo-esqueléticas. El programa se realizó 3 veces por semana (45 minutos de ejercicios de equilibrio y 45 de fuerza, 90 minutos en total), durante tres meses. El entrenamiento de equilibrio incluyó ejercicios realizados sobre la plataforma y ejercicios sin plataforma. Estos últimos se realizaban mientras se permanecía de pie o mientras se permanecía sentado sobre un balón de 22 centímetros de diámetro, usando o modificando las siguientes condiciones:

- 1) ojos abiertos o cerrados;
- 2) área de apoyo del pie normal o reducida;
- 3) sobre el suelo o sobre la goma espuma;
- 4) con o sin perturbaciones manuales;
- 5) con máximas inclinaciones en todas las direcciones.

El entrenamiento de la marcha se realizó sobre la goma espuma (de 10 a 30 centímetros de grosor), o sobre una superficie o viga estrecha (de 3,5 centímetros de ancho y 0,75 de alto) mientras se variaba la dirección y las condiciones visuales. Los ejercicios sobre la plataforma consistían en hacerla rotar mientras se modificaban las condiciones visuales y de la superficie de apoyo. El entrenamiento con resistencias se dirigía a los músculos flexores y extensores de rodilla, y los músculos flexores y extensores del tobillo, usando máquinas y sacos de arena como resistencias. Con los sacos de arena los incrementos de resistencia se producían entre 0,4 y 1,2 kg cuando el sujeto podía realizar más de 13 repeticiones durante la segunda serie, llegando al final del entrenamiento a levantar pesos de 14 kg. Los ejercicios realizados con máquinas se realizaron al 60% de su fuerza máxima (una repetición) en la primera semana, al 70% durante la segunda, y al 75% después de la tercera. Las resistencias se aumentaban después de completar tres series de

12 repeticiones. Finalizados estos programas todos los participantes recibieron clases de Tai-Chi, 1 hora a la semana durante 6 meses.

Los parámetros medidos fueron la pérdida de equilibrio durante el test de organización sensorial, tiempo de permanencia sobre un pie en una superficie estrecha, límites voluntarios de estabilidad (sobre plataforma estable), fuerza isocinética en movimientos de la extremidad inferior, y velocidad de paso. Los resultados mostraron que tanto el grupo que entrenó equilibrio como el grupo que realizó un entrenamiento combinado de fuerza y equilibrio mejoraron significativamente la mayoría de las medidas de equilibrio en comparación con el grupo control que no mostró ninguna modificación, resultando ser estas ejecuciones de un nivel análogo a las esperables en sujetos de 3 a 10 años más jóvenes. El programa de equilibrio mejoró los tres aspectos de la función de equilibrio, los cuales representan el equilibrio dinámico (pérdida de equilibrio durante el test de organización sensorial), los límites del control de estabilidad (sobre la plataforma estable) y la estabilidad sobre base estrecha (test de permanencia sobre un pie), pero no mejoraron la fuerza. Sin embargo, el programa combinado de fuerza y equilibrio solo resultó significativo en dos de estas medidas de equilibrio, en los límites de control postural y en la velocidad de paso. Por otra parte, con el entrenamiento de fuerza solo se mejoró de forma significativa la fuerza isocinética, y aunque se apreciaron mejoras en el test de estabilidad sobre un pie, éstas no fueron estadísticamente significativas. Asimismo, los resultados del entrenamiento combinado de fuerza y equilibrio no fueron significativamente mejores que los del grupo solo de fuerza o solo de equilibrio. Tras estos resultados, los autores indicaron que los programas de equilibrio se muestran más efectivos para la mejora de dicho parámetro. Las ganancias permanecieron después del entrenamiento de Tai-Chi, durante 6 meses, aunque se observó alguna reducción. Tras

estos resultados, los autores indicaron que estas mejoras resultaban muy grandes si se comparaban con los declives de la edad y, además, sugirieron que el equilibrio de los ancianos sanos de entre 75 y 90 años, si se entrena, puede ser suficientemente flexible para recuperar la pérdida relacionada con la edad.

Estos resultados vienen a confirmar los de otro estudio realizado con anterioridad (Judge et al., 1994), en el cual se evaluaron los efectos de dos programas diferentes de ejercicio, uno de equilibrio y otro de fuerza, sobre la fuerza isocinética en los ancianos. Ciento diez ancianos mayores de 75 años se dividieron en cuatro grupos: control, entrenamiento con resistencias, entrenamiento de equilibrio, y entrenamiento combinado de equilibrio con resistencias. El programa de intervención, realizado tres días a la semana y de tres meses de duración, se desarrolló en sesiones de 45 minutos.

El programa de equilibrio incluía ejercicios realizados sobre la plataforma de estabilidad y, en la otra mitad de la sesión, ejercicios sobre el suelo. Los ejercicios sobre la plataforma producían pequeñas rotaciones a nivel del tobillo. El entrenamiento de equilibrio sobre el suelo incluía ejercicios con los ojos abiertos y cerrados en varias situaciones: 1) permanecer sobre un pie sobre una goma espuma; 2) caminar lentamente sobre la goma espuma con pequeños balanceos adelante y atrás, caminar con un pie delante del otro o sobre una línea de 14 centímetros de ancho; 3) equilibrio estando sentado sobre balones grandes; 4) respuesta a perturbaciones del equilibrio mientras se permanece sentado o de pie sobre la superficie de goma espuma. El programa de fuerza consistía en ejercicios para rodilla y tobillo usando máquinas y sacos de arena como resistencias. El grupo de entrenamiento combinado realizaba la suma de ambas sesiones, en total 95 minutos.

Los resultados mostraron que el entrenamiento con resistencias mejoró la fuerza en todos los movimientos medidos, excepto en los dorsiflexores de tobillo y abductores de cadera. Esto pudo deberse a la baja intensidad de los ejercicios e, incluso, al inapropiado diseño de los ejercicios, ya que en otros estudios, como en la intervención FICSIT (Buchner, Cress et al., 1993), se obtuvieron mejoras de un 25% en estos grupos musculares empleando un entrenamiento de resistencias con máquinas durante 6 meses. Asimismo, este tipo de programa tampoco mejoró la medida de la velocidad de paso, coincidiendo con los resultados obtenidos en el grupo que entrenó equilibrio. Quizás en este caso fuese debido a que el entrenamiento incidió en el equilibrio estático o control postural, y no en la velocidad del paso. Estos resultados contrastan con un estudio previo (Judge, Underwood et al., 1993), en el que un entrenamiento combinado de fuerza y equilibrio mostró mejoras significativas en la velocidad de paso. Por otra parte, se encontró que el grupo que entrenó equilibrio no mejoró la fuerza y que el grupo de entrenamiento combinado mejoró más la fuerza que el grupo de fuerza.

Aún así, quedan muchas cuestiones por resolver, tal y como lo indican Wolfson et al.: “A diferencia del entrenamiento de la fuerza, no hay un consenso sobre cuáles son los elementos críticos de la conducta motora que tienen que ser entrenados para que se produzca una mejora del equilibrio, o qué medidas del equilibrio reflejan válidamente su complejidad y multidimensionalidad”. (Wolfson et al, 1996, p. 498).

Aún permanece poco claro hasta qué punto mejora más el equilibrio a través de su entrenamiento específico, que a través del entrenamiento de fuerza. En un intento por resolver esta cuestión, un grupo de investigadores (Verfaille et al., 1997), han llevado a cabo recientemente un estudio para comparar los efectos del entrenamiento con

resistencias, solo o en combinación con el entrenamiento del equilibrio y el paso, sobre medidas de equilibrio y paso en personas mayores. Los participantes, de edad comprendida entre 65 y 83 años, fueron distribuidos aleatoriamente en el grupo de fuerza y equilibrio/paso (n=21) o en el grupo de fuerza (n=18). En un principio todos los participantes comenzaban con un entrenamiento de fuerza que incluía de 3 a 5 minutos de calentamiento, 45 minutos de entrenamiento en circuito con máquinas de pesas (al 80% de su fuerza máxima) y, una vez finalizado ésto, se separaban en los dos grupos. El grupo de fuerza más equilibrio recibía de 25 a 30 minutos de entrenamiento de equilibrio, aumentando progresivamente la intensidad de los ejercicios. El otro grupo realizaba de 25 a 30 minutos de ejercicios de relajación. El programa se realizó durante 12 semanas, en dos sesiones semanales de una hora aproximada de duración. Los resultados mostraron que ambos grupos mejoraron su fuerza y su velocidad de paso tras el período de entrenamiento; la longitud del paso, sin embargo, no se modificó. Los resultados mostraron que el grupo combinado mejoró significativamente en varias medidas de equilibrio estático y dinámico, con una mejora muy significativa en la permanencia sobre ambos apoyos, y al caminar hacia adelante y hacia atrás con apoyo de punta con talón. En contraste, los participantes que entrenaron solo fuerza no mejoraron significativamente ninguna de las medidas de equilibrio. Por tanto, el entrenamiento del equilibrio parece ser el responsable de la mejora de la capacidad para ejecutar dichas tareas en el grupo combinado.

Estos hallazgos sugieren que los ancianos pueden mejorar significativamente sus medidas de fuerza muscular y de marcha a través del entrenamiento con resistencias, y que la suma de entrenamiento de paso y equilibrio y el de resistencias pueden mejorar significativamente algunas medidas de equilibrio y paso más allá de las mejoras

conseguidas con el entrenamiento solo de fuerza. Así y todo, una limitación de este estudio fue la carencia de un grupo control inactivo.

Como podemos apreciar, estos resultados contrastan con los obtenidos por los dos últimos estudios analizados (Judge et al., 1994; Wolfson et al., 1996). Actualmente se siguen desarrollando investigaciones que pretenden aclarar estos resultados tan contradictorios, pero algunos de ellos presentan limitaciones e insuficiencias metodológicas relacionadas con la muestra, con programas de ejercicio poco detallados como para replicar los resultados, con una inadecuada intensidad de los ejercicios, la falta de un grupo control inactivo para hacer comparativa la medición, y una escasa adherencia de los participantes al programa de ejercicios.

Así, en el estudio de Rooks, Ransil y Hayes (1997) las limitaciones se refieren al tamaño y la distribución de los participantes en la muestra, la falta de un grupo control no ejercitante, y la no cuantificación de la intensidad del ejercicio empleado. El objeto de este estudio fue comprobar la eficacia y seguridad de 16 semanas de entrenamiento con resistencias auto-adaptadas (máquinas isocinéticas) y entrenamiento de marcha (cinta rodante) sobre parámetros funcionales y neuromotores. Veintidós ancianos fueron asignados aleatoriamente en uno u otro grupo de ejercicio: entrenamiento con resistencias y entrenamiento caminando. Antes y después de la intervención se midió el equilibrio estático y dinámico, tiempos de reacción en la extremidad superior e inferior, fuerza muscular y velocidad para subir escaleras. Los datos mostraron que tras el período de entrenamiento autograduado y progresivo con resistencias para las piernas, mejoraron el equilibrio (en la permanencia sobre una pierna con los ojos abiertos (68%), el tiempo de reacción (10%), la fuerza muscular (160%) y la velocidad para subir escaleras (28%);

mientras el programa autograduado caminando mejoró el equilibrio (en situación de permanencia sobre una pierna con ojos abiertos: 51%), la velocidad para subir escaleras (16%) y, en determinadas circunstancias, la fuerza muscular (25%). Por tanto, de las dos intervenciones, el entrenamiento con resistencias produjo mayores resultados en el equilibrio, el tiempo de reacción, la fuerza y la velocidad para subir escaleras. Como los mismos autores han reconocido, las limitaciones de este estudio fueron el tamaño y la distribución por sexos de la muestra, la falta de un grupo control inactivo y el no cuantificar la intensidad del ejercicio. Asimismo, señalan la necesidad de estudios controlados de más larga duración para evaluar los efectos de los diferentes programas de ejercicio sobre el equilibrio.

Por otra parte, un reciente estudio (Mihalko, McAuley, y Rosengren, 1997), evaluó la relación entre la participación en un programa de ejercicio de alta intensidad y las caídas entre mujeres ancianas, aunque no dispuso de un grupo de control. Un total de 59 mujeres de 73 años de media de edad fueron reclutadas para participar en un programa de tres meses de duración. Todas las participantes estaban libres de enfermedades que pudieran contaminar los resultados. Se dividieron en dos grupos: uno participaba en un programa de ejercicios de fuerza, y el otro en un programa de ejercicios de flexibilidad. Ambos grupos realizaron los programas tres veces por semana en sesiones de 30 minutos. El protocolo para el programa de entrenamiento de fuerza seguía las indicaciones desarrolladas por Fiatarone et al. (1990), según las cuales se trabajaba a una intensidad del 80% de la fuerza máxima. Las participantes fueron instruidas para completar una serie de un mínimo de 12 repeticiones para cada grupo muscular de la extremidad superior, y dos series para la extremidad inferior. El objetivo de ambos programas fue el desarrollo de ejercicios generales de fuerza y flexibilidad para todo el cuerpo.

Al finalizar el programa, ambos grupos mostraron una reducción en el número de caídas. Esto sugiere un efecto significativo de la intervención sobre las caídas en las mujeres ancianas solo a través del ejercicio. Con todo, estos autores enfatizan la necesidad de que futuros estudios se planteen qué factores son más determinantes en la reducción de las caídas, si una mejora de la fuerza o una mejora en la función de equilibrio

2.4. ASPECTOS METODOLOGICOS DE LA INVESTIGACIÓN EN LAS PERSONAS MAYORES

El estudio del envejecimiento normal en los humanos puede tener diferentes objetivos, pero los más importantes desde el punto de vista social consisten en desarrollar estrategias para prevenir o minimizar los deterioros que se producen con la edad y encontrar mejores intervenciones terapéuticas para las principales incapacitaciones de los ancianos. Estos objetivos requieren ampliar el conocimiento de los mecanismos que regulan los procesos de envejecimiento en todas sus manifestaciones. No es suficiente mostrar solo las diferencias entre jóvenes y ancianos, o alcanzar con estas investigaciones conclusiones obvias. Por esta razón, la creciente investigación gerontológica necesita tener en cuenta cuestiones metodológicas inherentes al estudio del envejecimiento humano, revisando las dificultades y errores que se han sucedido en los trabajos previos.

En las investigaciones clínicas con humanos se debe prestar especial atención al diseño del estudio, a la selección y características de los participantes, y a la relevancia de los cambios estudiados (Rowe, Wang y Elahi, 1990). Como comenta Stelmach (1994), los defectos metodológicos en estas cuestiones inciden sobre la validez interna y externa de los resultados. Aspectos de validez interna incluyen una asignación no aleatoria de sujetos al grupo experimental y al de control, no incluir alguna forma de grupo control, el pequeño tamaño de la muestra de participantes en comparación con el gran número de variables dependientes, y la presentación de datos que no consideren los individuos que han abandonado el grupo experimental. Por otro lado, aspectos de validez externa incluyen el uso de medidas no estandarizadas de ejercicio y forma física, o constructos psicológicos, así como el uso de regímenes de ejercicio atípicos.

2.4.1. Validez interna

2.4.1.1. Diseño del estudio

Los estudios gerontológicos pueden ser diseñados en dos líneas generales: como transversales y como longitudinales. En los estudios transversales, grupos de varias edades son observados a un tiempo, y se muestran las diferencias relacionadas con la edad encontradas. En los estudios longitudinales se realiza una evaluación de forma repetida sobre el mismo individuo a través de un amplio período de tiempo, permitiendo una medida directa de las variables sobre cada participante.

Un problema en los diseños utilizados para comparar ancianos y participantes jóvenes (a menudo estudiantes) tiene su origen en una concepción común del ciclo de la vida humana. Se asume de forma generalizada que el crecimiento o la fase de desarrollo termina antes de los 20 años, seguido por una etapa prolongada donde la variable estudiada es estable; después, aproximadamente a los 60 años, comienza de forma continua un rápido declive. Sin embargo, la mayoría de las variables que se modifican con la edad, tienen su máximo nivel entre los 20 y 30 años y después gradualmente empiezan a declinar. Por otra parte, la conveniencia a menudo dicta una comparación entre los más jóvenes y ancianos debido a que esto permite obtener más fácilmente unas diferencias estadísticas significativas. Además, aunque los estudios por encima de tres o cuatro grupos de edad son atractivos, resultan muy costosos de realizar.

La mayoría de las investigaciones que han evaluado la efectividad de la intervención a través del ejercicio han sido transversales; pocas han utilizado un diseño

longitudinal (Stones y Kozma, 1987; Lord et al., 1995) por las dificultades para mantener el estudio durante un tiempo prolongado con población de edad avanzada. También, algunas intervenciones se han desarrollado como estudios piloto con muestras muy pequeñas (DeVries, 1979; Lord et al., 1993).

Otra característica de diseño es la que hace alusión al grupo o grupos empleados, encontrando así:

- 1) diseño intragrupo. Determinando los cambios producidos en una variable en situaciones diferentes. Este tipo de diseño en la población de personas mayores ha sido empleado, por ejemplo, en los estudios de Brandt et al. (1986) y Lichtenstein et al. (1989).
- 2) diseño intergrupo. Comparando las variables entre los diferentes grupos en situaciones distintas. Estos se han utilizado en los estudios de Era (1988), Lord y Castell (1994), y Verfaille et al. (1997), entre otros.

A este respecto, tal como indica González (1998), los problemas más serios de cara a la validez interna son la falta de un grupo control y la falta de aleatorización en la asignación de los participantes a las diferentes condiciones experimentales, como es el caso de los estudios de Vanfraechem y Vanfraechem (1977) y de Basset et al. (1982).

2.4.1.2. Selección de los participantes y características de la muestra

La selección de los participantes y las características de la muestra son aspectos cruciales para la evaluación de un estudio gerontológico. En el pasado, la mayoría de los estudios realizados con participantes mayores eran a menudo deficientes

metodológicamente por las grandes diferencias en el estado de salud general de los participantes sometidos a estudio. De forma frecuente, los estudiantes de medicina y empleados de centros de salud constituían el grupo de participantes jóvenes, mientras que el grupo de ancianos lo formaban residentes en asilos y, en algunos casos pacientes hospitalizados. Aunque estos individuos eran generalmente evaluados para excluir a aquellos con anomalías del sistema orgánico sometido a estudio, a menudo presentaban alguna incapacidad o deterioros múltiples, y se encontraban por debajo del nivel óptimo para el estudio. En estos estudios las diferencias encontradas entre jóvenes y ancianos eran una compleja mezcla de efectos de la enfermedad y de la edad, fallando así en el intento de aclarar los procesos del envejecimiento normal (Rowe et al., 1990).

Recientemente, algunos autores han defendido la importancia de realizar una exploración física y neurológica a los ancianos que permita, así, diferenciar a los participantes sanos libres de patologías caracterizados por un envejecimiento normal de aquellos con algunas patologías (Horak et al, 1989; Woollacott, 1990); aún así, pocos autores han reclutado a los participantes usando criterios de examen físico (Era, 1988; Judge, Lindsey et al., 1993; Judge, Underwood et al., 1993).

En el extremo opuesto, una excesiva selección de los participantes ancianos que descarte a los que padezcan alguna alteración o enfermedad e, incluso, a aquellos que toman alguna medicación de manera informal, también comporta riesgos, ya que podemos seleccionar un grupo de ancianos “super” que no sean del todo representativos de la subpoblación general a la que pertenecen y de los cambios producidos por la edad (Rowe et al., 1990).

Las características de la muestra utilizada también deben ser un elemento importante a considerar. Algunos estudios se desarrollan con participantes institucionalizados (Briggs et al., 1989), los cuales normalmente tienen peores condiciones físicas que aquellos que no lo están y, además, presentan más patologías (Wolfson et al., 1996).

Resulta interesante, de cara a futuras investigaciones en este ámbito, realizar comparaciones de rendimiento entre los diferentes grupos de edad, más que una comparación exclusiva entre jóvenes y ancianos. De esta forma podrían contemplarse los cambios que se producen durante todo el ciclo vital. Un ejemplo en esta línea es el estudio de Briggs et al. (1989), en el que los participantes fueron distribuidos en cinco grupos, según la edad: de 60 a 64 años, de 65 a 69 años, 70 a 74 años, de 75 a 79 años, y de 80 a 86 años. Así, pudo mostrarse que en la permanencia sobre una pierna el tiempo medio de equilibrio decrecía significativamente a medida que aumentaba la edad.

Otro aspecto importante a destacar en los estudios realizados con personas mayores es la dificultad para conseguir suficiente participación; es decir, para alcanzar un número suficiente de participantes, sobre todo, para los estudios longitudinales con un período largo de intervención. Esta dificultad a menudo parece ser un factor limitante por lo que conviene enfatizar que la selección de los participantes afecta a los resultados de los estudios gerontológicos, y que la extrapolación de los resultados de algunos estudios a la población general debería hacerse con precaución.

2.4.2. Validez externa

2.4.2.1. Participantes

Como indica González (1998), la dificultad para generalizar los resultados de la investigación puede verse afectada por el carácter “voluntario” de la participación de las personas. Ésto puede suponer una actitud más positiva hacia la intervención en concreto, y por tanto, hace difícil determinar si los beneficios encontrados se pueden generalizar al resto de la población.

Otro aspecto que puede afectar a la generalización de los resultados es la variabilidad en la forma física de los participantes. En este sentido, y como indica Chodzko-Zajko (1994), es difícil seleccionar un protocolo de tests con suficiente poder discriminatorio para usarlo entre personas con grandes diferencias en el nivel de forma física. Así, por ejemplo, el tradicional test de stress cardiovascular al ejercicio es más apropiado para evaluar la capacidad cardiovascular en las personas mayores físicamente bien entrenadas o de elite, pero este protocolo de evaluación es cuestionable para el resto de la población (Spirduso, 1994).

2.4.2.2. Instrumentos de medición

La falta de consenso en cuanto a los instrumentos de medición más apropiados, independientemente de los problemas relacionados con la validez y fiabilidad que presentan algunos de ellos, es otro aspecto que afecta a la validez externa. Por ejemplo, los tests que observan la estabilidad postural en diferentes situaciones y establecen la

puntuación total asignando un valor numérico a cada tipo de respuesta (por ejemplo, normal, adaptada o anormal), pueden presentar riesgo de contaminación debido a los efectos de techo y de suelo, a la amplia variabilidad intrasujeto y a problemas de definición conceptual y operativa, que dificultan su interpretación (González, 1998).

2.4.2.3. Programa de ejercicio

En general, en los programas de intervención a través del ejercicio, éste no ha sido conceptualizado de forma específica, explicando así, la diversidad de actividades y de programas que se han utilizado para evaluar los efectos sobre diferentes parámetros. Este problema conceptual conlleva a su vez otro problema metodológico de validez externa, ya que sin concretar la forma de ejercicio es imposible generalizar los resultados (González, 1998).

Por otra parte, y hasta lo que conocemos, la mayoría de los estudios que han intervenido a través del ejercicio sobre el equilibrio no han especificado el tipo de ejercicio y menos aún las características del programa de intervención. La omisión de estas características, tales como intensidad, duración y frecuencia, dificultan la interpretación de los resultados y la replicación de los mismos (Wolfson et al., 1996).

Algunos autores han manifestado que los ancianos requieren más práctica que los jóvenes para alcanzar los resultados (Baylor, 1990; Buchner et al., 1992). Una explicación que se repite en los estudios que no han mostrado resultados positivos en el estudio del equilibrio en personas mayores, es que posiblemente no se hayan producido los efectos deseados por la escasa duración del programa de intervención. Igualmente, la inadecuada

intensidad de los ejercicios empleados aparece como otra posible explicación de la falta de mejora (Roberts y Fitzpatrick, 1983; Reinsch et al., 1992; Crilly et al, 1989; Stumpfhauser y Lavausek, 1997).

Todos estos aspectos son recogidos en una revisión sobre los efectos del ejercicio sobre el equilibrio realizada por Buchner et al. (1992), en la que encontraron diferencias en los resultados entre los doce estudios seleccionados. De ellos, solo ocho mostraban resultados significativos. Estos autores argumentaron que podían considerarse varios factores a la hora de explicar las variaciones en los hallazgos de los diferentes estudios. Una posible razón de la falta de efectos significativos de algunos estudios es el inadecuado estímulo de ejercicio, puesto que quizás no sea necesario mejorar la aptitud física general para mejorar la función de equilibrio. Por otra parte, la escasa muestra utilizada también puede explicar las diferencias en los resultados. Buchner et al. (1992) concluyen que los estudios revisados no prueban concluyentemente que el ejercicio mejore el equilibrio en los ancianos, además de señalar la falta de aleatorización de las muestras y de grupos de control de que han adolecido muchas de las investigaciones previas en este ámbito.

PARTE II:
INVESTIGACIÓN

CAPÍTULO 3. TRABAJO EXPERIMENTAL.....	249
3.1. Planteamiento del problema.....	251
3.2. Hipótesis.....	257
3.3. Método.....	261
3.3.1. Participantes.....	263
3.3.1.1. Criterios de selección de los participantes.....	263
3.3.1.2. Descripción de la muestra.....	265
3.3.2. Diseño.....	266
3.3.3. Variables.....	268
3.3.3.1. Variable independiente.....	268
3.3.3.2. Variable dependiente.....	269
3.3.3.3. Variables intervinientes.....	269
3.3.4. Instrumentación.....	270
3.3.4.1. Cuestionarios.....	270
3.3.4.2. Test físicos.....	271
3.3.5. Procedimiento.....	274
3.3.5.1. Programa de ejercicio.....	275
3.3.5.2. Protocolo de intervención.....	282
3.3.6. Análisis estadístico.....	283
3.4. Resultados.....	287
3.5. Discusión.....	309
3.5.1. Programa de intervención.....	312
3.5.2. Características de los participantes.....	322
3.5.3. Historial de caídas.....	324
3.5.4. Inactividad física.....	326
3.5.5. Instrumentos de medición.....	327
3.6. Conclusiones.....	329

3.1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Tal y como se ha visto en el Capítulo 1, con la edad se produce un deterioro en la función de equilibrio. El enlentecimiento general de los procesos sensoriales, integrativos y motores que controlan la postura parecen los responsables, aunque la contribución relativa de cada uno de estos aun no está clara. Igualmente, se han encontrado abundantes evidencias de que el equilibrio resulta ser una de las variables más frecuentemente asociada con las caídas, aunque no es el único factor de riesgo.

Diferentes estudios observacionales han mostrado una asociación entre bajo nivel de forma física y mayor riesgo de caídas. Así, en el Capítulo 2 hemos comprobado que se han desarrollado algunos estudios que han pretendido mostrar el valor potencial del ejercicio como estrategia de intervención en la prevención de las caídas, incidiendo sobre uno o varios factores de riesgo. Con todo, las intervenciones sobre el equilibrio, además de escasas, presentan resultados poco consistentes. Por otra parte, los programas de ejercicio empleados son de naturaleza muy amplia y abarcan desde programas muy genéricos (acondicionamiento físico general) a muy específicos (programas sensoriales), aunque las últimas investigaciones observan cómo aquellos programas que incluyen ejercicios de equilibrio parecen más efectivos en la mejora de dicho parámetro. Sin embargo, la mayoría de estos estudios no ofrecen información específica en cuanto a las características del programa (tipo de ejercicio, duración, intensidad, frecuencia y ritmo de progresión), limitando así la comparación con otros estudios. Siendo éste uno de los objetivos de investigación más señalado en los estudios más recientes, es decir, determinar qué tipo de actividad es más efectiva y, en su caso, qué características del programa son más recomendables para alcanzar un rendimiento óptimo en la función de equilibrio, el objetivo de la presente investigación podría formularse de la manera siguiente:

Evaluar los efectos de un programa de ejercicio específico sobre la función de equilibrio en las personas mayores.

De cara a la consecución de este objetivo, para el desarrollo del programa específico seguimos el modelo teórico básico de Grabiner y Enoka (1995), como hemos visto en el Capítulo 1, punto 1.8.5. De este modo, pretendemos incidir en cada una de las etapas de los mecanismos que controlan el equilibrio, determinando el tipo de estimulación, así como el tipo de ejercicio para alcanzar tales objetivos.

Recordemos que este modelo mostraba los componentes que forman parte de la recuperación de la postura tras un desequilibrio impuesto por una perturbación externa, y que comprendía tres etapas básicas:

- 1) la detección del estímulo;
- 2) el tiempo de selección de la respuesta;
- 3) la ejecución de la respuesta.

Basándonos en dicho modelo teórico, el programa específico para la mejora del equilibrio abarca tres objetivos fundamentalmente (Tobis y Reinsch, 1989; Ledin et al., 1990; Light, 1990), que serán abordados de forma específica (Rigal, 1987):

el primero, *estimulación de los receptores sensoriales*, aumentando la actividad de los receptores sensoriales tanto vestibulares, propioceptivos y visuales mediante la manipulación de la información sensorial ante diferentes situaciones de equilibrio estático y dinámico;

el segundo, *estimulación de los mecanismos integrativos centrales*, ofreciendo la afluencia de diferentes inputs sensoriales (propioceptivos, visuales y vestibulares) y

trabajando respuestas tanto voluntarias como inesperadas a través de tareas de control postural y tiempo de reacción a diferentes estímulos;

y el tercero, *estimulación de los efectores neuromusculares posturales*, trabajando la concienciación y ajuste postural, el control voluntario de la postura de forma prolongada, la coordinación muscular y la velocidad de movimiento.

En la Figura 3 se muestra la fundamentación teórica para la intervención, estableciéndose una relación entre las diferentes etapas de la acción motora de equilibrio y los ejercicios empleados en el programa.

Etapas que intervienen en el control del equilibrio

Detección estímulo	Selección de la respuesta	Ejecución de la respuesta
--------------------	---------------------------	---------------------------



Tipo de estimulación

Propioceptivo: Contracción/Estiramiento Vestibular: Movimiento rotatorio, Gravedad, Aceleración/ Deceleración Táctil: Presión Visual: Referencia visual inusual	Estímulos variados y conflictivos para provocar una disminución en el tiempo de selección e inicio de la respuesta adecuada.	Ajustes posturales Contracción/Distensión muscular Contracciones rápidas Coordinación de movimientos Precisión de movimientos
---	--	---



Objetivo de los ejercicios

Estimulación de los diferentes receptores sensoriales en situaciones variadas de equilibrio.	Estimulación de los mecanismos integrativos para iniciar la respuesta al desequilibrio de forma rápida.	Estimulación de los efectores neuromusculares posturales para coordinar de forma rápida y eficaz las acciones motoras anticipatorias y voluntarias que compensen la pérdida del equilibrio.
--	---	---



Tipo de ejercicios

GRUPO I	GRUPO II	GRUPO III
Ejercicios de mantenimiento del equilibrio estático y dinámico en variadas posiciones y acciones, ante información sensorial conflictiva (desplazamientos, saltos, giros, reequilibración tras paradas y arranques, etc).	Ejercicios de tiempo de reacción simple (un estímulo y una respuesta) y complejo (varios estímulos y varias respuestas) utilizando diferentes respuestas corporales (segmentarias y globales) ante estímulos diversos.	Ejercicios de velocidad de movimiento acíclico y cíclico de forma segmentaria y global. Alineación y ajuste tónico-postural. Coordinación de diferentes segmentos corporales.

Figura 3. Relación entre el marco teórico y el programa de ejercicio específico.

3.2. HIPÓTESIS

Hipótesis principal

Hipótesis 1: Las personas participantes en un programa de ejercicio específico de equilibrio presentarán un rendimiento mayor en los tests de equilibrio estático y dinámico que las personas que participen en un programa de acondicionamiento genérico y que las de un grupo control.

Hipótesis complementarias

Hipótesis 2: El efecto producido por el programa específico en el rendimiento de los tests de equilibrio será más significativo tras los cuatro primeros meses que a la finalización del programa.

Hipótesis 3: Las mejoras alcanzadas en la función de equilibrio tras realizar el programa específico serán menores a medida que aumente la edad de los participantes.

Hipótesis 4: Las personas mayores que presentan historial de caídas previas mostrarán peor rendimiento en el test de equilibrio tras finalizar el programa específico en comparación con los que no tienen historial de caídas.

Hipótesis 5: El rendimiento de equilibrio del grupo control, no solo no mejorará durante los ocho meses, sino que empeorará.

Hipótesis 6: Tras finalizar el programa, las diferencias en los rendimientos entre los grupos específico y genérico en los tests de equilibrio serán mayores cuanto mayor sea la dificultad de la prueba (menor anchura de la barra de equilibrio).

Hipótesis 7: Tras la intervención, se evidenciará una correlación positiva entre las mejoras de rendimiento obtenidas por el grupo específico en las pruebas de equilibrio estático y dinámico.

Hipótesis 8: Tras la intervención, se evidenciará una correlación positiva entre las mejoras de rendimiento obtenidas por el grupo específico en las pruebas de equilibrio y tiempo de reacción.

3.3. MÉTODO

3.3.1. Participantes

3.3.1.1. Criterios de seleccion de los participantes

Los requisitos para participar en esta investigación se establecieron de acuerdo con los más comúnmente utilizados en investigaciones previas. Entre ellos, los siguientes:

Edad. De forma generalizada las personas mayores se consideran a aquellas de más de 60 años. Sin embargo, en diferentes estudios sobre esta población se han incluido personas de 55 o 56 años en adelante. En este sentido, hemos considerado en nuestro grupo de tercera edad, a aquellas personas inscritas en los programas, tanto físicos como culturales, ofertados para los mayores por el Ayuntamiento de Vitoria-Gasteiz. Y así, aunque se pretendió trabajar con grupos a partir de 60 años de edad, se incluyeron tres participantes más jóvenes de 55, 58 y 59 años por estar inscritos en dichos programas.

Sin problemas de salud que pudieran interferir en los resultados o en el desarrollo normal del programa. Por ello se descartaron aquellos participantes con un historial de Parkinson, diabetes, enfermedad cerebrovascular, hipertensión, o que estuviesen sometidos a un tratamiento habitual con antihipertensivos o relajantes.

Con independencia en la realización de las actividades diarias. Para ello, se utilizó la planilla de registro de actividades de la vida diaria (Pincus et al., 1983).

En la tabla que aparece a continuación (Tabla 1), se muestran los participantes que fueron eliminados de cada grupo por presentar alguno de los criterios de exclusión citados previamente. Igualmente fueron descartados aquellos participantes a los que les faltaba algún valor en las diferentes variables, bien por faltar el día de pasación de los tests o por abandono del programa.

VARIABLE	GRUPO CONTROL	GRUPO ESPECÍFICO	GRUPO GENÉRICO
Medicación antidepresiva	0	1	0
Medicación antihipertensiva	3	4	3
Problemas Cardiovasculares	2	1	0
Problemas Coronarios	0	1	1
Enfermedad (diabetes)	4	4	8
Hipertensión	1	4	7
Hipoglucemia	1	0	2
Problemas de oído	2	0	0
Parkinson	1	1	0
Medicación relajante	0	1	0
Mareos	1	0	0
Problemas de vista	0	1	3

Tabla 1. Participantes excluidos de la muestra inicial

3.3.1.2. Descripción de la muestra

En total 107 participantes formaron parte de este estudio, de ellos 67 mujeres y 40 hombres, de edad comprendida entre 55 y 82 años ($X= 66, 4$ años), distribuidos en tres grupos: Control, Genérico y Específico (Tabla 2).

Informe					
GRUPO		EDAD	TALLA	PESO	NÚMERO CAIDAS
control	Medi	67,757	162,900	70,030	,79
	N	33	30	33	34
	Desv.	6,067	7,716	10,625	1,20
específico	Medi	65,636	163,424	70,757	,55
	N	33	33	33	33
	Desv.	4,421	8,965	12,229	1,03
genérico	Medi	65,875	158,825	62,025	,25
	N	40	40	40	40
	Desv.	3,903	6,924	8,582	,63
Total	Medi	66,386	161,485	67,235	,51
	N	106	103	106	107
	Desv.	4,868	8,065	11,137	,98

Tabla 2. Datos descriptivos de la muestra

Los participantes del grupo Control ($n=33$), que no tomaron parte en ningún programa de actividad física, fueron reclutados de entre los participantes inscritos en actividades socioculturales organizadas por el Ayuntamiento de Vitoria-Gasteiz. Los participantes del grupo Específico ($n=33$) siguieron un programa supervisado de ejercicio físico integrado de forma específica por ejercicios de equilibrio y tiempo de reacción y movimiento. Los integrantes del grupo Genérico ($n=40$) participaron en un programa de mantenimiento físico general. Estos dos últimos, se constituyeron con

participantes inscritos para participar en actividades de mantenimiento físico para personas mayores igualmente ofertadas por el Ayuntamiento de Vitoria-Gasteiz.

