

# GRADO EN INGENIERÍA EN TECNOLOGÍA INDUSTRIAL

## TRABAJO FIN DE GRADO

### PUESTA A PUNTO DE UNA PASARELA DINAMOMÉTRICA PARA LA EVALUACIÓN DE LA MARCHA



**Estudiante:** Anguísola Jiménez- Eguizábal, Iñigo

---

**Director:** Campa Gómez, Francisco Javier

**Curso:** 2023-2024

**Fecha:** Bilbao, 26 de julio de 2024



---

## RESUMEN

En el presente documento, proponemos el desarrollo de la puesta a punto de una pasarela dinamométrica con el objetivo de realizar una evaluación precisa de la marcha de una persona. Gracias a ella, se recogerán datos biomecánicos durante la marcha facilitando la evaluación y el seguimiento del proceso de rehabilitación de pacientes con lesiones o condiciones neurológicas que impidan su locomoción natural. El proyecto incluye el diseño e implementación de una pasarela, que integrará la plataforma equipada con sensores de fuerza y presión, así como el análisis de un software para los resultados de los datos. La pasarela beneficiará no sólo a los pacientes en rehabilitación neurológica, sino también a atletas que buscan mejorar su técnica y rendimiento. Al proporcionar un análisis objetivo de la marcha, la pasarela tiene como objetivo mejorar los resultados de la rehabilitación y apoyar los esfuerzos de prevención de lesiones y optimización del rendimiento.

*Palabras clave: Pasarela, evaluación, biomecánica, rehabilitación, sensores*

## ABSTRACT

In the present document, we propose the development of a dynamometric walkway setup with the objective of performing a precise gait evaluation of a patient. Thanks to it, biomechanical data will be collected during walking, facilitating the assessment and monitoring of the rehabilitation process for patients with injuries or neurological conditions that impair their natural locomotion. The project includes the design and implementation of a walkway that will integrate a platform equipped with force and pressure sensors, as well as the analysis of software for the data results. The walkway will benefit not only patients in neurological rehabilitation but also athletes seeking to improve their technique and performance. By providing an objective analysis of gait, the walkway aims to improve rehabilitation outcomes and support efforts in injury prevention and performance optimization.

*Key Words: Walkway, evaluation, biomechanical, rehabilitation, sensors*

---

## LABURPENA

Dokumentu honetan, pasarela dinamometriko baten garapena proposatzen dugu, pertsona baten ibileraren ebaluazio zehatza egiteko helburuarekin. Horri esker, ibilera bitartean datu biomekanikoak jasoko dira, lesio edo baldintza neurologikoek eragindako pazienteen errehabilitazio prozesuaren ebaluazioa eta jarraipena erraztuz. Proiektuak, indar eta presio sentsoarekin hornitutako plataforma integratuko duen pasarela baten diseinua eta ezarpena barne hartzen ditu, baita datuen emaitzen softwarearen analisia ere. Pasarelak errehabilitazio neurologikoan dauden pazienteez gain, beren teknika eta errendimendua hobetu nahi duten atletei ere mesede egingo die. Ibilera analisi objektiboa eskainiz, pasarelak errehabilitazioaren emaitzak hobetzea eta lesioen prebentzio eta errendimenduaren optimizazio ahaleginak laguntzea du helburu.

*Gako hitzak: Pasarela, ebaluazioa, biomekanika, errehabilitazioa,  
sentsoreak*



---

## GLOSARIO DE ABREVIATURAS

LabVIEW .....	Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench
MATLAB .....	MATrix LABoratory
DAQ .....	Data Acquisition
pC .....	picoculombios
N .....	Newton
V .....	Voltios
cDAQ .....	compact DAQ
Hz .....	Hertz
COP .....	Center of pressure

## ÍNDICE DE ILUSTRACIONES

Ilustración 1 Iconos de sostenibilidad.....	13
Ilustración 2: Honoré de Balzac .....	17
Ilustración 3: Análisis de la marcha normal y patológica mediante aplicaciones cinematográficas de Ducroquet.....	18
Ilustración 4: Examen con goniómetro exoesquelético de los movimientos de las extremidades inferiores durante la marcha a diferentes velocidades. Larry W. Lamoreux.....	18
Ilustración 5: Ciclo de la marcha.....	22
Ilustración 6: Visión lateral, posterior y apoyo del pie durante la primera fase de la marcha .	22
Ilustración 7: Desarrollo del paso según las teorías clásicas (A) y las teorías actuales (B) .....	22
Ilustración 8: Parámetros del ciclo de la marcha.....	23
Ilustración 9: Fuerzas de reacción, momento torsor y centro de presiones sobre una plataforma dinamométrica.....	25
Ilustración 10: Secuencia de fuerza durante la marcha.....	25
Ilustración 11 Características de la madera en el ANSYS .....	28
Ilustración 12 Estructura Estática. Deformación total de los módulos de madera.....	28
Ilustración 13 Estructura Estática. Tensión equivalente de Von-Mises sobre los módulos de madera.....	29
Ilustración 14 Estructura Estática. Deformación total sobre los módulos de aluminio 7075..	30
Ilustración 15 Estructura Estática. Tensión equivalente de Von-Mises sobre los módulos de aluminio 7075.....	30
Ilustración 16 Esquema de la instalación .....	31
Ilustración 17 Sistema de medida del laboratorio .....	32
Ilustración 18 Sensor Kastner 9347C.....	32
Ilustración 19 Caja sumadora Kistler 5417 .....	33
Ilustración 20 Fuerzas a la entrada y salida del sumador.....	34
Ilustración 21 Amplificador Kistler 5070; izquierda: parte delantera, derecha: parte trasera .	34
Ilustración 22 cDAQ 9188; izquierda: conjunto completo, derecha: regletas eléctricas.....	35
Ilustración 23 Cambio del sistema de referencia.....	36
Ilustración 24 Taco de Aluminio 7075.....	37
Ilustración 25 Proceso de enroscado del taco.....	37
Ilustración 26 Machos para enroscado M8 .....	37
Ilustración 27 Taco de aluminio 7075 mecanizado .....	37
Ilustración 28 Instalación de la pasarela dinamométrica para la evaluación de la marcha....	38
Ilustración 29 Marcha sin carga.....	39
Ilustración 30 Representación del sentido de la marcha sobre la pasarela .....	40
Ilustración 31 Gráfica de fuerzas y momentos resultantes durante el ensayo sobre la marcha sobre el pie derecho del sujeto 1 .....	40
Ilustración 32 Representación del sentido de la marcha con escalón sobre la pasarela .....	42
Ilustración 33 Bipedestación tras la subida de escalón.....	42
Ilustración 34 Gráfica de fuerzas resultantes durante el ensayo sobre la marcha sobre un escalón en el pie derecho del sujeto 3.....	43
Ilustración 35 Marcha con peso.....	45

---

Ilustración 36 Gráfica de fuerzas resultantes durante el ensayo sobre la marcha en el pie derecho con peso del sujeto 1.....	45
Ilustración 37 Diagrama de Gantt.....	55
Ilustración 38 Dimensiones de la plataforma.....	64
Ilustración 39 Dimensiones de los tacos de aluminio 7075.....	65
Ilustración 40 Dimensiones del sensor 9347C.....	66
Ilustración 41 Fuerzas verticales S1: marcha sin peso.....	72
Ilustración 42 Fuerzas verticales S2: marcha sin peso.....	72
Ilustración 43 Fuerzas verticales S3: marcha sin peso.....	73
Ilustración 44 Fuerzas verticales en el pie derecho S1-S3: marcha sin peso.....	73
Ilustración 45 Fuerzas verticales en el pie izquierdo S1-S3: marcha sin peso.....	74
Ilustración 46 Fuerzas verticales S3: marcha escalón.....	74
Ilustración 47 Fuerzas verticales S4: marcha escalón.....	75
Ilustración 48 Fuerzas verticales S5: marcha escalón.....	75
Ilustración 49 Fuerzas verticales en el pie derecho S3-S5: marcha escalón.....	76
Ilustración 50 Fuerzas verticales en el pie izquierdo S3-S5: marcha escalón.....	76
Ilustración 51 Fuerzas verticales S1: marcha con peso.....	77
Ilustración 52 Fuerzas verticales S3: marcha con peso.....	77
Ilustración 53 Fuerzas verticales en el pie derecho S1,S3: marcha con peso.....	78
Ilustración 54 Fuerzas verticales en el pie izquierdo S1,S3: marcha con peso.....	78
Ilustración 55 Fuerzas verticales en el pie derecho S1: marcha con y sin peso.....	79
Ilustración 56 Fuerzas verticales en el pie izquierdo S1: marcha con y sin peso.....	79
Ilustración 58 Fuerzas verticales en el pie izquierdo S3: marcha con y sin peso.....	80
Ilustración 57 Fuerzas verticales en el pie derecho S3: marcha con y sin peso.....	80

---

## ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1 Dispositivos electrónicos para la instalación.....	32
Tabla 2 Características de los sujetos de pruebas.....	39
Tabla 3 Coste de recursos humanos .....	56
Tabla 4 Amortizaciones.....	56
Tabla 5 Coste de los recursos materiales.....	57
Tabla 6 Descargo de gastos.....	57
Tabla 7 Matriz Probabilidad - Impacto .....	58
Tabla 8 Información técnica del censor Kistler 9347C.....	66
Tabla 9 Características técnicas del amplificador Kistler 5070A.....	67
Tabla 10 Características técnicas de la salida de voltaje del amplificador .....	67

---

## ÍNDICE

1. INTRODUCCIÓN .....	11
2. CONTEXTO.....	12
3. CONEXIÓN CON LOS OBJETIVOS DE DESARROLLO SOSTENIBLE Y LOS PRINCIPIOS Y VALORES DEMOCRÁTICOS.....	13
4. OBJETIVOS Y ALCANCE DEL PROYECTO.....	14
5. BENEFICIOS .....	15
5.1 Beneficios Sociales:.....	15
5.2 Beneficios Técnicos:.....	15
5.3 Beneficios Económicos: .....	16
6. ESTADO DEL ARTE .....	17
6.1 Análisis de la marcha.....	17
6.1.1 Concepto de la marcha .....	19
6.1.2 Desarrollo de la marcha .....	19
6.1.3 Factores que modifican la marcha .....	20
6.1.4 Ciclo de marcha.....	22
6.1.5 Cinética de la marcha.....	23
6.2 Plataformas dinamométricas.....	24
6.3 Cálculos matemáticos previos:.....	26
6.4 Módulos de madera .....	28
6.5 Aleación de Aluminio 7075 .....	29
7. METODOLOGÍA.....	31
7.1 Montaje.....	31
7.1.1 Esquema de la instalación.....	31
7.1.2 Sensor piezoeléctrico.....	32
7.1.3 Caja sumadora .....	33
7.1.4 Amplificador de señal.....	34
7.1.5 Dispositivo DAQ .....	34
7.2 MATLAB.....	35
7.3 Fabricación de la estructura .....	36
7.3.1 Roscado .....	37
7.4 Ensayos experimentales .....	38

---

7.4.1 Evaluación sobre la marcha.....	39
7.4.2 Evaluación sobre la marcha al subir un escalón.....	42
7.4.3 Evaluación sobre la marcha al cargar un peso .....	44
8. ANÁLISIS DE RESULTADOS.....	47
9. PLANIFICACIÓN.....	50
10. DESCARGO DE GASTOS .....	56
11. ANÁLISIS DE RIESGOS.....	58
11.1 Riesgos Técnicos:.....	58
11.2 Riesgos Financieros: .....	59
11.3 Riesgos Humanos:.....	59
12. CONCLUSIONES.....	61
13. FUENTES DE INFORMACIÓN.....	62
14. ANEXO I PLANO DE LA PLATAFORMA.....	64
15. ANEXO II PLANO DE LOS TACOS DE ALUMINIO 7075.....	65
16. ANEXO III HOJAS DE ESPECIFICACIONES DE LOS EQUIPOS.....	66
17. ANEXO IV CÓDIGO DE MATLAB .....	68
18. ANEXO V RESULTADOS DE LOS ENSAYOS.....	72

---

## 1. INTRODUCCIÓN

Este proyecto tiene como objetivo la puesta a punto de una pasarela dinamométrica para la evaluación de la marcha. Esta pasarela, con aplicaciones médicas, permitirá recoger una serie de datos biomecánicos precisos durante la marcha, facilitando así la evaluación y el seguimiento de los pacientes en su proceso de rehabilitación. Posee aplicaciones significativas tanto en el ámbito médico como deportivo, es útil para corregir la técnica y optimizar el rendimiento de deportistas reduciendo así el riesgo de lesiones.