Todas las personas participaron voluntariamente en esta investigación, firmando el pertinente consentimiento informado (véase Anexo II, 2.1).

3.3.2. Diseño

En el diseño de esta investigación se pueden distinguir los siguientes elementos: en cuanto al grupo o participantes, se trata de un diseño de *más de dos grupos*; considerando el número de observaciones, es un diseño de *varias observaciones*; con respecto a la forma de asignación de los participantes y tratamientos, se trata de un diseño interparticipantes; en relación con la naturaleza de investigación, es un diseño empírico; y, en cuanto al carácter y el número de variables, es un diseño experimental con grupo de control, con pretest, intertest y posttest. Según Campbell y Stanley (1978), este diseño es el más empleado de los diseños experimentales básicos. Permite controlar las variables externas ligadas al tiempo, excepto la interacción entre la administración del test y la variable experimental.

Así, este diseño nos permite comparar los efectos de las diferentes condiciones de ejercicio sobre el equilibrio, realizando medidas de pre, inter y post tratamiento. El grupo Control no realizó ningún tipo de actividad física organizada. Los dos grupos experimentales, tanto el Genérico como el Específico, realizaron tres sesiones semanales de 60 minutos de duración, con la diferencia de que el primero estaba

sometido a un programa de mantenimiento físico que no incidía de forma concreta ni sistemática sobre la capacidad de equilibrio, y el grupo Específico sí.

Para todos los grupos se realizó una evaluación pre-tratamiento de las variables dependientes, para verificar la equivalencia entre los diferentes grupos. La medida inter-tratamiento se realizó para tener una valoración de seguimiento y, finalmente, la medida post-tratamiento para comparar los efectos de los programas de intervención una vez finalizados éstos. A continuación, en la Tabla 3 se muestra la representación simbólica del diseño elegido.

Grupo	Composición del grupo	Medida pre-tratamiento	Intertratamiento	Medida post-tratamiento
1	Control	EE35/EE45/ ED35/ED45/ TR	EE35/EE45/ ED35/ED45/ TR	EE35/EE45/ ED35/ED45/ TR
2	Genérico	EE35/EE45/ ED35/ED45/ TR	EE35/EE45/ ED35/ED45/ TR	EE35/EE45/ ED35/ED45/ TR
3	Específico	EE35/EE45/ ED35/ED45/ TR	EE35/EE45/ ED35/ED45/ TR	EE35/EE45/ ED35/ED45/ TR

Tabla 3. Representación del diseño

Donde:

EE45: Equilibrio estático sobre barra de 4,5 cm.

EE35: Equilibrio estático sobre barra de 3,5 cm.

ED45: Equilibrio dinámico sobre barra de 4,5 cm.

ED35: Equilibrio dinámico sobre barra de 3,5 cm.

TR: Tiempo de reacción.

3.3.3. Variables

3.3.3.1. Variable independiente

En este caso la variable independiente es el programa de ejercicio, que se operativizó de la forma siguiente:

- A) programa de ejercicio genérico;
- B) programa de ejercicio específico;
- C) programa ocio-cultural.

A) Programa de ejercicio genérico. El tipo de trabajo es fundamentalmente aeróbico (juegos, danzas, marcha, carrera suave), de fuerza y resistencia muscular (sin peso adicional o pesos ligeros) y de flexibilidad, aunque de forma menos relevante también se ha trabajado sobre las capacidades coordinativas (coordinación, equilibrio y velocidad).

B) Programa de ejercicio específico. Constituido principalmente por tres bloques de ejercicios fundamentales que pretenden incidir en las tres etapas del control del equilibrio. Estos son: 1) ejercicios de equilibrio, compuestos a su vez por cuatro subgrupos de ejercicios de equilibrio estático y cuatro de equilibrio dinámico, 2) ejercicios de tiempo de reacción, clasificados en otros cuatro subgrupos y 3) ejercicios de coordinación y velocidad de movimiento, igualmente compuestos por otros tres subgrupos de ejercicios (véase Anexos I, 1.1, 1.2 y 1.3.).

C) Programa ocio-cultural que llevaba a cabo el grupo de control y consistía en clases de marquetería y de pintura, sin que se realizase ningún tipo de actividad física.

3.3.3.2. Variable dependiente

La principal variable dependiente es el rendimiento en los tests de equilibrio estático y dinámico en dos situaciones diferentes:

- A) sobre una barra de 4,5 cm de anchura con los ojos abiertos;
- B) sobre una barra de 3,5 cm de anchura con los ojos abiertos.

Otro aspecto de la variable dependiente es el rendimiento en una tarea de tiempo de reacción simple, en la que el sujeto deberá responder lo más rápidamente posible a un estímulo auditivo.

3.3.3.3. Variables intervinientes

En la investigación experimental la influencia de variables ajenas a los propósitos del estudio se debe controlar mediante el procedimiento pertinente para minimizar, anular o aislar sus posibles efectos. Así, en base a investigaciones previas, se controla estadísticamente el efecto de las siguientes variables, susceptibles de inducir errores a la hora de interpretar las posibles diferencias en los resultados de los diferentes grupos:

- Edad
- Sexo

- Talla
- Medición en el pre-test
- Historial de caídas

3.3.4. Instrumentación

3.3.4.1. Cuestionarios

A continuación presentamos los instrumentos de evaluación empleados en esta investigación con el fin de recoger información de cada una de las variables:

- **Cuestionario de aptitud para la actividad física.** (Physical Activity Readiness Questionnaire PAR-Q, American College of Sport Medicine, 1995; Versión castellana, Cuestionario de Aptitud para la Actividad Física C-AAF, Rodríguez, F., 1995). Este cuestionario ha sido concebido para descubrir aquellas personas para las que la actividad física puede ser inapropiada o aquellas que necesitan consejo médico en relación con el tipo de actividad más adecuada. Fue cumplimentado por las personas que participaban con alguno de los programas de ejercicio para evitar que pudieran padecer algún riesgo derivado de la práctica física (véase Anexo II, 2.2.).
- **Independencia en las actividades de la vida diaria** (Modified Stanford Health Assessment Questionnaire, de Pincus et al., 1983). Los items que se han seleccionado y que se contestan como “sí” o “no”, muestran a aquellas personas que presentan alguna incapacidad o dependencia para realizar las actividades cotidianas. Este cuestionario se pasó al grupo control para asegurarnos de su autonomía y de que, en este aspecto no difería de los

grupos activos que participarían en los programas de intervención (véase Anexo II, 2.3).

- **Datos personales y estado de salud.** Donde se recogen las características del sujeto en cuanto a edad, sexo, años de práctica de actividad física organizada y, fundamentalmente, enfermedades o problemas que padezca o haya padecido y que puedan contaminar los resultados (como enfermedades coronarias, hipertensión, hipoglucemia, enfermedad de Parkinson, problemas de vista, oído o vértigo), así como medicación (antidepresivos, relajantes, antihipertensivos). También se pregunta por el número de caídas que haya sufrido, así como las fracturas producidas (véase Anexo II, 2.4.).

3.3.4.2. Test físicos

Para los grupos experimentales, tanto la pasación de los tests físicos como las sesiones de intervención, se realizaron en el centro cívico Europa (Vitoria-Gasteiz). Para el grupo control, la pasación de los tests se realizó en los diferentes centros culturales donde los participantes se reunían para realizar actividades culturales y de ocio. Estos centros fueron los de Arana, Txagorritxu, Ariznabarra, Aranbizkarra y San Prudencio. Todos los centros disponían de unas condiciones óptimas para llevar a cabo estos tests.

La pasación de las diferentes pruebas para todos los grupos, tanto en el pretest, el test de seguimiento o intertest (durante la realización del programa) como en el posttest, aún no pudiendo hacerse en el mismo día por la cantidad de participantes en

esta investigación, así como la distancia entre los centros, se realizó en un plazo no superior a siete días.

Previamente a la ejecución de los tests, todos los participantes realizaban un pequeño calentamiento general para evitar el riesgo de lesión. Igualmente, se les concedía un par de intentos antes de empezar para probar el instrumento de medición. Los tres tests (equilibrio estático, equilibrio dinámico y tiempo de reacción) estaban ubicados separadamente en la sala. Se formaban tres grupos, uno por cada test y, una vez completados los intentos correspondientes, rotaban pasando a realizar el test siguiente. Las pruebas de equilibrio estático y dinámico, tenían dos intentos para cada anchura de la barra, una de 4,5 cm y otra 3,5 cm, pero éstos no los realizaban de forma seguida, sino que descansaban entre cada intento, para evitar que la fatiga pudiese incidir sobre los resultados. El orden de ejecución era primero el test de 4,5 cm y posteriormente el de 3,5 cm. Para el test de tiempo de reacción se dieron ocho intentos, que se realizaban de forma seguida.

La explicación sobre el desarrollo de los tests se realizó al principio para todo el grupo, mostrándose una ejecución real por parte del responsable para que no diese lugar a dudas. Aún así, cada test tenía un responsable de prueba, que era siempre el mismo y que, en caso de necesidad, aclaraba las dudas que pudiesen surgir.

El test de equilibrio estático consistía en permanecer sobre la pierna elegida y la otra flexionada en un máximo de 60 segundos con los ojos abiertos en las situaciones siguientes: sobre una barra de 4,5 cm de ancho, y sobre una barra de 3,5 cm de ancho (véase Anexo II, 2.5.). Tests similares han sido empleados en diferentes estudios (Barry

et al., 1966; Clark et al., 1975; Gutman, Herbert y Brown, 1977; Emes, 1979; Nevitt et al., 1989; Johansson y Jarlno, 1991), utilizando barras de diferente anchura.

El test de equilibrio dinámico consistía en caminar hacia adelante con los ojos abiertos sobre una barra de 3,5 cm de ancho y de 3,75 cm de longitud, y sobre otra de igual longitud y 4,5 cm de anchura. En caso de llegar al final de la viga se podía dar la vuelta sobre la misma, apoyándose ligeramente sobre el controlador de la prueba, para volver a atravesarla caminando de nuevo hacia delante (véase Anexo II, 2.6.). Pruebas similares han sido igualmente utilizadas en estudios previos (Nevitt et al., 1989; Johansson y Jarlno, 1991).

En ambos test se protegió el suelo, así como la base de las vigas, con unas colchonetas finas de 1,5 cm de grosor para evitar que se lesionasen al salirse o caer de la barra, aunque la altura de ésta (5,5 cm) no supusiese en principio mayor riesgo. Es de interés resaltar que durante el desarrollo de los tests no se produjo ninguna lesión.

Por otra parte, a pesar de que estos tests de equilibrio han sido empleados frecuentemente por otros investigadores (Barry, et al., 1966; Nevitt et al., 1989; Wolfson et al., 1992; Alexander, 1995), e incluso como parte de la batería EUROFIT, en este estudio se ha comprobado su notable fiabilidad en todas las pruebas (EE35, $r=0,948$; EE45, $r= 0,969$; ED35, $r= 0,812$; ED45, $r= 0,951$), mediante la pasación de los tests a un grupo de 15 personas mayores ($X= 67,8$ años; $SD= 3,0984$) en dos ocasiones con 15 días de diferencia (véase Anexo III, 3.18).

Para el test de tiempo de reacción, el sujeto se sentaba sobre una silla situada frente a una mesa, ambas de medidas estándar. Sobre la mesa estaba el *Reaction/Movement Timer* de Lafayette (Modelo 63017). El sujeto con su mano dominante mantenía presionada una de las palancas y al oír el estímulo auditivo levantaba la mano de la palanca y presionaba la segunda, situada paralelamente a 34 cm. Al levantar la mano de la primera palanca se registra el tiempo de reacción, y al accionar la segunda palanca se registra el tiempo de movimiento (véase Anexo II, 2.7.).

3.3.5. Procedimiento

Tras obtener el pertinente permiso del Departamento Municipal de Deportes y de los responsables de los programas de animación sociocultural para personas mayores del Ayuntamiento de Vitoria-Gasteiz, se procedió a contactar con los grupos de práctica de actividad física organizada para personas mayores y con los diferentes centros socioculturales, respectivamente.

Se concertó una entrevista con los diferentes monitores de actividad física para personas mayores, así como con los coordinadores de zona en el caso de las actividades socioculturales, para explicarles el proyecto y confirmar personalmente su colaboración. A continuación, se seleccionaron aleatoriamente los diferentes grupos de entre todos los inscritos en los programas del Ayuntamiento de Vitoria-Gasteiz y se informó a sus componentes del propósito de la investigación, solicitando su colaboración que, en cualquier caso, era voluntaria y contingente a la firma del correspondiente consentimiento informado.

Antes de comenzar con los programas de intervención, se pasaron los cuestionarios y, posteriormente, los tests físicos. Estos últimos se volvieron a pasar después de cuatro meses como medida de seguimiento y tras finalizar el período de intervención, es decir, a los 8 meses, de noviembre a junio.

3.3.5.1. Programa de ejercicio

La prescripción de un régimen óptimo de ejercicio debe tener presente las pertinentes recomendaciones en cuanto al tipo de ejercicio o actividad física, la intensidad, la frecuencia, la duración y el ritmo de progresión (ACSM, 1995). A todo este conjunto de recomendaciones se le denomina *programa de ejercicio* (Rodríguez, F., 1995).

- *Tipo de actividad.* Se refiere tanto a aspectos de forma de ejercicio como marcha, carrera, juegos, danza, etc., como a aspectos temporales en cuanto a continuidad o discontinuidad del trabajo o de la carga.
- *Intensidad de los ejercicios.* La intensidad del ejercicio fundamentalmente de tipo cardiovascular, se puede calcular principalmente en función del Consumo Máximo de Oxígeno (VO₂máx) o de la Frecuencia Cardíaca Máxima (FC máx). Sin embargo, tal y como veremos más adelante, la intensidad de las capacidades coordinativas (equilibrio, coordinación y tiempo de reacción), que son más dependientes del sistema nervioso, vendrán determinadas por la dificultad o complejidad de la tarea.
- *Frecuencia.* Se refiere al número de sesiones realizadas semanalmente o, incluso, mensualmente.
- *Duración.* Referida al tiempo total de la sesión en minutos y/o segundos.

- *Ritmo de progresión.* Referido a la progresión de la carga de trabajo, considerando el volumen (volumen parcial de trabajo y volumen total) y la intensidad, estructurado en tres etapas básicas de progresión: etapa inicial, de mejora y de mantenimiento.

Las características de cada programa de intervención se detallan a continuación:

A) **Programa genérico o de acondicionamiento físico**

Se ha desarrollado siguiendo las recomendaciones realizadas por el Colegio Americano de Medicina del Deporte (1995) para mejorar el nivel de forma física general.

1. *Tipo de actividad:* principalmente ejercicio aeróbico (juegos, danzas, marcha, carrera suave), fuerza y resistencia muscular (sin peso adicional o pesos ligeros), y flexibilidad. Aunque de forma menos relevante, también se ha incidido sobre las capacidades coordinativas (coordinación, equilibrio y velocidad).
2. *Intensidad de los ejercicios:* del 50 al 75% de la Frecuencia cardíaca máxima (FC máx.) estimada a partir de restar a 220 la edad (tomando las pulsaciones y sin sobrepasar las 140 pulsaciones minuto) para las tareas de resistencia aeróbica; en los ejercicios de fuerza la realización de 8 a 12 repeticiones de cada ejercicio, realizando entre 8 y 10 ejercicios de los principales grupos musculares.
3. *Duración de los ejercicios:* 60 minutos de sesión
4. *Frecuencia de los ejercicios:* 3 días por semana
5. *Ritmo de progresión:* se considera en función de la reducción de la frecuencia cardíaca para los ejercicios de tipo aeróbico, el número de repeticiones para los ejercicios de fuerza y los tiempos de permanencia en cada posición para los

ejercicios de flexibilidad. En la Tabla 4 se observa la progresión de la carga de trabajo en el programa genérico a lo largo de tres etapas: la etapa inicial, de 4 semanas de duración; la etapa de mejora, donde se produce el principal ritmo de progresión, de 5 a 6 semanas de duración; y la etapa de mantenimiento, hasta la finalización del programa.

COMPONENTES	Resistencia	Fuerza	Flexibilidad	Capacidades Coordinativas	Capacidades Coordinativas
CARGA	V. Parcial- Intensidad	V. Parcial- Intensidad	V. Parcial- Intensidad	V. Parcial- Intensidad	Volumen total Semanal X(DS)
ETAPA INICIAL	10 min. 50-60%FC máx	5-10 min. 8 a 10 ej. 8 a 10 rep.	5-10 min. 10 a 20" ej.	8 min. menor	24 min. (10)
ETAPA MEJORA	10-15 min. 60 a 75% FC máx	10-15 min. 8 a 10 ej. 10 a 12 rep.	10-15 min. 30 a 60" ej. 3 a 5 ej.	10 min. mayor	30 min. (10)
ETAPA MANTENIM.	15-20 min. 75% FC máx	10-15 min. 8 a 10 ej. 12 rep.	10-15 min. 30 a 60" ej. 5 ej.	10 min. mayor	30 min. (10)

X= Media; SD= Desviación típica

Tabla 4. Progresión del volumen de trabajo en el programa genérico.

B) Programa específico de equilibrio:

1. *Tipo de ejercicios:* este programa está constituido por tres grupos de ejercicios fundamentales que pretenden incidir en las tres etapas de control del equilibrio (véase Anexo I, 1.1, 1.2 y 1.3). Estos son: 1) ejercicios de equilibrio compuestos a su vez por cuatro subgrupos de ejercicios de equilibrio estático y cuatro de equilibrio dinámico, 2) ejercicios de tiempo de reacción clasificados en otros cuatro subgrupos, y 3) ejercicios de coordinación y velocidad de movimiento igualmente compuestos por otros tres subgrupos de ejercicios.
2. *Intensidad de los ejercicios:* como han sugerido Meinel y Schnabel (1987), para que se produzca un efecto continuado de ejercitación en las capacidades coordinativas, se debe aumentar sistemáticamente la dificultad de los ejercicios mediante el empleo de distintas medidas metodológicas, como son la variación en la ejecución motora, la modificación de las condiciones externas, la combinación de destrezas motoras, la variación de la información óptica, vestibular, táctil y kinestésica, ejercitación después de realizar otra actividad (fatiga), combinación de las medidas anteriores, etc.

Recientemente, Hernández (1995), utilizando como referencia los aspectos de complejidad y como criterio las diferentes perspectivas del equilibrio (biomecánica, física, biológica, etc.), ha presentado una forma de análisis del grado de complejidad de las tareas. Este análisis intenta facilitar el aprendizaje a personas con torpeza motriz, pero es generalizable a cualquier otra persona en el ámbito educativo y deportivo. Como podemos ver en la Tabla 5, hemos considerado gran parte de los elementos de análisis de este autor, así como otras indicaciones de Meinel y Schnabel (1987) para graduar la dificultad de los ejercicios en el programa de intervención específico.

Elementos de análisis**Mayor complejidad****Menor complejidad***Desde una perspectiva física*

Adelante		X
Atrás	X	
Izquierda o derecha predominante		X
Izquierda o derecha no predominante	X	
Abajo	X	
Arriba	X	
Combinaciones	X	
Bases de sustentación	Pequeña	Grande
Fuerzas externas y/o gravitatorias	Más	Menos
Superficie	Variable	Fija

Desde una perspectiva biomecánica

Un apoyo	X	
Dos apoyos		X
Tres apoyos		X
Cuatro apoyos		X
Centro de gravedad	Alto	Bajo
Peso corporal	Mayor	Menor
Disposición de los segmentos	muchos	Pocos

Desde una perspectiva sensorreactiva

Duración del estímulo	Poco	Mucho
Intensidad del estímulo	Poca	Mucha
Adaptación al estímulo	Irregularidad en la estimulación	Constancia en la estimulación
Nitidez del estímulo	Poca	Óptima
Órganos reactivos implicados	Muchos	Pocos
Adaptación fisiológica	Poca compensación	Mucha
Estado de los órganos reactivos	Inadecuados	Adecuados

Desde una perspectiva perceptiva

Condiciones del entorno	No habitual	Habitual
Frecuencia de estímulos	Poca	Mucha
Experiencia previa	Tareas desconocidas	Conocidas
Estímulos de referencia	Variables	Fijos

Desde una perspectiva cognitiva

Número de decisiones	Amplio	Escaso
Velocidad en la decisión	Mucha	Poca

Desde una perspectiva de la estructura de las tareas motrices

Aspectos neuromusculares	Muchos grupos musculares	Pocos
	Mucha rapidez	Poca
	Mucha precisión	Poca
Exigencia de capacidades físicas	Mucha	Poca

Tabla 5. Elementos básicos para el análisis de las tareas motrices empleadas en este estudio (Hernández, 1995).

3. *Duración*: la duración total de cada sesión fue de 60 minutos
4. *Frecuencia de los ejercicios*: 3 días a la semana
5. *Ritmo de progresión*: igual que en el programa genérico, se han considerado tres etapas para marcar la evolución en la progresión del trabajo: etapa inicial de 4 semanas de duración, la etapa de mejora, donde se produce el principal ritmo de progresión, de 5 a 6 semanas de duración y la etapa de mantenimiento, hasta la finalización del programa. Como vemos en la Tabla 6, para cuantificar el volumen se han determinado volúmenes totales y parciales. Los volúmenes parciales se refieren al tiempo o repeticiones de cada ejercicio. Para el equilibrio estático, dinámico y tiempo de movimiento o tiempo motor, se han considerado los tiempos, y para el tiempo de reacción o tiempo premotor las repeticiones, aunque los volúmenes totales se han expresado en tiempo. El volumen total se refiere a las dedicaciones medias, expresadas en tiempo, resultante del promedio de las diferentes actividades durante cada etapa.

En cuanto a la intensidad, como hemos visto previamente, vendrá determinada por el grado de dificultad de los ejercicios. Así, en la etapa inicial se realizarán los de menor complejidad, en la de mejora se evolucionará hacia los de mayor complejidad, y en la de mantenimiento se mantendrán éstos últimos grados de dificultad alcanzados.

COMPONENTES	Equilibrio Estático (EE)	Equilibrio Dinámico (ED)	Tiempo Reacción (TR)	Tiempo Movimiento (TM)	EE/ED/TR/TM
VOLUMEN	V. Parcial Tiempo	V. Parcial Tiempo	V. Parcial Repeticiones	V. Parcial Tiempo	V. Total semanal Tiempo (X +DS)
ETAPA INICIAL	10-15''	10-15''	2-4	5''	60 min (24)
ETAPA MEJORA	15-60''	15-60''	5-8	6-10''	105 min (30)
ETAPA MANTENIM.	60'' o >	60'' o >	8	10''	120 min

X= Media; SD= Desviación típica

Tabla 6. Progresión del volumen de trabajo en el programa específico en las diferentes etapas.

Como consecuencia del aumento de los volúmenes parciales de las tareas, a medida que avanza el programa se produce una disminución del número de ejercicios empleados; sin embargo, esto no implica una disminución de la variedad, ya que se siguen alternando los diferentes subgrupos de ejercicios, así como los diferentes ejercicios dentro de cada subgrupo de cara a trabajar la variedad y promover el divertimento y la motivación en las diferentes sesiones. La media de grupos de ejercicios empleada en los diferentes períodos, incluyendo equilibrio estático, dinámico, tiempo de reacción y tiempo de movimiento, fue la siguiente:

- Inicial: una media de 7 subgrupos de ejercicios
- Mejora: una media de 6 subgrupos de ejercicios

- Mantenimiento: una media de 5 subgrupos de ejercicios.

3.3.5.2. Protocolo de intervención

El programa de intervención específico fue impartido por el personal formado para tal propósito, que elaboraba las sesiones siguiendo las características del programa marco. Las sesiones eran supervisadas semanalmente por los responsables de esta investigación.

El programa de intervención genérico fue impartido por los monitores responsables de cada grupo según el programa marco de acondicionamiento genérico respetando la programación presentada antes del comienzo del programa. Además, tras finalizar cada sesión se registraba el tipo de ejercicio realizado y el tiempo dedicado a cada actividad (véase Anexo I, 1.6.).

Ambos programas se realizaron tres días por semana (lunes, miércoles y viernes), en sesiones de una hora de duración, durante un período total de ocho meses. La estructura de las sesiones, en ambos tipos de programa de intervención, estaba dividida en tres secciones: un período de calentamiento (10 min), un período principal (30 a 40 min), y un período de vuelta a la calma (10 min). En el calentamiento se realizaban ejercicios de movilidad articular y flexibilidad muscular, así como ejercicios aeróbicos de trote suave. En el período principal se realizaban los ejercicios característicos de cada programa concreto. Así, en el programa específico se realizaban los ejercicios de equilibrio y ejercicios de tiempo de reacción y tiempo total, y en el programa genérico ejercicios de resistencia aeróbica (15 a 20 min), ejercicios de resistencia y fuerza muscular (10 min) y, de forma esporádica, ejercicios para la mejora de las capacidades coordinativas tales como

coordinación, agilidad, equilibrio y velocidad (10 min). Las sesiones finalizaban con un período de recuperación y vuelta a la calma donde se caminaba y se realizaban ejercicios de flexibilidad y movilidad articular, o ejercicios de relajación.

La progresión del programa específico se estableció aumentando semanalmente la duración de las tareas específicas, así como la dificultad. Para ello se tuvieron en cuenta las consideraciones realizadas previamente sobre la intensidad de las tareas motoras que aparece en la Tabla 5 (Hernández, 1995).

3.3.6. Análisis estadístico

En función de la naturaleza de las variables de este estudio, se emplearon procedimientos paramétricos y no paramétricos. Como es habitual en estos casos, siempre que fue posible se realizó la prueba paramétrica y su equivalente no paramétrica y, dado que en algunos casos no fueron consistentes, se optó por utilizar la prueba menos restrictiva, es decir, la no paramétrica. En otros casos en los que había covariables a controlar, se utilizaron las pruebas paramétricas por su potencia para controlar dichas variables. De forma esquemática sería lo siguiente:

- si hay variables a controlar se usan las pruebas paramétricas;
- si no hay variables a controlar y no hay contradicción entre los resultados se usan las pruebas paramétricas;
- Si no hay variables a controlar y hay contradicción entre los resultados se usan las pruebas no paramétricas.

En un principio, y con el fin de conocer si existían diferencias en las medidas tomadas entre los grupos antes del tratamiento, realizamos un análisis de varianza pre-intervención (ANOVA) que permitió verificar la similitud de los tres grupos.

Para examinar los efectos diferenciales tras la aplicación del programa (comparaciones inter-grupo e intra-grupo) se utilizaron las siguientes técnicas estadísticas:

A. Pruebas no paramétricas de comparación de muestras:

- La prueba de Mann-Whitney, alternativa no paramétrica junto con la de Wilcoxon a la prueba t para muestras independientes y al análisis de varianza one-way.
- La prueba de Kruskal-Wallis, versión no paramétrica del análisis de varianza one-way para muestras independientes.
- La prueba de Wilcoxon, apropiada en los análisis intragrupo para dos muestras relacionadas, es decir, análisis de antes-después para aquellas variables dependientes medidas a través de escalas ordinales o nominales.
- La prueba de Friedman para varias muestras relacionadas, como alternativa a la aplicación del modelo Lineal General de diseños con medidas repetidas (MLG).

B. Pruebas paramétricas habituales empleadas:

- La prueba Unianova, también conocida como MLG Análisis Univariante. Es un procedimiento para hacer un análisis de regresión y un análisis de varianza para una variable dependiente mediante uno o más factores o variables.
- Modelo Lineal General para medidas repetidas (MLG), que combina a la vez el análisis de varianza (ANOVA) y el análisis de regresión.

- Análisis de varianza (ANOVA) One-Way. Análisis de varianza de un factor para estudiar la influencia de una sola variable independiente sobre una dependiente, con más de dos muestras.

Todos estos procedimientos se han llevado a cabo mediante el paquete estadístico SPSS (versión 10).

3.4. RESULTADOS

De cara a una mejor comprensión de los resultados utilizaremos las abreviaturas de cada prueba que a continuación se especifican:

EE45: Equilibrio estático sobre barra de 4,5 cm.

EE35: Equilibrio estático sobre barra de 3,5 cm.

ED45: Equilibrio dinámico sobre barra de 4,5 cm.

ED35: Equilibrio dinámico sobre barra de 3,5 cm.

TR: Tiempo de reacción.

Para mostrar los resultados obtenidos iremos comentando las diferentes hipótesis en el orden en que se han formulado.

Hipótesis 1: Las personas participantes en un programa de ejercicio específico de equilibrio presentarán un rendimiento mayor en los tests de equilibrio estático y dinámico que las personas que participen en un programa de acondicionamiento genérico y que las de un grupo control.

En primer lugar, para comprobar que los tres grupos no eran distintos antes de iniciar el programa, se compararon sus resultados en los pretest. La comparación antes del programa de entrenamiento se llevó a cabo mediante un análisis de varianza (ANOVA). Tal y como se esperaba, las comparaciones pretest no evidenciaron diferencias significativas en ninguna de las cuatro pruebas entre los tres grupos EE45 ($F= 1,587$, $p= 0,210$), EE35 ($F= 1,594$, $p= 0,209$), ED45 ($F= 0,061$, $p= 0,941$), ED35 ($F= 0,155$, $p= 0,856$), reflejando que los grupos no eran distintos antes de comenzar el

programa (Tabla 7). En las Figuras 4 y 5 puede observarse la representación gráfica de los resultados.

Test	<i>Control</i>		<i>Genérico</i>		<i>Específico</i>		F
	<i>M</i>	<i>SD</i>	M	SD	M	SD	
EE45	545,400 0	468,992 8	818,942 9	859,747 5	901,965 5	1005,43 81	1,587
EE35	444,133 3	374,647 9	780,600 0	1125,18 99	572,827 6	487,720 7	1,594
ED45	233,787 9	193,564 5	242,727 3	216,091 3	225,517 2	163,807 1	0,061
ED35	178,424 2	124,702 4	173,484 8	131,235 0	190,689 7	114,109 3	0,155

Tabla 7. Tiempo de equilibrio (ms) y distancia recorrida en equilibrio (cm) de los grupos en el pretest en las diferentes pruebas de equilibrio

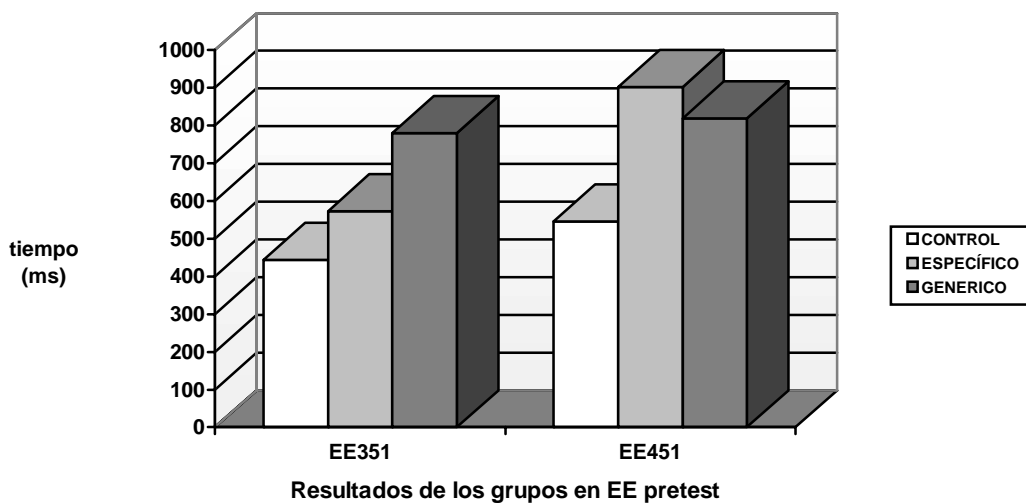


Figura 4. Rendimientos de los diferentes grupos en EE en el pretest

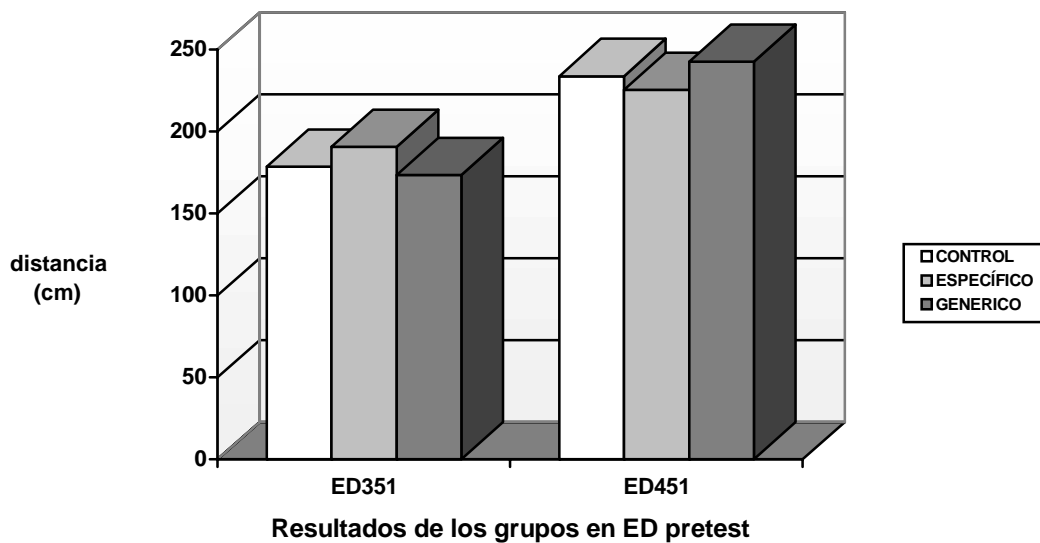


Figura 5. Rendimientos de los diferentes grupos en ED en el pretest

A continuación, mediante los análisis pertinentes se compararon los diferentes grupos en el postest. Los resultados se muestran a continuación para cada una de las pruebas (Tabla 8).

Test	Control		Genérico		Específico		F
	M	SD	M	SD	M	SD	
EE45	818,296 3	1333,78 55	1956,51 72	1687,51 96	1304,81 48	1032,16 80	6,706**
EE35	674,333 3	1028,59 89	1359,00 00	1302,68 50	1043,48 15	1215,96 42	0,318
ED45	204,629 6	153,534 8	358,166 7	242,243 4	426,148 1	257,184 9	8,690***
ED35	160,925 9	124,638 2	241,666 7	199,224 1	324,444 4	206,683 2	4,846 **

(**) $p < .01$; (***) $p < .001$

Tabla 8. Tiempo de equilibrio (ms) y distancia recorrida en equilibrio (cm) de los grupos en el postest en las diferentes pruebas de equilibrio

ED35

Mediante un UNIANOVA comparamos los distintos grupos en cuanto a sus puntuaciones en el postest, a la vez que controlamos las covariantes influyentes. La prueba de contrastes univariados mostró diferencias significativas entre los grupos ($F=4,846$; $p=0,011$).

A posteriori, y tras calcular las medias marginales estimadas para cada grupo, se procedió a realizar las comparaciones por pares mediante la prueba de ajustes de Bonferroni. Se trataba así de averiguar si había diferencias significativas entre los grupos, apareciendo éstas solo entre el grupo control y el específico ($p=0,009$). La Figura 6 muestra la representación gráfica de los resultados.

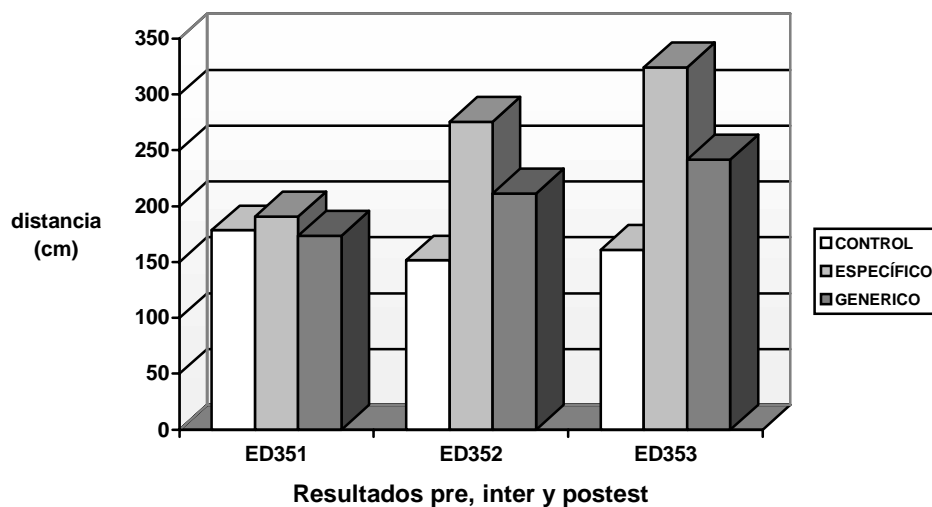


Figura 6. Rendimientos de los grupos en ED35

ED45

En esta prueba, con el Análisis Univariante comparamos las puntuaciones de los distintos grupos en el postest y controlamos la variable que de forma aislada incide, en

este caso, en las puntuaciones del pretest. La prueba de contrastes univariados nos dice que, una vez controlada la covariable citada, hay diferencias entre los grupos en el postest ($F=8,690$; $p= 0,000$). Calculadas las medias marginales estimadas, se realizó la prueba de comparaciones por pares, apreciándose diferencias significativas entre los grupos control y específico ($p= 0,000$), y control y genérico ($p= 0,020$), no apareciendo significación entre los grupos específico y genérico ($p= 0,514$). La Figura 7 muestra la representación gráfica de los resultados.