La capacidad de capturar datos detallados de la biomecánica de la marcha permitirá a los profesionales de la salud monitorizar de manera efectiva el progreso de los pacientes, ajustar terapias y evaluar la eficacia de los tratamientos rehabilitadores. Esto representa un avance significativo sobre los métodos tradicionales de evaluación, ofreciendo una perspectiva objetiva y cuantitativa que puede mejorar notablemente los resultados clínicos.

Al proporcionar un análisis detallado de la técnica de la marcha, la pasarela permite a los atletas y entrenadores identificar áreas de mejora y realizar ajustes que no solo aumenten la eficiencia del movimiento, sino que también minimicen el riesgo de lesiones musculoesqueléticas.

Comenzaremos el proyecto realizando un estudio sobre las plataformas dinamométricas ya existentes, y una introducción hacia la analítica de la marcha. Estudiaremos, por medio del programa ANSYS, el diseño de la pasarela y procederemos con la puesta a punto de la instalación. La etapa final del trabajo será realizar sucesivos ensayos sobre la pasarela y evaluar la coherencia de sus resultados.

---

## 2. CONTEXTO

La correcta marcha es un aspecto fundamental en cualquier proceso de rehabilitación que involucre la coordinación de las piernas. Contar con herramientas precisas para su análisis puede mejorar significativamente los resultados y la eficacia de la terapia. Es por ello por lo que se estudia una manera en la que se pueda optimizar la recuperación completa de los pacientes.

Actualmente, en el Aula de Ingeniería Biomédica de la Escuela de Ingeniería de Bilbao se está llevando a cabo el desarrollo de dicha pasarela para personas que experimentan problemas de movilidad debido a lesiones o enfermedades neurológicas, como pueden ser el ictus o lesiones de médula espinal, que requieren de una rehabilitación efectiva para recuperar sus habilidades motoras.

Un aspecto fundamental de la calidad de vida de todo individuo es disponer de la capacidad de caminar de la manera adecuada. La necesidad de los pacientes de restaurar la autonomía y control sobre su persona motiva a llevar a cabo este proyecto entre otros muchos que se realizan en nuestra Escuela. Sin embargo, este es un proceso de recuperación que puede ser complejo y requiere de herramientas avanzadas que no sólo faciliten la evaluación precisa de la marcha, sino que también permitan ajustar terapias y tratamientos de manera personalizada y efectiva.

La plataforma dinamométrica integra tecnología innovadora, cuenta con sensores de fuerza y de presión distribuidos bajo su superficie, que permiten capturar datos de la distribución del centro de presiones de los pacientes y la variación de la fuerza durante el movimiento. Dicha información será analizada por fisioterapeutas y especialistas en rehabilitación, ofreciéndoles una visión objetiva y cuantitativa del progreso del paciente y la efectividad de las intervenciones terapéuticas.



### 3. CONEXIÓN CON LOS OBJETIVOS DE DESARROLLO SOSTENIBLE Y LOS PRINCIPIOS Y VALORES DEMOCRÁTICOS

Los Objetivos de Desarrollo Sostenible, son un conjunto de objetivos globales definidos por los Estados Miembros de las Naciones Unidas en 2015 como parte de la Agenda 2030 para el Desarrollo Sostenible. Estos objetivos, 17 en total, tratan de abordar los principales desafíos mundiales como la pobreza, la desigualdad, el cambio climático, la degradación ambiental, la paz y la justicia.

El desarrollo sostenible implica cómo debemos vivir hoy si queremos un futuro mejor, ocupándose de las necesidades presentes sin comprometer las oportunidades de las generaciones futuras de cumplir con las suyas. El presente trabajo se encuentra más alineado con el tercer y noveno objetivo de desarrollo sostenible, estos son, el de salud y bienestar e industria, innovación e infraestructura.

Mediante el objetivo de salud y bienestar se trata de garantizar una vida sana y promover el bienestar para todos en todas las edades. En nuestro caso particular, tratamos de mejorar la calidad de algo tan fundamental en nuestro día a día como es el caminar. Permite una mayor eficacia y rendimiento en el proceso de rehabilitación de personas con problemas en su locomoción y ayuda a prevenir lesiones. Además, su fácil instalación ofrece mayor acceso a los servicios de salud tratándose de un sistema que puede sencillamente incorporarse.

En cuanto al noveno objetivo, pretende construir infraestructuras resilientes, promover la industrialización inclusiva y sostenible, y fomentar la innovación. Es cierto que el desarrollo de plataformas dinamométricas lleva muchos años en desarrollo, pero falta recorrido para alcanzar su implementación en la mayoría de los centros de rehabilitación.



Ilustración 1 Iconos de sostenibilidad

---

## 4. OBJETIVOS Y ALCANCE DEL PROYECTO

El objetivo principal del proyecto es diseñar y desarrollar una pasarela con el objetivo de realizar unos ensayos, tratando de evaluar la marcha de los pacientes, que permita recopilar datos biomecánicos durante el proceso de rehabilitación. La pasarela cuenta con una plataforma dinamométrica fija en su estructura que será la responsable de la toma de los datos biomecánicos por medio de sensores piezoeléctricos.

El alcance del proyecto incluye la definición de los requisitos del sistema, su diseño y desarrollo, así como la validación preliminar en entornos clínicos. El paciente estará destinado a caminar sobre la pasarela, pasando por la plataforma y realizando distintos ejercicios a definir por un médico o especialista. Estos ejercicios pueden ser muy diversos como realizar saltos, la bipedestación con pies en tándem o semitándem, caminar a la pata coja, etc. El sistema deberá de ser capaz de soportar los distintos esfuerzos sin comprometer su integridad física.

Pretendemos crear una pasarela estable, rígida y económica que permita el paso por la plataforma que cuenta con los sensores. La pasarela deberá ser fabricada con materiales que estén disponibles en la Escuela o cuya adquisición sea sencilla y no costosa. Los sensores dinamométricos permitirán capturar datos biomecánicos durante la marcha, como la distribución de la carga y la longitud del paso.

Una vez completado el diseño realizaremos distintos ensayos con sujetos, en nuestro caso sanos, que serán dirigidos a marchar de manera predeterminada sobre la pasarela. Durante estas pruebas, el sistema deberá ser capaz de registrar de manera precisa y fiable los datos biomecánicos relevantes para la evaluación posterior del progreso del paciente y la eficacia de los tratamientos rehabilitadores.

Además, se analizarán los resultados en un software para el procesamiento y evaluación posterior de los datos obtenidos de las distintas pruebas realizadas, facilitando el seguimiento del progreso del paciente y el ajuste del plan de rehabilitación. El software será capaz de analizar los resultados y de proveer la suficiente información al médico especialista para que éste sea capaz de interpretarlos y ajustarlos al plan de rehabilitación más adecuado.

---

## 5. BENEFICIOS

En el presente apartado procederemos a describir las numerosas aportaciones que supone el desarrollo y elaboración de este proyecto. Distinguiremos tres clases de beneficios, por un lado, nos referiremos a los beneficios sociales, donde nos cuestionaremos el impacto que puede tener este proyecto en las personas y qué problemas o necesidades aborda.

Por otro lado, en los beneficios técnicos mediremos los métodos tecnológicos escogidos para el análisis de la marcha y si son adecuados. Finalmente, con los beneficios económicos pondremos en duda la relación coste-efectividad del proyecto, optimización de recursos y posibilidades futuras.

### 5.1 Beneficios Sociales:

Este proyecto supone un impacto altamente positivo en la sociedad ya que mejora la calidad de vida de las personas. Permite a pacientes con lesiones neurológicas o traumatismos en sus articulaciones locomotoras a analizar su marcha con el objetivo de mejorar la movilidad de estas personas. De la misma manera puede ser aplicado a deportistas de alto rendimiento para ayudarles a identificar y corregir problemas de técnica, previniendo así futuras lesiones que puedan ser perjudiciales para su salud.

El uso de esta pasarela para el análisis de marcha permite una recuperación del equilibrio monitorizada cuantitativamente, es decir, comprobada con datos objetivos y medibles. Está claro que con la ayuda de las plataformas dinamométricas se puede lograr una recuperación más rápida y efectiva.

El personal sanitario dispondrá de una interfaz gráfica de uso sencillo para poder elaborar una terapia adaptada en cada caso. Este tipo de instrumentos disponen de una gran accesibilidad y flexibilidad para ser usada en distintos entornos clínicos y deportivos sin la necesidad de equipos electrónicos muy avanzados.

### 5.2 Beneficios Técnicos:

El desarrollo e integración de tecnologías como los sensores piezoeléctricos y plataformas dinamométricas lleva muchos años en curso, desde finales del siglo XX. Es por ello por lo que este proyecto no destaca por su innovación tecnológica, pero sí podríamos atribuir una mayor precisión y sensibilidad de

---

---

los sensores utilizados, lo que se traduce en un análisis más detallado y apropiado.

La plataforma de fuerzas nos permite monitorizar los resultados a lo largo del tiempo, tanto experimentos dinámicos como estáticos. A través del software empleado en MATLAB podremos procesar los datos recogidos por los sensores para que posteriormente sean analizados por los especialistas.

El diseño modular de la pasarela permitirá una personalización de la misma, siendo esta adaptable a diferentes pacientes y situaciones clínicas o deportivas. Cabe destacar la interdisciplinariedad aportada por el proyecto debido a la combinación de distintas áreas de la ingeniería como son la mecánica, electrónica e informática, podemos atrevernos incluso a añadir brevemente la medicina.

### **5.3 Beneficios Económicos:**

La instalación del presente sistema de medida supone una elevada inversión inicial. Tanto los sensores como el cableado son elementos caros, ya que han sido elaborados por los grandes expertos en la materia con el objetivo de obtener la mayor precisión posible. No obstante, a largo plazo permite una rehabilitación más eficaz en un menor plazo de tiempo y empleando una menor cantidad de recursos, lo que se traduce en un ahorro económico.

La rapidez y efectividad que ofrecen las plataformas dinamométricas permiten a los especialistas sanitarios tomar decisiones de manera más sencilla y rápida dando un uso más eficiente de los recursos de salud. Por consiguiente, el proyecto cuenta con gran potencial para ser expuesto a nuevos mercados e industrias pudiendo ser utilizado en una gran cantidad de aplicaciones.

Por las razones descritas anteriormente, consideramos que el desarrollo de una pasarela para el análisis de marcha presenta grandes beneficios que hacen que no sea valioso sólo en ámbitos tecnológicos e ingenieriles sino también desde un punto de vista económico y social.

---

## 6. ESTADO DEL ARTE

El estado del arte constituye la primera etapa del proyecto. En ella, tratamos de recopilar toda la documentación e información posible antes de la realización del diseño de la estructura y del análisis de los resultados.

Para ello, deberemos previamente documentarnos en profundidad sobre la importancia de la marcha y realizar a fondo un debido análisis, definir el concepto y desarrollo, así como las causas y factores que la alteran. Tras estudiar y comprender, veremos cómo aplicar los conocimientos adquiridos a las pruebas experimentales y posterior análisis de resultados.

### 6.1 Análisis de la marcha

«Nadie, ni fisiólogos, ni médicos, ni enfermos, ni sabios ociosos, ni locos de atar, ni estadísticos cansados de contar granos de trigo, ni nadie humano, ha querido pensar en las leyes del movimiento aplicado al hombre». Así defiende Honoré de Balzac, novelista francés de gran renombre, el hecho de que nadie se haya preocupado, de forma seria y científica, por el estudio de una acción tan habitual e importante para el ser humano como es la marcha. Tal es así que dedicó un tratado a esta ciencia mediante su obra *Teoria del camminare*, donde define la marcha diciendo que «el andar es la fisionomía del cuerpo».<sup>5</sup>

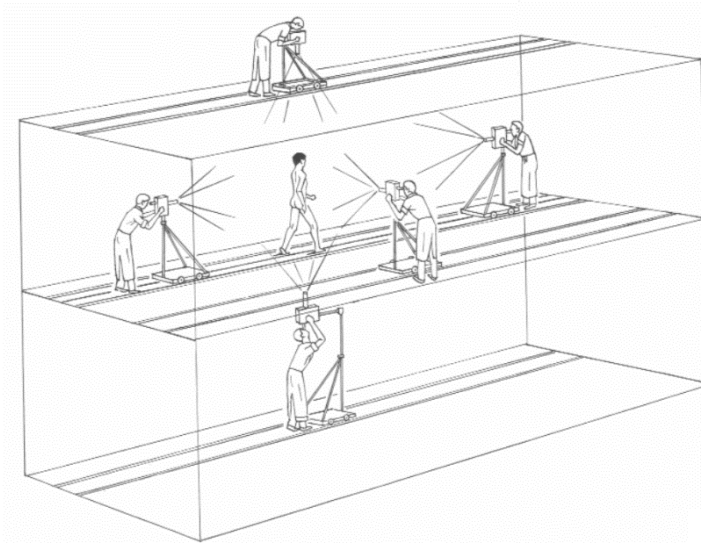


Ilustración 2: Honoré de Balzac

El análisis de la marcha proporciona información sobre cómo todos los componentes del cuerpo actúan conjuntamente en el logro de un comportamiento colectivo. El análisis puede ser observacional, basado en test, o instrumental. La observación analítica constituye la base de todos los grandes inventos en la historia, desde antes de Newton, el hombre se apoyaba en la observación para explicar los mecanismos que hacen funcionar al mundo. Mediante la observación, se trata de ir del efecto a la causa.