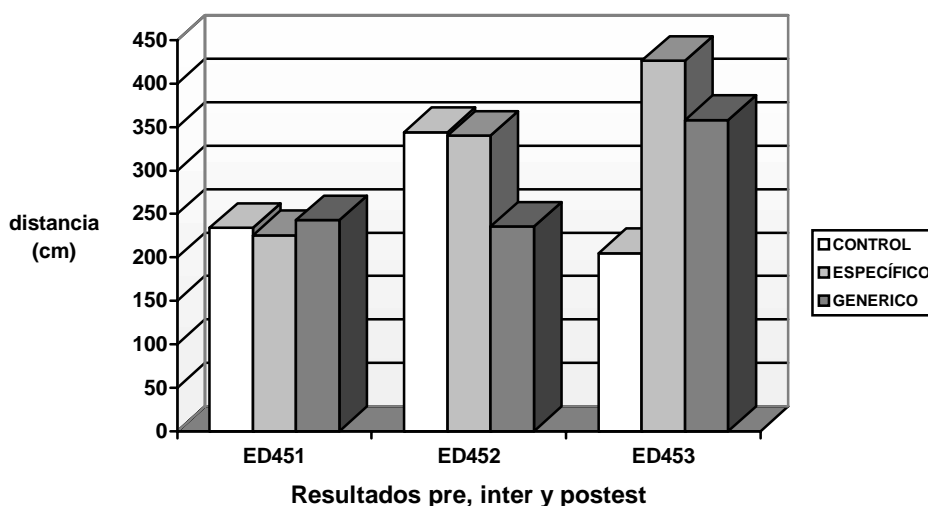


Figura 7. Rendimientos de los grupos en ED45

EE35

Con el Análisis de Univarianza comparamos los distintos grupos en el postest controlando las puntuaciones del pretest. Tras obtener las medias marginales estimadas para el grupo control, genérico y específico, la prueba de Contrastes Univariados muestra que, controlando la covariable citada, no hay diferencias significativas entre los grupos ($F= 0,318$; $p= 0,729$). La Figura 8 muestra la representación gráfica de los resultados.

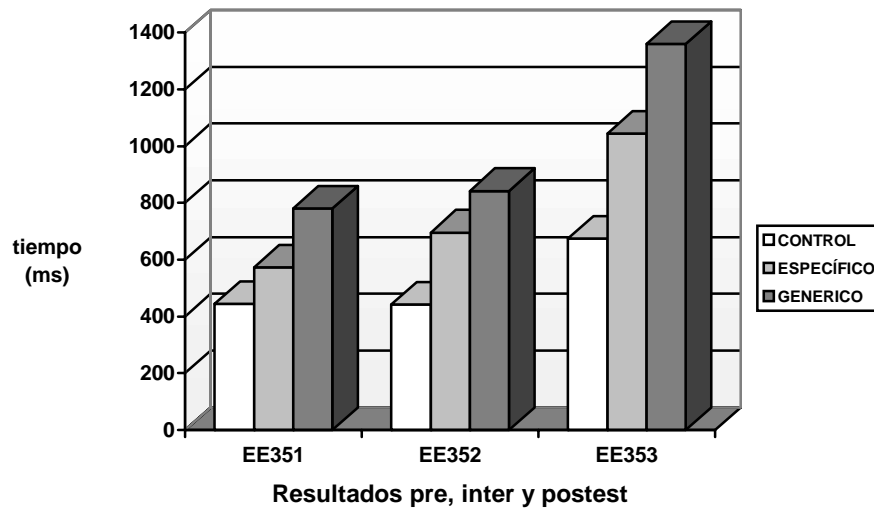


Figura 8. Rendimientos de los grupos en EE35

EE45

Con el Análisis de Univarianza se compararon los distintos grupos en cuanto a sus puntuaciones en el postest controlando la puntuación en el pretest como covariante. La prueba de Contrastes Univariados mostró que, controlando las puntuaciones en el pretest había diferencias significativas entre los grupos ($F= 6,706$; $p= 0,002$). Después de obtener las medias marginales estimadas de los grupos, las comparaciones por pares mostraron diferencias significativas entre el grupo control y genérico ($p= 0,003$), y entre el específico y el genérico ($p= 0,033$), no apareciendo diferencias significativas entre los grupos control y específico ($p= 1,000$). La Figura 9 muestra la representación gráfica de los resultados.

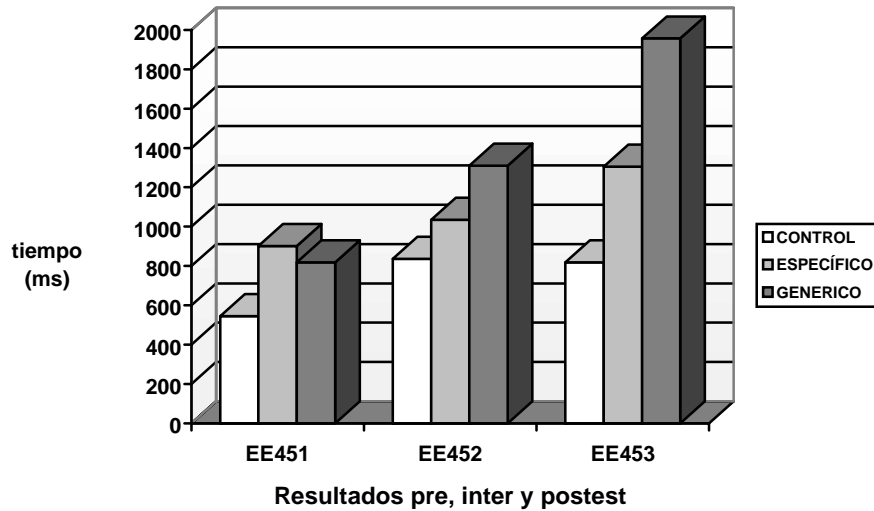


Figura 9. Rendimientos de los grupos en EE45

A continuación, se realizó un Análisis de Varianza Univariado con cada uno de los resultados del postest. Esto nos permitió ver si las variables grupo*sexo influían a la hora de explicar los resultados de las pruebas. Como puede verse, en ninguna de las cuatro pruebas resultó significativa la interacción grupo*sexo, EE45 ($F= 1,027$; $p= 0,363$); EE35 ($F= 0,254$; $p= 0,776$); ED45 ($F= 0,027$; $p= 0,974$) ; y ED35 ($F= 0,614$; $p= 0,544$), por lo que no resultó necesario la comparación de los grupos en función del sexo.

Hipótesis complementarias:

Hipótesis 2: El efecto producido por el programa específico en el rendimiento de los tests de equilibrio será más significativo tras los cuatro primeros meses que a la finalización del programa.

Para ver si el efecto producido por el programa específico en el rendimiento de los tests de equilibrio fue más significativo en los cuatro primeros meses que en los siguientes meses se comparó al grupo específico consigo mismo en los tres momentos (pretest, intertest, postest).

ED35

Utilizando el Modelo Lineal General para medidas repetidas (MLG) encontramos que hay diferencias significativas entre las tres sucesivas mediciones de esta variable ($F= 13,290$; $p= 0,001$). Para ver entre qué mediciones se producen estas diferencias utilizamos las pruebas de contrastes intra-sujeto, encontrando resultados significativos entre la 1 y la 2 ($F= 7,537$; $p= 0,012$), es decir entre el pretest y el intertest y no significativos entre la 2 y la 3 ($F= 0,844$; $p= 0,368$), es decir intertest y postest (Tabla 9). La Figura 10 muestra la representación gráfica de los resultados.

	<i>Pretest</i>		<i>Intertest</i>		<i>Postest</i>		
<i>Test</i>	<i>M</i>	<i>SD</i>	<i>M</i>	<i>SD</i>	<i>M</i>	<i>SD</i>	<i>F</i>
ED35	190,689 7	114,109 3	275,689 7	201,679 2	324,444 4	206,683 2	13,290** *

(***) $p < .001$

Tabla 9. Distancia recorrida en equilibrio (cm) del grupo específico en el pre, inter y postest en la pruebas de ED35

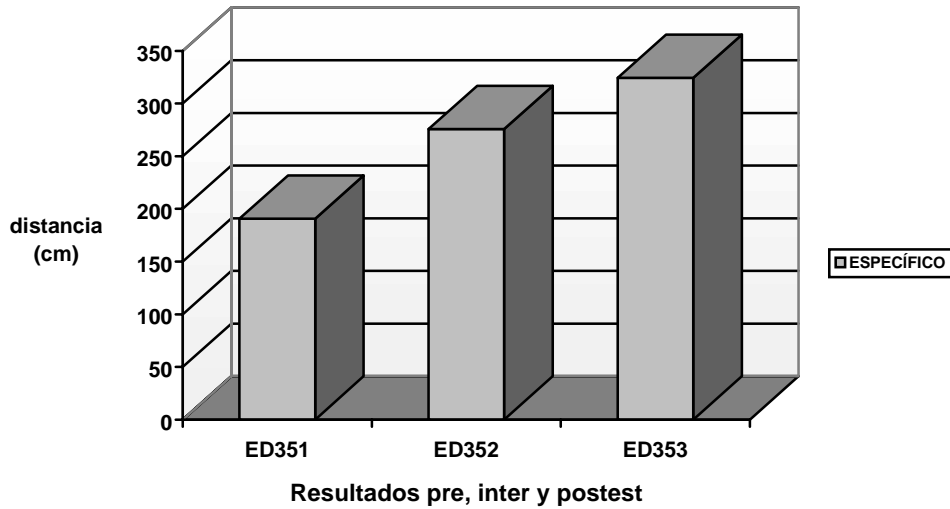


Figura 10. Rendimientos del grupo específico en ED35 en el pre, inter y posttest

ED45

En primer lugar, como puede verse en la Tabla 10, mediante la prueba de Friedman se encontró una mejora significativa tras finalizar el programa en la prueba de equilibrio dinámico en 45 ($\chi^2=10,747$; $p= 0,005$). A posteriori, mediante la prueba de rangos con signo de Wilcoxon, cuando se comparan los rendimientos en el pre y el intertest (nivel 1-2), encontramos diferencias significativas ($Z= -2,465$; $p= 0,014$), al igual que ocurrió entre el intertest y el posttest ($Z= -2,030$; $p= 0,042$). La Figura 11 muestra la representación gráfica de los resultados.

	<i>Pretest</i>		<i>Intertest</i>		<i>Posttest</i>		
<i>Test</i>	<i>M</i>	<i>SD</i>	<i>M</i>	<i>SD</i>	<i>M</i>	<i>SD</i>	χ^2
ED45	225,517	163,807	340,000	224,384	426,148	257,184	10,747**
	2	1	0	1	1	9	

(**) $p < .01$

Tabla 10. Distancia recorrida en equilibrio (cm) del grupo específico en el pre, inter y postest en la pruebas de ED45

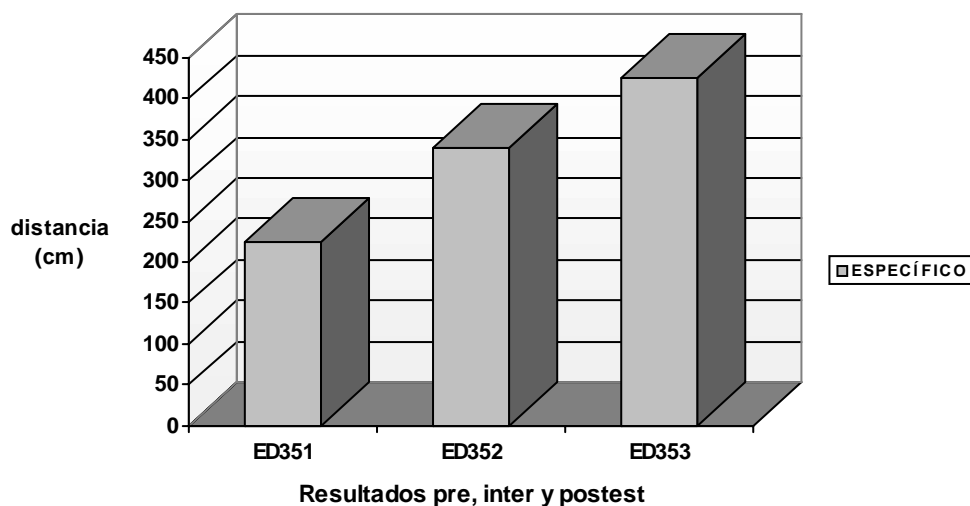


Figura 11. Rendimientos del grupo específico en ED45 en el pre, inter y postest

EE35

Como puede apreciarse en la Tabla 11, con la prueba de Friedman se encontró una mejora significativa tras finalizar el programa ($\chi^2 = 14,333$; $p = 0,001$). La estadística descriptiva se puede ver en la Tabla 11. A continuación, con la prueba de rangos con signo de Wilcoxon no aparecieron diferencias significativas entre el pre y el intertest ($Z = -1,493$; $p = 0,135$), pero sí entre el inter y el postest ($Z = -2,248$; $p = 0,025$). La Figura 12 muestra la representación gráfica de los resultados.

	<i>Pretest</i>		<i>Intertest</i>		<i>Posttest</i>		
<i>Test</i>	<i>M</i>	<i>SD</i>	<i>M</i>	<i>SD</i>	<i>M</i>	<i>SD</i>	χ^2
EE35	572,827 6	487,720 7	695,655 2	465,375 3	1043,48 15	1215,96 42	14,333** *

(***) $p < .001$

Tabla 11. Tiempo de equilibrio (ms) del grupo específico en el pre, inter y postest en la pruebas de EE35

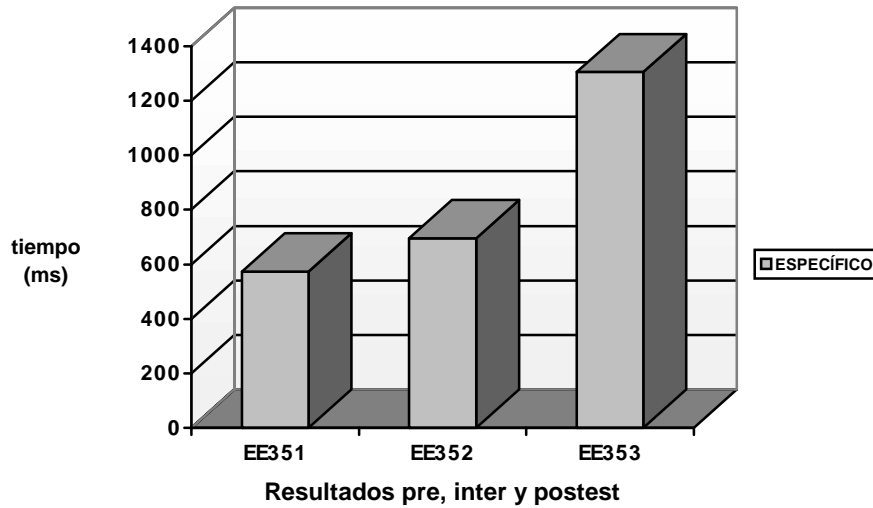


Figura 12. Rendimientos del grupo específico en EE35 en el pre, inter y postest

EE45

Utilizando el Modelo Lineal General para medidas repetidas (MLG) encontramos diferencias significativas entre las tres mediciones ($F = 10,394$; $p = 0,004$) (Tabla 12). Para ver entre cuáles existen diferencias utilizamos las pruebas de contrastes intra-sujeto, encontrando diferencias no significativas entre el pretest y el intertest ($F = 1,447$; $p = 0,241$), e igualmente no significativas entre el inter y el postest ($F = 1,834$; $p = 0,189$). La Figura 13 muestra la representación gráfica de los resultados.

	<i>Pretest</i>	<i>Intertest</i>	<i>Posttest</i>	
--	----------------	------------------	-----------------	--

Test	M	SD	M	SD	M	SD	F
EE45	901,965 5	1005,43 81	1035,24 14	1132,46 52	1304,81 48	1032,16 80	10,394**

(**) $p < .01$

Tabla 12. Tiempo de equilibrio (ms) del grupo específico en el pre, inter y postest en la pruebas de EE45

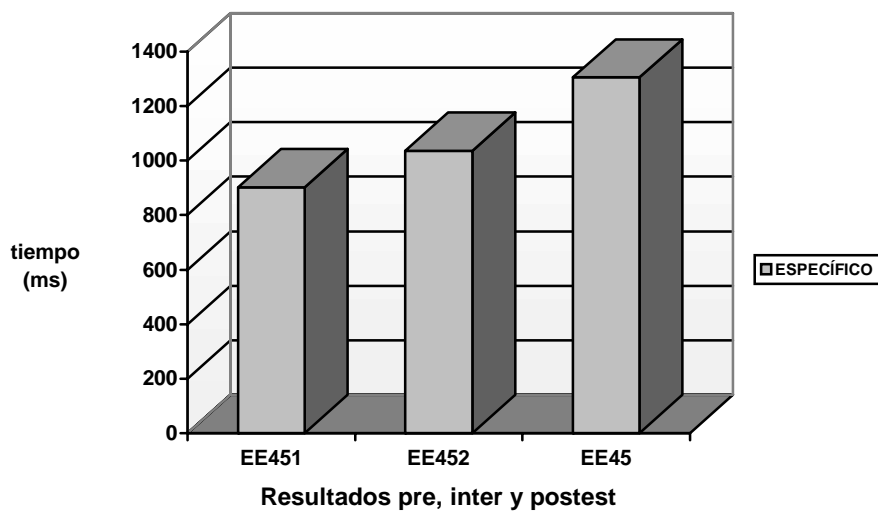


Figura 13. Rendimientos del grupo específico en EE45 en el pre, inter y postest

Por tanto, vemos que en la prueba de ED35 el resultado fue significativo a los cuatro meses, sin embargo el rendimiento alcanzado en ese momento no se vio mejorado significativamente tras finalizar el programa. Para la prueba de ED45, los rendimientos alcanzados en ambos períodos fueron significativos.

En las pruebas de equilibrio estático vemos que el primer período no fue suficiente para alcanzar un rendimiento significativo. Siendo, sin embargo, significativo

en ambas al comparar el pretest y el postest. Por otra parte, en la prueba de 45, el segundo período no mostró resultados significativos.

Hipótesis 3: Las mejoras alcanzadas en la función de equilibrio tras realizar el programa específico serán menores a medida que aumente la edad de los participantes.

Aunque nuestra intención inicial fue replicar el estudio de Briggs et al. (1989), empleando cuatro grupos de edad (hasta 59, 60-64, 65-69 y 70-74), la elevada mortandad de la muestra y la categorización en diferentes subgrupos de edad dentro del grupo experimental provocó que alguno ellos carecieran de número suficiente de sujetos para realizar el análisis pertinente, esto ocurrió en los dos grupos extremos (mayores de 70 años y menores de 60). Así, nos hemos visto obligados a plantear el análisis considerando dos grupos de edad, mayores de 65 años y menores de 65 años. Los resultados indicaron que no existían diferencias significativas entre ambos grupos de edad en las mejoras obtenidas en las diferentes medidas de la función de equilibrio (Tabla 13). Los resultados de las pruebas T fueron los siguientes: ED35 ($t = -1,168$; $p = 0,263$), ED45 ($t = -,301$; $p = 0,768$), EE35 ($t = 0,510$; $p = 0,616$), y EE45 ($t = 1,730$; $p = 0,098$). Las Figuras 14 y 15 muestran la representación gráfica de los resultados.

Test	Mayores de 65		Menores de 65		t
	M	SD	M	SD	
EE45	587,1875	683,0539	189,3333	461,9256	1,730
EE35	559,0625	1301,0835	384,1111	324,4593	0,510
ED45	183,8125	223,9626	219,4444	312,4744	-0,301

ED3	97,5000	186,6012	206,6667	242,9506	-1,168
5					

Tabla 13. Tiempo de equilibrio (ms) y distancia recorrida en equilibrio (cm) del grupo específico según categorías de edad en las diferentes pruebas de equilibrio

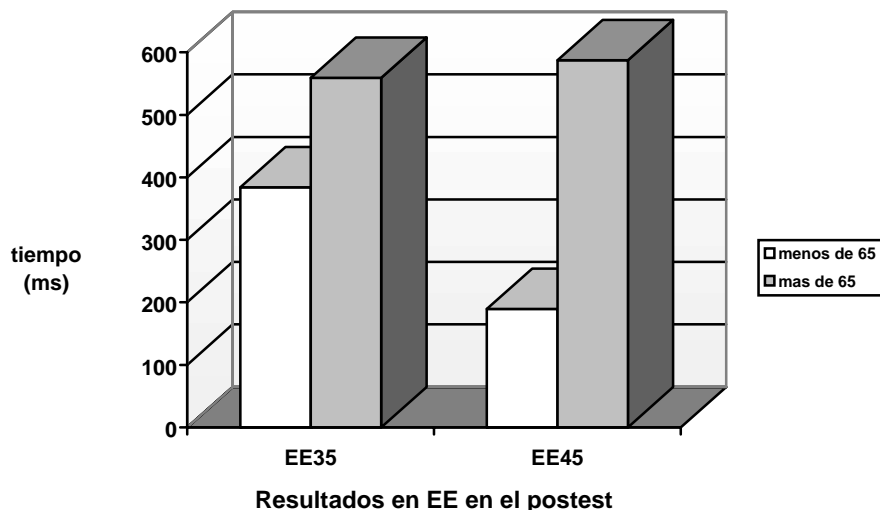


Figura 14. Mejoras alcanzadas por el grupo específico en EE en función de la edad

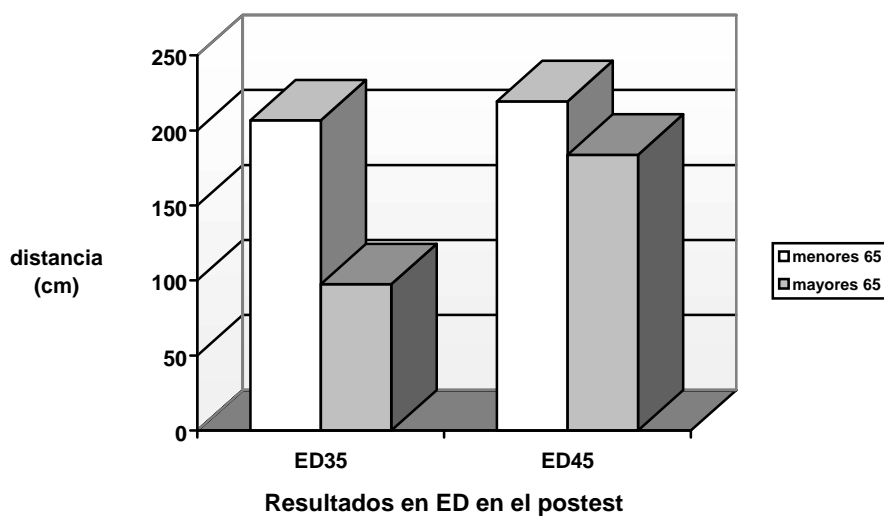


Figura 15. Mejoras alcanzadas por el grupo específico en ED en función de la edad

Hipótesis 4: Las personas mayores que presentan historial de caídas previas mostrarán peor rendimiento en el test de equilibrio tras finalizar el programa específico en comparación con los que no tienen historial de caídas.

Para comprobar el posible efecto diferencial del programa de entrenamiento según los participantes tuvieran o no un historial previo de caídas se utilizó la prueba T para muestras independientes (Tabla 14), que no mostró diferencias significativas en las pruebas de ED35 ($t= 1,274$; $p= 0,217$), ED45 ($t= 1,174$; $p= 0,256$), y EE45 ($t= 0,137$; $p= 0,892$). Por el contrario, sí hubo diferencias significativas entre los grupos en la prueba de EE35 ($t= 2,379$; $p= 0,027$). Por tanto, excepción hecha de la prueba de equilibrio estático de 3,5 cm, de más difícil ejecución y con una amplitud muy grande en la distribución de la varianza, no parece que hubo diferencias de rendimiento por el hecho de haber sufrido o no caídas con anterioridad a la participación en este estudio. Las Figuras 16 y 17 muestran la representación gráfica de los resultados.

Test	Caídas no		Caídas sí		t
	M	SD	M	SD	
EE45	1318,894 7	1179,9722	1271,375 0	612,3619	0,137
EE35	1276,105 3	1384,9808	491,0000	252,3178	2,379*
ED45	459,7895	273,2302	346,2500	208,1852	1,174
ED35	352,105	224,8352	258,7500	147,2061	1,274

(*) $p < .05$

Tabla 14. Tiempo de equilibrio (ms) y distancia recorrida en equilibrio (cm) del grupo específico en el posttest en función del historial previo de caídas

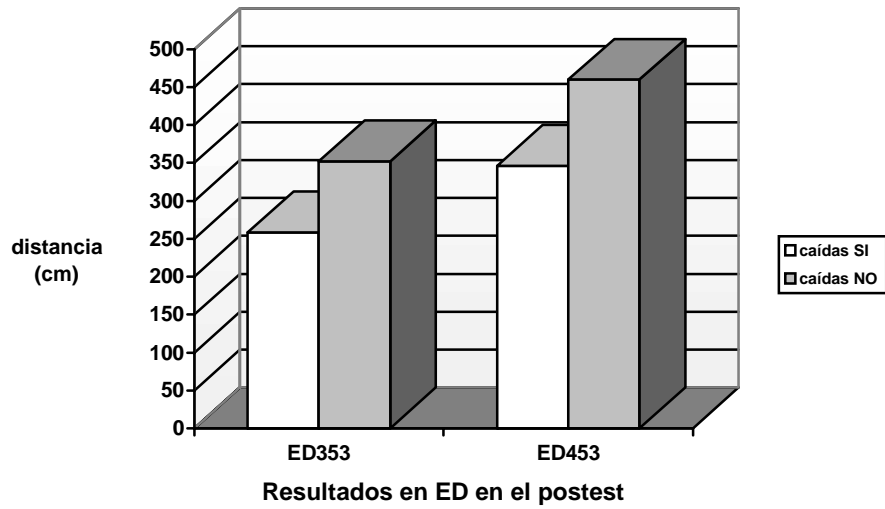


Figura 16. Rendimiento del grupo específico en ED en función de las caídas

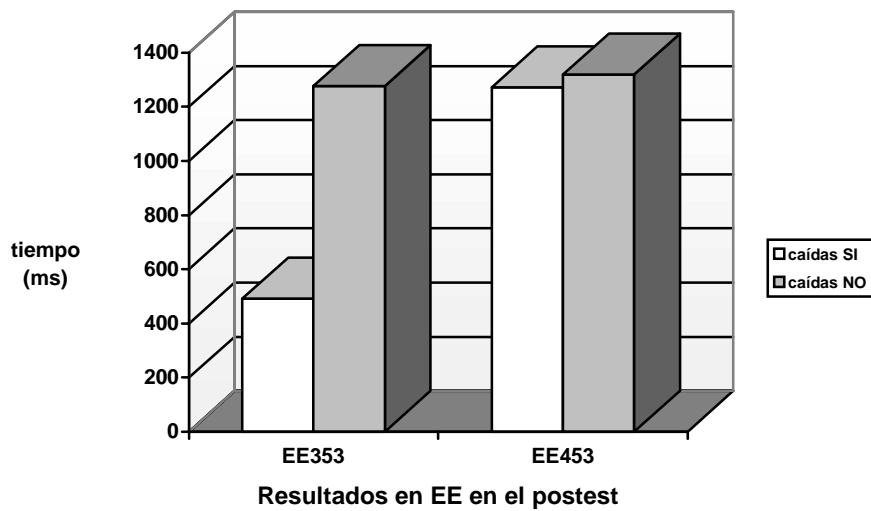


Figura 17. Rendimiento del grupo específico en EE en función de las caídas

Hipótesis 5: El rendimiento de equilibrio del grupo control, no solo no mejorará durante los ocho meses, sino que empeorará.

Realizadas la prueba paramétrica y no paramétrica convenientes, los resultados indicaron que tras comparar los rendimientos del pretest y del postest mediante la prueba de muestras relacionadas (Tabla 15), ninguna de las pruebas apareció significativa: EE45 ($t = -,860$; $p = 0,399$), EE35 ($t = -1,216$; $p = 0,237$), ED45 ($t = 0,494$; $p = 0,626$), y ED35 ($t = 0,260$; $p = 0,797$). Las Figuras 18 y 19 muestran la representación gráfica de los resultados.

Test	Pretest		Postest		<i>t</i>
	<i>M</i>	<i>SD</i>	<i>M</i>	<i>SD</i>	
EE45	545,4000	468,9928	818,2963	1333,785 5	-,860
EE35	444,1333	374,6479	674,3333	1028,598 9	-1,216
ED4 5	233,7879	193,5645	204,6296	153,5348	0,494
ED3 5	178,4242	124,7024	160,9259	124,6382	0,260

Tabla 15. Tiempo de equilibrio (ms) y distancia recorrida en equilibrio (cm) del grupo control en el pretest y postest en las diferentes pruebas de equilibrio

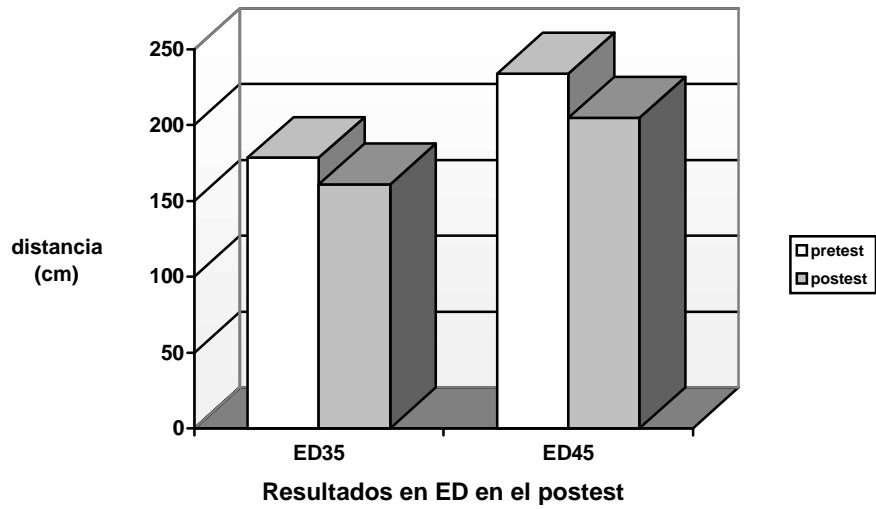


Figura 18. Rendimientos del grupo control en ED en el pretest y el postest

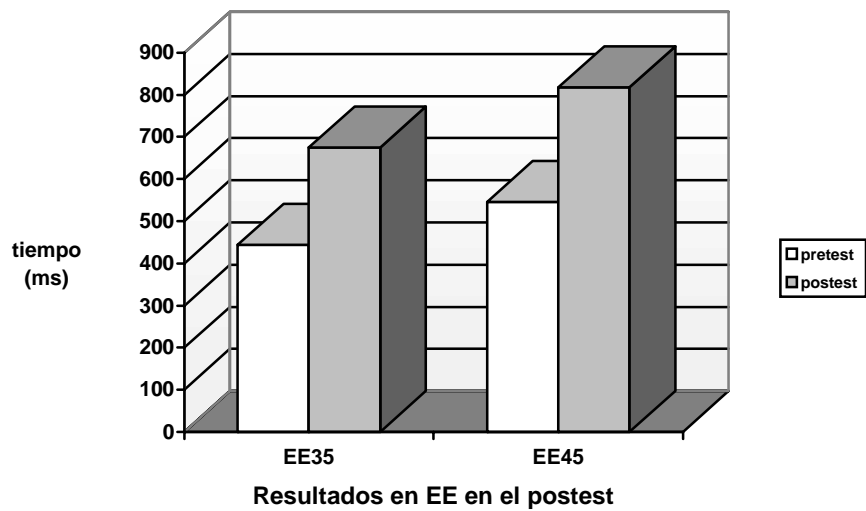


Figura 19. Rendimientos del grupo control en EE en el pretest y el postest

Hipótesis 6: Tras finalizar el programa, las diferencias en los rendimientos entre los grupos específico y genérico en los tests de equilibrio serán mayores cuanto mayor sea la dificultad de la prueba (menor anchura de la barra de equilibrio).

Al proceder a la comparación de medias intergrupos de las diferentes pruebas (ANOVA) para ver si había diferencias significativas entre los grupos específico y genérico, no se encontraron diferencias significativas entre éstos en ninguna de las cuatro pruebas EE35 ($F= 0,861$; $p= 0,358$), EE45 ($F= 2,985$; $p= 0,090$), ED35 ($F= 2,368$; $p= 0,130$), y ED45 ($F= 1,056$; $p= 0,309$). Por tanto, tampoco podía haberlas al comparar si era mayor o menor la diferencia en función de la dificultad (anchura) de la prueba.

Hipótesis 7: Tras la intervención, se evidenciará una correlación positiva entre las mejoras de rendimiento obtenidas por el grupo específico en las pruebas de equilibrio estático y dinámico.

Para ver si existió una correlación entre las mejoras alcanzadas en las pruebas de equilibrio estático y dinámico se realizó una correlación de Pearson, apareciendo que no hubo correlaciones entre las mejoras de las pruebas estáticas y dinámicas de 35 ($r= -0,006$; $p= 0,976$), ni de 45 ($r= -,019$; $p= 0,928$).

Hipótesis 8: Tras la intervención, se evidenciará una correlación positiva entre las mejoras de rendimiento obtenidas por el grupo específico en las pruebas de equilibrio y tiempo de reacción.

Para ver si el equilibrio estático y el dinámico correlacionaban con el tiempo de reacción, se utilizó una correlación de Pearson entre las mejoras. No se apreciaron resultados significativos entre ninguna de las pruebas, mostrando así que no existían correlaciones significativas entre las mejoras alcanzadas en las pruebas de equilibrio y

las de tiempo de reacción: EE35 ($r = -.042$; $p = 0,841$), EE45 ($r = -.179$; $p = 0,391$), ED35 ($r = .129$; $p = 0,540$), y ED45 ($r = .115$; $p = 0,586$).

3.5. DISCUSIÓN

El equilibrio, uno de los principales factores de riesgo de caídas en las personas mayores, ha sido objeto de muchas investigaciones. En algunas de ellas, se ha pretendido mejorar dicho parámetro mediante programas basados en el ejercicio físico y, aunque muchas de estas intervenciones se muestran efectivas, dada la diversidad de los programas empleados, así como la falta de consistencia en los resultados obtenidos, se desconoce todavía el tipo de programa más efectivo para mejorar el equilibrio en esta población. La necesidad de desarrollar programas que identifiquen el tipo, la duración y la frecuencia de ejercicio más adecuados para alcanzar un óptimo rendimiento en este parámetro ha sido enfatizada por muchos investigadores relevantes en esta área (Hagberg, 1994; Grabiner y Enoka, 1995; Lord et al., 1995).

Las investigaciones más recientes que han comparado diferentes tipos de intervención, parecen coincidir en que los programas basados específicamente en el entrenamiento del equilibrio se muestran más efectivos en la mejora de dicho parámetro y, consecuentemente, en reducir los riesgos de sufrir caídas (Hu y Woollacott, 1994; Judge et al., 1994; Province et al., 1995). Por otra parte, sin embargo, también se muestran efectivos programas de carácter más inespecífico, como programas de acondicionamiento genérico, o programas de fuerza.

El propósito fundamental de este estudio fue evaluar la eficacia de un programa de ejercicio específico sobre el equilibrio estático y dinámico en las personas mayores. Para ello, el grupo experimental que siguió un programa de ejercicio específico se comparó con un grupo control inactivo y con otro que realizó un programa de acondicionamiento físico genérico.