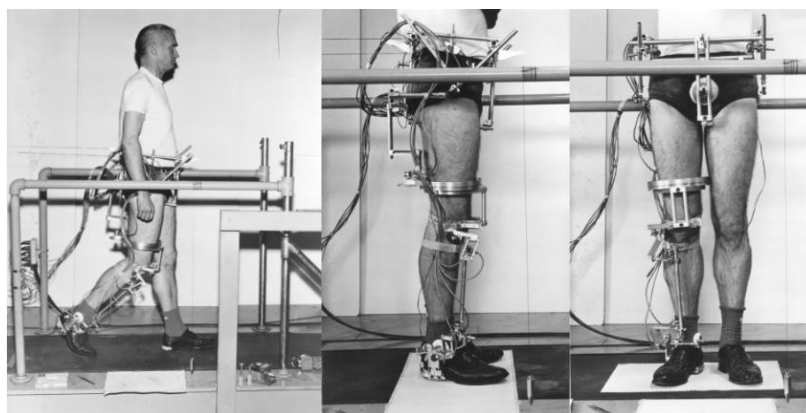
La escala de Tinetti es una de las pruebas más reconocidas para la valoración de la marcha y el equilibrio. Para la marcha se fija en características como la longitud y altura del paso, la simetría y continuidad de los pasos, la trayectoria seguida, postura del tronco, etc. En base a ello, elabora un sistema de puntuación que define una estimación.

Los métodos de análisis de la marcha por medio de la instrumentación han sido varios a lo largo de la historia, en especial durante el siglo XX. La fotografía y cinematografía fueron evidentes sucesores de la observación visual. El ojo humano no es capaz de apreciar en detalle todos los movimientos que se producen a la vez en las distintas articulaciones de los aparatos locomotores. De esta manera se permitía la observación en detalle de sucesos rápidos facilitando también el análisis visual del personal especializado.<sup>12</sup>



*Ilustración 3: Análisis de la marcha normal y patológica mediante aplicaciones cinematográficas de Ducroquet*

También se han visto empleados distintos equipos como acelerómetros que valoran la dinámica del centro de gravedad, goniómetros para medir la movilidad angular de las articulaciones, ultrasonidos, etc.



*Ilustración 4: Examen con goniómetro exoesquelético de los movimientos de las extremidades inferiores durante la marcha a diferentes velocidades. Larry W. Lamoreux.*



---

Las plataformas dinamométricas son sistemas de análisis cinético del movimiento que se basan en la tercera ley de Newton, esta es, el principio de acción-reacción “Para cada acción ejercida por un cuerpo sobre otro, existe otra fuerza de reacción opuesta y colineal efectuada por el segundo sobre el primero”. Más adelante entraremos en detalle a analizar el comportamiento de las plataformas dinamométricas.

También se han empleado plantillas instrumentadas, que permiten definir un mapa de distribución de presiones en la planta del pie. Se tratan de plantillas que contienen captadores en su superficie para medir la presión ejercida. Y muchos otros métodos que no se ha visto necesario introducir en el presente documento.

### **6.1.1 Concepto de la marcha**

Podemos definir la marcha como una sucesión de pasos, donde cada paso es el conjunto de movimientos realizados desde que el talón hace contacto con el suelo, hasta que el talón del pie contrario realiza el mismo contacto. Esta locomoción puede iniciarse una vez se haya conseguido la estabilidad en bipedestación.

Durante la marcha, el cuerpo se desplaza sobre la pierna de apoyo mientras que la otra pierna se balancea hacia adelante hasta convertirse en el siguiente apoyo. Existe un breve intervalo en el que ambos pies están en contacto con el suelo, véase a éste como el periodo de doble apoyo.

En caso de aumentar la velocidad de la marcha, los periodos de doble apoyo se van reduciendo, llegando a desaparecer cuando el sujeto está corriendo ya que los dos pies se encuentran suspendidos en el aire por una fracción muy pequeña de tiempo.

Es evidente que el pie consiste en un elemento esencial durante el análisis de la marcha ya que está destinado a soportar la carga del cuerpo en su totalidad. Leonardo Da Vinci definía los pies como “una pieza maestra de ingeniería y una obra de arte” debido a sus 28 huesos, 55 articulaciones y 49 inserciones musculares que permiten disponer de la resistencia, fortaleza y elasticidad necesarias para mantener una posición estática, la marcha, correr y demás. Para Da Vinci, “La ciencia de la mecánica es la más útil y generosa de todas las ciencias pues todos los cuerpos vivos que tienen movimiento actúan bajo sus leyes”.<sup>4</sup>

### **6.1.2 Desarrollo de la marcha**

Ya que la marcha es un proceso aprendido durante nuestra niñez, cada persona muestra un procedimiento diferente a la hora de efectuarla. La marcha puede verse

---

alterada por distintos factores característicos de cada persona como pueden ser la masa o longitud de las distintas articulaciones del cuerpo humano.

Es curioso como el ser humano es de los animales mamíferos que más tiempo tardan en aprender a caminar. Este desfase en comparación con otros animales se debe a factores evolutivos, biológicos y neurológicos. En nuestro particular caso, es debido a la falta de un desarrollo cerebral suficiente y a la complejidad que puede suponer disponer del equilibrio, coordinación y fuerza muscular suficiente como para alcanzar la postura bípeda a edades tempranas.

Normalmente, entre los 13-15 meses de vida, el niño alcanza la marcha independiente, aunque de manera aún muy inestable, insegura e irregular. Es entre los cinco y seis años cuando un niño consigue una marcha similar a la de un adulto promedio. Es con el crecimiento y el aumento de la coordinación y equilibrio cuando se consigue una mayor precisión en los movimientos que componen la marcha del individuo.

### 6.1.3 Factores que modifican la marcha

Como mencionábamos anteriormente, la forma de caminar puede variar en función de cada persona, hasta tal extremo en el que puede hasta llegarse a identificar a una persona por su manera de caminar o por el ruido que ejercen sus pasos. Además, la marcha puede verse alterada por muchos factores diferentes:<sup>18</sup>

- a) **Factores Extrínsecos:** Son aquellos ajenos a la persona. Las características del terreno como las condiciones del suelo por el que circulemos, su pendiente y su naturaleza. La manera de caminar es diferente ya sea por arena, hierba o piedra, el pie se adapta de distinta manera.

En la subida de una pendiente, situamos los pies de manera que se facilite la impulsión además de inclinar el cuerpo hacia adelante para desplazar así el centro de gravedad para crear un desequilibrio favorable para la subida. Por otro lado, en la bajada de una pendiente inclinamos el cuerpo hacia atrás.

El zapato, incluso la ropa, es también un factor importante a la hora de analizar la marcha. Se estima que el calzado existe desde el fin del paleolítico (10.000 AC.), a lo largo de su historia no sólo ha tenido como fin el proteger al pie de las inclemencias del tiempo y de la dureza del suelo, sino que ha llegado a ser un distintivo de clases sociales, símbolo de estatus y elemento estético.



---

El objetivo esencial del calzado es amortiguar los impactos durante la marcha, proporcionando una sujeción y control del pie adecuado, permitiendo la adaptación de éste con el entorno.

Al caminar, los impactos del sobre el suelo son del orden del peso del cuerpo, aproximadamente, pero al realizar otro tipo de ejercicios como correr, saltar o determinados deportes, estas reacciones pueden duplicarse o incluso multiplicarse por diez.

Por extraño que parezca, se ha visto que hasta determinadas profesiones muestran patrones diferentes en el análisis de la marcha. Modelos, militares, bailarinas e incluso marinos, estos últimos acostumbrados a los balanceos y cabeceos de los barcos, demuestran distintos movimientos en su caminar.

Por último, el transporte de carga supone una gran alteración en la deambulación. Cobra gran importancia la distribución de la carga y la forma en la que ésta sea transportada.

#### **b) Factores Intrínsecos:**

La edad es uno de los factores intrínsecos más influyentes en la marcha. Como mencionábamos anteriormente, el niño camina de manera torpe e inestable, llegando a caerse habitualmente. Será con el paso de los años cuando vaya adquiriendo mayor estabilidad y coordinación.

La marcha de un joven es más ligera y ágil, características que eventualmente irán disminuyendo con la edad. Debido al envejecimiento o a sufridas patologías, los ancianos pueden encontrarse de nuevo con complicaciones en la locomoción. La marcha se vuelve más rígida y menos flexible. Disminuyen la longitud y velocidad del paso para realizar la marcha de manera más segura. La atrofia muscular suele derivar en la necesidad de verse ayudados por un bastón u otros sistemas de apoyo.

Otros factores influyentes son el peso y la altura, las costumbres culturales, el género, la talla del pie, el estado emocional y la fatiga.

#### **c) Factores Patológicos:**

Por último, la marcha patológica se caracteriza por asimetrías en los diversos parámetros descriptivos del ciclo de marcha. Estas asimetrías dan lugar a una cojera más o menos visible y detectable por el médico. Las patologías pueden ser de origen traumático, infeccioso, tumoral, neurológico, genético, etc.

El dolor puede provocar que el cuerpo adopte determinadas posturas que modifiquen las características del ciclo de la marcha. Enfermedades neurológicas como el Parkinson o accidentes cerebrovasculares pueden ser altamente influyentes en la decadencia de la marcha de una persona. También existen enfermedades que producen un debilitamiento general como el cáncer, leucemia, patologías respiratorias, etc.

### 6.1.4 Ciclo de marcha

En el estudio de la marcha pueden distinguirse cuatro fases diferentes en el ciclo de la marcha, aunque la forma de analizarla puede diferir según el autor. Cada uno puede estudiarla en un momento determinado de la marcha. Normalmente, suele comenzarse desde la posición en la que las dos piernas están separadas.

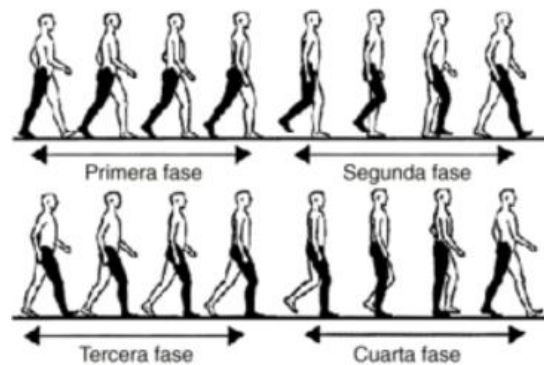


Ilustración 5: Ciclo de la marcha

En cada ciclo, las piernas pasan por una fase de apoyo y otra de oscilación. En condiciones normales la fase de apoyo representa aproximadamente un 60% del ciclo y la de oscilación el 40% restante, aunque esto puede variar en función de la velocidad de locomoción.<sup>20</sup>

A nivel del pie, se produce una flexión de la planta del pie de unos 30°. En la figura podemos apreciar la visión lateral, la posterior y el apoyo del pie durante la primera fase de la marcha humana. La otra figura, refleja una comparativa del desarrollo del paso según las teorías clásicas (A) y según las teorías actuales (B).<sup>20</sup>

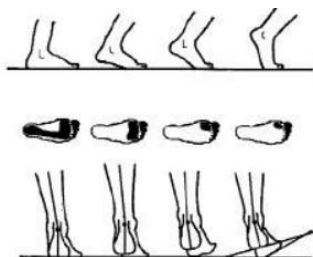


Ilustración 6: Visión lateral, posterior y apoyo del pie durante la primera fase de la marcha



Ilustración 7: Desarrollo del paso según las teorías clásicas (A) y las teorías actuales (B)

En la ilustración 7 se definen los parámetros del ciclo de la marcha. En ella se ven definidos:

1. Longitud de zancada
2. Longitud del paso derecho
3. Longitud del paso izquierdo
4. Anchura del paso
5. Ángulo del paso: el ángulo entre la línea media del pie y la dirección de progresión. En condiciones normales mide unos  $15^\circ$

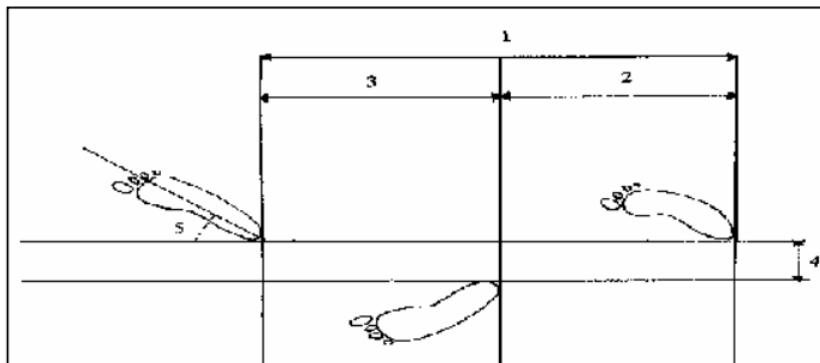


Ilustración 8: Parámetros del ciclo de la marcha

### 6.1.5 Cinética de la marcha

Durante la marcha, el ser humano se comporta como un sistema físico viéndose, por tanto, sujeto a las leyes físicas del movimiento. En la locomoción se producen desplazamientos verticales y laterales del centro de gravedad. Cuando una persona camina, su centro de gravedad no permanece de manera constante en el plano de la línea de progresión, sino que va oscilando sobre este. Este desplazamiento puede llegar a ser hasta de 5 centímetros.<sup>21</sup>

La cinética es el estudio de las fuerzas y momentos que actúan sobre los cuerpos y las velocidades y aceleraciones resultantes durante el movimiento. Analiza cómo las fuerzas externas e internas afectan el movimiento de los objetos. El movimiento es la resultante de estas fuerzas y transferencias de energía que pueden originarse tanto de fuentes internas como externas al cuerpo en movimiento.