Tomados en su conjunto, los resultados mostraron que un programa de ejercicio específico de este tipo mejoró el equilibrio estático y dinámico en un grupo de personas mayores, en este caso no institucionalizadas, lo que se suma así a los hallazgos de otros estudios previos. Dada la diversidad de intervenciones llevadas a cabo hasta el momento, nos parece oportuno realizar las comparaciones pertinentes centrándonos en diferentes aspectos que se detallan a continuación. Aún así, la comparación de los resultados con estudios previos es difícil, no sólo por la amplia naturaleza de las intervenciones, sino por la carencia, en muchos de ellos, de información relevante sobre las características del programa.

3.5.1. Programa de intervención

Tipo de ejercicio

El programa de carácter específico, desarrollado a partir de un modelo teórico básico de los mecanismos de control postural (Grabiner y Enoka, 1995), pretendía incidir en los diferentes sistemas implicados en el control del equilibrio, el sistema sensorial, el sistema de integración central y el sistema motor. Los ejercicios desarrollados tenían como triple finalidad la siguiente: por una parte, aumentar la actividad de los receptores sensoriales modificando las señales o estímulos sensoriales, por otra, estimular los mecanismos integrativos centrales ofreciendo una variada y conflictiva información sensorial para provocar la respuesta más adecuada y, por último, incidir sobre los efectores neuromusculares posturales para provocar respuestas coordinadas y veloces ante diferentes situaciones de desequilibrio. Consideramos que la elaboración de este programa de ejercicios específicos de equilibrio ha sido el aspecto más original de nuestra investigación. En primer lugar, por identificar tanto los mecanismos de control postural, así como los

sistemas responsables, lo que nos sirvió de base para el desarrollo de ejercicios dirigidos específicamente a la estimulación de cada uno de estos sistemas, a diferencia de otros estudios que solo han identificado un solo sistema, como sensorial (Brandt et al, 1981; Büchele et al., 1984; Ledin et al., 1990; Hu y Woollacott, 1994), o neuromuscular (Fiatore et al., 1990; Sauvage et al., 1992). En algunos casos, incluso, ni siquiera han identificado el sistema al que va dirigido, como ocurre con alguna forma simple de ejercicio (Myers y Hamilton, 1987; Roberts, 1989; Ansarah, 1991; Rikli y Edwards, 1991). En segundo lugar, por controlar los diferentes factores que conforman dicho programa, como frecuencia, intensidad y ritmo de progresión del trabajo.

En principio, tal y como se esperaba, la comparación de los rendimientos en el pretest no reveló diferencias significativas entre los tres grupos en ninguna de las pruebas de equilibrio estático ni dinámico. Tras la intervención, y a la vista de los resultados, se pudo comprobar que el grupo específico fue significativamente superior al grupo control, fundamentalmente en las pruebas dinámicas, e igualmente superior en estas pruebas al grupo genérico, si bien, las diferencias con este último grupo no alcanzaron el nivel de significación estadística.

Los resultados obtenidos tras la aplicación de nuestro programa específico, sugieren que los ejercicios seleccionados podrían haber mejorado el funcionamiento de los diferentes sistemas implicados. Por una parte, los ejercicios de equilibrio estático y dinámico orientados a la estimulación sensorial han podido aumentar la sensibilidad de los diferentes receptores sensoriales; por otra, los ejercicios de tiempo de reacción y velocidad de movimiento, han podido producir una mejora en la integración y selección de la respuesta a nivel central, y en la velocidad de ejecución motora. Estamos de acuerdo con

Woollacott y Tang (1997) cuando sugieren que la variedad de ejercicios aplicados puede aumentar el repertorio de respuestas de equilibrio, y que la coordinación de los diferentes segmentos corporales ante múltiples acciones, posturas y movimientos pueden contribuir a la elaboración de la respuesta motora más adecuada ante un desequilibrio. Otros autores también han manifestado que la práctica puede inducir a una modulación de la actividad neuronal en el cerebelo (Black et al., 1982). Sin embargo, hasta el momento se desconocen los mecanismos que producen una mejora de la respuesta a un desequilibrio.

Algunos autores, de cara a explicar algunas mejoras obtenidas tras la intervención, han considerado los efectos de aprendizaje de la prueba, dado que incluyen en sus programas items similares a los de tests (Woollacott et al. 1986; Ledin et al., 1990). En nuestro estudio, sin embargo, la posibilidad de que las mejoras hayan podido producirse por un efecto de aprendizaje de las tareas motoras puede descartarse, ya que en ningún momento los ejercicios del programa repetían la ejecución del test o pretendían mejorar la resistencia a la fatiga en tales ejecuciones. Recordemos que el programa se caracterizaba por alternar diferentes subgrupos de ejercicios en las más variadas situaciones. Por otra parte, el tiempo transcurrido entre las diferentes mediciones aseguraba la desaparición del posible efecto de aprendizaje producido por la ejecución de la prueba. De hecho, el grupo control no mejoró la ejecución de los tests, ni a los cuatro ni a los ocho meses.

Nuestros resultados se suman a los de algunos estudios previos que, empleado un programa de intervención específico de equilibrio, en la línea del empleado en la presente investigación, mostraron efectos bastante satisfactorios en la mejora del equilibrio estático y dinámico. Este es, por ejemplo, el caso de Ledin et al. (1990), aunque en su programa se enfatizaban más los ejercicios vestibulares; el de Johansson y Jarlno (1991), con una

muestra compuesta solo por mujeres mujeres; o el estudio de Stumpfhauser y Lavacek (1997), cuyo programa estaba constituido eminentemente de ejercicios de equilibrio, además de un grupo de ejercicios de fuerza.

Por otro lado, nuestros resultados contrastan con otros estudios que empleando programas específicos de equilibrio no alcanzaron mejoras significativas. Entre estos, aquel con el que más nos identificamos por las similitudes en cuanto al diseño del programa es el realizado por Lichtenstein et al. (1989) que, aunque no justificaba el programa sobre los mecanismos de control postural, empleaba ejercicios de equilibrio estático, equilibrio dinámico, de tiempo de reacción y carrera. Los resultados inconsistentes alcanzados se explicaban por una serie de limitaciones en cuanto a la inadecuada duración del programa o diferencias iniciales entre los grupos.

Algunos investigadores han manifestado la necesidad de estudiar la posible relación entre el equilibrio estático y dinámico (Craick, 1990; Toole y Ketzschmar, 1993; Grabiner y Enoka, 1995; Woollacott y Tang, 1997), e igualmente entre equilibrio y tiempo de reacción (Lord et al., 1991b). En nuestra séptima hipótesis, tras realizar los análisis pertinentes, no hemos hallado asociación alguna entre las mejoras de equilibrio estático y dinámico. No obstante, en el proceso de análisis, cuando se tomaron todos los participantes, se vió una relación entre los parámetros. Este hecho hace suponer que el programa específico ha podido provocar un efecto distinto sobre cada variable, o incluso, sobre algunos de los componentes o mecanismos que controlan el equilibrio estático y dinámico. En este sentido, algunos autores mantienen que los mecanismos implícitos en el control del equilibrio estático y dinámico son diferentes (Judge, Lindsey et al., 1993; Woollacott y Tang, 1997), mientras que otros consideran que aún no se conoce con

exactitud el papel de los mecanismos implicados en la recuperación del equilibrio, así como la localización de los beneficios producidos por el ejercicio (Stelmach, 1994; Spirduso, 1995).

En la octava hipótesis decíamos que se observaría una asociación entre las mejoras de equilibrio (tanto estático como dinámico) y tiempo de reacción. De hecho, el tiempo de reacción representa la función del sistema nervioso central, sistema determinante en el equilibrio tanto estático como dinámico (Tobis y Reinsch, 1989; Grabiner y Enoka, 1995). Esto nos plantea el interrogante de si una superior mejora en cualquiera de los otros sistemas implicados, como sensorial y motor, ha podido contribuir de forma más importante a la mejora del equilibrio, enmascarando así las mejoras alcanzadas por el otro sistema (central). De hecho, algunos autores han manifestado que ninguno de los sistemas es responsable por sí solo del control postural ante un desequilibrio, y que las deficiencias en algunos sistemas son probablemente compensadas por otros (Horak et al., 1989; Teasdale et al., 1991; Wolfson et al., 1992). Aunque otros, mantienen que el enlentecimiento de la respuesta a un estímulo exterior se debe más al enlentecimiento del procesamiento a nivel central que al enlentecimiento a nivel periférico (Weiss, 1952; Welford, 1982, 1984, Stelmach y Goggin, 1989). No obstante, sería interesante en futuras investigaciones determinar los efectos de un entrenamiento, centrado en los tiempos de reacción y la velocidad de respuesta, sobre las tareas estáticas y dinámicas. Para ello sería necesario emplear medidas electromiográficas y clínicas que pudiesen informar más precisamente de la localización de los efectos, observando el comportamiento del tiempo premotor y motor, y observando las posibles asociaciones entre las mejoras en las pruebas de laboratorio y las clínicas.

Una cuestión que permanece sin resolver es cuál es el programa más efectivo en la mejora del equilibrio. Aunque algunos programas de fuerza mejoran notablemente dicho parámetro, no muestran los mismos efectos sobre el equilibrio (Wolfson et al., 1996; Verfaillie et al., 1997). Por otra parte, los programas que combinan ejercicios de fuerza y equilibrio parecen prometedores, aunque algunas veces solo mejoren algunas de las situaciones de los tests. En cambio, los programas compuestos exclusivamente por ejercicios de equilibrio parecen por el momento los más indicados. A pesar de los esfuerzos realizados por los diferentes investigadores en esta área, aún no es posible prescribir un programa que garantice beneficios seguros en el equilibrio. Esto se puede apreciar con claridad en uno de los más ambiciosos proyectos llevados a cabo para evaluar los efectos de diferentes intervenciones sobre las caídas y el equilibrio. Nos referimos al estudio FICSIT (1993), en el que colaboraron prestigiosos investigadores de varios países. Sin embargo, la naturaleza tan variada de las intervenciones, algunas de tipo educativo, otras de tipo nutricional, y otras a través de ejercicios, dificultaba la comparación de los resultados obtenidos entre las diferentes intervenciones. Aún así, en las conclusiones aportadas por Province et al. (1995) se indicaba que el entrenamiento específico de equilibrio parecía ser la intervención más eficaz en la reducción del riesgo de caídas, por lo que se interpretaba que el déficit en el equilibrio podría ser la causa más directa de las caídas.

En nuestro estudio, el grupo específico se mostró superior al grupo genérico en algunas pruebas, concretamente en las de equilibrio dinámico tanto en la barra de 3,5 cm, como en la de 4,5 cm, si bien estas diferencias a nivel estadístico no resultaron significativas. Así pues, nuestros resultados son coincidentes con los resultados del estudio de Wolfson et al. (1996), el cual mostró que con el programa de equilibrio se mejoraron

más parámetros de equilibrio, concretamente los representativos del equilibrio dinámico, que con los otros dos grupos. Sin embargo, al igual que en nuestro estudio, al comparar en conjunto los resultados de las diferentes pruebas, las diferencias no alcanzaron el nivel de significación estadística entre los grupos experimentales.

Esto contrasta con los resultados de Wolf et al. (1997), que sí mostraron diferencias significativas en las medidas de equilibrio tras comparar dos programas de intervención. Sin embargo, y a diferencia de nuestra investigación, ambos programas incidían de forma específica sobre el equilibrio. Uno de ellos compuesto por ejercicios de equilibrio realizados sobre la plataforma de fuerzas modificando la información sensorial, y el otro compuesto por ejercicios de Tai-Chi. Los resultados mostraron mejoras significativamente superiores con el primer programa que con el otro grupo ejercitante y con el grupo de control.

Duración, Intensidad y Frecuencia

Muchos de los estudios que han utilizado programas de intervención, tras fallar en su objetivo de mejorar el equilibrio, han considerado los factores de intensidad, duración o frecuencia como posibles causas de los inconsistentes resultados obtenidos (Crilly et al., 1989; Lichtenstein et al., 1989; Reinsch et al., 1992). Así, en un estudio exploratorio previo (Requena et al., 2000), tras aplicar otro programa de ejercicio de menor frecuencia (2 días por semana) y duración (16 semanas), se hallaron resultados muy cercanos a la significación en equilibrio dinámico, lo que nos animó a realizar este estudio de más larga duración y mayor frecuencia de intervención.

En la formulación de la segunda hipótesis nos hemos planteado si la primera parte del programa específico sería suficiente para producir mejoras significativas. Para ello, se compararon los rendimientos obtenidos al principio y a los cuatro meses, e igualmente a los cuatro y los ocho meses, tanto en el equilibrio estático como en el dinámico. Como hemos visto con los primeros análisis efectuados, el grupo específico mostró diferencias significativas entre el rendimiento obtenido al principio y el alcanzado tras la finalización del programa. Cuando se realizaron las comparaciones entre las diferentes mediciones observamos que las diferencias de rendimiento transcurridos los cuatro primeros meses fueron significativas tanto en la prueba de equilibrio dinámico en 3,5 cm, como en la de 4,5 cm. Esto nos confirma que esta primera parte del programa fue suficiente para producir unas mejoras significativas. En el cuanto al segundo período, no aparecieron diferencias significativas en la prueba de equilibrio dinámico en 3,5 cm, aunque no debemos olvidar que en el postest se produjeron rendimientos superiores en comparación con el intertest. Sin embargo, en la prueba de 4,5 cm, sí aparecieron diferencias significativas en el segundo período, por lo que se considera necesaria esta segunda parte del programa para potenciar el efecto de la intervención.

Por el contrario, los resultados de las pruebas estáticas, muestran que el primer período no fue suficiente para producir diferencias significativas entre los rendimientos, y que las principales mejoras se produjeron en la segunda parte del programa. Quizás esto nos puede llevar a pensar que el equilibrio estático necesita un período mayor de entrenamiento en comparación con el equilibrio dinámico o, en todo caso, que ambas partes del programa son necesarias para producir las mejoras significativas.

Algunos autores se refieren al efecto de techo del entrenamiento (ceiling effect) para explicar las limitaciones en las mejoras de algunas pruebas tras el entrenamiento (Vanfraechem y Vanfraechem, 1977; Büchele et al., 1984). Esto podría servir de explicación para la prueba de equilibrio dinámico en 3,5 cm, que a diferencia de las demás pruebas es la única en la que en la segunda parte se mantienen los rendimientos alcanzados en la primera.

Los resultados obtenidos en la primera parte del programa coinciden con estudios previos que, empleando un período total de intervención relativamente corto, han alcanzado mejorías significativas en algunas medidas de equilibrio (Johansson y Jarlno, 1991; Judge, Lindsey et al, 1993; Stumpfhauser y Lavaek, 1997). En el caso de Johansson y Jarlno (1991), tras cinco semanas de programa mejoraron el tiempo de permanencia sobre una pierna manipulando el feedback vestibular, caminar sobre una figura en ocho, y caminar lo más rápidamente posible, no encontrando mejoras en las pruebas de equilibrio sobre una pierna ojos abiertos y cerrados, ni tampoco en la prueba de equilibrio dinámico sobre la barra estrecha. En el estudio de Judge, Lindsey et al. (1993), tras 12 semanas de entrenamiento con dos programas diferentes, uno específico centrado sobre el ajuste postural y la flexibilidad, y otro, de fuerza y flexibilidad, no hallaron mejoras en la prueba de equilibrio estático sobre doble apoyo, mientras que se mostró eficaz el programa de fuerza en la prueba del desplazamiento del centro medio de presión realizada sobre un apoyo. Estos hallazgos entran en contraste con otros estudios que, empleando igualmente un período corto de intervención, han mostrado resultados significativos. Destacamos el reciente estudio realizado por Stumpfhauser y Lavacek, (1997), que después de 10 semanas de entrenamiento encontraron mejoras muy significativas en la prueba de equilibrio estático.

Uno de los pocos estudios que han empleado un programa de ejercicio de larga duración es el de Lord et al. (1995). Los resultados mostraron que el grupo que llevaba a cabo un programa de acondicionamiento genérico, tras 22 semanas de programa, mejoró en todos los tests de equilibrio en comparación con un grupo de control, a excepción del test de balanceo con los ojos abiertos sobre superficie firme. Además, tras la finalización del programa, a los 12 meses, todas las pruebas resultaron significativas, aunque no se efectuó ningún análisis para mostrar en qué período resultó más efectivo el programa. Los mejores resultados se obtuvieron en las condiciones más difíciles, a saber, el equilibrio con ojos abiertos y cerrados sobre una superficie blanda o móvil.

Los resultados mostrados en el segundo período de nuestro estudio, contrastan con los hallazgos de Wolfson et al. (1996) que, tras emplear un programa de ejercicios de Tai-Chi en la segunda parte del programa, observaron una reducción de los rendimientos obtenidos en la primera. En nuestra investigación hemos encontrado que el segundo período de intervención siguió produciendo mejoras en todas las pruebas, aunque sólo se mostraran significativamente superiores en las pruebas de equilibrio estático en 3,5 cm, y en la de equilibrio dinámico en 4,5 cm.

Como vemos, las múltiples combinaciones derivadas de la variación de los elementos que configuran un programa de ejercicio, como son la duración, la frecuencia, la intensidad y el ritmo de progresión de los ejercicios, dificulta la comparación de los resultados obtenidos por los diferentes programas empleados en otras investigaciones.

3.5.2. Características de los participantes

Hemos visto en capítulos anteriores que factores como el sexo, el estado de salud y la medicación pueden influir sobre el rendimiento en las pruebas de equilibrio. Así, en nuestro estudio hemos considerado y controlado a través de los análisis estadísticos pertinentes el efecto de la edad, el sexo y la talla, y, además, se han excluido de la muestra inicial aquellos participantes que presentaban enfermedades cardiovasculares o relacionadas con el sistema nervioso que pudiesen contaminar los resultados.

Sexo

Aunque el sexo se considera un factor diferencial en el rendimiento de equilibrio estático (Stones, Stones y Kozma, 1987) y dinámico (Gabell y Nayak, 1984; Winter, Patla, Frank y Walt, 1990), en nuestro estudio no hemos encontrado interacción alguna en ninguna de las pruebas de equilibrio estático ni dinámico. Coincidimos así con los resultados de Stones y Kozma (1987), que tras evaluar participantes de edad comprendida entre 50 y 82 años no encontraron diferencias entre sexos en las pruebas de equilibrio estático con ojos abiertos y cerrados, así como con el estudio de Gehlsen y Whaley (1990), y el de Weimar, Williams, Clark, Vrongistinos, Zhong y Wang (1998), quienes también informaron que entre hombres y mujeres no habían encontrado diferencias en el equilibrio estático con uno o dos apoyos.

Edad

Muchos estudios han mostrado cómo los participantes de edad más avanzada muestran un mayor deterioro en la función de equilibrio en comparación con participantes jóvenes e incluso con ancianos de menor edad (Sheldon, 1963; Hasselkus

y Shambes, 1975; Bohannon et al., 1984; Hamdy et al., 1999). Sin embargo, son escasas las investigaciones que han mostrado diferencias en el rendimiento según diferentes categorías de edad. En el estudio de Ledin et al. (1990), las diferencias se produjeron entre la categoría de 60 a 65 años y la de 70 a 79 años. Estos autores basándose en la población americana sugerían que la edad de 70 años marcaba el punto de inflexión a partir del cual se mostraban los mayores deterioros en la función de equilibrio. Datos similares aparecieron en un estudio previo (Briggs et al., 1989) en el que se establecieron cinco categorías de edad: 1 (de 60 a 64), 2 (de 65 a 69), 3 (de 70 a 74), 4 (de 75 a 79) y 5 (de 80 a 86). Los resultados mostraron que el grupo 1 era significativamente superior a los grupos 3 y 4 en el test de Romberg con apoyo de ambos pies, e igualmente superior a los grupos 3, 4 y 5 en los tests de permanencia sobre una pierna, que fueron los de mayor dificultad tal y como los propios autores puntualizan.

No obstante, no hemos encontrado estudios que analicen si la edad condiciona la capacidad de mejora del equilibrio tras realizar un programa de ejercicio específico y, de ser así, qué edad marcaría las principales diferencias. Los resultados de nuestra tercera hipótesis muestran que no existen diferencias significativas en las mejoras obtenidas entre las dos categorías de edad, mayores de 65 y menores de 65 años. Sin embargo, cuando observamos las medias, podemos apreciar que el grupo de menor edad se muestra superior al otro grupo en las pruebas dinámicas, aunque sin alcanzar diferencias significativas. Esto parecería sugerir que este grupo mantiene mayor capacidad de mejora de las tareas motoras dinámicas en comparación con los más mayores, como también apunta Anshel (1989), pero lo cierto es que no deja de ser una mera especulación.

En este punto debemos significar que la muestra ha supuesto una limitación a la hora de hacer determinados análisis estadísticos. Aunque en un principio se contó con un número muy elevado de personas, varios aspectos contribuyeron a una elevada mortandad experimental. Por una parte, los estrictos criterios autoimpuestos para excluir de la muestra a aquellos participantes que presentaban factores que podían influir sobre el rendimiento de equilibrio hicieron que se redujera ésta hasta el punto de que no ha permitido llevar a cabo análisis más ambiciosos sobre subpoblaciones de edad. Por otra parte, muchos de los participantes tuvieron dificultades serias para rellenar los cuestionarios y dejaron datos sin completar, lo que condujo a su eliminación en el momento de realizar el análisis estadístico de los datos. Finalmente, otro tanto ocurrió con los ancianos que, por su falta de asistencia algunos de los días de las pruebas, carecían de datos en algunos de los tests efectuados.

A raíz de estos resultados y consideraciones, nos parece interesante de cara a posteriores investigaciones analizar los efectos de la edad en la capacidad de mejora de diferentes tareas de equilibrio, empleando para ello una muestra más amplia y, sobre todo, entre la población más anciana.

3.5.3. Historial de caídas

La relación entre historial de caídas y rendimiento de equilibrio ha sido ampliamente investigada, sin embargo, pocos estudios han comprobado el posible efecto diferencial de un programa de entrenamiento específico según el historial de caídas, cuestión que sí ha sido abordada en nuestra cuarta hipótesis.

Los análisis realizados en el postest han mostrado una correlación negativa en la prueba de equilibrio estático en 3,5 cm, es decir, a mayor número de caídas peor rendimiento en el equilibrio, aunque los datos mostraban una gran amplitud en la distribución de la varianza. En el resto de las pruebas no parecía haber diferencias de rendimiento entre los participantes por el hecho de haber sufrido o no caídas con anterioridad a la participación en este estudio.

No obstante, en el proceso de análisis se vio como en el pretest, los participantes que habían sufrido alguna caída previa mostraban peores rendimientos en la función de equilibrio estático y dinámico que los que no habían padecido ninguna, hecho ya constatado en algunas investigaciones previas (Overstall et al., 1977; Overstall, 1978; Fernie et al., 1982; Campbell et al., 1989; Crosbie et al. 1989; Iverson et al., 1990; Maki et al., 1990; Meldrum y Finn, 1993).

Los cambios observados entre el pretest y postest nos inducen a pensar que el programa de intervención ha podido resultar más eficaz entre los participantes con peores rendimientos iniciales, es decir los participantes con historial previo de caídas, pero se trata de una mera especulación que no pudo ser sometida a prueba dado el tamaño del grupo específico. En cualquier caso, algunos estudios previos sí han mostrado esto que venimos comentando; a saber, que los participantes con peores mediciones iniciales son los que presentan mayor grado de mejora (Büchle et al., 1984; Judge, Lindsey et al., 1993; Seidler y Martin, 1996).

Por esta razón, resulta obvia la necesidad de realizar una futura investigación longitudinal que valore si un programa de carácter específico, similar a éste, produce una

mejora apreciable en el equilibrio estático y dinámico en los participantes con historial de caídas. Y por otra parte, si esta mejora puede reducir el número de caídas en años posteriores.

3.5.4. Inactividad física

Es un hecho constatado que los participantes activos muestran mejores rendimientos de equilibrio que los participantes inactivos (Brown y Mishica, 1982; Rikli y Busch, 1986; Manchester et al., 1989). Sin embargo, faltan estudios que demuestren a qué velocidad se produce este deterioro entre las personas que no realizan ejercicio físico. En nuestra quinta hipótesis hemos querido comprobar si en un período de ocho meses se produce un deterioro significativo entre los participantes que no participaban en ningún programa de ejercicio físico.

Los resultados muestran que el grupo de control no empeora significativamente en ninguna de las pruebas de equilibrio transcurridos ocho meses. Consideramos así, que este período no ha sido suficiente para mostrar un deterioro evidente del equilibrio entre los participantes inactivos. Esto contrasta con los resultados obtenidos por Lord y Castell (1994), quienes encontraron que los participantes del grupo control mostraban peores resultados tras 22 semanas, si bien, esto solo se observó en la prueba de equilibrio de mayor dificultad.

Hubiese resultado deseable un seguimiento más prolongado de los participantes, aunque el hecho de que llevasen a cabo diferentes actividades organizadas por el

Ayuntamiento y con matrícula de carácter anual, dificultaba contactar con estos mismos participantes de un año para otro.

En vista de todo esto, resulta de indudable interés una investigación longitudinal que observe y compare el deterioro que se produce en la función de equilibrio entre personas con diferente nivel de actividad física y dependencia de terceros.

3.5.5. Instrumentos de medición

Los instrumentos de medición empleados en esta investigación han pretendido salvar algunos de los inconvenientes considerados por otros autores, tales como la falta de sensibilidad de la prueba o la complejidad y coste que suponen los tests de laboratorio. Además, al igual que en otros estudios (Stones y Kozma, 1987; Sauvage et al., 1992; Lord et al., 1993), se comprobó la notable fiabilidad de los diferentes tests empleados (véase Anexo III, 3.18).

De cara a comparar los efectos del programa de ejercicio en función de la dificultad de la prueba, en este estudio se han empleado dos medidas diferentes del rendimiento en la barra de equilibrio para evaluar tanto el equilibrio estático como el dinámico. Una barra de 3,5 cm de ancho y la otra de 4,5 cm. Como hemos apreciado en los resultados de la sexta hipótesis no se han encontrado diferencias significativas entre los grupos experimentales en ninguna de las pruebas. Quizás la diferencia en la anchura de la barra, de 1 cm, puede haber resultado insuficiente para provocar diferencias en los rendimientos.

Hemos encontrado algún estudio que muestra que pruebas de más difícil ejecución son las que marcan mayores diferencias entre los grupos (Lichtenstein et al., 1989; Ledin et al., 1990; Lord y Castell, 1994). Sin embargo, en estos casos se comparaban participantes activos e inactivos a diferencia de nuestro caso, en que ambos grupos eran activos. Una posible explicación es que quizás la dificultad de ejecución de todos nuestros tests era muy alta, aspecto que fue comentado por los participantes en esta investigación, aunque ésto no supuso ningún riesgo en la ejecución.

Finalmente, podría plantearse la conveniencia de haber empleado una batería más amplia de tests, como la desarrollada por Hernández (1993), que valorase la influencia de otros sistemas sensoriales u otras vías de información del equilibrio, como la visual (test con ojos cerrados) o vestibular (test moviendo la cabeza). En nuestro caso, sin embargo, no resultó posible alargar aún más la ya prolongada duración de las evaluaciones, por lo que se sugiere como algo a tener en cuenta de cara a posteriores investigaciones.

3.6. CONCLUSIONES

Las conclusiones que podemos extraer a partir de los resultados obtenidos son las siguientes:

1. El programa de ejercicio específico de ocho meses de duración, con objetivos claramente identificados sobre los diferentes sistemas que actúan en el equilibrio, se mostró eficaz en la mejora del equilibrio estático y dinámico en comparación con el grupo de control.
2. El programa de ejercicio específico de ocho meses de duración se mostró superior al programa de tipo genérico en las pruebas dinámicas, aunque estas diferencias no llegaron a ser estadísticamente significativas.
3. Cuatro meses de intervención con el programa específico fueron suficientes para producir mejoras significativas en el equilibrio dinámico, pero no en el equilibrio estático. En este último fueron necesarios ocho meses para apreciar mejoras estadísticamente significativas.
4. No se apreciaron diferencias significativas en la mejora del equilibrio estático y dinámico en relación con la edad. Así pues, la edad no parece afectar a la capacidad de mejora con el programa específico.
5. Tras la intervención, en el grupo específico no se observaron diferencias de rendimiento en el equilibrio en función del historial de caídas previo al programa. La correlación negativa encontrada en el pretest en todas las pruebas, es decir a mayor número de caídas peor rendimiento en el equilibrio, desapareció tras la aplicación del programa. Esto supone que el historial de caídas previo no pareció limitativo de la capacidad de mejora de dichos parámetros.

6. No se apreció deterioro significativo del equilibrio en el grupo control transcurridos ocho meses.
7. No se apreciaron efectos diferenciados del programa entre los grupos experimentales en función de la dificultad de la prueba. Se comprobó que ninguna prueba se mostró más sensible en la detección de diferencias en los rendimientos.
8. No se observó asociación alguna entre las mejoras obtenidas en el equilibrio estático y el equilibrio dinámico, lo que parece indicar que el programa específico pudo provocar un efecto distinto sobre cada variable o sobre alguno de los componentes que intervienen en el equilibrio.
9. No se observó asociación alguna entre las mejoras obtenidas en el equilibrio (estático y equilibrio dinámico) y el tiempo de reacción, lo que podría suponer que el sistema central se vio menos beneficiado por el programa específico que el sistema sensorial o el sistema motor.

Como conclusión final de este estudio podemos decir que un programa específico de equilibrio orientado fundamentalmente a la estimulación de los sistemas implicados en el control del equilibrio (sensorial, central y neuromuscular), realizado con una frecuencia de tres veces por semana, en sesiones de 1 hora, y de una duración total de 8 meses, produce mejoras significativas en el equilibrio estático y dinámico en comparación con un grupo de control inactivo, mostrando así su potencial efecto sobre el enlentecimiento del deterioro del equilibrio en este grupo de edad. En comparación con un grupo de intervención genérico se muestra superior en las pruebas dinámicas, aunque estas diferencias no llegan a ser estadísticamente significativas.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Alexander, N. (1995). Papel de la tecnología en la evaluación del control postural del anciano. En B. Vellas; C. Lafont; M. Allard; y J.L. Albarade (eds.). *Trastornos de la postura y riesgos de caída. Del envejecimiento satisfactorio a la pérdida de autonomía* (pp. 29-35). Barcelona: Glosa.
- Amblard, B. y Carblanc, A.J. (1976). Role de l'information visuelle du mouvement dans le maintien de l'équilibre postural chez l'homme. *Agressologie, 17c*, 25-35.
- Amblard, B. y Carblanc, A.J. (1980). Role of foveal and peripheral visual information in maintenance of postural equilibrium in man. *Perception and Motor Skills, 51*, 903-912.
- American College of Sport Medicine (ACSM) (1995). *Guidelines for exercise testing and prescripción* (5th edition). Philadelphia: Williams y Wilkins.
- Anacker, S. y Di Fabio, R. (1992). Influence of sensory inputs on standing balance in community-dwelling elders with a recent history of falling. *Physical Therapy, 72*, 575-582.
- Aniansson, A., Hedberg, M., Henning, G. y Grimby, G. (1986). Muscle morphology, enzymatic activity and muscle strength in elderly men: a follow-up study. *Muscle Nerve, 9*, 585-591.
- Aniansson, A., Rundgren, A. y Sperling, L. (1980). Evaluation of functional capacity in activities of daily living in 70 years old men and women. *Scandinavian Journal Rehabilitative Medicine, 12*, 145-154.
- Aniansson, A., Sperling, L., Rundgren, A. y Lehnber, E. (1983). Muscle function in 75-years-old men and women. A longitudinal study. *Scandinavian Journal of Medicine and Science, Suppl. 9*, 92-102.
- Aniansson, A., Zetterberg, C. y Hedberg, M. (1984). Impaired muscle function with aging: a background factor in the incidence of fractures of the proximal end of the femur. *Clinic Orthopedic, 191*, 192-210.
- Anshel, M. (1989). An information processing approach for teaching motor skills to the elderly. En A.C. Ostrow (ed.). *Aging and motor behavior* (pp. 285-303). Indianapolis, Indiana: Benchmark Press, Inc.
- Ansarah, V.W. (1991). Aptidao funcional na terceira idade. Rio Claro, Brazil: Universidade Estadual Paulista.
- Aoyagi, Y. y Shephard, R.J. (1992). Aging and muscle function. *Sports Medicine, 14*, 376-396.
- Appenzeller, O., Imarisio, J. y Gilbert, J. (1966). The effects of the age and neurological disease on the ankle jerk. *Archives of Neurology, 15*, 147-150.
- Avlund, K., Schroll, M., Davidsen, M., Lovborg, B. y Rantanen, T. (1994). Maximal isometric muscle strength and functional ability in daily activities among 75-year-

- old men and women. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 4 (1), 32-40.
- Barry, A.J., Steinmetz, J.R., Page, H.F. y Rodahl, K. (1966). The effects of physical conditioning on older individuals: I Work capacity, respiratory-circulatory function and work electrocardiogram. *Journal of Gerontology*, 21, 182-191.
- Bassett, C., McClamrock, E. y Schmelzer, M. (1982). A 10-week exercise program for senior citizens. *Geriatric Nursing*, 3, 103-105.
- Bassey, E., Fiatarone, M.A., O'Neill, E., Kelley, M., Evans, W.J. y Lipsitz, L. (1992). Leg extensors power and functional performance in very old men and women. *Clinic Science*, 82, 321-327.
- Baylor, A. (1990). Plasticity and exercise effects on aging motor function. En M.H. Woollacott y A. Shumway-Cook (eds.). *Posture and Gait* (pp. 202-225). Columbia: University of South Carolina Press.
- Baylor, A. y Spirduso, W.W. (1988). Systematic aerobic exercise and components of reaction time in older women. *Journal of Gerontology* 43, 121-126.
- Belal, A. y Glorig, A. (1986). Dysequilibrium of ageing (presbyastasis). *The Journal of Laryngology and Otology*, 100, 1037-1041.
- Belenkii, V., Gurfinkel, V., y Paltsev, Y. (1967). Elements of control of voluntary movements. *Biofizica*, 12, 135-141.
- Belsky, J. (1996). Sentidos y respuesta al entorno. *Psicología del envejecimiento. Teoría, investigaciones e intervenciones* (pp. 77-107). Barcelona: Masson, S.A.
- Berg, R.L., Cassells, J.S. (eds.) (1992). Caídas de las personas de edad avanzada. Factores de riesgo y prevención. *Los segundos 50 años. Promover la salud y prevenir la incapacidad* (pp. 275-304). Barcelona: Ancora, S.A. (Trabajo original publicado en 1990).
- Berg, R.L., Cassells, J.S. (eds.) (1992). *Los segundos 50 años. Promover la salud y prevenir la incapacidad*. (Clever Instruments Trad.). Barcelona: Ancora, S.A. (Trabajo original publicado en 1990).
- Berg, W., Alessio, H., Mills, E., y Tong, C. (1997). Correlates of recurrent falling in independent community-dwelling older adults. *Journal of Motor Behavior*, 29 (1), 5-16.
- Berg, W. y Lapp, B. (1998). The effect of a practical resistance training intervention on mobility in independent, community-dwelling older adults. *Journal of Aging and Physical Activity*, 6 (1), 18-35.
- Binder, E., Brown, M., Craft, S., Schetchman, K., y Birge, S. (1994). Effects of a group exercise program on risk factors for falls in frail older adults. *Journal of Aging and Physical Activity*, 2, 25-37.