Las fuerzas intrínsecas son aquellas que involucran las acciones musculares, resistencia de los ligamentos y articulaciones. Mientras que, las fuerzas extrínsecas, son aquellas que surgen de la reacción del suelo con el pie o de otros fenómenos como la gravedad o la energía cinética.

---

Mediante las plataformas dinamométricas somos capaces de definir la tracción durante el movimiento, podemos distinguir distintos tipos de fuerzas. Por un lado, tenemos la fuerza de reacción vertical que traduce los desplazamientos verticales del centro de gravedad. En el primer contacto del talón con el suelo, aumenta la fuerza de reacción del suelo cuando el cuerpo es impulsado hacia arriba, al descender el cuerpo disminuye esta fuerza que vuelve a aumentar en la fase de despegue.

Las fuerzas de reacción lateral y longitudinal son mucho menores que la de reacción vertical. Son aquellas fuerzas de frenado y empuje al realizar la tracción entre pie y suelo. Durante la marcha, también existe una fuerza de torsión entre el pie y el suelo. De igual manera, muy inferior a las fuerzas de reacción verticales.

Para la construcción del modelo cinético es necesario haber determinado previamente las características antropomorfas del sistema que se modela. Existen diversas técnicas cuantitativas de registro de cargas que tienen lugar en el contacto entre el pie y el suelo durante la marcha. De todas ellas la más importante la constituyen las plataformas dinamométricas, si bien existen otras que las complementan en situaciones específicas, como los podómetros y plantillas.

## 6.2 Plataformas dinamométricas

Las plataformas dinamométricas son sistemas de análisis cinético del movimiento que miden las fuerzas ejercidas por el pie sobre un plano de apoyo durante las distintas actividades como pueden ser caminar, correr o saltar. Dichas fuerzas son registradas en los tres ejes espaciales ( $x$ ,  $y$ ,  $z$ ) y se basan en el principio de acción-reacción de la tercera ley de Newton. Las plataformas deben ser rígidas con el fin de evitar deformaciones que afecten a la medición.

Los sensores de las plataformas dinamométricas, también llamadas plataformas de fuerzas pueden estar compuestos de cristales piezoeléctricos, galgas extensiométricas, elementos capacitivos, etc. En el caso de las galgas, estas miden las tensiones producidas sobre las columnas que las soportan. Se basan en el efecto piezorresistivo, esto es la propiedad que poseen determinados materiales de cambiar el valor de su resistencia eléctrica al ser sometidos a esfuerzos mecánicos.

Las plataformas de fuerzas cuyos sensores son cristales piezoeléctricos se basan, valga la redundancia, en el efecto piezoeléctrico. Entraremos en más detalle en el apartado de metodología ya que será el tipo de plataforma que usemos en nuestro ensayo.

Definiendo un contexto histórico, las primeras plataformas dinamométricas pueden atribuirse finales a Beely (1892) y a Marey (1894). Cunningham y Brown (1952) fabricaron una plataforma dinamométrica en cuyo diseño se han basado muchos

sistemas posteriores de análisis de fuerzas. En la actualidad, la mayoría de las plataformas emplean una configuración muy similar unas de otras, situando cuatro transductores, uno en cada esquina de la plataforma, que registrarán los fuerzas en las distintas direcciones.<sup>9</sup>

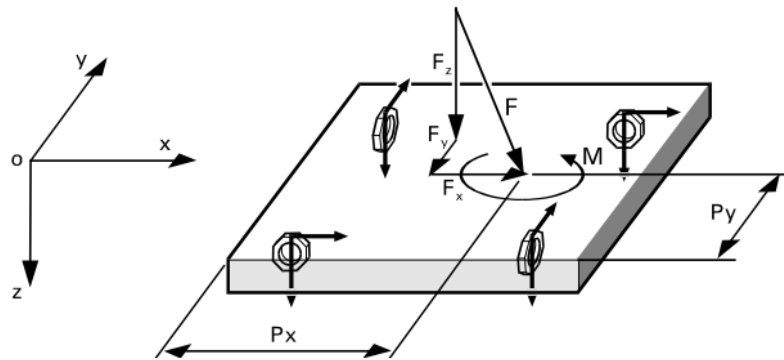


Ilustración 9: Fuerzas de reacción, momento torsor y centro de presiones sobre una plataforma dinamométrica

En la ilustración anterior se representa un esquema básico de funcionamiento de las plataformas dinamométricas. Como ya hemos definido, los sensores serán capaces de recoger las fuerzas ejercidas por la pisada calculando así las distintas fuerzas y momentos ejercidos sobre el pie.<sup>16</sup>

Los sensores registrarán una secuencia de fuerzas, y tras el paso por los distintos equipos electrónicos que permiten la lectura de los datos obtenidos, podremos observar en la computadora una gráfica de resultados similar a la que puede apreciarse en la ilustración 9.

Podemos esperar esa figura con dos máximos debido a una presión inicial ejercida por el apoyo del talón, y una secundaria debido al impulso del pie en el momento de despegue. En la ilustración 10 puede apreciarse los picos de fuerza en los momentos de choque de talón (1) y propulsión (2).<sup>13</sup>

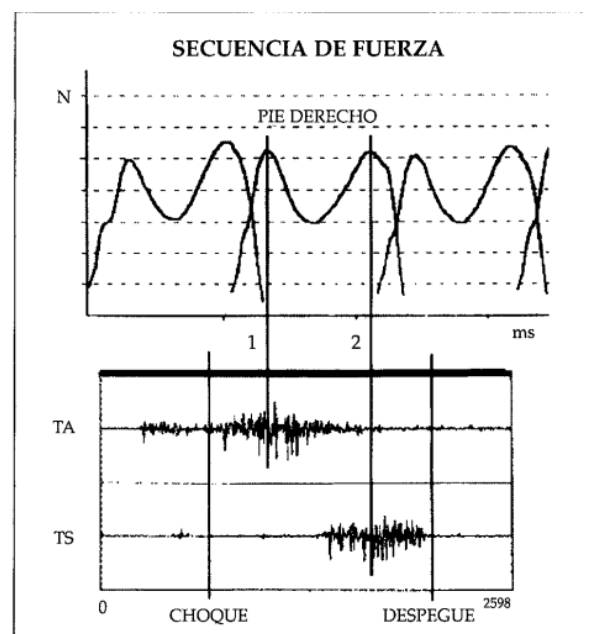


Ilustración 10: Secuencia de fuerza durante la marcha

Para el correcto funcionamiento se fijarán las plataformas rígidamente al suelo, puede habilitarse un foso, o bien se puede construir una pista elevada sobre el suelo. La plataforma queda anclada y permite el estudio de marcha humana y movimientos deportivos diversos.

La pista se dispondrá de manera que el individuo realice los ejercicios propuestos por el especialista de la manera más natural posible. Es por ello por lo que no se suele recomendar que la plataforma quede elevada sobre la trayectoria de avance del sujeto salvo que se le precise realizar movimientos como subir escaleras.

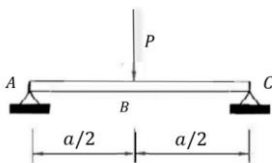
### 6.3 Cálculos matemáticos previos:

Una manera de comenzar con el planteamiento del diseño de la pasarela es conveniente realizar, sobre papel, ligeros bocetos que nos ayuden a plantear las condiciones que caractericen a nuestra estructura. Cabe destacar que partimos de una plataforma dinamométrica fija, disponible en el taller, que nos servirá como ejemplo y guía para realizar nuestra pasarela.

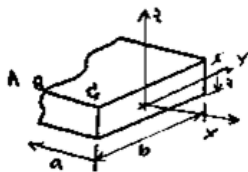
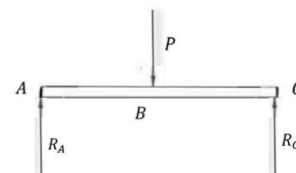
Con el fin de obtener un análisis de la marcha lo más progresiva posible, las dimensiones de la pasarela han de ser lo más similares posibles a la plataforma previa. Para satisfacer nuestras necesidades, será suficiente con la fabricación de cuatro plataformas idénticas colocadas en forma de cruz alrededor de la plataforma dinamométrica para realizar los ejercicios propuestos. Esta estructura modular nos permitirá una personalización de la pasarela para adaptarla a diferentes situaciones.

Con el fin de abaratar costes hemos iniciado el diseño de la pasarela planteándola como una estructura de madera, compuestos por una placa y cuatro tacos. Con los conocimientos adquiridos a lo largo de la asignatura Elasticidad y Resistencia de los materiales, podemos plantear las deformaciones que sufrirá nuestra placa de manera simplificada:

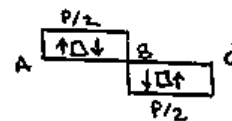
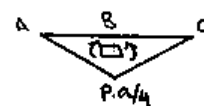
$$P = m \cdot g \quad m = 180 \text{ [ kg ]} \quad g = 9,81 \left[ \frac{\text{m}}{\text{s}^2} \right] \quad a = 60 \text{ [ cm ]} \quad b = 50 \text{ [ cm ]}$$



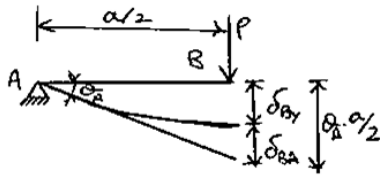
$$R_A = R_C = \frac{P}{2}$$



$$I_y = \frac{1}{12} \cdot b \cdot z^3$$

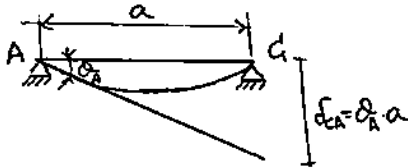






$$\delta_{BA} = \frac{1}{E \cdot I_y} \cdot \left[ \frac{P \cdot a^2}{16} \right] \cdot \frac{a}{6} = \frac{P \cdot a^3}{96 \cdot E \cdot I_y}$$

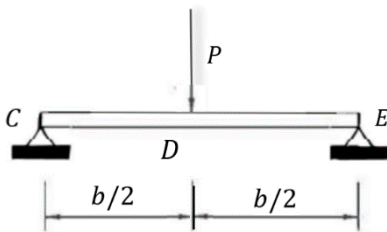
$$\delta_{CA} = \frac{1}{E \cdot I_y} \cdot \left[ \frac{P \cdot a^2}{8} \right] \cdot \frac{a}{2} = \frac{P \cdot a^3}{16 \cdot E \cdot I_y}$$



$$\delta_{CA} = \theta_A \cdot a \quad \theta_A = \frac{P \cdot a^2}{16 \cdot E \cdot I_y}$$

$$\delta_{By} = \theta_A \cdot \frac{a}{2} - \delta_{BA} = \frac{P \cdot a^3}{48 \cdot E \cdot I_y}$$

De manera equivalente en la otra sección:



$$I_x = \frac{1}{12} \cdot a \cdot z^3$$

$$\delta_{Dy} = \frac{P \cdot b^3}{48 \cdot E \cdot I_x}$$

$$\delta_y = \delta_{By} + \delta_{Dy} = \frac{P}{48 \cdot E} \cdot \left[ \frac{a^3}{I_y} + \frac{b^3}{I_x} \right]$$

Donde, para un  $E = 9,302 \times 10^9$  Pa y  $P = 1800$  N,  $z = 18$  mm




$$\delta_y = \frac{1800}{48 \cdot 9,302 \cdot 10^9} \cdot \left[ \frac{0,6^3}{\frac{1}{12} \cdot 0,5 \cdot 0,018^3} + \frac{0,5^3}{\frac{1}{12} \cdot 0,6 \cdot 0,018^3} \right] = 5,312 \text{ mm}$$

Sin embargo, estos cálculos tan sólo nos permiten conocer una aproximación a nuestro problema real ya que estamos idealizando muchas variables y no tenemos en cuenta grandes condicionantes que afectan a nuestro problema.