- Birge, S. (1993). Factors contributing to falls and fractures. En H.M. Perry; J.E. Morley; y R.M. Coe (eds.). *Aging and musculoskeletal disorders* (pp. 101-122). New York: Springer.
- Birren, J. (1947). Vibratory sensitivity in the aged. *Journal of Gerontology*, 2, 267-268.
- Birren, J., Woods, A., y Williams, M. (1979). Speed of behavior as an indicator of age changes and the integrity of the nervous system. En F. Hoffmeister y Müller (eds.). *Brain function in old age*, (pp. 10-44). Berlin: Springer-Verlag.
- Black, F. (1985). Vestibulospinal function assessment by moving platform posturography. *American Journal of Otolaryngology*, 6, 39-46.
- Black, F., Wall, C., Rockette, H., y Kitch, R. (1982). Normal subject postural sway during the Romberg Test. *American Journal of Otolaryngology*, 3, 309-318.
- Black, S.E., Maki, B.E., y Fernie, G.R. (1993). Aging, imbalance and falls. En J.A. Sharpe y H.O. Barber (eds.). *The vestibulo-ocular reflex and vertigo* (pp. 317-335). New York: Raven Press.
- Blumenthal, J., Emery, C., Madden, D., Coleman, R., Riddle, M., Mckee, D., Reasoner, y J., Williams, R. (1989). Cardiovascular and behavioral effects of aerobic exercise training in healthy older men and women. *Journal of Gerontology*, 44, M147-M157.
- Bohannon, R., Andrews, A., y Thomas, R. (1996). Walking speed: reference values and correlates for older adults. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 24 (2), 86-90.
- Bohannon, R., Larkin, P. A., Cook, A., Gear, J., y Singer, J. (1984). Decrease in timed balance test scores with aging. *Physical Therapy*, 64 (7), 1067-1070.
- Bolton, C., Winkelman, M., y Dyck, P. (1966). A quantitative study of Meissner's corpuscle in man. *Neurology*, 16, 1-9.
- Booth, F.W, Weeden, S.H, y Tseng, B.S. (1994). Effect of aging on human skeletal muscle and motor function. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 26, 556-560.
- Bortz, W. (1982). Disuse and aging. *Journal of the American Medical Association*, 248, 1203-1208.
- Brandon, L.J., Boyette, L.W., Gaasch, D.A., y Lloyd, A. (2000). Effects of lower extremity strength training on functional mobility in older adults. *Journal of Aging and Physical Activity*, 8, 214-227.
- Brandt, T., Büchele, W., y Krafczyk, S. (1986). Training effects on experimental postural instability: A model for clinical ataxia therapy. En C. Bles, y T. Brandt, (eds.). *Disorders of posture and gait* (pp. 353-365). Amsterdam: Elsevier.

- Brandt, T., Krafczyk, S., y Malsbenden, I. (1981). Postural imbalance with head extension: improvement by training as a model for ataxia therapy. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 374, 636-649.
- Brandt, T. y Paulus, W. (1990). Postural retraining in exceptional populations. En M.H. Woollacott y A. Shumway-Cook (eds.). *Posture and gait* (pp. 299-319). Colombia: University of South Carolina Press.
- Briggs, R.C.; Grossman, M.R., Birch, R. Drews, J.E. y Shaddeau, S.A. (1989). Balance performance among noninstitutionalized elderly women. *Physical Therapy*, 69, 748-756.
- Brocklehurst, J., Robertson, D., y James-Groom, P. (1982). Clinical correlates of sway in old age. *Age and Ageing*, 11, 1-10.
- Brown, M. y Mishica, G. (1982). Effect of habitual activity of age-related decline in muscular performance: A study of master athletes. Abstract publicado en *The Gerontologist*, 29, 275A.
- Bruner, A. y Norris, T. (1971). Age related changes in caloric nystagmus. *Acta Otolaryngology*, 282, 5-24.
- Bücheler, W., Knaup, H., y Brandt, T. (1984). Time course of training effects on balancing on one foot. *Acta Otolaryngology*, Suppl. 406, 140-142.
- Buchner, D.M., Beresford, S., Larson, E., La Croix, A y Wagner, E. (1992). Effects of physical activity on health status in older adults II: intervention studies. *Annual Reviews of Public Health*, 13, 469-488.
- Buchner, D.M., Cress, M., Wagner, W., Delateur, B., Price, R y Abrass, I. (1993). The Seattle FICSIT/MOVEIT study: the effect of exercise of gait and balance in older adults. *Journal of the American Geriatrics Society*, 41, 321-325.
- Buchner, D.M., Hornbrook, M., Kutner, N., Tinetti, M.E., Ory, M., Mulrow, C., Schechtman, K., Gery, M., Fiatarone, M.A., Wolf, S.L., Rossiter, J., Arfken, C., Kanten, K., Lipsitz, L., Sattin, R., Denino, L, y the FICSIT group (1993). Development of the common data base for the FICSIT trials. *Journal of the American Geriatrics Society*, 41 (3), 297-308.
- Buchner, D.M., Larson, E., Wagner, E., Koepsell, T. y Delateur, B. (1996). Evidence for a non-linear relationship between leg strength and gait speed. *Age and Ageing*, 25, 386-391.
- Buckwalter, J.A., Woo, S.L., Goldberg, V.M., Hadley, E.C., Booth, F., Oegema, T.R., y Eyre, D.R. (1993). Current concepts review. Soft-tissue aging and musculoskeletal function. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 75(A10), 1533-1548.

- Campbell, A.J, Borrie, M., y Spears, G. (1989). Risk factors for falls in a community-based prospective study of people 70 years and older. *Journal of Gerontology*, 44 (4), 112-117.
- Campbell, A.J, Robertson, M.C., Gardner, M.M., Norton, R.N., Tilyard, M. y Buchner, D.M. (1997). Randomised controlled trial of a general practice programme of home based exercise to prevent falls in elderly women. *British Medical Journal*, 315, 1065-1069.
- Campbell, D. y Stanley, J. (1978). Diseños experimentales y cuasiexperimentales en la investigación social. Buenos Aires: Amorroutu (2ª reimpresión en castellano).
- Carel, R., Korczyn, A., y Hochberg, Y. (1979). Ages and sex dependency of the Achilles tendon reflex. *American Journal of the Medical Sciences*, 278, 57-63.
- Chandler, J., Duncan, P., Kochersberg, M., y Studenski, S. (1998). Is lower extremity strength gain associated with improvements in physical performance and disability in frail, community-dwelling elders?. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 79, 24-30.
- Chandler, J., Duncan, J., y Studenski, S. (1990). Balance performance on the postural stress test: Comparisons of young adults, healthy elderly, and fallers. *Physical Therapy*, 70, 410-415.
- Charette, S., Mcevoy, L., Pyka, G., Snow-Harter, C., Guido, D., Wiswell, R., y Marcus, R. (1991). Muscle hypertrophy response to resistance training in older women. *Journal of Applied Physiology*, 70, 1912-1916.
- Charness, N. y Bosman, E. (1990). Human factors and design for older adults. En J.M. Birren y W.S. Schaie (eds.). *The psychology of aging* (pp. 446-463). San Diego, California: Academic Press, Inc.
- Chodzko-Zajko, W. (1994). Experimental design and research methodology in aging: implications for research and clinical practice. *Journal of Aging and Physical Activity*, 2 (4), 360-372.
- Chow, R., Harrison, J., y Notarius, C. (1987). Effect of two randomized exercise programmes on bone mass of healthy postmenopausal women. *British Journal of Medicine*, 295, 1441-1444.
- Clark, B., Wade, M., Massey, B., y Van Dyke, R. (1975). Response of institutionalized geriatric mental patients to a twelve-week program of regular physical activity. *Journal of Gerontology*, 30, 565-573.
- Clarkson, P. (1978). The relationship of age and level of physical activity with the fractionated components of patellar reflex time. *Journal of Gerontology*, 33, 650-656.
- Clarkson, P. y Kroll, W. (1978). Practice effects on fractionated response time related to age level. *Journal of Motor Behavior*, 10 (4), 275-286.

- Cohen, A.H., Blatchly, C.A. y Gombash, L.L. (1993). A study of the clinical test of sensory interaction and balance. *Physical Therapy*, 73 (6), 346-354.
- Cordo, P. y Nashner, L. (1982). Properties of postural adjustments associated with rapid arm movements. *Journal of Neurophysiology*, 47, 287-302.
- Craik, R. (1990). Changes in locomotion in the aging adult. En M.H. Woollacott y A. Shumway-Cook (eds.). *Development of posture and gait across the life span* (pp. 177-205). Columbia: University of South Carolina Press.
- Crilly, R., Willems, D., Trenholm K., Hayes, K. y Delaquerrière-Richardson, L. (1989). Effects of exercise on postural sway in the elderly. *Journal of Gerontology*, 35, 137-143.
- Crosbie, W., Nimmo, M., Banks, M., Brownlee, M. y Meldrum, F. (1989). Standing balances responses in two populations of elderly women. *Archives of Physical Medicine Rehabilitation*, 70, 751-754.
- Dargent-Molina, P., Favier, F., Grandjean, H., Baudoin, C., Schott, A., Hansherr, E., Meunier, P. y Bréart, G. (1996). Fall-related factors and risk of hip fracture: the Epidos prospective study. *The Lancet*, 348, 145-149.
- Davies, C., Thomas, D., y White, M. (1986). Mechanical properties of young and elderly human muscle. *Acta Médica Scandinavica*, Suppl. 711, 219-226.
- DeVries, H. (1979). Tips of prescribing exercise regimens for your older patient. *Geriatrics*, 79 (April), 75-81.
- De Witt, G. (1972). Optic versus vestibular and proprioceptive impulses measured by posturometry. *Aggressologie*, 13 (b), 75-79.
- Debu, B., Werner, L., y Woollacott, M. (1990). Influence of athletic training on postural stability. En M.H. Woollacott y A. Shumway-Cook (eds.). *Posture and Gait* (pp. 280-297). Columbia: University of South Carolina Press.
- Diener, H.C., Dichgans, J., Bruzek, W., y Selinka, H. (1982). Stabilization of human posture during induced oscillations of the body. *Experimental Brain Research*, 45, 126-132.
- Diener, H.C., Dichgans, J., Guschlbauer, B. y Man, H. (1984). The significance of proprioception on postural stabilization as assessed by ischemia. *Brain Research*, 296, 103-109.
- Díez, A., Puig, J., Martínez, M., Guelar, A., Cucurull, J., Mellibovsky, L., y Vivancos, J. (1989). Aproximación a los costes de la fractura osteoporótica de fémur en España. *Medicina Clínica*, 92, 721-723.
- Dornan, J., Fernie, G., y Holliday, P. (1978). Visual inputs: its importance in the control of postural sway. *Archives of Physical Medicine Rehabilitation*, 59, 586-591.

- Duncan, P., Studenski, S., Chandler, J., y Prescott, B. (1992). Functional reach: predictive validity in a sample of elderly male veterans. *Journal of Gerontology*, 47 (3), M 93-98.
- Duncan, P., Weiner, D., Chandler, J. y Studenski, S. (1990). Functional reach: A new clinical measure of balance. *Journal of Gerontology*, 45, M 192-197
- Dustman, R., Ruhling, R., Russell, E., Shearer, D., Bonekat, H., Shigeoka, J., Wood, J. y Bradford, D. (1984). Aerobic exercise training and improvement neuropsychological function of older individuals. *Neurobiology of Aging*, 5, 35-42.
- Duthie, E. (1989). Falls. *Geriatric Medicine*, 73, 1321-1336.
- Eklund, G. (1973). Further studies of vibration-induced effects on balance. *Uppsala Journal of Medicine Science*, 78, 65-72.
- Emes, C. (1979). The effects of a regular program of light exercise on seniors. *International Journal of Sport Medicine and Physical Fitness*, 19, 185-190.
- Era, P. (1988). Posture control in the elderly. *International Journal of Technology and Aging*, 1 (2), 166-179.
- Era, P. y Heikkinen, E. (1985). Postural sway during standing and unexpected disturbances of balance in random samples of men of different ages. *Journal of Gerontology*, 40 (3), 287-295.
- Essen-Gustavsson, B. y Borges, O. (1986). Histochemical and metabolic characteristics of human skeletal muscle in relation to age. *Acta Physiologica Scandinavica*, 126, 107-114.
- Fansler, C., Poff, C., y Shephard, K. (1985). Effects of mental practice on balance in elderly women. *Physical Therapy*, 65, 1332-1337.
- Fernie, G., Gryfe, C., Holliday, P., y Llewellyn, A. (1982). The relationship of postural sway in standing to the incidence of falls in geriatric subjects. *Age and Ageing*, 11, 11-16.
- Fernie, G. y Holliday, P. (1978). Postural sway in amputees and normal subjects. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 60, 895-898.
- Ferrandez, A., Pailhouse, J., y Durup, M. (1990). Slowness in elderly gait. *Experimental Aging Research*, 16, 79-89.
- Ferrucci, L., Guralnik, J.M., Buchner, D.M., Kasper, J., Lamb, S., Simonsick, E. Corti, M. Bandeen-Roche, K. y Friend, L. (1997). Departures from linearity in the relationship between measures of muscular strength and physical performance of the lower extremities: the Women's Health and Aging Study. *Journal of Gerontology*, 52 (A), M257-M285.

- Fiatarone, M.A., Marks, E.C., Ryan, N., Meredith, C.N., Lipsitz, L.A. y Evans, W.J. (1990). High-intensity strength training in nonagenarians. *Journal of the American Medical Association*, 263, 3029-34.
- Fiatarone, M.A., O'Neill, E., Doyle, N., Clements, K., Roberts, S., Kehayias, J., Lipsitz, L. y Evans, W.J. (1993). The Boston FICSIT study: the effects of resistance training and nutritional supplementation on physical frailty in the oldest old. *Journal of the American Geriatrics Society*, 41, 333-337.
- Fiatarone, M.A., O'Neill, E., Ryan, N., Clements, K., Solares, G., Nelson, M., Roberts, S., Kehayias, J., Lipsitz, L. y Evans, W.J. (1994). Exercise training and nutritional supplementation for physical frailty in very elderly people. *New England Journal of Medicine*, 330, 1769-1775.
- Fiebert, I. y Brown, E. (1979). Vestibular stimulation to improve ambulation after a cerebral vascular accident. *Physical Therapy*, 59, 423-426
- Frontera, W., Meredith, C., O'Reilly, K., Knuttgen, H., y Evans, W.J. (1988). Strength conditioning in older men: skeletal muscle hypertrophy and improved function. *Journal of Applied Physiology*, 64, 1038-1044.
- Gabell, A. y Nayak, U. (1984). The effect of age on variability in gait. *Annual of Gerontology*, 39, 662-666.
- Gabell, A., Simons, M., y Nayak, U. (1985). Falls in the healthy elderly: Predisposing causes. *Ergonomics*, 28 (7), 965-975.
- Gardner, M., Robertson, M., y Campbell, A. (2000). Exercise in preventing falls and fall related injuries in older people: a review of randomised controlled trials. *British Journal of Sport Medicine*, 34,7-17.
- Gehlsen, G. y Whaley, M. (1990). Falls in the elderly: Part II. Balance, strength, and flexibility. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 71, 739-741.
- Goggin, N. y Arbogast, R. (1997). Postural sway characteristics of older adult participants in a strength training program. *Journal of Aging and Physical Activity*, 5, 369.
- González, A.M. (1998). Problemas conceptuales y metodológicos de la investigación en ejercicio físico, salud y calidad de vida. *Kirola Ikertuz*, 15, 5-9. Vitoria. Instituto Vasco de Educación Física.
- Gottsdanker, R. (1980). Aging and the use of advance probability information. *Journal of Motor Behavior*, 12, 133-143.
- Gottsdanker, R. (1982). Age and simple reaction time. *Journal of Gerontology*, 37, 342-348.
- Graafmans, W., Ooms, M., Hofstee, H., Bezemer, P., Bouter, L. y Lips, P. (1996). Falls in the elderly: a prospective study of risk factor profiles. *American Journal of Epidemiology*, 143, 1129-1136.

- Grabiner, M. y Enoka, R. (1995). Changes in movement capabilities with aging. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 23, 65-104.
- Graybiel, A. y Fregly, A. (1966). A new quantitative ataxia test battery. *Acta Otolaryngologica (Stockholm)*, 61, 292-312.
- Grimby, G. (1988). Physical activity and effects of muscle training in the elderly. *Annals of Clinical Research*, 20, 62-66.
- Grimby, G., Saltin, B. (1983). The ageing muscle. *Clinical Physiology*, 3, 209-218.
- Gryfe, C., Amies, A., y Ashley, M. (1977). A longitudinal study of falls in an elderly population. I. Incidence and morbidity. *Age and Ageing*, 6, 201-210.
- Guimaraes, R. e Isaacs, B. (1980). Characteristics of the gait in old people who fall. *International Rehabilitation Medicine*, 2, 177-180.
- Gurfinkel, V. (1973). Muscle afferentation and postural control in man. *Agressologie*, 14 (C), 1-8.
- Gutman, G., Herbert, C. y Brown, S. (1977). Feldenkrais versus conventional exercises for the elderly. *Journal of Gerontology*, 32, 562-572.
- Guyton, A. (1980). *Tratado de Fisiología Médica*. Madrid: Interamericana.
- Hagberg, J. (1994). Physical activity, fitness, health and aging. En C. Bouchard; R.J. Shephard; y T. Stephens (eds.). *Physical activity, fitness, and health. International proceedings and consensus stament* (pp. 993-1005). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Haines, R. (1974). Effects of bed rest and exercise on body balance. *Journal of Applied Physiology*, 36, 323-327.
- Hall, C. y Jensen, J. (1997). The relationship between muscle onset latencies and balance control. *Journal of Aging and Physical Activity*, 5, 369.
- Hamdy, R., Beamer, J., Whalen, K. y Moore, S. (1999). The effects of aging on sway, balance control, and postural reflex in healthy and physically fit. Abstracts for the 5th World Congress on Physical Activity, Aging, and Sport. *Journal of Aging and Physical Activity*, 7, 251-335.
- Hasselkus, B. y Shambes, G. (1975). Aging and postural sway in women. *Journal of Gerontology*, 30, 662-667.
- Hayasi, H., Okada, K., Hamada, M., Tada, K., y Veno, R. (1987). Etiologic factors in myelopathy. A radiographic evaluation of the aging changes in the cervical spine. *Clinic Orthopedic*, 214, 200-209.

- Hecker, H.C., Haug, C.O., y Herndon, J.W. (1974). Treatment of vertiginous patients using Cawthorne's vestibular exercises. *Laryngoscope*, 84, 2065-2072.
- Heitmann, D., Gossman, M., Shaddeau, S., y Jackson, J. (1989). Balance performance and step in noninstitutionalized, elderly, female fallers and nonfallers. *Physical Therapy*, 69 (11), 923-931.
- Hernández, J. (1991). Modelos conceptuales en el comportamiento del equilibrio humano. Praxis motriz. *Apunts: Educación Física i Esport*, 25, 15-26.
- Hernández, J. (1993). Valoración de las diferentes dimensiones del equilibrio humano. Tesis Doctoral. Universidad de Barcelona Institut Nacional d' Educació Física de Catalunya. Barcelona.
- Hernández, J. (1995). Propuesta de tareas motrices en el sujeto con torpeza motriz. *Torpeza Motriz. Un modelo para la adaptación curricular* (217-244). Barcelona. EUB.
- Hindmarsh, J. (1989). Falls in older person; Causes and interventions. *Archives of Internal Medicine*, 149, 2217-2222.
- Hirsch, M., Rider, R., Toole, T., Scott, E., Ratliffe, T., y Maitland, C. (1997). Effect of strength and balance training on balance in persons with Parkinson's disease. *Journal of Aging and Physical Activity*, 5, 373.
- Hong, Y. (1999). Balance control and leg muscle strength among older long-term Tai-Chi practitioners. A cross sectional comparison. Abstracts for the 5th World Congress on Physical Activity, Aging, and Sport. *Journal of Aging and Physical Activity*, 7, 251-335.
- Hong, Y., Li, J.X., y Robinson, P.D. (2000). Balance control, flexibility, and cardiorespiratory fitness among older Tai-Chi practitioners. *British Journal of Sport Medicine*, 34, 29-34.
- Hopkins, D., Murrah, B., Hoeger, W., y Rhodes, R. (1990). Effect of low impact aerobic dance on the functional fitness of elderly women. *The Gerontologist*, 30, 189-192.
- Horak, F. (1992). Effects of neurological disorders on postural movements strategies in the elderly. En: M. Vellas; L. Toupet; J. Rubenstein; Y. Albarade; y Y.Christen (eds.). *Falls, balance and gait disorders in the elderly* (pp. 137-151). Amsterdam: Elseviere.
- Horak, F. y Nashner, L. (1986). Central programming of postural movements: Adaptation to altered support surface configurations. *Journal of Neurophysiology*, 55, 1369-1381.
- Horak, F., Mirka, A., y Shupert, C. (1990). The role of peripheral vestibular disorders in postural dyscontrol in the elderly. En M.H. Woollacott y A. Shumway-Cook (eds.). *Posture and Gait* (pp. 253-279). Colombia: University of South Carolina Press.

- Horak, F., Shupert, C., y Mirka, A. (1989). Components of postural dyscontrol in the elderly: a review. *Neurobiology of Aging*, 10, 147-156.
- Hornbrook, M., Stevens, V., y Wingfield, D. (1993). Senior's program for injury control and education. *Journal of the American Geriatrics Society*, 41, 309-314.
- Hornbrook, M., Stevens, V., Wingfield, V., Hollis, J., Greenlick, M., y Ory, M. (1994). Preventing falls among community-dwelling older persons: Results from a randomized trial. *The Gerontologist*, 34, 16-23.
- Horvath, T. y Davis, K. (1990). Central nervous system disorders in aging. En E.L. Schneider y J.F. Rowe (eds.). *Handbook of the Biology of Aging* (pp. 306-329). San Diego, California: Academic Press.
- Hu, M. y Woollacott, M. H. (1992). A training program to improve standing balance under different sensory conditions. En M. H. Woollacott y F. Horak (eds.). *Posture and Gait: Control Mechanisms. XI International Symposium of the Society for Postural and Gait research* (pp. M52-M61). Portland: University of Oregon.
- Hu, M. y Woollacott, M. H. (1994). Multisensory training of standing balance in older adults. I. Postural stability and one-leg stance balance. *Journal of Gerontology*, 49, M52-M61.
- Hwang, P. y Reinsch, S. (1994). Muscular strength assessments for older adults in the community. *Physical and Occupational Therapy in Geriatrics*, 12 (2), 27-35.
- Imms, F. y Edholm, O. (1979). The assessment of gait and mobility in the elderly. *Age and Ageing*, suppl. 8, 261-267.
- Imms, F. y Edholm, O. (1981). Studies of gait and mobility in the elderly. *Age and Ageing*, 1 (3), 147-156.
- Inglin, B. y Woollacott, M. H. (1988a). Anticipatory postural adjustments associated with reaction time arm movements: a comparison between young and old. *Journal of Gerontology*, 43, M105-M113.
- Inglin, B. y Woollacott, M. H. (1988b). Age-related changes in anticipatory postural adjustments associated with arm movements. *Journal of Gerontology*, 43 (4). M105-M113.
- Isaacs, B. (1985). Clinical and laboratory studies of falls in old people: Prospects for prevention. *Clinics in Geriatrics Medicine*, 1 (3), 513-524.
- Isaacs, B. (1995). Prevención de caídas en los ancianos. En B. Vellas; C. Lafont; M. Allard; y J.L. Albarade (eds.). *Trastornos de la postura y riesgos de caída. Del envejecimiento satisfactorio a la pérdida de autonomía* (pp 7-14). Barcelona: Glosa.

- Iverson, B., Gossman, M., Shaddeau, S., y Turner, M. (1990). Balance performance, force production, and activity levels in noninstitutionalized men 60 to 90 years of age. *Physical Therapy*, 70, 348-355.
- Izquierdo, M., Aguado, X., González, R., López, J., y Häkkinen, K. (1999). Maximal and explosive force production capacity and balance performance in men of different ages. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 79, 260-267.
- Jaglal, S., Kreiger, N., y Darlington, G. (1993). Past and recent physical activity and risk of hip fracture. *American Journal of Epidemiology*, 138, 107-118.
- Jeandel, C. Y Vuillemin, A. (2000). Effets des activités physiques sur le contrôle postural chez le sujet âgé. *Science et Sport*, 15, 187-193.
- Jette, A., Branch, L., y Berlin, J. (1990). Musculoskeletal impairments and physical disablement among the aged. *Journals of Gerontology: Medical Science*, 45 (M), 203-208
- Jiménez, M., Pérez, J., Pedrosa, J., y Gutiérrez, A. (1990). La educación propioceptiva como medio de mejora de la coordinación dinámica general, evaluada a través de diferentes test de equilibrio. *Apunts: Educació Física i Esport*, 19, 17-20.
- Jirovec, M. (1991). The impact of daily exercise on the mobility, balance and urine control of cognitively impaired nursing home residents. *International Journal of Nursing Studies*, 28, 145-151.
- Johansson, G. y Jarlno, G. (1991). Balance training in 70 year old women. *Physiotherapy Theory and Practice*, 7, 121-125.
- Johnson, B., Miao, M., y Sadum, A. (1987). Age-related decline of human optic nerve. *Age*, 10, 5-9.
- Judge, J., Lindsey, C., Underwood, M., y Winsemius, D. (1993). Balance improvements in older women: effects of exercise training. *Physical Therapy*, 73 (4), 254-265.
- Judge, J., Underwood, M., y Gennosa, T. (1993). Exercise to improve gait velocity in older persons. *Archives of Physical Medicine Rehabilitation*, 74, 400-406.
- Judge, J., Whipple, R., y Wolfson, L.I. (1994). Effects of resistive and balance exercises on isokinetic strength in older persons. *Journal of the American Geriatrics Society*, 42, 937-946.
- Kallinen, M. y Markku, A. (1995). Aging, physical activity and sports injuries. *Sports Medicine*, 20 (1), 41-52.
- Katz, S., Ford, A., Moskowitz, R., Jackson, B., y Jaffe (1963). Studies of illness in the aged. The index of ADL: standardized measure of biological and psychosocial function. *Journal of the American Medical Association*, 185 (12), 94-99.

- Kline, D. y Szafran, J. (1975). Age differences in backward monoptic visual noise masking. *Journal of Gerontology*, 30, 307-311.
- Kokmen, E. (1978). Quantitative evaluation of joint motion sensation in an aging population. *Journal of Gerontology*, 33, 62-67.
- Kokmen, E., Bossemeyer, R.W., Barney, J., y Williams, W.J. (1977). Neurological manifestations of aging. *Journal of Gerontology*, 32, 411-419.
- Krauter, E., Wallace, J., y Campbell, B. (1981). Sensory-motor function in the aging rat. *Behavioral and Neural Biology*, 31, 367-392.
- Krebs, D., Jette, A., y Assmann, S. (1998). Moderate exercise improves gait stability in disabled elders. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 79 (12), 1489-1495.
- Kronhed A. C., Möller, C., Olsson, B., y Möller M. (2001). The effect of short-term balance training on community-dwelling older adults. *Journal of Aging and Physical Activity*, 9, 19-31.
- Larish, D., Martin, P., y Munglione, M. (1988). Characteristic patterns of gait in the healthy old. En J.A. Joseph (ed.), *Central determinants of age-related declines in motor function: Annals of the New York Academy of Science* (pp. 18-32). New York: Academy of Science.
- Larsson, L. (1978). Morphological and functional characteristics of the aging skeletal muscle in man. *Acta Physiologica Scandinavica*, 457, 1-36
- Larsson, L., Grimby, G., y Karlsson, J. (1979). Muscle strength and speed of movement in relation to age and muscle morphology. *Journal of Applied Physiology*, 46 (3), 451-456.
- Laufer, A. y Schweitz, M. (1968). Neuromuscular response test as predictors of sensory-motor performance in aging individuals. *American Journal of Physical Medicine*, 47 (47), 250-263.
- Le Boulch, J. (1978). Bases neurológicas de la conducta motriz. *Hacia una ciencia del movimiento humano* (pp. 116-187). Barcelona: Paidós.
- Ledin, T., Kronhed, A., Möller, C., Möller, M., Ödkvist, L., y Olsson, B. (1990). Effects of balance training in elderly evaluated by clinical test and dynamic posturography. *Journal of Vestibular Research*, 1, 129-138.
- Lee, D. y Lishman, J. (1975). Visual proprioceptive control of stance. *Journal of Human Movements Studies*, 1, 87-95.
- Lexell, J., Taylor, C., y Sjöström, M. (1988). What is the cause of the ageing atrophy? Total number, size and proportion of different fiber types studied in whole vastus lateralis muscle from 15 to 83 years old men. *Journal of Neurology Science*, 84, 275-294.

- Lichtenstein, M., Shields, S., Shiavi, R., y Burger, C. (1989). Exercise and balance in aged women: a pilot study. *Archives of Physical Medicine Rehabilitation*, 70, 138-143.
- Light, K. (1990). Information processing for motor performance in aging adults. *Physical Therapy*, 70 (12), 820-826.
- Lipsitz, L., Jonsson, P., Kelley, M., y Koestner, J. (1991). Causes and correlates of recurrent falls in ambulatory frail elderly. *Journal of Gerontology*, 46, M114-122.
- Llach, M., Orozco, A., Zurita, C., y Balagué, N. (1995). Efectes d'un programa de manteniment sobre les capacitats físiques d'un grup de la 3 edat. En Proceedings of II Congreso de las Ciencias del Deporte, la Educación Física y la Recreación (pp. 505-512). Lleida: INEFC
- Lord, S. y Castell, S. (1994). Physical activity program for older persons: effect on balance, strength, neuromuscular control, and reaction time. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 76 (6), 648-652.
- Lord, S., Clark, R., y Webster, I. (1991a). Physiological factors associated with fall in an elderly population. *Journal of the American Geriatrics Society*, 39, 1194-2000.
- Lord, S., Clark, R., y Webster, I. (1991b). Postural stability an associated physiological factors in a population of aged persons. *Journal of Gerontology*, 46 M, 69-76.
- Lord, S., Caplan, G., y Ward, J. (1993). Balance, reaction time, and muscle strength in exercising and non exercising older women: a pilot study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 74, 837-839.
- Lord, S., Ward, J., Williams, P., y Strudwick, M. (1995). The effect of a 12 month exercise trial on balance, strength and falls in older women: A randomised controlled trial. *Journal of American Geriatrics Society*, 43, 1198-1206 .
- Lucy, S. y Hayes, K. (1985). Postural sway profiles: normal subjects and subjects with cerebellar ataxia. *Physiotherapy Canada*, 37 (3), 140-148.
- MacLennan, W., Timothy, J., y Hall, M. (1980). Vibration sense, proprioception and ankles reflexes in old age. *Clinic Geriatric Medicine*, 2, 159-171.
- MacRae, P., Feltner, M., y Reinsch, S. (1994). A 1-year exercise program for older women: effects on falls, injuries, and physical performance. *Journal of Aging and Physical Activity*, 2 (2), 127-142.
- MacRae, P., Lacourse, M., y Moldavon, R. (1992). Physical performance measures that predict faller status in the older adult. *Journal of Occupational and Sport Physical Therapy*, 16, 123-128.

- MacRae, P., Reinsch, S., y Tobis, J. (1989). Strength, muscular endurance, balance, and reaction time as predictors of faller status in the older adult. Abstract publicado en *The Gerontologist*, 29, 159A.
- Magnus, R. (1926). Some results of studies in the physiology of posture. *Lancet*, 2, 531-588.
- Maki, B. (1995). Dirección y dependencia de la visión de las respuestas posturales en los ancianos “con caídas” y “sin caídas”. En B. Vellas; C. Lafont; M. Allard; y J.L. Albarade (eds.). *Trastornos de la postura y riesgos de caída. Del envejecimiento satisfactorio a la pérdida de autonomía* (pp. 55-69). Barcelona: Glosa.
- Maki, B. (1997). Gait changes in older adults: predictors of falls or indicators of fear. *Journal of the American Geriatrics Society*, 45, 313-320.
- Maki, B., Holliday, P., y Fernie, G. (1990). Aging and postural control: A comparison of spontaneous- and induced-sway balance tests. *Journal of the American Geriatrics Society*, 38, 1-9.
- Maki, B., Holliday, P., y Topper, A. (1991). Fear of falling and postural performance in the elderly. *Journal of Gerontology and Medical Science*, 46, M123-M131.
- Man'kovskii, N., Mints, Y., y Lysenyuk, U. (1980). Regulation of the preparatory period for complex voluntary movement in old and extreme old age. *Human Physiology*, 6, 46-50.
- Manchester, D., Woolacott, M., Zederbauer-Hylton, N., y Marin, O. (1989). Visual, vestibular and somatosensory contributions to balance control in the older adult. *Journal of Gerontology*, 44 (4), M118-127.
- Massion, J. y Dufossé (1988). Coordination between posture and movements: Why and How?. *Nips* (3), 88-93.
- Mathias, S., Nayak, U., e Isaacs, B. (1986). Balance in the elderly patients: The "Get-up and go test". *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 67, 387-389.
- Mauritz, K. y Dietz, V. (1980). Characteristics of postural instability induced by ischemic blocking of leg afferents. *Experimental Brain Research*, 38, 117-119.
- McAuley, E., Mihalko, S., y Rosengren, K. (1997). Self-efficacy and balance correlates of fear of falling in the elderly. *Journal of Aging and Physical Activity*, 5, 329-340.
- McComas, A., Upton, A., y Sica, R. (1973). Motoneurone disease and aging. *Lancet*, 7844, 1477-1480.
- Meeuwssen, H., Sawicki, T., y Stelmach, G.E. (1993). Improved foot position sense as a result of repetitions in older adults. *Journal of Gerontology*, 48, 137-141.

- Meinel, K. y Schnabel, G. (1987). *Teoría del movimiento*. Motricidad deportiva. Buenos Aires. Argentina: Stadium.
- Meldrum, D. y Finn, A. (1993). An investigation of balance function in elderly subjects who have and have not fallen. *Physiotherapy*, 79 (12), 839-842.
- Messier, S., Thompson, C., y Ettinger, W. (1997). Effects of long-term aerobic or weight training regimens on gait in an older osteoarthritic population. *Journal of Applied Biomechanics*, 13 (2), 205-225.
- Mihalko, S., McAuley, E., y Rosengren, K. (1997). Exercise participation and falling: An exercise intervention for older women. *Journal of Aging and Physical Activity*, 5, 380.
- Morín, G. (1979). Tono muscular: funciones estática y de equilibración. *Fisiología del Sistema Nervioso Central* (pp. 81-122). Barcelona : Toray Masson.
- Mortimer, J.A., Pirozzolo, F.J, y Maletta, G.J. (1982). Overview of the aging motor system. En Mortimer, J.A.; Pirozzolo, F.J.; y Maletta, G.J. (eds.). *The Aging Motor System* (pp. 1-6). New York, U.S.A.: Praeger.
- Mulrow, C., Gerety, M., Kanten, D., Denino, L., y Cornell, J. (1993). Effects of physical therapy on functional status of nursing home residents. *Journal of the American Geriatrics Society*, 41, 326-328.
- Mulrow, C., Gerety, M., Kanten, D., Denino, L., y Cornell, J. (1994). A randomized trial of physical rehabilitation for very frail nursing home residents. *Journal of the American Geriatrics Society*, 271, 519-524.
- Murray, M., Duthie, E., Gambert, S., Sepic, S., y Mollinger, L. (1985). Age-related differences in knee muscles strength in normal women. *Journal of Gerontology*, 40, 275-280.
- Murray, M., Gardner, G., Mollinger, L., y Sepic, S. (1980). Strength of isometric and isokinetic contractions. Knee muscles of men aged 20 to 86. *Physical Therapy*, 60, 412-419.
- Murray, M., Kory, R., Ross, C., y Clarkson, B. (1969). Walking patterns in healthy old men. *Journal of Gerontology*, 24, 169-178.
- Murray, M., Seireg, A., y Sepic, S. (1975). Normal postural stability and steadiness: Cuantitative assessment. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 57 (A), 510-516.
- Myers, A. y Hamilton, N. (1987). Evaluation of the Canadian Red Cross Society's Fun and Fitness Program for Seniors. *Canadian Journal of Aging*, 4, 201-212.
- Nashner, L. (1971). A model describing vestibular detection of body sway motion. *Acta Otolaryngology*, 72, 429-436.
- Nashner, L. (1976). Adapting reflexes controlling the human posture. *Experimental Brain Research*, 26, 59-72.

- Nashner, L. (1982). Adaptation of human movement to altered environments. *TINS*, (October, 82), 358-361.
- Nashner, L. y Berthoz, A. (1978). Visual contribution to rapid motor responses during postural control. *Brain Research*, 150, 403-407.
- Nashner, L. y Cordo, P. (1981). Relation of automatic postural responses and reaction time movements of human leg muscles. *Experimental Brain Research*, 43, 395-405.
- Nashner, L. y McCollum, G. (1985). The organization of human postural movements: a formal basis and experimental synthesis. *Behavioral Brain Science*, 8, 135-172.
- Nashner, L., Shumway-Cook, A., y Marin, O. (1983). Stance posture control in select groups of children with cerebral palsy: deficits in sensory organization and muscular coordination. *Experimental Brain Research*, 49, 393-409.
- Nevitt, M, Cummings, S., y Hudes, E. (1991). Risk factors for injurious falls: a prospective study. *Journal of Gerontology*, 46, M164-M170.
- Nevitt, M., Cummings, S., Kidd, S., y Black, D. (1989). Risk factors for recurrent nonsyncopal falls: A prospective study. *Journal of the American Medical Association*, 261 (18), 2663-2668.
- Nickens, H. (1985). Intrinsic factors in falling among the elderly. *Archives of International Medicine*, 145, 1089-1093.
- Njiokiktjien, C., y De Rijke, W. (1972). The recording of Romberg's Test and its application in neurology. *Agressologie*, 13, (c), 1-17
- Norre, M. y Weerdt, W. (1980). Treatment of vertigo based on habituation. *Journal of Laryngology and Otolaryngology*, 94, 689-696.
- Obersteiner, H. (1899). The maintenance of the equilibrium as a function of the central nervous system. *American Naturalist*, 33, 313-329.
- Ochs, A., Newberry, M. Lenhardt, M., y Harkins, S. (1985). Neural and vestibular aging associated with falls. En: J. Birren y S. Schaie (eds.). *Handbook of psychology of aging* (pp. 378-399). New York: Van Nostrand Reinhold Company.
- Oertel, G. (1986). Changes in human skeletal muscles due to aging. *Acta Neuropathology*, 69, 309-313.
- Olmos, J., Martínez, J., García, J., Matorras, P., Moreno, J., y González-Macías, J. (1992). Incidencia de fractura de cadera en Cantabria. *Medicina Clínica*, 99, 729-731.
- Ortega, R. (1992). El ejercicio físico en el envejecimiento. En R. Ortega (ed.). *Medicina del ejercicio físico y del deporte para la atención a la salud* (pp. 557-581). Madrid: Díaz de Santos.

- Ory, M.G., Schechtman, K.B, Miller, P.J., Hadley, E.E., Fiatarone, M.A., Province, M.A., Arfken, C.L. Morgan, D., Weiss, S., y Kaplan, M. (1993). Frailty and injuries in later life: the FICSIT trials. *Journal of the American Geriatrics Society*, 41, 283-296.
- Overstall, P. (1978). Instability and falls in elderly. *Age and Ageing*, 7, 92S-96S.
- Overstall, P. (1980). Prevention of falls in the elderly. *Journal of the American Geriatrics Society*, 28 (11), 481-483.
- Overstall, P., Exton-Smith, A., Imms, F., y Johnson, A. (1977). Falls in the elderly related to postural imbalance. *British Medical Journal*, 1, 261-264
- Owsley, C., Sekuler, R., y Siemsen, D. (1983). Contrast sensitivity throughout adulthood. *Vision Research*, 23, 689-699.
- Panton, L., Graves, J., Pollock, M., Hagberg, J., y Chen, W. (1990). Effect of aerobic and resistance training on fractionated reaction time and speed movement. *Journal of Gerontology*, 45 (1), M26-31.
- Parmelee, P. y Lawton, M. (1990). The design of special environments for the aged. En J.M. Birren y W.S. Schaie (eds.). *The Psychology of Aging* (pp. 465-483). San Diego, California: Academic Press, Inc.
- Paulus, W., Straube, A., y Brandt, T. (1984). Visual stabilization of posture: Physiological stimulus characteristics and clinical aspects. *Brain Research*, 107, 1143-1163.
- Payne, R. (1987). Neck pain in the elderly: a management review. Part 1. *Geriatrics*, 42, 59-65.
- Perrin, P.P., Gauchard, G.C., Perrot, C., y Jeandel, C. (1999). Effects of physical and sporting activities on balance control in elderly people. *British Journal of Sport Medicine*, 33(2), 121-126.
- Peterka, R. y Black, F. (1990). Age-related changes in human posture control: motor coordination test. *Journal of Vestibular Research*, 1, 87-96.
- Petrella, R., Cunningham, D., y Smith, J. (1989). Influence of age and physical training on postural adaptation. *Canadian Journal of Sport Science*, 14 (1), 4-9.
- Pfeiffer, E. (1975). A short portable mental status questionnaire for the assessment of organic brain deficit in elderly patients. *American Journal of the Geriatrics Society*, 23 (10), 433-441.
- Pheasant, S.D. (1998). The effects of open and closed kinetic chain exercise on gait and balance parameters in an elderly population. Tesis. Universidad de Toledo, Ohio, EEUU. (University Microfilm International N° 9816872).

- Pincus, T., Summey, J., Soraci, S., Wallston, K., y Hummon, N. (1983). Assessment of patient stratification in activities of daily living using modified Stanford Health Assessment Questionnaire. *Arthritis Rheum*, 26, 1346-1353.
- Piscopo, J. (1979). Indications and contraindications for exercise and activity for older persons. *Journal of Physical Education and Recreation*, 50, 31-34.
- Potvin, A., Syndulko, K., Tourtellotte, W., Lemmon, J., y Potvin, J. (1980). Human neurologic function and the aging process. *Journal of the American Geriatrics Society*, 28 (1), 1-9.
- Prakash, C. y Stern, G. (1974). Neurological signs in the elderly. *Age and Ageing*, 2, 24-27.
- Province, M.A., Hadley, E.C., Hornbrook, M.C., Lipsitz, L.A., Miller, J.P., Mulrow, C.D., Ory, M.G., Sattin, R.W., Tinetti, M.E., y Wolf, S.L. (1995). The effects of exercise on falls in elderly patients. A preplanned meta-analysis of the FICSIT trials. *Journal of the American Medical Association*, 273 (17), 1341-1347.
- Prudham, D. y Evans, G. (1981). Factors associated with falls in the elderly. *Age and Ageing*, 10, 141-146.
- Pytko, I., Jantti, P., y Aalto, H. (1990). Postural control in elderly subjects. *Age and Ageing*, 19, 215-221.
- Rantanen, T., Guralnik, J., Izmirlian, G., Williamson, J.D., Simonosick, E.L., Ferrucci, L., y Friend L.P. (1998). Association of muscle strength with maximum walking speed in disabled women. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 77 (4), 299-305.
- Rantanen, T., Guralnik, J., Sakari-Rantala, R., Leveille, S., Simonsick, E., Ling, S., y Friend, L. (1999). Disability, physical activity, and muscle strength in older women: the women's health and aging study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 80 (2), 130-135.
- Rantanen, T. y Heikkinen, E. (1998). The role of habitual physical activity in preserving muscle strength from age 80 to 85 years. *Journal of Aging and Physical Activity*, 6 (2), 121-132.
- Rasch, P. y Burke, R. (1985). Centro de gravedad y equilibrio. *Kinesiología y anatomía aplicada*, (pp. 65-72). Buenos Aires: El Ateneo.
- Ray, W. y Griffin, M. (1990). Prescribed medications and the risk of falling. *Topics in Geriatric Rehabilitation*, 5, 12-20.
- Ray, W., Griffin, M., y Downey, W. (1989). Benzodiazepinas of long and short elimination half-life and the risk of hip fracture. *Journal of the American Medical Association*, 362, 3302-3307.

- Reinsch, S., MacRae, P., Lachenbruch, P., y Tobis, J. (1992). Attempts to prevent falls and injury: a prospective community study. *The Gerontologist*, 32, 450-456.
- Requena, E., González, A.M., y Fuentes A.L. (2000). Contribución del ejercicio a la mejora del equilibrio en la tercera edad. Ponencia presentada en el 6º Congreso Mundial de Ocio. Ocio y Desarrollo Humano. Universidad de Deusto. Bilbao, 3-7 Julio 2000.
- Rice, C., Cunningham, D., Paterson, D., y Lefcoe, M. (1989). Arm and leg composition determined by computed tomography in young and elderly men. *Clinical Physiology*, 9, 207-220.
- Richter, E. (1980). Quantitative study of human Scarpa's ganglion and vestibular sensory epithelia. *Acta Otolaryngology*, 90, 199-208.
- Rigal, R. (1987). *Motricidad humana. Fundamentos y aplicaciones pedagógicas*. Madrid: Pila Teleña.
- Rigal, R., Paoletti, R., y Portmann, M. (1987). *Motricidad: aproximación psicofisiológica*. Madrid: Pila Teleña.
- Rikli, R. y Busch, S. (1986). Motor performance of women as a function of age and physical activity level. *Journal of Gerontology*, 41, 645-649.
- Rikli, R. y Edwards, D. (1991). Effects of a three-year exercise program on motor function and cognitive processing speed in older women. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 62, 61-67.
- Ring, C., Matthews, R., Nayak, U., e Isaacs, B. (1988). Visual push: A sensitive measure of dynamic balance in man. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 69, 256-260.
- Ring, C., Nayak, U., e Isaacs, B. (1988). Balance function in the elderly people who have and who have not fallen. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 69, 261-264.
- Robbins, A., Rubenstein, L., Josephson, K., Schulman, B., Osterweil, D., y Fine, G. (1989). Predictors of falls among elderly people: Results of two population-based studies. *Archives of Internal Medicine*, 194, 1628-1633.
- Roberts, B. (1985). Walking improves balance, reduces falls. *American Journal of Nursing*, 85, 1397-1399.
- Roberts, B. (1989). Effects of walking on balance among elders. *Nursing Research*, 38 (3), 181-183.
- Roberts, B. y Fitzpatrick, J. (1983). Improving balance: Therapy of movements. *Journal of Gerontological Nursing*, 9, 151-156.
- Roberts, T. (1973). Reflex balance. *Nature*, 244, 56-57.

- Rodríguez, A. (1995). Envejecimiento del sistema nervioso central. En R. Santoja (ed.). *La salud y la actividad física en las personas mayores* (pp. 55-67). Madrid: Comité Olímpico Español.
- Rodríguez, F. (1995). Prescripción de ejercicio para la salud (I). Resistencia cardiorespiratoria. *Apunts. Educación Física y Deportes*, 39, 87-102.
- Rogers, M., Kukulka, C., y Soderberg, G. (1992). Age-related changes in postural responses preceding rapid self-paced and reaction time arm movements. *Journal of Gerontology*, 47, M159-M165.
- Rooks, D., Ransil, B., y Hayes, C. (1997). Self-paced exercise and neuromotor performance in community-dwelling adults. *Journal of Aging and Physical Activity*, 5, 135-149.
- Rosenhall, U. (1973). Degenerative patterns in the aging human vestibular neuroepithelia. *Acta Otolaryngology*, 76, 208-220.
- Rosenhall, U., y Rubin, W. (1975). Degenerative changes in the human vestibular sensory epithelia. *Acta Otolaryngology*, 79, 67-81.
- Rowe, J., Wang, S., y Elahi, D. (1990). Design, conduct, and analysis of human aging research. En E.L. Schneider y J.W. Rowe (eds.). *Handbook of the biology of aging* (pp. 63-71). San Diego, California: Academic Press.
- Rubenstein, L., Robbins, A., Josephson, K., Schulman, B., y Osterweil, D. (1990). The value of assessing falls in an elderly population: a randomized clinical trial. *Annals Internal Medicine*, 113, 308-316.
- Rubenstein, L., Robbins, A., Schulman, B., Rosado, J., Osterweil, D., y Josephson, K. (1988). Falls and instability in the elderly. *Journal of the American Geriatrics Society*, 36 (3), 266-278.
- Salthouse, T.A. (1985). Speed of behavior and its implications for cognition. En: J. Birren y K. Schaie (eds.). *Handbook of the psychology of aging* (pp. 400-426). New York: Van Nostrand Reinhold.
- Salthouse, T.A. y Somberg, B. (1982). Isolating the age deficits in speeded performance. *Journal of Gerontology*, 37, 59-63.
- Sánchez, F. (1996). La actividad física y su relación con la salud desde un enfoque integral. *La actividad física orientada hacia la salud* (pp. 21-108). Madrid: Biblioteca Nueva.
- Sattin, R. (1992). Falls among older persons: a public health perspective. *Annual Review of Public Health*, 13, 489-508.
- Sauvage, L., Myklebust, B., Crow-Pan, J., Novak, S., Millington, P., Hoffman, M., Hartz, A., y Rudman, D. (1992). A clinical trial of strengthening and aerobic

exercise to improve gait and balance in elderly male nursing home residents. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 71, 333-342.

Seidler, R.D. y Martin, P.E. (1996). The effects of balance training on the postural control of the older. En J.A. Hoffer (ed.). *Proceedings of the Canadian Society for Biomechanics IX th Biennial Conference* (pp. 284-285). Burnaby, British Columbia.

Sekuler, R., Hutman, L., y Owsley, C. (1980). Human aging and spatial vision. *Science*, 209, 1255-1256.

Shaw, J. y Snow, C. (1998). Weighted vest exercise improves indices of fall risk in older women. *Journal of Gerontology*, 53, M53-M58.

Sheldon, J. (1963). The effect of age on control of sway. *Gerontology Clinic*, 5, 129-138.

Shephard, R.J. (1989). The impact of aging on physical and sports performance. En R.H. Harris y S. Harris (eds.). *Physical activity, aging and sport* (pp. 189-200). Albany, New York: Center for the Study of Aging.

Shephard, R.J. (1997). Impact of aging on major physiological systems at rest and during submaximal and maximal exercise. En B. Lane (ed.). *Aging, physical activity, and health* (pp. 57-138). Champaign IL: Human Kinetics.

Shumway-Cook, A., Gruber, W., Baldwin, M., y Liao, S. (1997). The effect of multidimensional exercises on balance, mobility and fall risk in community-dwelling older adults. *Physical Therapy*, 77, 46-57.

Shumway-Cook, A. y Horak, F. (1986). Assessing the influence of sensory interaction on balance: suggestions from the field. *Physical Therapy*, 66, 1548-1550.

Shumway-Cook, A. y Horak, F. (1989). Vestibular rehabilitation: An exercise approach to managing symptoms of vestibular dysfunction. *Seminars in Hearing*, 10, 199.

Shumway-Cook, A. y Horak, F. (1990). Rehabilitation strategies for patients with vestibular deficits. *Neurologic Clinics*, 2, 441-457.

Skinner, H., Barrack, R.I., y Cook, S. (1984). Age-related decline in proprioception. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 184, 208-211.

Skinner, J. y Oja, P. (1994). Laboratory and field-test for assessing health-related fitness. En C. Bouchard; R.J. Shephard; y T. Stephen (eds.). *Physical Activity, Fitness, and Health. International Proceedings and Consensus Statement* (pp. 171-179). Champaign, IL: Human Kinetics.

Smith, E.L. (1995). The role of exercise in the prevention and treatment of osteoporosis. *Topics in Geriatric Rehabilitation*, 10 (4), 55-63.

- Smith, E.L., Gilligan, C., McAdam, M., Ensing, C., y Smith, P. (1989). Deterring bone loss by exercise intervention in premenopausal women and postmenopausal women. *Calcified Tissue International*, 44, 312-321.
- Smith, E.L., Raab, D.M., Zook, S.K., y Gilligan, C. (1989). Bone changes with aging and exercise. En R.H. Harris y S. Harris (eds.), *Physical Activity, Aging and Sports* (pp. 287-294). Albany, New York: Center for the Study of Aging.
- Snow, C. (1999). Exercise effects on falls in frail elderly: focus in strength. *Journal of Applied Biomechanics*, 15, 84-91.
- Snow-Harter, C., Marcus, R. (1991). Exercise, bone mineral density, and osteoporosis. En J.O. Holloszy (ed.). *Exercise and Sport Science Reviews* (pp. 74-81). Baltimore: Williams y Wilkins.
- Speechley, M. y Tinetti, M.E. (1991). Falls and injuries in frail and vigorous community elderly persons. *Journal of the American Geriatrics Society*, 39, 46-52.
- Spiriduso, W.W. (1975). Reaction and movement time as a function of age and physical activity level. *Journal of Gerontology*, 30, 435-440.
- Spiriduso, W.W. (1980). Physical fitness, aging, and psychomotor speed: a review. *Journal of Gerontology*, 35 (6), 850-865.
- Spiriduso, W.W. (1982). Physical fitness in relation to motor aging. En J.A. Mortimer; F.J. Pirozzolo; y G.J. Maletta (eds.). *The aging motor system* (pp. 120-151). New York. U.S.A.: Praeger.
- Spiriduso, W.W. (1983). Exercise and the aging brain. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 54, 208-218.
- Spiriduso, W.W. (1988). Exercise effects on aged motor function. *Annual of New York Academy Science*, 515, 363-373.
- Spiriduso, W.W. (1994). Physical activity and aging: retrospections and visions for the future. *Journal of Aging and Physical Activity*, 2, 233-242.
- Spiriduso, W.W. (1995). Balance, Posture and Locomotion. En Larret Galasyn-Wright (ed.). *Physical dimensions of aging* (pp.155-183). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Spiriduso, W.W. y Clifford, P. (1978). Neuromuscular speed and consistency of performance as a function of age, physical activity level, and type of physical activity. *Journal of Gerontology*, 33 (1), 26-30.
- Spiriduso, W.W. y MacRae, P. (1990). Motor performance and aging. En J.M. Birren y W.S. Schaie (eds.). *The Psychology of Aging* (pp. 183-200). San Diego, California: Academic Press, Inc.

- Spooner, J., Sakala, S., y Baloh, R. (1980). Effect of aging on eye tracking. *Archives of Neurology*, 37, 575-576.
- Stelmach, G.E. (1994). Physical activity and aging: Sensory and Perceptual Processing. En C. Bouchard; R.J. Shephard; y T. Stephens (eds.). *Physical activity, fitness, and health. International proceedings and consensus stament* (pp. 504-510). Champaign, IL.: Human Kinetics.
- Stelmach, G.E., Amrhein, P., y Goggin, N. (1988). Age differences in bimanual coordination. *Journal of Gerontology*, 43, 18-23.
- Stelmach, G.E. y Goggin, N. (1989). Psychomotor decline with age. En W.W. Spirduso y H.M. Eckert (eds.). *Physical activity and aging* (pp. 6-18). Champaign, IL.: Human Kinetics.
- Stelmach, G.E., Goggin, N., y Amrhein, P. (1988). Aging and reprogramming: the restructuring of planned movements. *Psychology an Aging*, 3, 151-157.
- Stelmach, G.E., Goggin, N., y García-Cólera, A. (1987). Movement specification time with age. *Experimental Aging Research*, 13, 39-46.
- Stelmach, G.E., Phillips, J., Di Fabio, R., y Teasdale, N. (1989). Age, functional postural reflexes, and voluntary sway. *Journal of Gerontology*, 44 (4), 100-106.
- Stelmach, G.E., Populin, L., y Müller, F. (1990). Postural muscle onset and voluntary movements in the elderly. *Neuroscience Letters*, 117, 188-193.
- Stelmach, G.E. y Sirica, A. (1986). Aging and proprioception. *Age*, 9, 99-103.
- Stelmach, G.E., Teasdale, N., Di Fabio, R., y Phillips, J. (1989). Age-related decline in postural control mechanism. *Aging Human Development*, 29, 205-223.
- Stelmach, G.E. y Worringham, C. (1985). Sensorimotor deficits related to postural stability: Implications for falling in the elderly. *Clinics in Geriatrics Medicine*, 1 (3), 679-694.
- Stelmach, G.E., Zelanik, H.N., y Lowe, D. (1990). The influence of aging and attentional demands of recovery from postural instability. *Aging*, 2, 155-161.
- Stevens, V., Hornbrook, M., Wingfield, D., Hollis, J., y Greenlick, M. (1992). Design and implementation of falls prevention for community-dwelling older persons. *Behavior, Health, and Aging*, 2 (1), 57-73.
- Stones, M. y Kozma, A. (1987). Balance and age in the sighted and blind. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 68, 85-89.
- Stones, M., Stones, L., y Kozma, A. (1987). Indicators of elite status in persons aged over 60 years: a study of elderhostels. *Social Indicators Researchs*, 19, 275-285.

- Straube, A., Botzel, K., Hawken, M., Paulus, W., y Brandt, T. (1988). Postural control in the elderly: Differential effects of visual, vestibular, and somatosensory input. En B. Amblard; A. Berthoz; y F. Clarac (eds.). *Posture and gait: development, adaptation and modulation* (pp. 105-114). New York: Elsevier.
- Stumpfhauser, L. y Lavacek, C. (1997). Impact of a 10 week exercise program on balance, strength, and self-reported fear of falling on nondisabled elderly persons. *Journal of Aging and Physical Activity*, 5, 389-396.
- Szafran, J. (1951). Changes with age and with exclusion of vision in performance at an aiming task. *Quarterly Journal of Experimental Psychology*, 3, 111-118.
- Tanaka, A., Okuzumi, H., Kobayashi, I., Murai, N., Nakamura, T., Furuyama, K., y Shimizu, Y. (1995). Age-related changes in natural and fast walking. *Perceptual and Motor Skill*, 80 (1), 217-218.
- Teasdale, N., Stelmach, G.E., y Breuning, A. (1991). Postural sway characteristics of the elderly under normal and altered visual and support surface conditions. *Journal of Gerontology*, 46 (6), B223-224.
- Thapa P., Gideon, P., Brockman, K., Fought, R., y Ray, W. (1996). Clinical and biomechanical measures of balance as fall predictors in ambulatory nursing home residents. *Journal of the American Geriatrics Society*, 51 (A), M239-M246.
- Tideiksaar, R. (1986). Preventing falls: home hazard checklist to help older patients protect themselves. *Geriatrics*, 41, 26-28.
- Tinetti, M.E. (1986). Performance-oriented assessment of mobility problems in the elderly. *Journal of the American Geriatrics Society*, 34 (2), 119-126.
- Tinetti, M.E., Baker, D., Gail Mcavay, R., Claus, E., Garrett, P., Gottschalk, M., Koch, M., Trainor, K., y Horwitz, R. (1994). A multifactorial intervention to reduce the risk of falling among elderly people living in the community. *The New England Journal of Medicine*, 331 (13), 821-827.
- Tinetti, M.E., Baker, D., Garret, P., Gottschalk, M., Koch, M., y Horwitz, R. (1993). Yale FICSIT: risk factor abatement strategy for fall prevention. *Journal of the American Geriatrics Society*, 41, 315-320.
- Tinetti, M.E. y Ginter, S. (1988). Identifying mobility dysfunctions in elderly patients. Standard neuromuscular examination or direct assessment?. *Journal of the American Medical Association*, 259, 1190-1139.
- Tinetti, M.E. y Powell, L. (1993). Fear of falling and low self-efficacy: a cause of dependence in elderly. *Journal of Gerontology*, 48, 35-45.
- Tinetti, M.E. y Speechley, M. (1989). Prevention of falls among the elderly. *New England Journal of Medicine*, 320 (16), 1055-1059.

- Tinetti, M.E., Speechley, M., y Ginter, S. (1988). Risk factors for fall among elderly persons living in the community. *New England Journal of Medicine*, 319 (26), 1701-1707.
- Tinetti, M.E. y Williams, C. (1998). The effects of falls and falls injuries on functioning in community-dwelling older persons. *Journal of Gerontology*, 53 (A), M112-M119.
- Tinetti, M.E., Williams, T., y Mayewski, R. (1986). Fall risk index for elderly patients based on number of chronic disabilities. *American Journal of Medicine*, 80, 429-434.
- Tobis, J. y Reinsch, S. (1989). Postural instability in the elderly: Contributing factors and suggestions for rehabilitation. *Critical Reviews in Physical Rehabilitation Medicine*, 1 (2), 59-65.
- Toole, T. y Kretzschmar, J. (1993). Gender differences in motor performance in early childhood and later adulthood. *Women in Sport and Physical Activity Journal*, 2 (1), 41-71.
- Topp, R., Mikesky, A., Wigglesworth, J., Holth, W., y Edwards, E. (1993). The effect of a 12-week dynamic resistance strength training program on gait velocity and balance of older adults. *The Gerontologist*, 33 (4), 501-506.
- Vandervoort, A. y Hayes, K. (1989). Plantarflexor muscle function in young and elderly women. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 58, 389-394.
- Vandervoort, A., Hayes, K., y Belanger, A. (1986). Strength and endurance of elderly skeletal muscle. *Physiotherapy Canada*, 38, 167-173.
- Vandervoort, A., Hill, K., Sandrin, M., y Matthewvyse, V. (1990). Mobility impairment and falling in the elderly. *Physiotherapy Canada*, 42 (2), 99-106.
- Vandervoort, A. y McComas, A. (1986). Contractile changes in opposing muscles of the human ankle joint with aging. *Journal of Applied Physiology*, 61, 361-367.
- Vanfraechem, J. y Vanfraechem, R. (1977). Studies of the effect of a short training period on aged subjects. *Journal of Sport Medicine*, 17, 373-380.
- Vellas, B., Baumgartner, R., Romeo, L., Wayne, S., y Garry, P. (1993). Incidence and consequences of falls in free-living healthy elderly persons. *L'Année Gériatrique*, 7, 217-228.
- Vellas, B., Faisant, C., Lauque, S., Sedeuilh, M., Baumgartner, R., Andrieux, J., Allard, M., Garry, P., y Albarede, J. (1995). Estudio ICARE: Investigación de la caída accidental. Estudio epidemiológico. En B. Vellas; C. Lafont; M. Allard; y J.L. Albarade (eds.). *Trastornos de la postura y riesgos de caída. Del envejecimiento satisfactorio a la pérdida de autonomía* (pp 15-28) . Barcelona: Glosa.

- Vellas, B., Lafont C., Allard M., y Albarade J.L. (eds.) (1995) *Trastornos de la postura y riesgos de caída. Del envejecimiento satisfactorio a la pérdida de autonomía.* (A. Salvá. Trad.). Barcelona: Glosa. (Trabajo original no publicado).
- Verfaillie, D., Nichols, J., Turkel, E., y Hovell, M. (1997). Effects of resistance, balance and gait training on reduction of risk factors leading to falls in elders. *Journal of Aging and Physical Activity*, 5 (3), 213-228.
- Vuori, Y. (1995). Exercise and physical health: Muskuloskeletal health and functional capabilities. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 66 (4), 276-285.
- Waerhaug, O. (1981). The effect of regular physical activity on the nervous system. *Scandinavian Journal of Social Medicine*, 29, 65-68.
- Wagner, E., LaCroix, A., Buchner, D.M., y Larson, E. (1992). Effects of physical activity on health status in older adults: Observational Studies. *Annual Review of Public Health*, 13, 451-468.
- Wallace, J., Krauter, E., y Campbell, B. (1980). Motor and reflexible behavior in the aging rat. *Journal of Gerontology*, 3, 364-370.
- Wallace, R., Ros, J., Huston, J., Kundel, C., y Woodworth, G. (1993). Iowa FICSIT trial: the feasibility of elderly wearing a hip joint protective garment to reduce hip fractures. *Journal of the American Geriatrics Society*, 41, 338-340.
- Weimar, W., Williams, C., Clark, T., Vrongistinos, D., Zhong, Y. Y Wang, T. (1998). Balance in older individuals. En *Proceedings of NACOB'98. The Third North American Congress on Biomechanics* (pp. 29-30). Waterloo.
- Weiss, P. (1952). Central versus peripheral factors in the development of coordination. *Research Publications of the Association for Research in Nervous and Mental Disease*, 30, 3-23.
- Welford, A. (1969). Speed and accuracy of movement and their changes with age. *Acta Psychologica Scandinavica*, 30, 3-15.
- Welford, A. (1977). Causes of slowing of performance with age. *Topics in Gerontology*, 11, 23-51.
- Welford, A. (1982). Motor Skills and aging. En J.A. Mortimer; F.J. Pirozzolo; y G.J. Maletta (eds.). *The Aging Motor System. Advances in Neurogerontology. Volume III*, (pp. 152-187). New York: Praeger.
- Welford, A. (1984). Between bodily changes and performance: some possible reasons for slowing with age. *Experimental Aging Research*, 10, 73-88.
- Whanger, A. y Wang, H. (1974). Clinical correlates of the vibratory sense in elderly psychiatric patients. *Journal of Gerontology*, 29, 39-45.

- Whipple, R., Wolfson, L.I., y Amerman, P. (1987). The relationship between knee and ankle weakness to falls in nursing home residents. *Journal of the American Geriatrics Society*, 35, 13-20.
- Wilson, V. y Peterson, B. (1978). Peripheral and central substrates of vestibulospinal reflex. *Physiology Review*, 58, 80-105.
- Winter, D., Patla, A., Frank, J., y Walt, S. (1990). Biomechanical walking pattern changes in the fit and healthy elderly. *Physical Therapy*, 70, 340-347.
- Wolf, S.L., Barnhart, H., Ellison, G., y Coogler, C. (1997). The effect of Tai Chi Quan and computerized balance training on postural stability in older adults. *Physical Therapy*, 4, 371-381.
- Wolf, S.L., Kutner, N., Green, R., y Mcneely, E. (1993). The Atlanta FICSIT study: two exercise interventions to reduce frailty in elders. *Journal of the American Geriatrics Society*, 41, 329-332.
- Wolfson, L.I., Whipple, R., Amerman, P., Kaplan, J., y Kleinberg, A. (1985). Gait and balance in the elderly. Two functional capacities that link sensory and motor ability to falls. *Clinic in Geriatric Medicine*, 1 (3), 649-659.
- Wolfson, L.I., Whipple, R., Amerman, P., y Kleinberg, A. (1986). Stressing the postural response: A quantitative method for testing balance. *American Geriatric Society* 34, 845-850.
- Wolfson, L.I., Whipple, R., Amerman, P., y Tobin, J. (1990). Gait assessment in the elderly: A gait abnormality rating scale and its relation to falls. *Journal of Gerontology*, 45, M12-M19.
- Wolfson, L.I., Whipple, R., Derby, C., Amerman, P., Murphy, T., Tobin, J., y Nashner, L. (1992). A dynamic posturography study of balance in healthy elderly. *Neurology*, 42, 2069-2075.
- Wolfson, L.I., Whipple, R., Derby, C., Judge, J., King, M., Amerman, P., Schmidt, J., y Smyers, D. (1996). Balance and strength training in older adults: interventions gains and Tai-Chi maintenance. *Journal of the American Geriatrics Society*, 44, 498-506.
- Wolfson, L.I., Whipple, R., Judge, J., y Amerman, P. (1993). Training balance and strength in the elderly to improve function. *Journal of the American Geriatrics Society*, 41, 341-343.
- Woollacott, M.H. (1990). Aging, posture control, and movement preparation. En M.H. Woollacott y A. Shumway-Cook (eds.). *Posture and gait* (pp. 155-175). Columbia, South Carolina.: University of South Carolina Press.
- Woollacott, M.H., Inglis, B., y Manchester, D. (1988). Response preparation and posture control. Neuromuscular changes in the older adult. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 515, 42-53.

- Woollacott, M.H. y Shumway-Cook, A. (1990). Changes in posture control across the life span- A system approach. *Physical Therapy*, 70, 799-807.
- Woollacott, M.H. y Shumway-Cook, A. (1996). Concepts and methods for assessing postural instability. *Journal of Aging and Physical Activity*, 4 (3), 214-233.
- Woollacott, M.H., Shumway-Cook, A., y Nashner, L. (1982). Postural reflexes and aging. En J.A. Mortimer; F.J. Pirozzolo; y G.J. Maletta (eds.). *The aging motor system. Advances in neurogerontology* (pp. 98-119). New York: Praeger.
- Woollacott, M., Shumway-Cook, A., y Nashner, L. (1986). Aging and posture control: changes in sensory organization and muscle coordination. *International Journal of Aging and Human Development*, 23, 97-112.
- Woollacott, M. y Tang, P. (1997). Balance control during walking in the older adult: Research and its implications. *Physical Therapy*, 77 (6), 646-660.
- Wright, B. (1971). A simple mechanical ataxia-meter. *Journal of Physiology*, 218, 27-28.
- Yan, J. (1998). Tai Chi practice improves senior citizens' balance and arm movement control. *Journal of Aging and Physical Activity*, 6, 271-284.
- Yang, J., Winter, D., y Wells, R. (1990). Postural dynamics in standing humans. *Biological Cybernetics*, 62, 309-320.
- Young, A., Stokes, M., y Crowe, M. (1984). Size and strength of the quadriceps muscles of old and young women. *European Journal of Clinical Investigation*, 14, 282-287.
- Young, A., Stokes, M., y Crowe, M. (1985). The size and strength of the quadriceps muscles of old and young men. *Clinical Physiology*, 5, 145-154.