Creo que estos cálculos están abiertos a muchos errores e imprecisiones, es por ello por lo que nos dejamos llevar por una solución más sofisticada que consiste servirse del programa ANSYS, programa de simulación para análisis de ingeniería en campos como la mecánica de sólidos y dinámica de fluidos. El programa tiene estimados unas características de la madera de pino predeterminadas, las reales no serán exactamente las mismas, pero sí muy parecidas.

## 6.4 Módulos de madera

Buscando una solución sencilla, práctica, económica y ecológica consideramos, en primera instancia, el fabricar los distintos módulos que componen la pasarela de madera. Para este primer modelo, estimamos unos tacos de dimensiones ligeramente inferiores que los sensores, esto es, 44x44 mm<sup>2</sup> de sección. En los anexos podemos observar los planos de los sensores. Probaremos una alternativa con unos tacos de menor dimensión, esto abaratará enormemente nuestro presupuesto ya que el proveedor no necesita hacerlos a medida. El espesor de la placa es de 18 mm, por lo que los tacos serán de 72 mm de largo para alcanzar los 9 cm.

 Wood, Pine  

Data compiled by the [Granta Design](#) team at ANSYS, incorporating various sources including JAHM and MagWeb. ANSYS Inc. provides no warranty for this data.

Density	487,40 kg/m <sup>3</sup>
<b>Structural</b>	
▼ Isotropic Elasticity	
Derive from	Young's Modulus and Poisson's Ratio
Young's Modulus	9,302e+09 Pa
Poisson's Ratio	0,37420

Ilustración 11 Características de la madera en el ANSYS

Podemos esperar que en el centro de la estructura sufra la mayor deformación debido al momento flector al que se ve expuesto, es por ello por lo que además de los tacos en cada una de las esquina, colocaremos un apoyo extra en el centro de la estructura. Hemos creado un modelo en el ANSYS en el que simulamos sobre la plataforma la fuerza de compresión que produciría una persona de 200 kg al subirse en ella.

Podemos ver cómo, según nuestro modelo ideado, la pasarela presentará una deformación máxima de 0.05 mm en su superficie más expuesta, lo cual satisface nuestras necesidades.

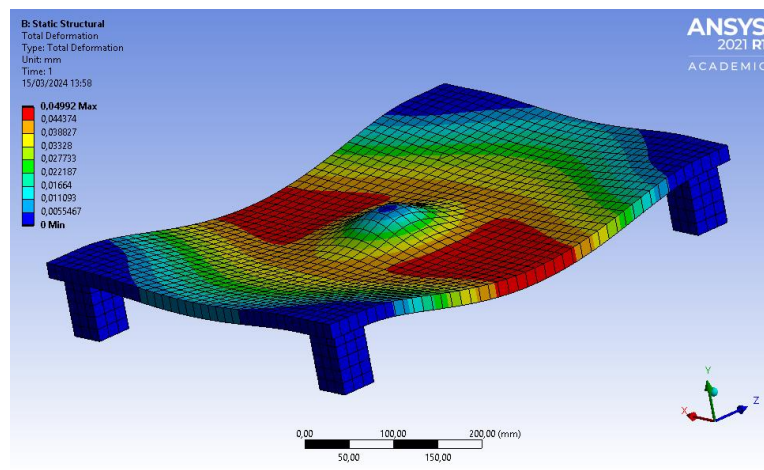
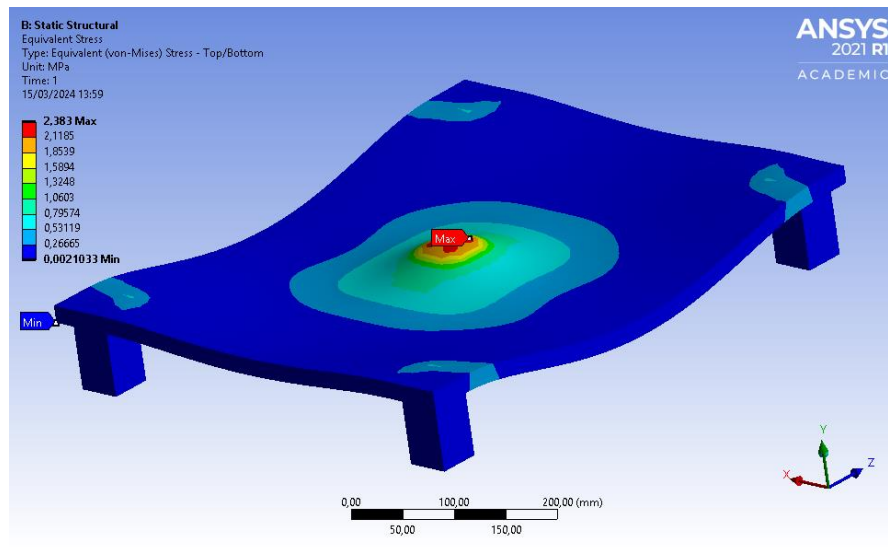


Ilustración 12 Estructura Estática. Deformación total de los módulos de madera





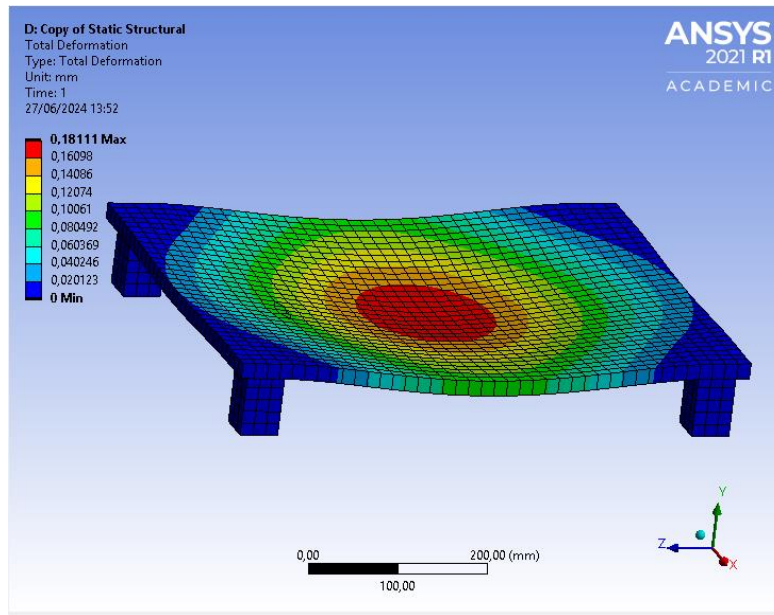
*Ilustración 13 Estructura Estática. Tensión equivalente de Von-Mises sobre los módulos de madera*

Sin embargo, al realizar el montaje de la estructura en el taller, nos encontramos con que la pasarela presentaba una gran inestabilidad, además de crujir de manera poco fiable cuando nos subíamos en ella para hacer pruebas. Es por ello por lo que nos pareció una solución poco fiable y buscamos distintas alternativas.

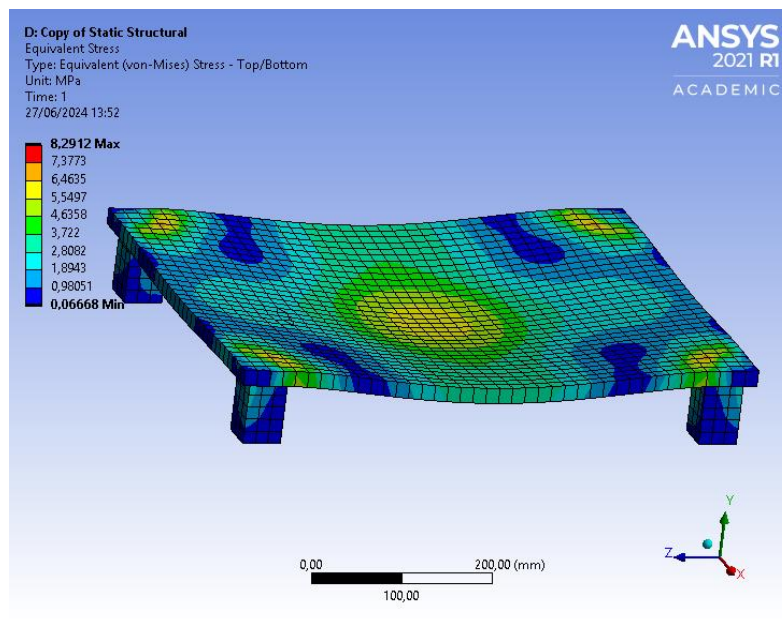
Contábamos en el taller de la escuela con tres planchas idénticas a la empleada en la plataforma dinamométrica de acero dos de ellas y de aluminio la restante. Éstas fueron adquiridas a la vez que la plataforma y las usaremos para crear la pasarela como alternativa a la madera. Es por ello por lo que realizaremos de nuevo el estudio en el ANSYS.

## 6.5 Aleación de Aluminio 7075

Tomaremos el mismo diseño que la plataforma dinamométrica y realizaremos el análisis de tensión y deformación en el programa. En este caso, tomaremos la estructura completa como aluminio 7075. Los tacos serán de las mismas dimensiones que los sensores de la plataforma dinamométrica. El programa cuenta con las propiedades de Aluminum alloy, wrought, 7075 O esto nos dará una aproximación sobre la deformación que presentará en la realidad.



*Ilustración 14 Estructura Estática. Deformación total sobre los módulos de aluminio 7075*



*Ilustración 15 Estructura Estática. Tensión equivalente de Von-Mises sobre los módulos de aluminio 7075*

Al verse cumplidas nuestras necesidades, y con la seguridad de que los tacos de aluminio en cualquiera de los dos tipos de plataforma nos aportarían la seguridad, rigidez y estabilidad requerida, realizamos un pedido de 12 tacos de aluminio 7075 a nuestro proveedor. Para reducir costes, el mecanizado de la pieza será llevado a cabo en la propia Escuela, analizaremos este proceso más adelante. Pueden verse los planos de los tacos en los anexos del proyecto.

## 7. METODOLOGÍA

El plan de trabajo incluye diferentes etapas como la definición de requisitos del sistema, diseño, desarrollo y construcción de la pasarela. Una vez realizada la puesta a punto de la instalación, procederemos con el análisis de la pasarela mediante la toma de resultados. Emplearemos los recursos dispuestos en el taller de la Escuela y realizaremos algún pedido como se mostrará más adelante.

### 7.1 Montaje

#### 7.1.1 Esquema de la instalación

En la ilustración a continuación, se muestra el esquema del sistema que seguiremos para el montaje de la instalación. Para facilitar su comprensión, nos hemos abstenido de añadir los módulos que componen la pasarela, podemos observar cómo, con la plataforma como punto de partida, la señal se transmite a través de los distintos grupos electrónicos (sumador, amplificador y DAQ) hasta ser recibida por la computadora.