ANEXOS

ANEXO I. PROGRAMA DE EJERCICIO

Anexo I. Programa de ejercicio

1.1. Grupo I: Ejercicios de equilibrio estático y dinámico.....	371
1.2. Grupo II: Ejercicios de tiempo de reacción.....	373
1.3. Grupo III: Ejercicios de coordinación y tiempo de movimiento.....	375
1.4. Planilla de programación de los ejercicios de equilibrio.....	377
1.5. Planilla de programación de los ejercicios de tiempo de reacción y tiempo de movimiento.....	379
1.6. Planilla de seguimiento de las sesiones del grupo específico.....	381

1.1. GRUPO I: EJERCICIOS DE EQUILIBRIO ESTÁTICO Y DINÁMICO

EJERCICIOS DE EQUILIBRIO ESTÁTICO Y DINAMICO
<p>SUBGRUPO 1: Estimulación de propioceptores musculares y articulares</p> <ul style="list-style-type: none">* Organos sensoriales: Usos musculares y Órganos de Golgi* Localización : Articulaciones, músculos y tendones* Tipo estimulación: Contracción/Estiramientos* Acción: Contracciones isotónicas/isométricas, estiramientos estáticos y dinámicos.* Tipo de ejercicios:<ul style="list-style-type: none">. Ejercicios de flexibilidad estática para musculatura de tobillo y rodilla. Ejercicios de flexibilidad dinámica para tobillo y rodilla. Ejercicios de equilibrio estático y dinámico sobre diferentes apoyos. Ejercicios de equilibrio estático y dinámico sobre diferentes superficies
<p>SUBGRUPO 2: Estimulación de aparato vestibular</p> <ul style="list-style-type: none">* Órganos sensoriales: aparato vestibular* Localización: Oído.* Tipo estimulación: Movimiento rotatorio, Aceleración, Deceleración, Gravedad* Acción: Rotaciones/Giros, Desplazamientos, Paradas/Arranques* Tipo de ejercicios:<ul style="list-style-type: none">. Giros en diferentes posiciones. Giros sobre diferentes ejes. Desplazamientos con movimientos de cabeza. Equilibrio estático con movimientos de cabeza, tronco, brazos, piernas. Desplazamientos y paradas en diferentes posiciones. Desestabilización inesperada y reequilibración
<p>SUBGRUPO 3: Estimulación táctil</p> <ul style="list-style-type: none">* Órganos sensoriales: Mecanorreceptores* Localización: Piel* Tipo de estimulación: Presión* Acción: Desplazamientos, Saltos, Disminución base sustentación, Disminución y/o movilidad de la superficie de apoyo* Tipo de ejercicios:<ul style="list-style-type: none">. Equilibrio estático sobre puntas/talones. Desplazamientos sobre puntas/talones. Saltar con diferentes apoyos. Caminar por superficies diferentes (colchonetas, cuerdas, suelo). Caminar por superficies reducidas (cuerdas, aros, bancos)
<p>SUBGRUPO 4: Ajuste postural y coordinación</p> <ul style="list-style-type: none">* Organos: Sistema neuro-muscular* Acción: Coordinación muscular, Contracción- relajación muscular, Concienciación postural* Tipo de ejercicios:<ul style="list-style-type: none">. Ajuste del tono muscular. Técnicas de relajación. Concienciación y ajuste postural

1.2. GRUPO II: EJERCICIOS DE TIEMPO DE REACCIÓN

EJERCICIOS DE TIEMPO DE REACCION
<p>SUBGRUPO 1: Reacción simple . Estímulo visual</p> <ul style="list-style-type: none">* Órganos sensoriales, Sistema Nervioso Central y S. Músculo-esquelético* Acción: Iniciación rápida de la respuesta a un estímulo visual* Tipo ejercicios:<ul style="list-style-type: none">. Iniciar la respuesta variando los estímulos visuales (color, forma, movimiento). Variar los segmentos corporales que inician la respuesta. Variar el tipo de acción partiendo de posiciones de equilibrio
<p>SUBGRUPO 2: Reacción simple. Estímulo auditivo</p> <ul style="list-style-type: none">* Órganos sensoriales, Sistema Nervioso Central y S. Músculo-esquelético* Acción: Iniciación rápida de la respuesta a un estímulo visual* Tipo ejercicios:<ul style="list-style-type: none">. Iniciar la respuesta variando los estímulos visuales (voz, música, señal). Variar lo segmentos corporales que inician la respuesta. Variar el tipo de acción y partiendo de posiciones de equilibrio
<p>SUBGRUPO 3: Reacción simple. Estímulo táctil</p> <ul style="list-style-type: none">* Órganos sensoriales, Sistema Nervioso Central y S. Músculo-esquelético* Acción: Iniciación rápida de la respuesta a un estímulo táctil* Tipo ejercicios:<ul style="list-style-type: none">. Iniciar la respuesta tras diferentes estímulos táctiles (presión, roce, tracción, empuje). Variar lo segmentos corporales que inician la respuesta. Variar el tipo de acción y partiendo de posiciones de equilibrio
<p>SUBGRUPO 4: Reacción compleja. Diferentes estímulos</p> <ul style="list-style-type: none">* Órganos sensoriales, Sistema Nervioso Central y S. Músculo-esquelético* Acción: Iniciación de una respuesta concreta dependiendo del estímulo dado.* Tipo ejercicios:<ul style="list-style-type: none">. Selección de la respuesta modificando los estímulos (auditivo, visual, táctil). Selección de la respuesta modificando los segmentos corporales que participan. Modificando el tipo de respuesta global y partiendo de posiciones de equilibrio

1.3. GRUPO III: EJERCICIOS DE COORDINACIÓN Y TIEMPO DE MOVIMIENTO

EJERCICIOS DE COORDINACIÓN Y TIEMPO DE MOVIMIENTO
<p>SUBGRUPO 1: Movimiento acíclico. Segmentario</p> <ul style="list-style-type: none">* Sistema nervioso y músculo-esquelético* Acción: Contracciones isotónicas* Tipo de ejercicios:<ul style="list-style-type: none">. Variando el segmento. Variando la acción. Variando la posición inicial y partiendo de posiciones de equilibrio
<p>SUBGRUPO 2: Movimiento acíclico. Global</p> <ul style="list-style-type: none">* Sistema nervioso y músculo-esquelético* Acción: Contracciones isotónicas* Tipo de ejercicios:<ul style="list-style-type: none">.Ejecución de una respuesta rápida (realizar un movimiento coordinado lo más rápido posible) variando la posición inicial (sobre un apoyo, sobre dos, un pie adelantado, sentado).Realizar un movimiento coordinado lo más rápido posible variando el tipo de respuesta (flexión-extensión, rotación, abducción-adducción).
<p>SUBGRUPO 3: Movimiento cíclico segmentario (Frecuencia de movimiento)</p> <ul style="list-style-type: none">* Sistema nervioso y músculo-esquelético* Acción: Contracciones isotónicas* Tipo de ejercicios:<ul style="list-style-type: none">.Realizar un <i>movimiento segmentario</i> coordinado <i>de forma repetida</i> lo más rápido posible variando la posición inicial.Igual pero variando la acción
<p>SUBGRUPO 4: Movimiento cíclico global (Frecuencia de movimiento)</p> <ul style="list-style-type: none">* Sistema nervioso y músculo esquelético* Acción: Contracciones isotónicas* Tipo de ejercicios:<ul style="list-style-type: none">.Realizar un <i>movimiento global</i> coordinado <i>de forma repetida</i> lo más rápido posible variando la posición inicial.Igual pero variando la acción (diferentes formas de desplazamiento)

1.4. PLANILLA DE PROGRAMACIÓN DE LOS EJERCICIOS DE EQUILIBRIO (GRUPO 1).

SEMANA: FECHA:	DIA 1		DIA 2		DIA 3	
EQUILIBRIO ESTÁTICO	EJ	T	EJ	T	EJ	T
1. Estimulación propioceptores mus. y art..						
2. Estimulación vestibular.						
3. Estimulación táctil						
4. Ajuste postural						
5. Combinaciones						
TOTAL						
EQUILIBRIO DINÁMICO	Ej	T	Ej	T	Ej	T
1. Estimulación propioceptores mus. y art.						
2. Estimulación vestibular						
3. Estimulación táctil						
4. Ajuste postural						
5. Combinaciones						
TOTAL						

--	--	--	--	--	--	--

EJ: Ejercicios; **T:** Tiempo

1.5. PLANILLA DE PROGRAMACIÓN DE LOS EJERCICIOS DE TIEMPO DE REACCIÓN Y TIEMPO DE MOVIMIENTO (GRUPOS 2 y 3).

SEMANA: FECHA:	DÍA 1		DÍA 2		DÍA 3	
TIEMPO REACCIÓN	Ej	T	Ej	T	Ej	T
1. Simple. Estímulo visual: - Movimiento segmentario - Movimiento global						
2. Simple. Estímulo auditivo: - Movimiento segmentario - Movimiento global						
3. Simple. Estímulo táctil: - Movimiento segmentario - Movimiento global						
4. Compleja - Diferentes estímulos - Diferentes acciones						
TOTAL						
TIEMPO DE MOVIMIENTO						
1. Movimiento acíclico - Miembro superior - Miembro inferior						
2. Movimiento acíclico - Global						
3. Movimiento cíclico. - Miembro superior - Miembro inferior						
4. Movimiento cíclico - Global						
TOTAL						

--	--	--	--	--	--	--

EJ: Ejercicios; **T:** Tiempo

1.6. PLANILLA DE SEGUIMIENTO DE LAS SESIONES DEL GRUPO GENÉRICO

CENTRO:

MONITOR:

GRUPO:

Nº ALUMNOS:

SEMANA: FECHA:	DÍA 1		DÍA 2		DÍA3	
COMPONENTES	Tiempo	Ejercicios	Tiempo	Ejercicios	Tiempo	Ejercicios
CALENTAMIENTO						
P.PRINCIPAL						
R. AERÓBICA						
FUERZA						
COORDINACIÓN						
AGILIDAD						
EQUILIBRIO						
VELOCIDAD						
JUEGOS/DEPORTES						
OTROS						
FINAL						
FLEXIBILIDAD						

DANZA/EXPRESI ÓN						
RELAJACIÓN						

ANEXO II. CUESTIONARIOS E INSTRUMENTOS DE MEDICIÓN

Anexo II. Cuestionarios e Instrumentos de medición

2.1. Consentimiento informado.....	387
2.2. Cuestionario de aptitud para la actividad física.....	389
2.3. Cuestionario de evaluación de la independencia en las actividades diarias.....	391
2.4. Autoinforme sobre datos personales y estado de salud.....	393
2.5. Instrucciones para la administración del test de equilibrio estático.....	395
2.6. Instrucciones para la administración del test de equilibrio dinámico.....	397
2.7. Instrucciones para la administración del test de tiempo de reacción y tiempo de movimiento.....	399

2.1. CONSENTIMIENTO INFORMADO

DURANTE ESTE CURSO SE VA A LLEVAR A CABO UN PROYECTO DE INVESTIGACIÓN PARA EVALUAR LA INFLUENCIA DEL EJERCICIO SOBRE EL EQUILIBRIO Y EL TIEMPO DE REACCIÓN EN PERSONAS MAYORES. PARA ELLO ES NECESARIO PASAR UNOS TESTS DE FÁCIL EJECUCIÓN Y NINGUNA PELIGROSIDAD ENTRE SUJETOS QUE PRACTICAN EJERCICIO DE FORMA REGULAR Y ORGANIZADA Y LOS QUE NO LO PRACTICAN. ES POR ÉSTO QUE REQUERIMOS SU PARTICIPACIÓN VOLUNTARIA EN ESTE PROYECTO.

SI DESEA COLABORAR, FIRME ESTE CONSENTIMIENTO Y ACUERDO DE COMPROMISO PARA PARTICIPAR EN LOS PROGRAMAS Y/O REALIZAR LOS TESTS FÍSICOS DE EQUILIBRIO Y TIEMPO DE REACCIÓN, LOS CUALES SE PASARAN DE DOS A TRES VECES ENTRE NOVIEMBRE Y JUNIO (Aproximadamente en noviembre, febrero y junio, para lo cual le avisaremos recordándole las fechas)

Firma:

LE AGRADECEMOS DE ANTEMANO LA ATENCIÓN Y EL TIEMPO PRESTADO, ASÍ COMO SU COLABORACIÓN EN ESTA INVESTIGACIÓN, LA CUAL ESPERAMOS QUE SIRVA PARA MEJORAR LA CALIDAD DE VIDA EN PERSONAS MAYORES.

Atentamente: Esther Requena

2.2. CUESTIONARIO DE APTITUD PARA LA ACTIVIDAD FÍSICA

CUESTIONARIO DE APTITUD PARA LA ACTIVIDAD FÍSICA (C-AAF)

Cuestionario autoadministrado para adultos (Versión Castellana Rodríguez, 1995)

El C-AAf y Usted

El C-AAF ha sido concebido para ayudarle a sí mismo. El ejercicio físico regular se asocia a muchos beneficios para la salud. Si tiene la intención de aumentar su nivel de actividad física habitual, un primer paso prudente es el cumplimentar el C-AAF.

Para la mayoría de la gente la actividad física no presenta ningún problema o riesgo en especial. El C-AAF ha sido concebido para descubrir aquellos pocos individuos para los que la actividad física puede ser inapropiada o aquellos que necesitan consejo médico en relación con el tipo de actividad más adecuada en su caso.

El sentido común es la mejor guía para responder a estas pocas preguntas. **Por favor, léalas cuidadosamente y marque con una X el cuadro correspondiente a aquellas preguntas que sean ciertas en su caso (SÍ = X).**

Sí

1. ¿Le ha dicho alguna vez un médico que tiene una enfermedad del corazón y le ha recomendado realizar actividad física solamente con supervisión médica?
2. ¿Nota dolor en el pecho cuando realiza alguna actividad física?
3. ¿Ha notado dolor en el pecho en reposo durante este último mes?
4. ¿Ha perdido la conciencia o el equilibrio después de notar sensación de mareo?
5. ¿Tiene algún problema en los huesos o en las articulaciones que podría empeorar a causa de la actividad física que se propone realizar?
6. ¿Le ha prescrito su médico medicación para la presión arterial o para algún problema del corazón (por ejemplo diuréticos)?
7. ¿Está al corriente, ya sea por propia experiencia o por indicación de un médico, de cualquier razón que le impida hacer ejercicio sin supervisión médica?

Si ha contestado SI a una o más preguntas:



ANTES de aumentar su nivel de actividad física o de realizar una prueba para valorar su nivel de condición física, consulte a su médico por teléfono o personalmente (si no lo ha hecho ya recientemente). Indíquelo qué preguntas de este cuestionario a contestado con un Sí o enséñele una copia del mismo.

Programas de actividad física



DEPUÉS de una revisión médica, pida consejo a su médico en relación con su aptitud para realizar:

*Actividad física sin restricciones. Probablemente será aconsejable que aumente su nivel de actividad progresivamente.

*Actividad física restringida o bajo supervisión adecuada a sus necesidades específicas (al menos al empezar la actividad). Infórmese de los programas o servicios especiales a su alcance.

Si a contestado NO a todas las preguntas:



Si ha contestado el C-AAF a conciencia, puede estar razonablemente seguro de poder realizar actualmente:

UN PROGRAMA GRADUAL DE EJERCICIO. El incremento gradual de los ejercicios adecuados favorece la mejora de la condición física, minimizando o eliminando las sensaciones incómodas o desagradables.

UNA PRUEBA DE ESFUERZO. Si lo desea puede realizar pruebas simples de valoración de la condición física u otras más complejas (como una prueba de esfuerzo máxima).

Postponerlo



Si padece alguna afección temporal benigna, como por ejemplo un resfriado o fiebre, o no se siente bien en este momento, es aconsejable que posponga la actividad física que se propone realizar.

2.3. CUESTIONARIO DE EVALUACIÓN DE LA INDEPENDENCIA EN LAS ACTIVIDADES DIARIAS

Ahora lea atentamente las siguientes preguntas y haga un **círculo** sobre la respuesta elegida. Si tiene dudas por favor pregúnteme sobre ello.

- | | | |
|---|----|----|
| 1- Camina sin ayuda de un bastón..... | Si | No |
| 2- Sube 5 peldaños de una escalera sin ayuda de los brazos..... | Si | No |
| 3- Baja 5 peldaños de una escalera sin ayuda de los brazos..... | Si | No |
| 4- Se levanta de una silla sin ayuda de los brazos..... | Si | No |
| 5- Se acuesta sin ayuda de otra persona..... | Si | No |
| 6- Se levanta de la cama sin ayuda de otra persona..... | Si | No |
| 7- Entra y sale de un coche sin ayuda de otra persona..... | Si | No |
| 8- Recoge una ropa del suelo sin ayuda de otra persona..... | Si | No |
| 9- Se baña solo/a sin ayuda de otra persona | Si | No |

2.5. INSTRUCCIONES PARA LA ADMINISTRACIÓN DEL TEST DE EQUILIBRIO ESTÁTICO.

* **Factor:** Equilibrio estático

* **Descripción del test:** permanencia sobre pierna preferente en un máximo de 60 segundos con los ojos abiertos en las siguientes situaciones:

- Sobre una barra de 4,5 cm de ancho
- Sobre una barra de 3,5 cm de ancho.

* **Material:**

- Cronómetro
- Barra de madera de 4,5 cm de ancho, 1,25 m de largo y 3,5 cm de grosor, apoyada sobre tres soportes de 27 cm de largo, 3 cm de alto y 6 cm de grosor.
- Barra de madera de 3,5 cm de ancho, 1,25 m de largo y 3,5 cm de grosor, apoyada sobre tres soportes de 27 cm de largo, 3 cm de alto y 6 cm de grosor.

* **Instrucciones para el ejecutante:**

- Manténgase sobre su pierna preferente y flexione la pierna libre atrás colocando los brazos a los lados del cuerpo.
- Para adoptar la posición correcta, apóyese en el brazo del controlador. El test comienza en el momento en que se suelte de éste. Intente mantener el equilibrio en esta posición el tiempo que pueda y hasta un máximo de 60 s.
- El test se realizará primero sobre la barra de 4,5 cm de ancho y posteriormente sobre la de 3,5 cm. Se darán dos intentos en cada prueba con un descanso entre ellos.
- Se valora el tiempo de permanencia hasta desequilibrarse o hasta un máximo de 60 s.
- El cronómetro se parará por:
 - * Tocar con la pierna libre en el suelo
 - * Agarrarse a algún objeto o sujeto
 - * Descolocar el pie de su sitio.
 - * Salirse de la superficie de apoyo o barra.
- El test se realizará descalzo con calcetines de algodón gruesos.
- Se dejará un intento previo a la prueba para familiarizarse con el instrumento.

*** Directrices para el controlador**

- Sitúese al lado del ejecutante para que éste se apoye sobre su hombro y adopte la posición de equilibrio.
- El cronómetro se pondrá en marcha en el momento en que el participante suelte su apoyo.
- El cronómetro se parará cuando el ejecutante pierda el equilibrio por cualquiera de los motivos citados anteriormente.
- Se darán dos intentos realizando un descanso entre ellos.

*** Resultado:**

- De los dos intentos de cada prueba se anotará el mejor tiempo obtenido anotándolo en centésimas de segundo.

2.6. INSTRUCCIONES PARA LA ADMINISTRACIÓN DEL TEST DE EQUILIBRIO DINÁMICO

* **Factor:** Equilibrio dinámico

* **Descripción del test:** caminar hacia adelante sobre una barra de 3,75 m de largo andando.

* **Material:**

- Cronómetro
- 3 barras de madera, colocadas una a continuación de la otra, de 4,5 cm de ancho, 1,25 m de largo y 3,5 cm de grosor. Cada barra se apoya sobre tres soportes de 27 cm de largo, 3 cm de alto y 6 cm de grosor.
- 3 barras de características similares a la anterior pero de 3,5 cm de anchura.
- colchonetas finas apoyadas sobre el suelo y rodeando las barras.

* **Instrucciones para el ejecutante:**

- Póngase de pie sobre la barra con un pie delante del otro y apóyese en el controlador.
- El test comienza en el momento en que suelte su apoyo.
- El cronómetro se parará por:
 - * Caerse al suelo o tocar el suelo con alguna parte.
 - * Apoyarse en otra persona.
 - * Correr por la barra.
- Se contabiliza la distancia recorrida. Al llegar al final de la barra si el participante puede continuar, dará media vuelta apoyándose en el controlador, para volver a atravesarla de nuevo.

* **Directrices para el controlador:**

- Sitúese al lado del ejecutante para que éste se apoye sobre su hombro y adopte la posición de equilibrio.
- El cronómetro se pondrá en marcha en el momento en que el participante suelte su apoyo.
- El cronómetro se parará cuando el ejecutante pierda el equilibrio por cualquiera de los motivos citados anteriormente.
- Se darán dos intentos realizando un descanso entre ellos.

- Se tomará el apoyo del talón como referencia de la distancia alcanzada.

*** Resultado**

- Se contabiliza la distancia recorrida en cm. Las medidas de la barra están hechas en fracciones de 10 cm.

2.7. INSTRUCCIONES PARA LA ADMINISTRACIÓN DEL TEST DE TIEMPO DE REACCIÓN Y TIEMPO DE MOVIMIENTO

* **Factor:** Tiempo de reacción y tiempo de movimiento.

* **Descripción:** reaccionar a un estímulo auditivo y levantar la mano preferente de la primera palanca accionando seguidamente la segunda. Las palancas están colocadas paralelamente a 34 cm de distancia.

* **Material:**

- Instrumento para medir el tiempo de reacción de Lafayette modelo 63017.
- Mesa de 76 cm de altura y silla de 45 cm de altura (estándar)

* **Instrucciones para el ejecutante:**

- Sitúese sentado frente a las palancas a accionar.
- Presione con la mano preferente una de las llaves de respuesta, al oír el estímulo o señal auditiva levante la mano de la palanca y presione la segunda llave. Al levantar la mano, se para el primer cronómetro, que indicará el tiempo de reacción, al presionar la segunda llave, se para el otro cronómetro que indica el tiempo de movimiento.

* **Directrices para el controlador.**

- El instrumento está provisto de dos llaves de respuesta y dos cronómetros.
- Colocar la mano preferente del sujeto sobre una de las llaves de respuesta.
- Utilizar *reset* para poner a cero los dos cronómetros.
- Seleccionar previamente el estímulo (señal sonora o visual)
- Pulsar el botón *initiate* con lo que comenzará la prueba.
- Se dejan un par de intentos previos para familiarizarse con el aparato.

*** Resultado:**

- Tiempo de reacción: el marcado por el primer cronómetro en milésimas de segundo
- Se realizarán 8 intentos tomándose la media de ellos.

ANEXO III. TABLAS ESTADÍSTICAS

Anexo III. Tablas estadísticas

3.1. Anova del rendimiento de equilibrio en el pretest	405
3.2. Unianova, medias marginales estimadas y comparaciones por pares de Bonferroni del test de ED35.....	407
3.3. Unianova, medias marginales estimadas y comparaciones por pares de Bonferroni del test de ED45.....	411
3.4. Unianova, medias marginales estimadas y comparaciones por pares de Bonferroni del test de EE35.....	415
3.5. Unianova, medias marginales estimadas y comparaciones por pares de Bonferroni del test de EE45.....	419
3.6. Análisis de varianza univariado de los efectos de interacción grupo-sexo.....	423
3.7. Modelo lineal general para medidas repetidas y prueba de contrastes intrasujetos del test de ED35.....	427
3.8. Prueba de Friedman y prueba de Rangos con signos de Wilcoxon del test de ED45.....	431
3.9. Prueba de Friedman y prueba de Rangos con signos de Wilcoxon del test de EE35.....	433
3.10. Modelo lineal general para medidas repetidas y prueba de contrastes intrasujetos del test de EE45.....	435
3.11. Análisis de varianza de las mejoras en el rendimiento de equilibrio según tramos de edad para ED35, ED45, EE35 y EE45.....	439
3.12. Prueba t para muestras independientes según hayan sufrido o no caídas previas en los sujetos del grupo específico para las pruebas ED35, ED45, EE35 y EE45.....	441
3.13. Prueba t para muestras independientes según hayan sufrido o no caídas previas en todos los participantes para las pruebas ED35, ED45, EE35 y EE45.....	443
3.14. Prueba t para muestras relacionadas de la comparación de rendimientos al inicio y al final del programa para el grupo de control en las pruebas ED35, ED45, EE35 y EE45.....	445
3.15. Análisis de varianza de los rendimientos de equilibrio de los grupos específico y genérico en función del test. Para ED35 y ED45, y EE35 y EE45.....	447
3.16. Correlación de Pearson de las mejoras de rendimiento de los tests de EE35, ED35, EE35, ED45 y TR para el grupo específico.....	449
3.17. Correlación de Pearson de las mejoras de rendimiento de los tests de EE35, ED35, EE35, ED45 incluyendo todos los participantes.....	451
3.18. Correlación de Pearson de los rendimientos obtenidos con otro grupo diferente en dos mediciones distanciadas en el tiempo (fiabilidad de los tests de equilibrio).....	453

3.1. Anova del rendimiento de equilibrio en el pretest.

Un factor

Descriptivos

	N	Media	Desviación típica	Error típico	Intervalo de confianza para la media al 95%		Mínimo	Máximo
					Límite inferior	Límite superior		
MAXE45.1 control	30	545,4000	468,9928	85,6260	370,2752	720,5248	130,00	2057,00
especifico3	29	901,9655	1005,4381	186,7052	519,5173	1284,4137	186,00	5088,00
generico	35	818,9429	859,7475	145,3239	523,6092	1114,2765	100,00	3981,00
Total	94	757,2553	815,8552	84,1490	590,1520	924,3586	100,00	5088,00
MAXE35.1 control	30	444,1333	374,6479	68,4010	304,2375	584,0291	123,00	1553,00
especifico3	29	572,8276	487,7207	90,5675	387,3085	758,3466	142,00	2567,00
generico	35	780,6000	1125,1899	190,1918	394,0837	1167,1163	135,00	6000,00
Total	94	609,1170	773,6289	79,7937	450,6625	767,5716	123,00	6000,00
MAXD45.1 control	33	233,7879	193,5645	33,6953	165,1529	302,4229	40,00	750,00
especifico3	29	225,5172	163,8071	30,4182	163,2084	287,8261	50,00	680,00
generico	33	242,7273	216,0913	37,6167	166,1046	319,3499	40,00	750,00
Total	95	234,3684	191,5533	19,6530	195,3470	273,3898	40,00	750,00
MAXD35.1 control	33	178,4242	124,7024	21,7079	134,2067	222,6418	40,00	540,00
especifico3	29	190,6897	114,1093	21,1896	147,2848	234,0945	40,00	510,00
generico	33	173,4848	131,2350	22,8451	126,9509	220,0188	40,00	570,00
Total	95	180,4526	122,8262	12,6017	155,4317	205,4736	40,00	570,00

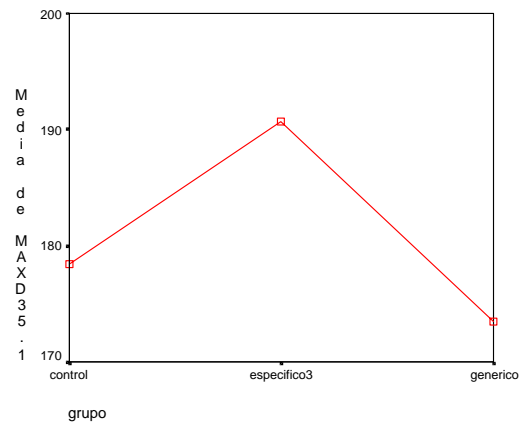
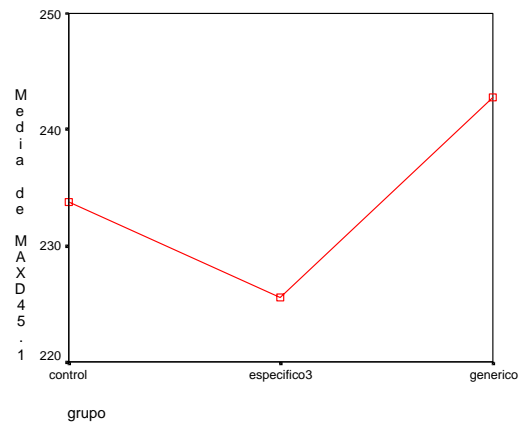
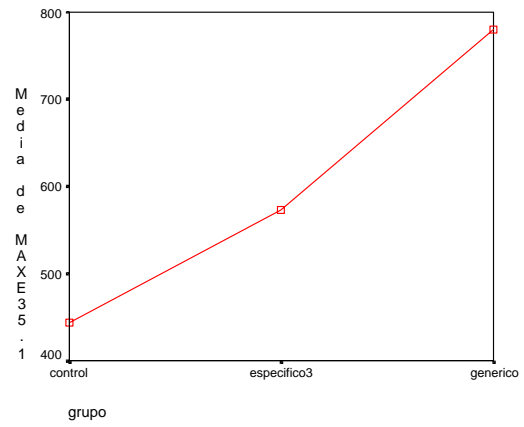
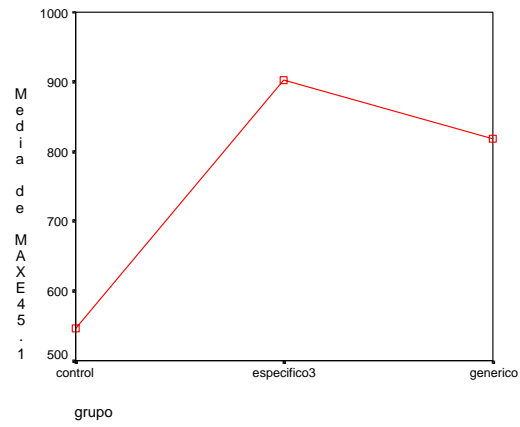
Prueba de homogeneidad de varianzas

	Estadístico de Levene	gl1	gl2	Sig.
MAXE45.1	2,498	2	91	,088
MAXE35.1	4,495	2	91	,014
MAXD45.1	,938	2	92	,395
MAXD35.1	,286	2	92	,752

ANOVA

		Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
MAXE45.1	Inter-grupos	2086957,8	2	1043478,9	1,587	,210
	Intra-grupos	59815670	91	657315,056		
	Total	61902628	93			
MAXE35.1	Inter-grupos	1884003,7	2	942001,854	1,594	,209
	Intra-grupos	53776654	91	590952,242		
	Total	55660658	93			
MAXD45.1	Inter-grupos	4588,803	2	2294,402	,061	,941
	Intra-grupos	3444523,3	92	37440,471		
	Total	3449112,1	94			
MAXD35.1	Inter-grupos	4777,027	2	2388,513	,155	,856
	Intra-grupos	1413332,5	92	15362,310		
	Total	1418109,5	94			

Gráfico de las medias



3.2. Unianova, medias marginales estimadas y comparaciones por pares de Bonferroni del test de ED35.

```

UNIANOVA
  maxd35.3 BY grupo WITH maxd35.1 talla
  /METHOD = SSTYPE(3)
  /INTERCEPT = INCLUDE
  /EMMEANS = TABLES(grupo) WITH(maxd35.1=MEAN talla=MEAN)
COMPARE ADJ
  (BONFERRONI)
  /PRINT = PARAMETER HOMOGENEITY
  /CRITERIA = ALPHA(.05)
  /DESIGN = maxd35.1 talla grupo .

```

Análisis de varianza univariado

Factores inter-sujetos

	Etiqueta del valor	N
GRUPO 3	control	25
5	especifico 3	25
6	generico	28

Contraste de Levene sobre la igualdad de las varianzas error ^a

Variable dependiente: MAXD35.3

F	gl1	gl2	Sig.
4,376	2	75	,016

Contrasta la hipótesis nula de que la varianza error de la variable dependiente es igual a lo largo de todos los grupos.

a. Diseño: Intercept+MAXD35.1+TALLA+GRUPO

Pruebas de los efectos inter-sujetos

Variable dependiente: MAXD35.3

Fuente	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Modelo corregido	861416,405 ^a	4	215354,101	8,046	,000
Intersección	96094,497	1	96094,497	3,590	,062
MAXD35.1	167021,040	1	167021,040	6,240	,015
TALLA	138054,093	1	138054,093	5,158	,026
GRUPO	259401,513	2	129700,756	4,846	,011
Error	1953892,890	73	26765,656		
Total	7353825,000	78			
Total corregido	2815309,295	77			

a. R cuadrado = ,306 (R cuadrado corregido = ,268)

Estimaciones de los parámetros

Variable dependiente: MAXD35.3

Parámetro	B	Error típ.	t	Sig.	Intervalo de confianza al 95%.	
					Límite inferior	Límite superior
Intersección	-729,422	383,858	-1,900	,061	-1494,451	35,606
MAXD35.1	,441	,176	2,498	,015	8,913E-02	,793
TALLA	5,558	2,447	2,271	,026	,681	10,435
[GRUPO=3]	-85,617	45,583	-1,878	,064	-176,465	5,231
[GRUPO=5]	60,171	46,965	1,281	,204	-33,430	153,772
[GRUPO=6]	0 ^a	,	,	,	,	,

a. Al parámetro se le ha asignado el valor cero porque es redundante.

Medias marginales estimadas grupo

Estimaciones

Variable dependiente: MAXD35.3

grupo	Media	Error típ.	Intervalo de confianza al 95%.	
			Límite inferior	Límite superior
3 control	163,757 ^a	32,907	98,173	229,340
5 específico3	309,545 ^a	33,597	242,586	376,504
6 generico	249,374 ^a	31,523	186,549	312,198

a. Evaluado respecto a cómo aparecen las covariables en el modelo: MAXD35.1 =176,0641, TALLA = 162,1538.

Comparaciones por pares

Variable dependiente: MAXD35.3

(I) grupo	(J) grupo	Diferencia entre medias (I-J)	Error típ.	Sig. ^a	Intervalo de confianza al 95 % para diferencia ^a	
					Límite inferior	Límite superior
3 control	5 específico3	-145,788*	47,272	,009	-261,624	-29,952
	6 generico	-85,617	45,583	,193	-197,315	26,081
5 específico3	3 control	145,788*	47,272	,009	29,952	261,624
	6 generico	60,171	46,965	,613	-54,911	175,254
6 generico	3 control	85,617	45,583	,193	-26,081	197,315
	5 específico3	-60,171	46,965	,613	-175,254	54,911

Basadas en las medias marginales estimadas.

*. La diferencia de las medias es significativa al nivel ,05.

a. Ajuste para comparaciones múltiples: Bonferroni.

Contrastes univariados

Variable dependiente: MAXD35.3

	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Contraste	259401,513	2	129700,756	4,846	,011
Error	1953892,9	73	26765,656		

Cada prueba F contrasta el efecto simple de grupo en cada combinación de niveles del resto de los efectos mostrados. Estos contrastes se basan en las comparaciones por pares, linealmente independientes, entre las medias marginales estimadas.

3.3. Unianova, medias marginales estimadas y comparaciones por pares de Bonferroni del test de ED45.

UNIANOVA

```
maxd45.3 BY grupo WITH maxd45.1
/METHOD = SSTYPE(3)
/INTERCEPT = INCLUDE
/EMMEANS = TABLES(grupo) WITH(maxd45.1=MEAN) COMPARE
ADJ(BONFERRONI)
/PRINT = PARAMETER HOMOGENEITY
/CRITERIA = ALPHA(.05)
/DESIGN = maxd45.1 grupo .
```

Análisis de varianza univariado

Factores inter-sujetos

	Etiqueta del valor	N
GRUPO 3	control	26
5	especifico	25
6	3 generico	28

Contraste de Levene sobre la igualdad de las varianzas error

Variable dependiente: MAXD45.3

F	gl1	gl2	Sig.
6,123	2	76	,003

Contrasta la hipótesis nula de que la varianza error de la variable dependiente es igual a lo largo de todos los grupos.

a. Diseño: Intercept+MAXD45.1+GRUPO

Pruebas de los efectos inter-sujetos

Variable dependiente: MAXD45.3

Fuente	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Modelo corregido	1699881,240 ^a	3	566627,080	14,439	,000
Intersección	1271621,196	1	1271621,2	32,404	,000
MAXD45.1	889039,020	1	889039,020	22,655	,000
GRUPO	682060,387	2	341030,194	8,690	,000
Error	2943205,950	75	39242,746		
Total	13620431,0	79			
Total corregido	4643087,190	78			

a. R cuadrado = ,366 (R cuadrado corregido = ,341)

Estimaciones de los parámetros

Variable dependiente: MAXD45.3

Parámetro	B	Error típ.	t	Sig.	Intervalo de confianza al 95%.	
					Límite inferior	Límite superior
Intersección	229,468	48,076	4,773	,000	133,695	325,241
MAXD45.1	,558	,117	4,760	,000	,325	,792
[GRUPO=3]	-151,644	54,174	-2,799	,007	-259,565	-43,724
[GRUPO=5]	75,296	54,528	1,381	,171	-33,330	183,921
[GRUPO=6]	0 ^a	,	,	,	,	,

a. Al parámetro se le ha asignado el valor cero porque es redundante.

Medias marginales estimadas grupo

Estimaciones

Variable dependiente: MAXD45.3

grupo	Media	Error típ.	Intervalo de confianza al 95%.	
			Límite inferior	Límite superior
3 control	211,537 ^a	38,953	133,939	289,136
5 específico3	438,477 ^a	39,624	359,541	517,413
6 generico	363,182 ^a	37,494	288,490	437,874

a. Evaluado respecto a cómo aparecen las covariables en el modelo: MAXD45.1 =239,4937.

Comparaciones por pares

Variable dependiente: MAXD45.3

(I) grupo	(J) grupo	Diferencia entre medias (I-J)	Error típ.	Sig. ^a	Intervalo de confianza al 95 % para diferencia ^a	
					Límite inferior	Límite superior
3 control	5 específico3	-226,940*	55,596	,000	-363,088	-90,792
	6 generico	-151,644*	54,174	,020	-284,310	-18,979
5 específico3	3 control	226,940*	55,596	,000	90,792	363,088
	6 generico	75,296	54,528	,514	-58,237	208,828
6 generico	3 control	151,644*	54,174	,020	18,979	284,310
	5 específico3	-75,296	54,528	,514	-208,828	58,237

Basadas en las medias marginales estimadas.

*. La diferencia de las medias es significativa al nivel ,05.

a. Ajuste para comparaciones múltiples: Bonferroni.

Contrastes univariados

Variable dependiente: MAXD45.3

	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Contraste	682060,387	2	341030,194	8,690	,000
Error	2943205,9	75	39242,746		

Cada prueba F contrasta el efecto simple de grupo en cada combinación de niveles del resto de los efectos mostrados. Estos contrastes se basan en las comparaciones por pares, linealmente independientes, entre las medias marginales estimadas.

3.4. Unianova, medias marginales estimadas y comparaciones por pares de Bonferroni del test de EE35.

UNIANOVA

```
maxe35.3 BY grupo caídas WITH maxe35.1
/METHOD = SSTYPE(3)
/INTERCEPT = INCLUDE
/EMMEANS = TABLES(grupo) WITH(maxe35.1=MEAN) COMPARE
ADJ(BONFERRONI)
/PRINT = PARAMETER HOMOGENEITY
/CRITERIA = ALPHA(1) maxe35.1.
```

Análisis de varianza univariado

Factores inter-sujetos

		Etiqueta del valor	N
GRUPO	3	control	23
	5	especifico 3	25
	6	generico	26
CAIDAS	1	no	48
	2	si	26

Contraste de Levene sobre la igualdad de las varianzas error^a

Variable dependiente: MAXE35.3

F	gl1	gl2	Sig.
2,718	5	68	,027

Contrasta la hipótesis nula de que la varianza error de la variable dependiente es igual a lo largo de todos los grupos.

a. Diseño: Intercept+GRUPO+CAIDAS+MAXE35.1

Pruebas de los efectos inter-sujetos

Variable dependiente: MAXE35.3

Fuente	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Modelo corregido	57581865,7 ^a	4	14395466	17,621	,000
Intersección	6061370,244	1	6061370,2	7,419	,008
GRUPO	518933,178	2	259466,589	,318	,729
CAIDAS	4707350,803	1	4707350,8	5,762	,019
MAXE35.1	43861262,1	1	43861262	53,688	,000
Error	56370856,5	69	816968,935		
Total	195899322	74			
Total corregido	113952722	73			

a. R cuadrado = ,505 (R cuadrado corregido = ,477)

Estimaciones de los parámetros

Variable dependiente: MAXE35.3

Parámetro	B	Error típ.	t	Sig.	Intervalo de confianza al 95%.	
					Límite inferior	Límite superior
Intersección	170,851	265,336	,644	,522	-358,480	700,183
[GRUPO=3]	-201,396	270,352	-,745	,459	-740,734	337,942
[GRUPO=5]	-30,437	255,493	-,119	,906	-540,132	479,257
[GRUPO=6]	0 ^a	,	,	,	,	,
[CAIDAS=1]	547,927	228,264	2,400	,019	92,553	1003,301
[CAIDAS=2]	0 ^a	,	,	,	,	,
MAXE35.1	,971	,133	7,327	,000	,707	1,235

a. Al parámetro se le ha asignado el valor cero porque es redundante.