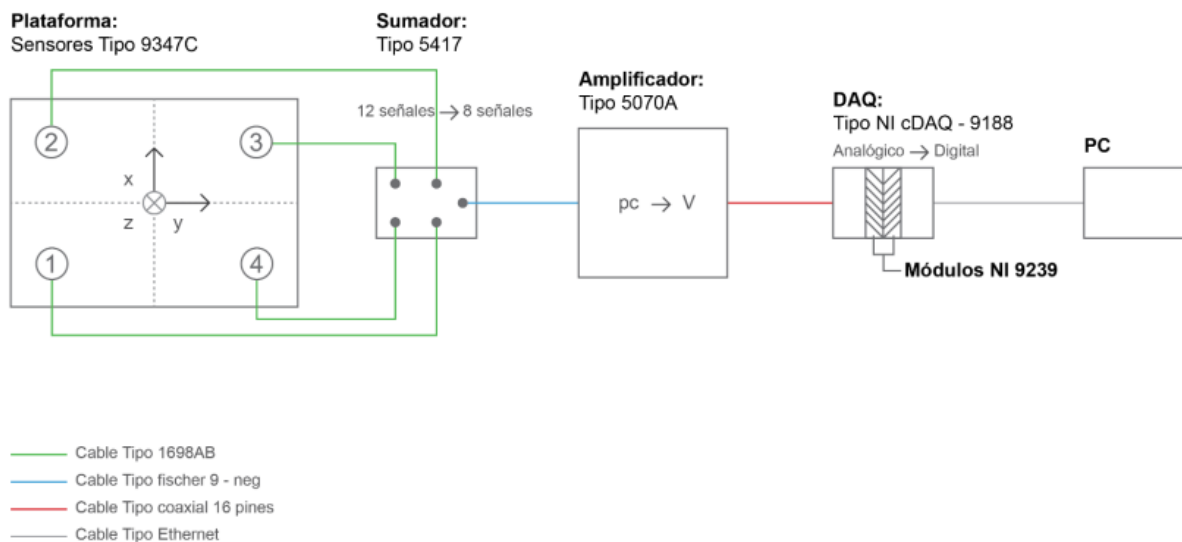


Ilustración 16 Esquema de la instalación

Todos los elementos de la instalación serán descritos de manera detallada y concienzuda en los siguientes apartados, en la siguiente tabla se resumirán los modelos de los equipos electrónicos utilizados para la elaboración de este proyecto. También mostramos una imagen de la instalación en su conjunto total.<sup>1</sup>

				
Plataforma con cuatro sensores Kistler: Tipo 9347C	Caja sumadora Kistler Tipo 5417	Amplificador Kistler Tipo 5070A	Sistema DAQ Kistler Tipo cDAQ 9188	Ordenador conectado con cable Ethernet

Tabla 1 Dispositivos electrónicos para la instalación

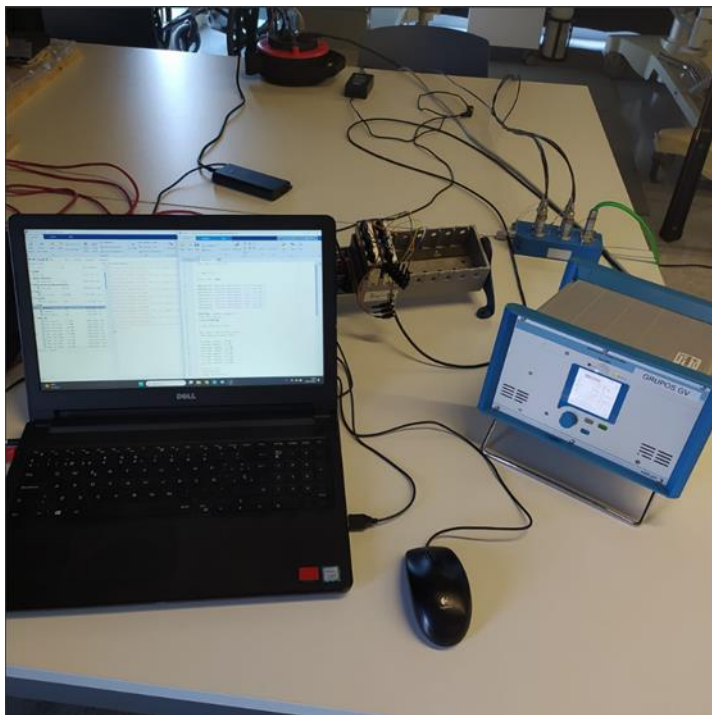


Ilustración 17 Sistema de medida del laboratorio

### 7.1.2 Sensor piezoeléctrico

Disponemos de la plataforma dinamométrica que cuenta con los cuatro sensores Kistler tipo 9347C. Los sensores basan su modo de funcionamiento en el efecto piezoeléctrico al contener cuarzo ( $\text{SiO}_2$ ) en su interior. El efecto piezoeléctrico es un fenómeno en el que determinados materiales son capaces de generar una carga eléctrica cuando son sometidos a un esfuerzo mecánico.



Ilustración 18 Sensor Kistler 9347C

También es posible la inversa, al aplicar una carga eléctrica se manifiesta en una tensión, principio aplicado en los actuadores piezoeléctricos lineales. A diferencia de otros materiales piezoeléctricos, el cuarzo no es piroeléctrico siendo, por tanto, resistente a las variaciones de temperatura. Estos materiales también son llamados transductores ya que son capaces de transformar una determinada energía de entrada en otra diferente de salida.

De esta manera, los sensores tienen la capacidad de medir las fuerzas de compresión en los ejes (x, y, z), recogiendo las señales de esta carga eléctrica, contando con un total de doce datos biomecánicos. Los sensores piezoeléctricos nos permiten una alta precisión y sensibilidad en la toma de datos, con una alta frecuencia de muestreo y bajo efecto de histéresis, lo que los convierten en herramientas óptimas para el análisis de marcha.

### 7.1.3 Caja sumadora

Una caja sumadora se trata de un dispositivo electrónico que combina señales eléctricas en una señal única o en un conjunto de señales para que sean más fácilmente procesadas. Permiten simplificar el sistema de adquisición de datos facilitando así su a posterior análisis permitiendo el uso de un software menos complejo. Para nuestro análisis, hemos empleado la caja sumadora Kistler tipo 5417.

Como podemos apreciar en el esquema de la instalación, los sensores transmiten la información mediante cables tipo 1698AB. El sumador recoge esta información con el objetivo de agrupar los doce datos recogidos en ocho. La agrupación la resuelve calculando el momento resultante de la suma de las fuerzas en los ejes x e y de cada extremo. Mediante el cálculo de momentos, pasamos de tener ocho medidas, relativas a los ejes x e y, a tener cuatro momentos. Los otros cuatro datos restantes son las reacciones en el eje z de cada sensor que permanecerán invariantes.

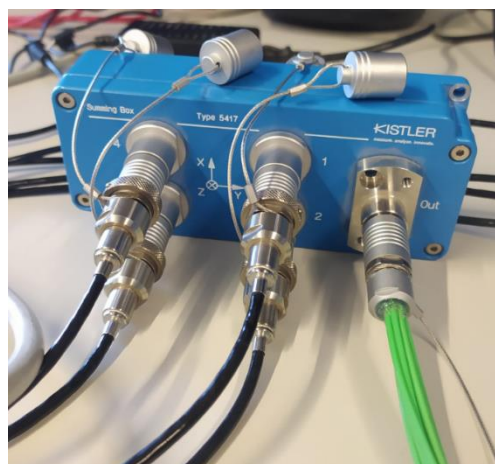


Ilustración 19 Caja sumadora Kistler 5417





*Ilustración 20 Fuerzas a la entrada y salida del sumador*

### 7.1.4 Amplificador de señal

Un cable tipo Fischer 9-pole neg conecta el sumador con el amplificador de señal, también Kistler tipo 5070. Un amplificador de señal, como su propio nombre indica, aumenta las señales eléctricas sin variar su contenido empleando normalmente transistores.

En nuestro caso, recibe la señal de los sensores medida en pC y la transforma a un voltaje de hasta  $\pm 10$  V. De esta manera la señal podrá ser analizada por los distintos componentes electrónicos a los que podrían derivarse. Una vez amplificada la señal, se enviará a la DAQ mediante un cable coaxial de 16 pines tipo NI cDAQ – 9188



*Ilustración 21 Amplificador Kistler 5070; izquierda: parte delantera, derecha: parte trasera*

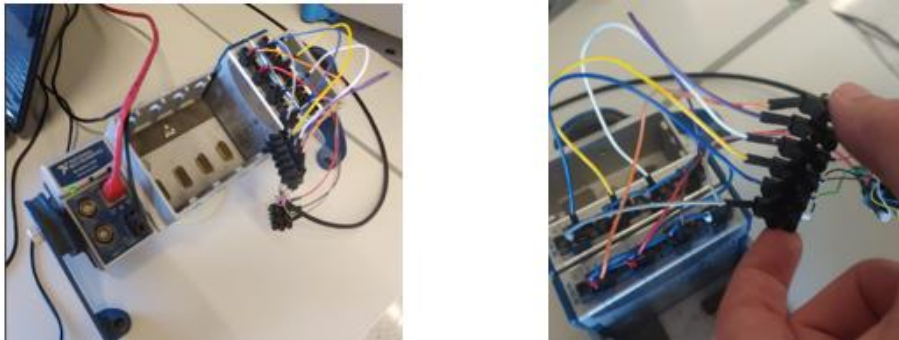
### 7.1.5 Dispositivo DAQ

El dispositivo de adquisición de datos (DAQ, Data Acquisition) se ocupa de digitalizar las señales provenientes de los sensores. Traduce los datos analógicos en digitales pudiendo así llevar la señal al ordenador para que por medio del programa LABVIEW podamos leer gráficamente los resultados obtenidos.

Para ello, emplearemos la Compact DAQ (cDAQ) 9188 y el módulo NI 9219 de la empresa National Instruments. Nuestra cDAQ consta de diferentes módulos, hasta ocho, que son conectado al ordenador a través de un cable Ethernet. Usaremos dos módulos NI 9239 cada uno de ellos porta 4 datos biomecánicos.

La señal llega desde el amplificador hasta los módulos de este dispositivo mediante un cable de 16 pines que fue elaborado particularmente para la instalación del laboratorio. De los 16 pines, usaremos 9 de ellos, las ocho señales provenientes del amplificador y, por último, la conexión a tierra. Los nueve cables son ensamblados en el módulo que se conectara con el dispositivo de adquisición de datos.

Cabe mencionar que como las terminaciones de los extremos de los 9 cables eran demasiado cortas, fue preciso añadir dos regletas eléctricas para hacer posible la unión con los módulos.<sup>1</sup>



*Ilustración 22 cDAQ 9188; izquierda: conjunto completo, derecha: regletas eléctricas*

## 7.2 MATLAB

El programa Matlab, abreviatura de Matrix Laboratory, es una plataforma de programación y cálculo numérico con el fin de analizar datos, desarrollar algoritmos y crear modelos. Se trata de una herramienta que facilita en análisis de datos y la resolución de problemas de manera simple y eficaz.

Matlab es capaz de leer directamente los datos de los módulos del dispositivo de adquisición de datos. Nos serviremos de un programa sencillo para realizar la lectura de datos. Para ello deberemos tener en Matlab un toolbox llamado Data Acquisition Toolbox que proporciona funciones y comandos para trabajar con este tipo de dispositivos.

Calcularemos las resultantes de las fuerzas en cada dirección ( $F_x$ ,  $F_y$ ,  $F_z$ ) y también de los momentos.

$$Fx = Fx_{12} + Fx_{34} \quad \text{Ec..1}$$

$$Fy = Fy_{14} + Fy_{23} \quad \text{Ec..2}$$

$$Fz = Fz_1 + Fz_2 + Fz_3 + Fz_4 \quad \text{Ec..3}$$

$$Mox = b * [-(Fz_1 + Fz_2) + (Fz_3 + Fz_4)] \quad \text{Ec..4}$$

$$Moy = a * [(Fz_2 + Fz_3) - (Fz_1 + Fz_4)] \quad \text{Ec..5}$$

$$Moz = b * (Fx_{12} - Fx_{34}) + a * (Fy_{14} - Fy_{23}) \quad \text{Ec..6}$$

Para facilitar la comprensión de los datos adquiridos durante los ensayos, deseamos que las diferentes gráficas muestren las reacciones sobre la persona de las distintas fuerzas y momentos. Como los sensores de la plataforma tienen su propio sistema de referencia, deberemos realizar un cambio del sistema de referencia para que el programa nos muestre el deseado. Podrá verse reflejado en el código del programa.

Los números representan el orden donde están colocados cada uno de los sensores piezoeléctricos.

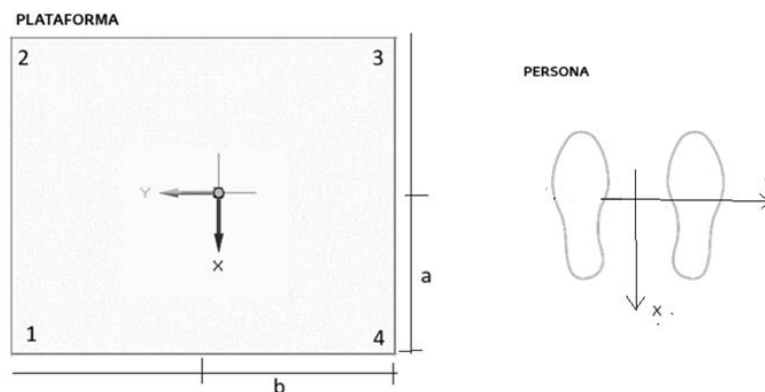


Ilustración 23 Cambio del sistema de referencia

### 7.3 Fabricación de la estructura

Para la pasarela modular, visto que la estructura de madera que fabricamos no nos será útil, nos hemos visto obligados a recurrir a una alternativa. Como hemos mencionado, disponemos en el almacén del taller de la Escuela, tres planchas idénticas a la placa de la plataforma dinamométrica. Dicha placa da lugar a la plataforma de fuerzas cuando se le unen los sensores piezoeléctricos de Kistler. Es por ello por lo que, con los tacos de sujeción adecuados, podemos imitar a la plataforma de manera casi idéntica. Esto resulta beneficioso, ya que podremos medir una marcha más natural, estable y progresiva, obteniendo así mejores resultados.