Medias marginales estimadas grupo

Estimaciones

Variable dependiente: MAXE35.3

grupo	Media	Error típ.	Intervalo de confianza al 95%.	
			Límite inferior	Límite superior
3 control	842,359 ^a	189,876	463,566	1221,151
5 específico3	1013,317 ^a	185,528	643,199	1383,436
6 generico	1043,755 ^a	188,552	667,603	1419,906

a. Evaluado respecto a cómo aparecen las covariables en el modelo: MAXE35.1 =616,8784.

Comparaciones por pares

Variable dependiente: MAXE35.3

(I) grupo	(J) grupo	Diferencia entre medias (I-J)	Error típ.	Sig. ^a	Intervalo de confianza al 95 % para diferencia ^a	
					Límite inferior	Límite superior
3 control	5 específico3	-170,959	265,541	1,000	-822,529	480,611
	6 generico	-201,396	270,352	1,000	-864,771	461,979
5 específico3	3 control	170,959	265,541	1,000	-480,611	822,529
	6 generico	-30,437	255,493	1,000	-657,352	596,477
6 generico	3 control	201,396	270,352	1,000	-461,979	864,771
	5 específico3	30,437	255,493	1,000	-596,477	657,352

Basadas en las medias marginales estimadas.

a. Ajuste para comparaciones múltiples: Bonferroni.

Contrastes univariados

Variable dependiente: MAXE35.3

	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Contraste	518933,178	2	259466,589	,318	,729
Error	56370856	69	816968,935		

Cada prueba F contrasta el efecto simple de grupo en cada combinación de niveles del resto de los efectos mostrados. Estos contrastes se basan en las comparaciones por pares, linealmente independientes, entre las medias marginales estimadas.

3.5. Unianova, medias marginales estimadas y comparaciones por pares de Bonferroni del test de EE45.

UNIANOVA

```
maxe45.3 BY grupo WITH maxe45.1
/METHOD = SSTYPE(3)
/INTERCEPT = INCLUDE
/EMMEANS = TABLES(grupo) WITH(maxe45.1=MEAN) COMPARE
ADJ(BONFERRONI)
/PRINT = PARAMETER HOMOGENEITY
/CRITERIA = ALPHA(.05)
/DESIGN = maxe45.1 grupo .
```

Análisis de varianza univariado

Factores inter-sujetos

	Etiqueta del valor	N
GRUPO 3	control	23
5	especifico	25
6	3 generico	27

Contraste de Levene sobre la igualdad de las varianzas error ^a

Variable dependiente: MAXE45.3

F	gl1	gl2	Sig.
2,441	2	72	,094

Contrasta la hipótesis nula de que la varianza error de la variable dependiente es igual a lo largo de todos los grupos.

a. Diseño: Intercept+MAXE45.1+GRUPO

Pruebas de los efectos inter-sujetos

Variable dependiente: MAXE45.3

Fuente	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Modelo corregido	82961762,0 ^a	3	27653921	33,429	,000
Intersección	10321055,8	1	10321056	12,476	,001
MAXE45.1	61239518,2	1	61239518	74,028	,000
GRUPO	11095034,9	2	5547517,4	6,706	,002
Error	58734483,5	71	827246,247		
Total	282652869	75			
Total corregido	141696246	74			

a. R cuadrado = ,585 (R cuadrado corregido = ,568)

Estimaciones de los parámetros

Variable dependiente: MAXE45.3

Parámetro	B	Error típ.	t	Sig.	Intervalo de confianza al 95%.	
					Límite inferior	Límite superior
Intersección	1028,772	207,304	4,963	,000	615,419	1442,126
MAXE45.1	1,081	,126	8,604	,000	,831	1,332
[GRUPO=3]	-913,427	262,421	-3,481	,001	-1436,680	-390,173
[GRUPO=5]	-659,127	252,478	-2,611	,011	-1162,555	-155,700
[GRUPO=6]	0 ^a	,	,	,	,	,

a. Al parámetro se le ha asignado el valor cero porque es redundante.

Medias marginales estimadas grupo

Estimaciones

Variable dependiente: MAXE45.3

grupo	Media	Error típ.	Intervalo de confianza al 95%.	
			Límite inferior	Límite superior
3 control	957,320 ^a	192,730	573,027	1341,614
5 específico3	1211,619 ^a	182,728	847,271	1575,968
6 generico	1870,747 ^a	175,537	1520,736	2220,758

a. Evaluado respecto a cómo aparecen las covariables en el modelo: MAXE45.1 =778,8267.

Comparaciones por pares

Variable dependiente: MAXE45.3

(I) grupo	(J) grupo	Diferencia entre medias (I-J)	Error típ.	Sig. ^a	Intervalo de confianza al 95 % para diferencia ^a	
					Límite inferior	Límite superior
3 control	5 específico3	-254,299	267,810	1,000	-910,975	402,377
	6 generico	-913,427*	262,421	,003	-1556,890	-269,963
5 específico3	3 control	254,299	267,810	1,000	-402,377	910,975
	6 generico	-659,127*	252,478	,033	-1278,211	-40,044
6 generico	3 control	913,427*	262,421	,003	269,963	1556,890
	5 específico3	659,127*	252,478	,033	40,044	1278,211

Basadas en las medias marginales estimadas.

*. La diferencia de las medias es significativa al nivel ,05.

a. Ajuste para comparaciones múltiples: Bonferroni.

Contrastes univariados

Variable dependiente: MAXE45.3

	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Contraste	11095035	2	5547517,4	6,706	,002
Error	58734484	71	827246,247		

Cada prueba F contrasta el efecto simple de grupo en cada combinación de niveles del resto de los efectos mostrados. Estos contrastes se basan en las comparaciones por pares, linealmente independientes, entre las medias marginales estimadas.

3.6. Analisis de varianza univariado de los efectos de interaccion grupo-sexo.

Análisis de varianza univariado

Factores inter-sujetos

	Etiqueta del valor	N
SEXO 1	hombre	32
2	mujer	51
grupo 3	control	27
5	especifico 3	27
6	generico	29

Pruebas de los efectos inter-sujetos

Variable dependiente: MAXE45.3

Fuente	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Modelo corregido	22356274,5 ^a	5	4471254,9	2,301	,053
Intersección	146424715	1	1,46E+08	75,345	,000
SEXO	164390,825	1	164390,825	,085	,772
GRUPO	19429343,9	2	9714671,9	4,999	,009
SEXO * GRUPO	3991620,340	2	1995810,2	1,027	,363
Error	149640643	77	1943385,0		
Total	328748339	83			
Total corregido	171996918	82			

a. R cuadrado = ,130 (R cuadrado corregido = ,073)

Análisis de varianza univariado

Factores inter-sujetos

	Etiqueta del valor	N
SEXO 1	hombre	32
2	mujer	50
grupo 3	control	27
5	especifico 3	27
6	generico	28

Pruebas de los efectos inter-sujetos

Variable dependiente: MAXE35.3

Fuente	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Modelo corregido	8383421,484 ^a	5	1676684,3	1,160	,337
Intersección	81698906,9	1	81698907	56,530	,000
SEXO	1260318,186	1	1260318,2	,872	,353
GRUPO	5062010,296	2	2531005,1	1,751	,180
SEXO * GRUPO	735581,809	2	367790,904	,254	,776
Error	109837573	76	1445231,2		
Total	205159183	82			
Total corregido	118220994	81			

a. R cuadrado = ,071 (R cuadrado corregido = ,010)

Análisis de varianza univariado

Factores inter-sujetos

	Etiqueta del valor	N
SEXO 1	hombre	32
2	mujer	52
grupo 3	control	27
5	especifico 3	27
6	generico	30

Pruebas de los efectos inter-sujetos

Variable dependiente: MAXD45.3

Fuente	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Modelo corregido	817795,115 ^a	5	163559,023	3,259	,010
Intersección	8152654,741	1	8152654,7	162,455	,000
SEXO	117148,410	1	117148,410	2,334	,131
GRUPO	571059,180	2	285529,590	5,690	,005
SEXO * GRUPO	2692,019	2	1346,009	,027	,974
Error	3914363,551	78	50184,148		
Total	13916756,0	84			
Total corregido	4732158,667	83			

a. R cuadrado = ,173 (R cuadrado corregido = ,120)

Análisis de varianza univariado

Factores inter-sujetos

		Etiqueta del valor	N
SEXO	1	hombre	32
	2	mujer	52
grupo	3	control	27
	5	especifico	27
	3		
	6	generico	30

Pruebas de los efectos inter-sujetos

Variable dependiente: MAXD35.3

Fuente	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Modelo corregido	560265,089 ^a	5	112053,018	3,544	,006
Intersección	4374599,666	1	4374599,7	138,352	,000
SEXO	148806,500	1	148806,500	4,706	,033
GRUPO	213276,366	2	106638,183	3,373	,039
SEXO * GRUPO	38851,346	2	19425,673	,614	,544
Error	2466307,233	78	31619,323		
Total	7959025,000	84			
Total corregido	3026572,321	83			

a. R cuadrado = ,185 (R cuadrado corregido = ,133)

3.7. Modelo Lineal General para medidas repetidas y prueba de contrastes intrasujetos del test de ED35.

Modelo lineal general

Factores intra-sujetos

Medida: MEASURE_1

FACTOR1	Variable dependiente
1	MAXD35.1
2	MAXD35.2
3	MAXD35.3

Contrastes multivariados^b

Efecto	Valor	F	Gl de la hipótesis	Gl del error gl	Sig.
FACTOR1 Traza de Pillai	,377	6,647 ^a	2,000	22,000	,006
Lambda de Wilks	,623	6,647 ^a	2,000	22,000	,006
Traza de Hotelling	,604	6,647 ^a	2,000	22,000	,006
Raíz mayor de Roy	,604	6,647 ^a	2,000	22,000	,006

a. Estadístico exacto

b.

Diseño: Intercept

Diseño intra sujetos: FACTOR1

Prueba de esfericidad de Mauchly^b

Medida: MEASURE_1

Efecto intra-sujetos	W de Mauchly	Chi-cuadrado aprox.	gl	Sig.	Epsilon ^a		
					Greenhouse-Geisser	Huynh-Feldt	Límite-inferior
FACTOR1	,987	,280	2	,869	,987	1,000	,500

Contrasta la hipótesis nula de que la matriz de covarianza de error de las variables dependientes transformadas es proporcional a una matriz identidad.

a. May be used to adjust the degrees of freedom for the averaged tests of significance. Corrected tests are displayed in the Tests of Within-Subjects Effects table.

b.

Diseño: Intercept

Diseño intra sujetos: FACTOR1

Pruebas de efectos intra-sujetos.

Medida: MEASURE_1

Fuente	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Sig.
FACTOR1 Esfericidad asumida	298875,694	2	149437,847	7,540	,001
Greenhouse-Geisser	298875,694	1,975	151329,627	7,540	,002
Huynh-Feldt	298875,694	2,000	149437,847	7,540	,001
Límite-inferior	298875,694	1,000	298875,694	7,540	,012
Error(FACTOR1) Esfericidad asumida	911740,972	46	19820,456		
Greenhouse-Geisser	911740,972	45,425	20071,369		
Huynh-Feldt	911740,972	46,000	19820,456		
Límite-inferior	911740,972	23,000	39640,912		

Pruebas de contrastes intra-sujetos

Medida: MEASURE_1

Fuente	FACTOR1	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Sig.
FACTOR1	Lineal	273008,333	1	273008,333	13,290	,001
	Cuadrático	25867,361	1	25867,361	1,354	,256
Error(FACTOR1)	Lineal	472491,667	23	20543,116		
	Cuadrático	439249,306	23	19097,796		

Pruebas de contrastes intra-sujetos

Medida: MEASURE_1

Fuente	FACTOR1	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Sig.
FACTOR1	Nivel 1 - Nivel 2	320859,375	1	320859,375	7,537	,012
	Nivel 2 - Nivel 3	29751,042	1	29751,042	,844	,363
Error(FACTOR1)	Nivel 1 - Nivel 2	979165,625	23	42572,418		
	Nivel 2 - Nivel 3	811073,958	23	35264,085		

Pruebas de los efectos inter-sujetos

Medida: MEASURE_1

Variable transformada: Promedio

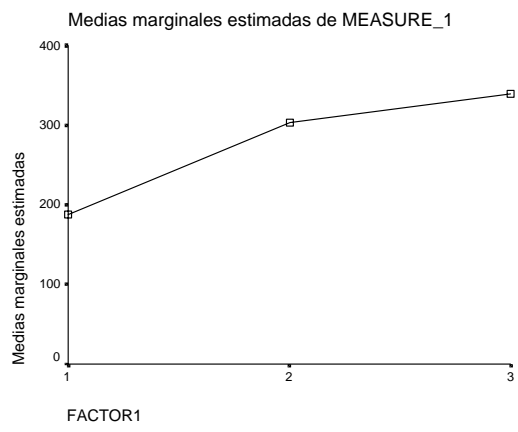
Fuente	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Intercept	5530583,681	1	5530583,7	93,613	,000
Error	1358824,653	23	59079,333		

Medias marginales estimadas

FACTOR1

Medida: MEASURE_1

FACTOR1	Media	Error típ.	Intervalo de confianza al 95%	
			Límite inferior	Límite superior
1	188,333	20,551	145,820	230,846
2	303,958	42,810	215,399	392,518
3	339,167	43,108	249,991	428,342



3.8. Prueba de Friedman y prueba de Rangos con signos de Wilcoxon del test de ED45.

Prueba de Friedman

Rangos

	Rango promedio
MAXD45.1	1,48
MAXD45.2	2,17
MAXD45.3	2,35

Estadísticos de contraste^a

N	24
Chi-cuadrado	10,747
gl	2
Sig. asintót.	,005

a. Prueba de Friedman

Pruebas no paramétricas

Prueba de los rangos con signo de Wilcoxon

Rangos

	N	Rango promedio	Suma de rangos
MAXD45.2 - MAXD45.1	Rangos negativos	6 ^a	71,00
	Rangos positivos	19 ^b	254,00
	Empates	0 ^c	
	Total	25	
MAXD45.3 - MAXD45.2	Rangos negativos	8 ^d	64,00
	Rangos positivos	14 ^e	189,00
	Empates	4 ^f	
	Total	26	

a. MAXD45.2 < MAXD45.1

b. MAXD45.2 > MAXD45.1

c. MAXD45.1 = MAXD45.2

d. MAXD45.3 < MAXD45.2

e. MAXD45.3 > MAXD45.2

f. MAXD45.2 = MAXD45.3

Estadísticos de contraste^b

	MAXD45.2 - MAXD45.1	MAXD45.3 - MAXD45.2
Z	-2,465 ^a	-2,030 ^a
Sig. asintót. (bilateral)	,014	,042

a. Basado en los rangos negativos.

b. Prueba de los rangos con signo de Wilcoxon

3.9. Prueba de Friedman y prueba de Rangos con signos de Wilcoxon del test de EE35.

Pruebas no paramétricas Prueba de Friedman

Rangos

	Rango promedio
MAXE35.1	1,50
MAXE35.2	1,92
MAXE35.3	2,58

Estadísticos de contraste^a

N	24
Chi-cuadrado	14,333
gl	2
Sig. asintót.	,001

a. Prueba de Friedman

Pruebas no paramétricas Prueba de los rangos con signo de Wilcoxon

Rangos

	N	Rango promedio	Suma de rangos
MAXE35.2 - MAXE35.1	Rangos negativos	9 ^a	11,89
	Rangos positivos	16 ^b	13,63
	Empates	0 ^c	
	Total	25	
MAXE35.3 - MAXE35.2	Rangos negativos	6 ^d	14,50
	Rangos positivos	20 ^e	13,20
	Empates	0 ^f	
	Total	26	

a. MAXE35.2 < MAXE35.1

b. MAXE35.2 > MAXE35.1

c. MAXE35.1 = MAXE35.2

d. MAXE35.3 < MAXE35.2

e. MAXE35.3 > MAXE35.2

f. MAXE35.2 = MAXE35.3

Estadísticos de contraste^b

	MAXE35.2 - MAXE35.1	MAXE35.3 - MAXE35.2
Z	-1,493 ^a	-2,248 ^a
Sig. asintót. (bilateral)	,135	,025

a. Basado en los rangos negativos.

b. Prueba de los rangos con signo de Wilcoxon

3.10. Modelo Lineal General para medidas repetidas y prueba de contrastes intrasujetos del test de EE45.

Modelo lineal general

Factores intra-sujetos

Medida: MEASURE_1

FACTOR1	Variable dependiente
1	MAXE45.1
2	MAXE45.2
3	MAXE45.3

Contrastes multivariados^b

Efecto	Valor	F	Gl de la hipótesis	Gl del error	Sig.
FACTOR1 Traza de Pillai	,322	5,226 ^a	2,000	22,000	,014
Lambda de Wilks	,678	5,226 ^a	2,000	22,000	,014
Traza de Hotelling	,475	5,226 ^a	2,000	22,000	,014
Raíz mayor de Roy	,475	5,226 ^a	2,000	22,000	,014

a. Estadístico exacto

b.

Diseño: Intercept

Diseño intra sujetos: FACTOR1

Prueba de esfericidad de Mauchly^b

Medida: MEASURE_1

Efecto intra-sujetos	W de Mauchly	Chi-cuadrado aprox.	gl	Sig.	Epsilon ^a		
					Greenhouse-Geisser	Huynh-Feldt	Límite-inferior
FACTOR1	,866	3,157	2	,206	,882	,950	,500

Contrasta la hipótesis nula de que la matriz de covarianza de error de las variables dependientes transformadas es proporcional a una matriz identidad.

a. May be used to adjust the degrees of freedom for the averaged tests of significance. Corrected tests are displayed in the Tests of Within-Subjects Effects table.

b.

Diseño: Intercept

Diseño intra sujetos: FACTOR1

Pruebas de efectos intra-sujetos.

Medida: MEASURE_1

Fuente		Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Sig.
FACTOR1	Esfericidad asumida	1984133,528	2	992066,764	3,683	,033
	Greenhouse-Geisser	1984133,528	1,764	1124699,8	3,683	,039
	Huynh-Feldt	1984133,528	1,900	1044504,6	3,683	,035
	Límite-inferior	1984133,528	1,000	1984133,5	3,683	,067
Error(FACTOR1)	Esfericidad asumida	12390021,1	46	269348,286		
	Greenhouse-Geisser	12390021,1	40,575	305358,444		
	Huynh-Feldt	12390021,1	43,691	283585,269		
	Límite-inferior	12390021,1	23,000	538696,571		

Pruebas de contrastes intra-sujetos

Medida: MEASURE_1

Fuente		Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Sig.
FACTOR1	Lineal	1983720,083	1	1983720,1	10,394	,004
	Cuadrático	413,444	1	413,444	,001	,973
Error(FACTOR1)	Lineal	4389484,917	23	190847,170		
	Cuadrático	8000536,222	23	347849,401		

Pruebas de contrastes intra-sujetos

Medida: MEASURE_1

Fuente		Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Sig.
FACTOR1	Nivel 1 - Nivel 2	1042083,375	1	1042083,4	1,447	,241
	Nivel 2 - Nivel 3	942877,042	1	942877,042	1,834	,189
Error(FACTOR1)	Nivel 1 - Nivel 2	16564719,6	23	720205,201		
	Nivel 2 - Nivel 3	11826374,0	23	514190,172		

Pruebas de los efectos inter-sujetos

Medida: MEASURE_1

Variable transformada: Promedio

Fuente	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Intercept	30365250,8	1	30365251	28,581	,000
Error	24435968,7	23	1062433,4		

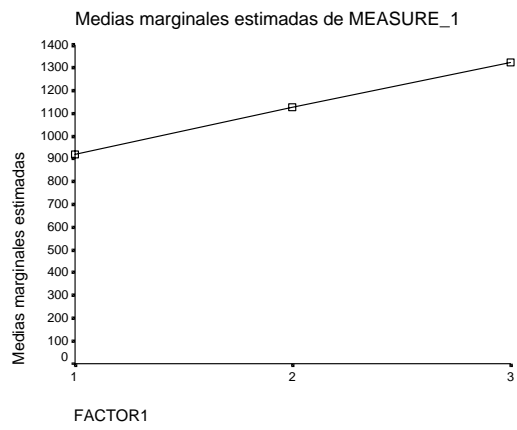
Medias marginales estimadas

FACTOR1

Medida: MEASURE_1

FACTOR1	Media	Error típ.	Intervalo de confianza al 95%.	
			Límite inferior	Límite superior
1	919,833	216,556	471,854	1367,813
2	1128,208	247,901	615,385	1641,031
3	1326,417	216,560	878,427	1774,406

Gráficos de perfil



3.11. Analisis de varianza de las mejoras en el rendimiento de equilibrio según tramos de edad para ED35, ED45, EE35 y EE45.

Prueba T

Estadísticos de grupo

EDAD	N	Media	Desviación típ.	Error típ. de la media
DIFMXD35 >= 65,00	16	97,5000	186,6012	46,6503
< 65,00	9	206,6667	242,9506	80,9835
DIFMXD45 >= 65,00	16	183,8125	223,9626	55,9906
< 65,00	9	219,4444	312,4744	104,1581
DIFMXE35 >= 65,00	16	559,0625	1301,0835	325,2709
< 65,00	9	384,1111	324,4593	108,1531
DIFMXE45 >= 65,00	16	587,1875	683,0539	170,7635
< 65,00	9	189,3333	461,9256	153,9752

Prueba de muestras independientes

	Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias						
	F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
								Inferior	Superior
DIFMXD35	1,399	,249	-1,260	23	,220	-109,1667	86,6418	-288,3988	70,0655
			-1,168	13,403	,263	-109,1667	93,4590	-310,4571	92,1237
DIFMXD45	1,751	,199	-,331	23	,744	-35,6319	107,5891	-258,1969	186,9330
			-,301	12,725	,768	-35,6319	118,2534	-291,6658	220,4019
DIFMXE35	1,404	,248	,393	23	,698	174,9514	445,0009	-745,6032	1095,5060
			,510	18,086	,616	174,9514	342,7802	-544,9588	894,8616
DIFMXE45	4,701	,041	1,552	23	,134	397,8542	256,3423	-132,4302	928,1385
			1,730	22,017	,098	397,8542	229,9316	-78,9728	874,6811

3.12. Prueba t para muestras independientes según hayan sufrido o no caídas previas en sujetos de grupo específico. ED35, ED45, EE35 y EE45.

Prueba T

Estadísticos de grupo

caidas	N	Media	Desviación típ.	Error típ. de la media
MAXE45.1 no	19	998,6316	1183,3793	271,4858
si	10	718,3000	535,7788	169,4281
MAXE35.1 no	19	671,5789	570,6783	130,9226
si	10	385,2000	170,2774	53,8464
MAXE45.2 no	20	1201,1500	1326,0004	296,5027
si	9	666,5556	301,7081	100,5694
MAXE35.2 no	20	771,0000	509,6113	113,9526
si	9	528,2222	309,0036	103,0012
MAXE45.3 no	19	1318,8947	1179,9722	270,7042
si	8	1271,3750	612,3619	216,5026
MAXE35.3 no	19	1276,1053	1384,9808	317,7364
si	8	491,0000	252,3178	89,2078
MAXD45.1 no	19	237,3684	180,0568	41,3079
si	10	203,0000	133,3375	42,1650
MAXD35.1 no	19	200,0000	130,2135	29,8730
si	10	173,0000	77,8959	24,6329
MAXD45.2 no	20	360,5000	231,0895	51,6732
si	9	294,4444	214,4826	71,4942
MAXD35.2 no	20	308,5000	220,2218	49,2431
si	9	202,7778	136,0402	45,3467
MAXD45.3 no	19	459,7895	273,2302	62,6833
si	8	346,2500	208,1852	73,6046
MAXD35.3 no	19	352,1053	224,8352	51,5807
si	8	258,7500	147,2061	52,0452

Prueba de muestras independientes

		Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias						
		F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
									Inferior	Superior
MAXE45.1	Se han asumido varianzas iguales	1,227	,278	,707	27	,485	280,3316	396,3587	-532,9293	1093,5924
	No se han asumido varianzas iguales			,876	26,663	,389	280,3316	320,0163	-376,6767	937,3399
MAXE35.1	Se han asumido varianzas iguales	2,406	,132	1,539	27	,135	286,3789	186,0481	-95,3601	668,1180
	No se han asumido varianzas iguales			2,023	23,273	,055	286,3789	141,5633	-6,2772	579,0351
MAXE45.2	Se han asumido varianzas iguales	5,229	,030	1,185	27	,247	534,5944	451,3193	-391,4363	1460,6252
	No se han asumido varianzas iguales			1,707	22,903	,101	534,5944	313,0943	-113,2419	1182,4308
MAXE35.2	Se han asumido varianzas iguales	4,335	,047	1,317	27	,199	242,7778	184,3958	-135,5712	621,1267
	No se han asumido varianzas iguales			1,581	24,263	,127	242,7778	153,6048	-74,0649	559,6205
MAXE45.3	Se han asumido varianzas iguales	1,275	,270	,107	25	,916	47,5197	443,5346	-865,9568	960,9963
	No se han asumido varianzas iguales			,137	23,582	,892	47,5197	346,6326	-668,5668	763,6062
MAXE35.3	Se han asumido varianzas iguales	3,150	,088	1,575	25	,128	785,1053	498,4883	-241,5505	1811,7611
	No se han asumido varianzas iguales			2,379	20,620	,027	785,1053	330,0219	98,0165	1472,1940
MAXD45.1	Se han asumido varianzas iguales	,580	,453	,530	27	,600	34,3684	64,8341	-98,6602	167,3971
	No se han asumido varianzas iguales			,582	23,666	,566	34,3684	59,0274	-87,5491	156,2859
MAXD35.1	Se han asumido varianzas iguales	1,658	,209	,599	27	,554	27,0000	45,1000	-65,5376	119,5376
	No se han asumido varianzas iguales			,697	26,394	,492	27,0000	38,7192	-52,5306	106,5306
MAXD45.2	Se han asumido varianzas iguales	,372	,547	,727	27	,473	66,0556	90,8322	-120,3167	252,4278
	No se han asumido varianzas iguales			,749	16,630	,464	66,0556	88,2130	-120,3733	252,4844
MAXD35.2	Se han asumido varianzas iguales	2,122	,157	1,323	27	,197	105,7222	79,8865	-58,1913	269,6358
	No se han asumido varianzas iguales			1,579	23,962	,127	105,7222	66,9418	-32,4504	243,8949
MAXD45.3	Se han asumido varianzas iguales	5,312	,030	1,050	25	,304	113,5395	108,1832	-109,2679	336,3469
	No se han asumido varianzas iguales			1,174	17,297	,256	113,5395	96,6790	-90,1686	317,2475
MAXD35.3	Se han asumido varianzas iguales	2,292	,143	1,075	25	,293	93,3553	86,8503	-85,5162	272,2268
	No se han asumido varianzas iguales			1,274	20,001	,217	93,3553	73,2754	-59,4942	246,2047

3.13. Prueba t para muestras independientes según hayan sufrido o no caídas previas para todos los participantes. ED35, ED45, EE35 y EE45.

Prueba T

Estadísticos de grupo

caídas	N	Media	Desviación típ.	Error típ. de la media
MAXE45.1 no	69	836,4348	901,9316	108,5798
si	34	527,9706	449,4324	77,0770
MAXE35.1 no	69	711,2754	909,8805	109,5367
si	34	447,0882	461,5955	79,1630
MAXD45.1 no	69	250,0725	199,5224	24,0197
si	35	180,2857	147,9763	25,0126
MAXD35.1 no	69	183,8406	129,6436	15,6073
si	35	158,2286	96,4996	16,3114

Prueba de muestras independientes

		Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias						
		F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
									Inferior	Superior
MAXE45.1	Se han asumido varianzas iguales	5,645	,019	1,879	101	,063	308,4642	164,1451	-17,1555	634,0839
	No se han asumido varianzas iguales			2,317	100,968	,023	308,4642	133,1557	44,3181	572,6103
MAXE35.1	Se han asumido varianzas iguales	5,141	,025	1,592	101	,114	264,1871	165,9165	-64,9465	593,3208
	No se han asumido varianzas iguales			1,955	100,877	,053	264,1871	135,1483	-3,9148	532,2890
MAXD45.1	Se han asumido varianzas iguales	5,055	,027	1,828	102	,070	69,7867	38,1736	-5,9304	145,5039
	No se han asumido varianzas iguales			2,012	88,143	,047	69,7867	34,6781	,8728	138,7007
MAXD35.1	Se han asumido varianzas iguales	2,421	,123	1,032	102	,305	25,6120	24,8235	-23,6253	74,8493
	No se han asumido varianzas iguales			1,135	87,911	,260	25,6120	22,5754	-19,2525	70,4765

3.14. Prueba t para muestras relacionadas de la comparación de rendimientos al inicio y final del programa para el grupo de control. Test de ED35, ED45, EE35 y EE45.

Prueba de muestras relacionadas

	Diferencias relacionadas					t	gl	Sig. (bilateral)
	Media	Desviación típ.	Error típ. de la media	Intervalo de confianza para la diferencia				
				Inferior	Superior			
Par 1 MAXE45.1 - MAXE4	156,3478	871,6327	181,7480	533,2701	220,5744	-,860	22	,399
Par 2 MAXE35.1 - MAXE3	218,6087	861,8477	179,7077	591,2996	154,0822	-1,216	22	,237
Par 3 MAXD45.1 - MAXD4	17,3077	178,7693	35,0595	-54,8988	89,5142	,494	25	,626
Par 4 MAXD35.1 - MAXD3	6,2692	123,1011	24,1421	-43,4524	55,9908	,260	25	,797

3.15. Análisis de varianza de los rendimientos de equilibrio de los grupos específico y genérico en función del test. ED35 y ED45, EE35 y EE45.

Tabla de ANOVA

			Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
MAXE35.3 * grupo	Inter-grupos (Combinadas)		1368386,6	1	1368386,6	,861	,358
	Intra-grupos		84261475	53	1589839,1		
	Total		85629861	54			
MAXE45.3 * grupo	Inter-grupos (Combinadas)		5938440,5	1	5938440,5	2,985	,090
	Intra-grupos		107435863	54	1989553,0		
	Total		113374304	55			
MAXD35.3 * grupo	Inter-grupos (Combinadas)		97372,807	1	97372,807	2,368	,130
	Intra-grupos		2261683,3	55	41121,515		
	Total		2359056,1	56			
MAXD45.3 * grupo	Inter-grupos (Combinadas)		65673,689	1	65673,689	1,056	,309
	Intra-grupos		3421519,6	55	62209,447		
	Total		3487193,3	56			

Medidas de asociación

	Eta	Eta cuadrado
MAXE35.3 * grupo	,126	,016
MAXE45.3 * grupo	,229	,052
MAXD35.3 * grupo	,203	,041
MAXD45.3 * grupo	,137	,019

3.16. Correlación de Pearson de las mejoras de rendimiento de los tests de EE35, ED35, EE45, ED45 y TR, para el grupo específico.

Correlaciones

Estadísticos descriptivos

	Media	Desviación típica	N
DIFMXD35	136,8000	210,4701	25
DIFMXD45	196,6400	253,3791	25
DIFMXE35	496,0800	1049,0227	25
DIFMXE45	443,9600	633,0212	25
mejora en tiempo de reacción	-33,1667	55,1499	25

Correlaciones

		DIFMXD35	DIFMXD45	DIFMXE35	DIFMXE45	mejora en tiempo de reacción
DIFMXD35	Correlación de Pearson	1,000	,319	-,006	-,366	,129
	Sig. (bilateral)	,	,120	,976	,072	,540
	N	25	25	25	25	25
DIFMXD45	Correlación de Pearson	,319	1,000	,005	-,019	,115
	Sig. (bilateral)	,120	,	,980	,928	,586
	N	25	25	25	25	25
DIFMXE35	Correlación de Pearson	-,006	,005	1,000	,026	-,042
	Sig. (bilateral)	,976	,980	,	,901	,841
	N	25	25	25	25	25
DIFMXE45	Correlación de Pearson	-,366	-,019	,026	1,000	-,179
	Sig. (bilateral)	,072	,928	,901	,	,391
	N	25	25	25	25	25
mejora en tiempo de reacción	Correlación de Pearson	,129	,115	-,042	-,179	1,000
	Sig. (bilateral)	,540	,586	,841	,391	,
	N	25	25	25	25	25

3.17. Correlación de Pearson de las mejoras de rendimiento de los tests de EE35, ED35, EE45, ED45, incluyendo todos los participantes

CORRELATIONS

/VARIABLES=difmxd35 difmxd45 difmxe35 difmxe45

/PRINT=TWOTAIL NOSIG

/MISSING=PAIRWISE .

Correlaciones

Correlaciones

		DIFMXD35	DIFMXD45	DIFMXE35	DIFMXE45
DIFMXD35	Correlación de Pearson				
	Sig. (bilateral)				
	N				
DIFMXD45	Correlación de Pearson		,390**		
	Sig. (bilateral)		,000		
	N		79		
DIFMXE35	Correlación de Pearson	,233*	,109		
	Sig. (bilateral)	,046	,357		
	N	74	74		
DIFMXE45	Correlación de Pearson	-,055	,357**	,336**	
	Sig. (bilateral)	,639	,002	,003	
	N	75	75	74	

** . La correlación es significativa al nivel 0,01 (bilateral).

* . La correlación es significante al nivel 0,05 (bilateral).

3.18. Correlación de Pearson de los rendimientos obtenidos con otro grupo diferente en dos mediciones distanciadas en el tiempo (fiabilidad de los tests de equilibrio).

Correlaciones

		Correlaciones									
		SUJETOS	pretest estático 3'5	postest estático 3'5	pretest estático 4'5	postest estático 4'5	pretest dinámico 3'5	postest dinámico 3'5	pretest dinámico 4'5	postest dinámico 4'5	
SUJETOS	Correlación de Pearson	1,000	-,136	-,093	-,309	-,262	,030	,005	,264	,409	
	Sig. (bilateral)	,	,630	,742	,262	,346	,917	,987	,343	,130	
	N	15	15	15	15	15	15	15	15	15	
pretest estático 3'5	Correlación de Pearson	-,136	1,000	,948**	,746**	,647**	,199	,035	,422	,475	
	Sig. (bilateral)	,630	,	,000	,001	,009	,477	,901	,117	,073	
	N	15	15	15	15	15	15	15	15	15	
postest estático 3'5	Correlación de Pearson	-,093	,948**	1,000	,769**	,677**	-,098	-,189	,222	,293	
	Sig. (bilateral)	,742	,000	,	,001	,006	,729	,500	,426	,288	
	N	15	15	15	15	15	15	15	15	15	
pretest estático 4,5	Correlación de Pearson	-,309	,746**	,769**	1,000	,969**	-,046	,071	,028	,053	
	Sig. (bilateral)	,262	,001	,001	,	,000	,870	,803	,921	,852	
	N	15	15	15	15	15	15	15	15	15	
postest estático 4'5	Correlación de Pearson	-,262	,647**	,677**	,969**	1,000	-,065	,092	-,029	,021	
	Sig. (bilateral)	,346	,009	,006	,000	,	,818	,746	,918	,941	
	N	15	15	15	15	15	15	15	15	15	
pretest dinámico 3'5	Correlación de Pearson	,030	,199	-,098	-,046	-,065	1,000	,812**	,551*	,557**	
	Sig. (bilateral)	,917	,477	,729	,870	,818	,	,000	,033	,031	
	N	15	15	15	15	15	15	15	15	15	
postest dinámico 3'5	Correlación de Pearson	,005	,035	-,189	,071	,092	,812**	1,000	,226	,250	
	Sig. (bilateral)	,987	,901	,500	,803	,746	,000	,	,418	,368	
	N	15	15	15	15	15	15	15	15	15	
pretest dinámico 4'5	Correlación de Pearson	,264	,422	,222	,028	-,029	,551*	,226	1,000	,951**	
	Sig. (bilateral)	,343	,117	,426	,921	,918	,033	,418	,	,000	
	N	15	15	15	15	15	15	15	15	15	
postest dinámico 4'5	Correlación de Pearson	,409	,475	,293	,053	,021	,557*	,250	,951**	1,000	
	Sig. (bilateral)	,130	,073	,288	,852	,941	,031	,368	,000	,	
	N	15	15	15	15	15	15	15	15	15	

**-. La correlación es significativa al nivel 0,01 (bilateral).

*. La correlación es significante al nivel 0,05 (bilateral).