Dos de las planchas son de acero y la restante es de aluminio. Fabricaremos los tacos de Aluminio 7075, para disminuir en costes pediremos los tacos a una empresa ajena a la Escuela y realizaremos el mecanizado de la pieza en la misma. Los planos de los tacos podrán observarse en los anexos. Un especialista de la escuela llevará a cabo el mecanizado de los chaflanes y los agujeros cuyo roscado será el paso final para obtener la pieza lista para ser atornillada en las placas.

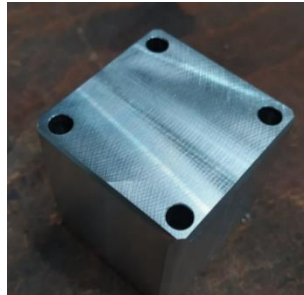


Ilustración 24 Taco de Aluminio 7075

### 7.3.1 Roscado

Con la ayuda de las herramientas provistas en el taller de la Escuela, llevaremos a cabo el roscado de la pieza. Nos serviremos de tres machos, cuyos dientes serán cada vez más pronunciados, de métrica 8 para realizar el mejor acabado posible. Con paciencia y aceite finalizaremos la puesta a punto de la pasarela de la manera más dinámica posible.



Ilustración 26 Machos para enroscado M8



Ilustración 25 Proceso de enroscado del taco

Los machos deberán pasarse de manera sucesiva por cada uno de los cuatro agujeros que componen cada taco. Una vez finalizado el roscado de los 12 tacos, cuatro por cada plancha, procederemos a atornillarlos en sus respectivas planchas para dejarlos fijos y listos para ser usados en el análisis de la marcha.

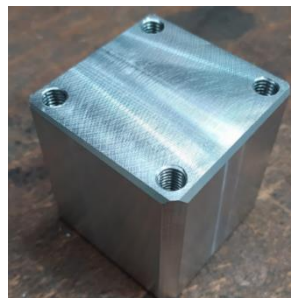


Ilustración 27 Taco de aluminio 7075 mecanizado

Una vez disponemos de la versión final de los tacos, podemos finalizar la etapa de montaje de la estructura atornillando cada taco a su correspondiente plataforma. Para ello, nos serviremos de tornillos Allen de 35mm de cabeza cilíndrica, necesitaremos un total de 48 tornillos.

De esta forma, obtenemos como resultado la siguiente estructura dándose por finalizada la puesta a punto de la pasarela antes de realizar los ensayos de análisis de la marcha.



*Ilustración 28 Instalación de la pasarela dinamométrica para la evaluación de la marcha*

## 7.4 Ensayos experimentales

A continuación, definiremos el protocolo de ensayo definiendo las pautas a seguir antes de realizar las mediciones para cada tipo de ensayo.

1. Establecer referencias para conseguir repetibilidad
2. Definir el movimiento.
3. Repetición del movimiento buscando uniformidad, al menos 5 repeticiones.
4. Realizar mediciones.

Se les pedirá a los sujetos que realicen una serie de ejercicios con su velocidad de paso normal para que se habitúen a caminar sobre las plataformas sin mirar al suelo y poder conseguir una cadencia normal. Esto también sirve para ajustar el punto de arranque, de manera que al caminar el pie solicitado cayera sobre la plataforma dinamométrica de la manera más centrada posible. Todas las pruebas se realizarán con la ausencia del

calzado, según el tipo puede provocar grandes variaciones en los resultados debido al amortiguamiento que posea.

### 7.4.1 Evaluación sobre la marcha

En el primer ensayo que evaluaremos, pretendemos ver la reacción sobre el pie de una persona cuando camina sobre la plataforma. Para ello, debemos solicitar a los distintos sujetos, cuyas características se definen en la tabla próxima, que caminen de la forma más natural posible tratando de apoyar el pie sobre el centro de la plataforma dinamométrica.

	Peso (kg)	Altura (m)	Pie dominante	Brazo dominante
<b>Sujeto 1</b>	93	1.76	Derecho	Derecho
<b>Sujeto 2</b>	85	1.81	Derecho	Derecho
<b>Sujeto 3</b>	67	1.78	Derecho	Derecho

Tabla 2 Características de los sujetos de pruebas

En primer lugar, los sujetos deben apoyar el pie derecho, y posteriormente el izquierdo. En ambos modos de marcha se realizarán 5 repeticiones. Trataremos de mostrar las diferencias entre ambos casos, como de forma natural cada persona tiene un pie dominante es posible que veamos cierto distintivo. La dirección de la marcha será en la del eje y del sistema de referencia de la plataforma.



Ilustración 29 Marcha sin carga

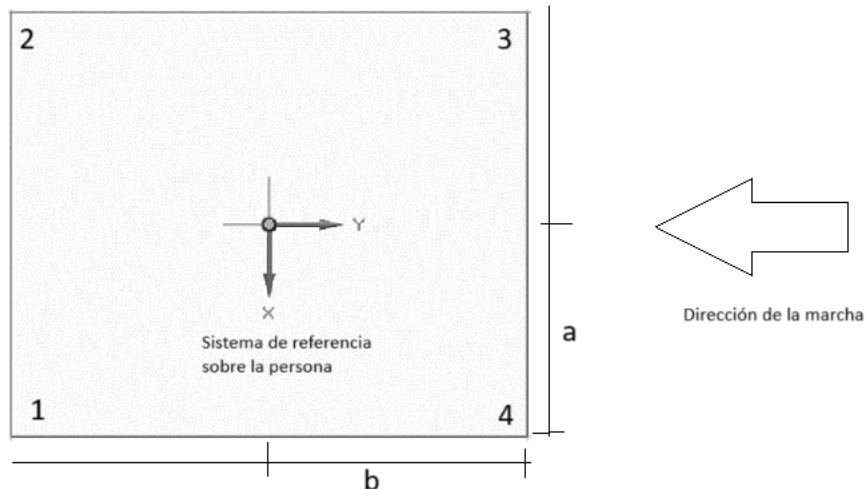


Ilustración 30 Representación del sentido de la marcha sobre la pasarela

En la próxima gráfica podemos ver un ejemplo de la respuesta que nos ofrecería Matlab a los 5 ensayos tomados sobre la marcha del primer sujeto cuando este apoya el pie derecho sobre la plataforma dinamométrica fija.

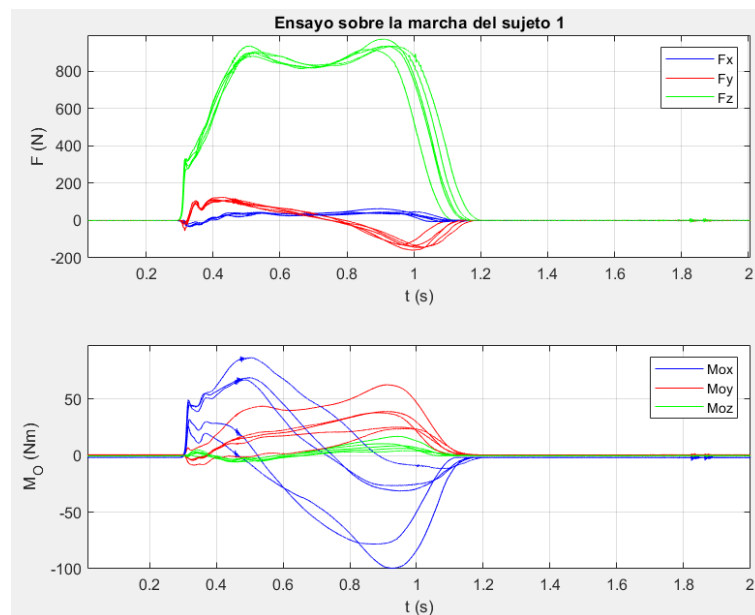


Ilustración 31 Gráfica de fuerzas y momentos resultantes durante el ensayo sobre la marcha sobre el pie derecho del sujeto 1

El primer plot de la ilustración nos muestra las reacciones sobre cada uno de los ejes tridimensionales que hemos definido. Podemos ver como las reacciones en los ejes x,y son significativamente inferiores en comparación con el eje z. Esto es muy lógico, la componente vertical es la de mayor magnitud con diferencia debido al peso ejercido por el cuerpo influenciado por la gravedad.

---

Las fuerzas perpendiculares ( $x$ ,  $y$ ) se deben a las fuerzas de fricción resultantes entre las dos superficies de contacto; el pie y el suelo (plataforma). Son las causantes del movimiento de avance del cuerpo durante la marcha, producen la aceleración durante el impacto del talón y el impulso del pie.

Es interesante observar como la  $F_y$  comienza siendo positiva debido a la deceleración producida cuando el talón contacta con el suelo, se anula cuando el pie está plenamente apoyado encontrándose el centro de gravedad sobre el pie que soporta toda la carga, y se torna negativa en la etapa de impulso.

La componente  $F_x$  es la de menor magnitud, existe una ligera reacción en la dirección lateral que tiene mayor valor cuando el pie queda apoyado por completo. Representa la resistencia del suelo al movimiento del pie cuando se apoya y rota hacia dentro o fuera. Se trata de un movimiento natural del pie, nada que corregir, debido a la flexibilidad del tobillo y que proporciona fluidez en la pisada. Su amplitud será mayor cuando aumenta la inestabilidad del paciente.

Por último, en la representación de la componente vertical podemos observar una curva con dos máximos, el primero poco después del inicio y el segundo poco antes del final de la pisada. Se dan debido a una fuerza inicial ejercida por el apoyo del talón, y una secundaria debido al impulso del pie en el momento de despegue. Sus valores son superiores al peso del propio cuerpo, cambiarán según las variaciones de velocidad durante la marcha. Esa caída o disminución entre los dos máximos se corresponde al momento en el que el pie se apoya completamente sobre el suelo.

Como las fuerzas verticales son de una magnitud considerablemente mayor al resto, tan sólo nos centraremos en ellas para la evaluación de resultados. Es por ello por lo que pediremos a Matlab que nos dé un plot nuevo omitiendo el resto de las fuerzas.

En el gráfico de momentos no nos fijaremos tanto, esto es debido a que variarán en gran medida según el lugar en el que pisemos sobre la plataforma y la condición de nuestra estabilidad. Pero podemos observar cierta coherencia en los resultados. El momento en  $z$  es cercano a cero, se verá influenciado únicamente por las fuerzas paralelas a la plataforma, que como hemos visto son muy pequeñas.

El momento en  $y$  variará según lo descentrada que esté la pisada, su sentido será positivo o negativo en función de si el apoyo se da a un lado o al otro del eje longitudinal de la plataforma. Por último, el momento en  $x$  variará de sentido durante la pisada ya que es perpendicular a la dirección de la marcha y



por ello cambiará de sentido durante la transición de apoyo con el talón y posterior propulsión.

### 7.4.2 Evaluación sobre la marcha al subir un escalón

Durante el segundo ensayo, estudiaremos la variación de la marcha que supone el subir un escalón. Es interesante observar la variación de las fuerzas verticales en el distinto proceso de talonamiento y apoyo del pie durante el proceso de subida. También, como es un ejercicio que requiere mayor esfuerzo que el caminar, podrá verse la influencia de la estabilidad en cada pierna.

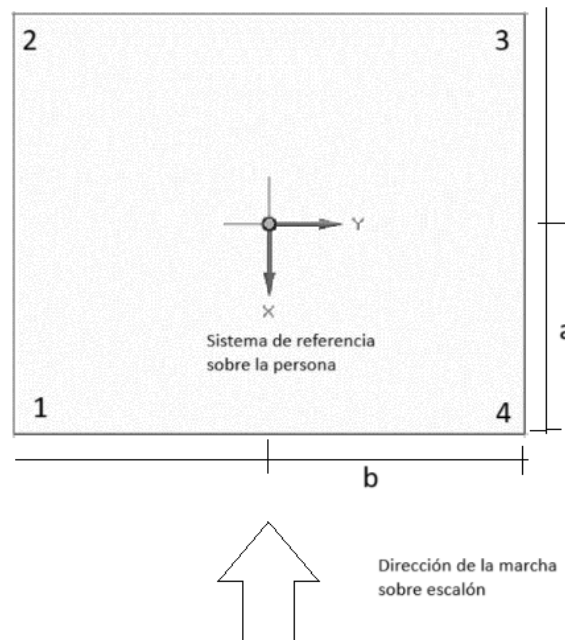


Ilustración 32 Representación del sentido de la marcha con escalón sobre la pasarela

No disponemos de una escalera completa, por tanto, la marcha sobre un escalón que estamos definiendo consiste en, partiendo desde el suelo, subir a la plataforma como si de una escalera se tratase. El movimiento consistirá en subirse y mantenerse en bipedestación sobre la pasarela de la manera más centrada posible.

Como es natural, el cuerpo una vez realizada la acción de subida tratará de estabilizarse de la mejor manera posible. Esto provocará ciertas alteraciones en los resultados que podrán observarse más adelante.



Ilustración 33 Bipedestación tras la subida de escalón

Como no disponemos de una segunda etapa de escalonado, en los resultados no se podrá observar la acción del impulso del pie para subir a la próxima etapa. Puede ser interesante para futuros proyectos el adaptar el sistema modular de la pasarela para poder realizar este tipo de estudios de forma más precisa. Este ensayo será elaborado por tres sujetos en total, dos de ellos diferentes a los de la prueba anterior.

De la misma manera que el caso anterior, se les pedirá a los sujetos que realicen un par de ensayos para que puedan realizar el ejercicio sin mirar y de la manera más natural posible para acercarnos en mayor medida a la realidad.

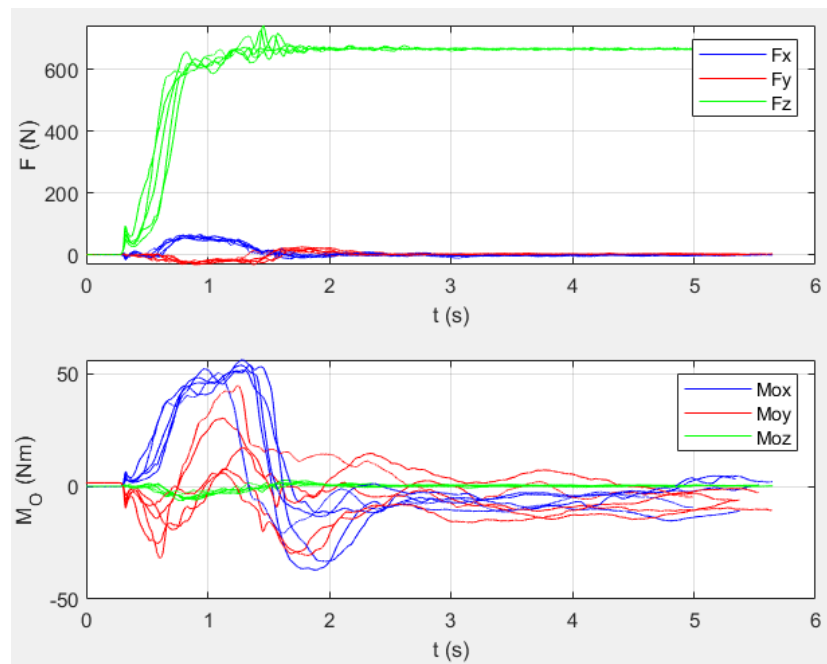


Ilustración 34 Gráfica de fuerzas resultantes durante el ensayo sobre la marcha sobre un escalón en el pie derecho del sujeto 3

Podemos observar como las fuerzas laterales influyen de distinta manera al caso anterior. Hay que tener en cuenta que, en este caso, la subida se ha realizado en la dirección del eje  $x$  de la plataforma, esto es, perpendicular a la dirección de la marcha anteriormente descrita.

Se nota que las fuerzas laterales en la misma dirección ( $F_x$ ) de la subida son considerablemente mayores a las  $F_y$ . Debido a la fricción durante el frenado y tiempo de estabilización hasta conseguir la bipedestación sobre la plataforma.

En caso de que hubiéramos prolongado la marcha al subir otro escalón, lo más probable es que para las fuerzas laterales, nos hubiéramos encontrado una situación más similar a la anterior donde se aprecia un máximo y un mínimo durante el frenado e impulso de la marcha.



---

Para las fuerzas verticales, al comienzo de la cresta podemos observar un pequeño pico que posteriormente se acentuará. Ese pequeño pico se debe al primer contacto del talón con el suelo. A diferencia de la marcha sobre suelo plano, cuando el talón impacta por primera vez, la carga de todo el peso del cuerpo se sitúa aún sobre el pie contrario. Al andar la transmisión de la carga es prácticamente instantánea debido a la cinética del cuerpo, pero al subir escaleras no será hasta unos breves instantes después cuando comenzará el pie a soportar el peso.

Una vez se apoye el pie sobre el escalón, comenzará la etapa de estabilización del cuerpo, al desplazar el otro pie, colocarlo sobre la plataforma y mantener el equilibrio en bipedestación sobre la estructura. En esta etapa es donde podremos encontrar mayores variaciones según la persona y su condición física.

La etapa de estabilización también puede observarse en la gráfica de momentos. Siendo los momentos sobre el eje x, responsable del balanceo, los más notorios seguidos de los momentos sobre el eje y, responsables del cabeceo. Comienzan siendo positivos debido al apoyo del pie derecho, al subir el pie izquierdo nos desplazaremos hacia el lado contrario y los momentos cambiarán de sentido. Equivale a la etapa en la que se encuentran inestabilidades en las fuerzas verticales,

### **7.4.3 Evaluación sobre la marcha al cargar un peso**

En el tercer y último ensayo, veremos si el hecho de cargar un peso sobre uno de los brazos supone una gran variación en el andar. Se ha visto que la forma de cargar pesos influye sobre la postura corporal que trata de adaptarse de la mejor manera para alcanzar el equilibrio durante la marcha.

En nuestro caso, solicitaremos a los sujetos, en este caso tan sólo contamos con dos de ellos, que carguen en su mano derecha un peso de 5.5 kg y realicen el mismo proceso que en el ensayo primero. La mochila debe agarrarse a modo de bolsa y ambos sujetos han cargado exactamente con el mismo peso.

El ejercicio debe ser el mismo que en el primer ensayo, esto es, caminar sobre la pasarela apoyando, el pie derecho primero y el izquierdo después, sobre el centro de la plataforma de la manera más natural posible. El sistema de referencia es exactamente el mismo al caso primero.



Ilustración 35 Marcha con peso

Desgraciadamente, contamos con pocos modelos de ensayo, y esto supone que los resultados que obtengamos no puedan ser determinantes o que nos ofrezcan una tendencia hacia alguna conclusión factible. De todas formas, sí que nos puede orientar de alguna manera hacia los posibles resultados y puede ser útil para futuras evaluaciones en este mismo campo.

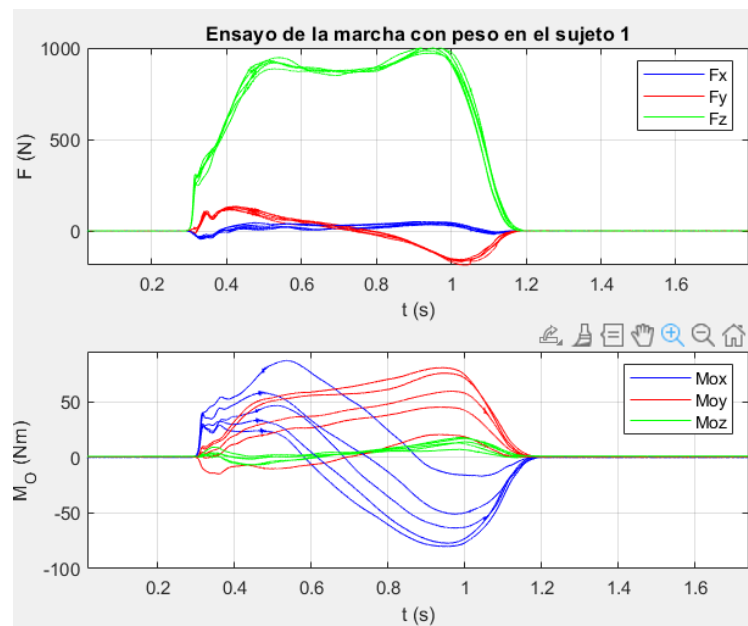


Ilustración 36 Gráfica de fuerzas resultantes durante el ensayo sobre la marcha en el pie derecho con peso del sujeto 1

---

Vemos que las reacciones verticales que pueden apreciarse en las gráficas de fuerzas son bastante similares a las obtenidas durante la evaluación de la marcha sin peso. No puede apreciarse una diferencia significativa más allá del aumento de la magnitud de las fuerzas.

En el caso de los momentos de fuerzas, al llevar la carga dispuesta sobre el brazo derecho, el momento sobre el eje y aumenta considerablemente, como cabría de esperar.

De todas formas, compararemos más detenidamente cada resultado obtenido para ver las posibles alteraciones sobre la marcha del individuo y sus causantes. En los anexos podrán observarse cada uno de los resultados obtenidos, como hemos mencionado, tan sólo nos fijaremos en las reacciones producidas en el eje vertical, estas son, las Fz.

---

## 8. ANÁLISIS DE RESULTADOS

Bien es cierto que no disponemos de sujetos suficientes como para poder observar un patrón certero acerca de la influencia de las características de cada persona como su edad, género, altura, peso, pie dominante, etc. Parte de esta razón se debe a la falta de voluntarios durante la época del año en la que se realizaron las pruebas y, por otro lado, un análisis más exhaustivo sería más propio de la defensa de una tesis doctoral.

También debemos de ser conscientes de que hay otras muchas mediciones que no somos capaces de tomar en nuestra Aula de Ingeniería Biomédica debido a la falta de instrumentación necesaria, pero estas pueden tener cierta influencia en los resultados obtenidos. Estamos hablando de características como pueden ser el tipo del pie y sus medidas, la longitud de las extremidades inferiores para descartar posibles asimetrías, observar la planta del pie, etc.

Nuestra labor como ingenieros es asegurar que la toma de datos es correcta y coherente, por ello debemos ser capaces de identificar las posibles variaciones de los resultados e interpretarlas, al menos, superficialmente. Pero no debemos olvidar que al final, esto se trata de una ayuda para los médicos especialistas encargados de la supervisión de la rehabilitación del paciente. Una ayuda que les permitirá monitorizar y seguir en mejor medida su control y proceso de recuperación.

También nos centraremos ligeramente en observar al sujeto 3, ya que fue operado de la rodilla a poco menos de tres meses de la toma de pruebas. Será interesante ver si un paciente de una reconstrucción del ligamento cruzado anterior y del menisco presenta alguna anomalía en su andar durante su proceso de rehabilitación casi tres meses después de su operación.

El peso es la influencia más significativa que hemos podido observar entre los posibles factores que pueden afectar a los resultados. A falta de sujetos suficientes, las diferencias respecto a la edad, altura y género están lejos de ser tangibles.

El peso supone una gran influencia en las fuerzas verticales, tanto cuando el sujeto camina con carga, sin ella o incluso cuando sube un escalón. Sufriendo mayores variaciones de magnitud cuanto mayor sea el peso de la persona.

Podemos observar cierta variación, aunque ligera, en la cinética de la marcha de cada sujeto, cada persona tiene su propia forma y velocidad de caminar. Tampoco creo que hubiera sido prudente intentar que todos caminen a la misma velocidad ya que estaríamos forzando su marcha y ya no sería natural. Características como la duración de cada pisada o la magnitud de las distintas etapas es algo que el médico debe evaluar.

---

En cuanto al sujeto 3 anteriormente mencionado, cabe destacar cierta diferencia entre los resultados obtenidos con su pie derecho y el izquierdo. La depresión sufrida durante la marcha con el pie derecho es considerablemente menor que con el pie contrario. Llamo depresión a la etapa entre el apoyo con el talón y el impulso del pie que corresponde al momento en el que el pie se encuentra completamente apoyado sobre el suelo.

Para la marcha sobre escalón encontramos grandes variaciones en las fuerzas verticales debido a la etapa de estabilización. Puede identificarse también el instante en el que el pie contrario se apoya sobre la plataforma buscando la bipedestación.

Observamos cierta tendencia a tardar más en estabilizarse cuanto mayor sea el peso de la persona. En comparación con la marcha en llano, durante el ascenso por un escalón se incrementa la duración del ciclo debido al apoyo unipodal.

Para la marcha con peso sobre una de las manos, no hemos observado mayores diferencias que las que suponen un aumento de las reacciones verticales debido al aumento del peso. No encontramos evidencias significativas en cuanto a las fuerzas laterales o variaciones sobre las gráficas representadas durante la marcha sin peso más allá del ligero aumento de magnitud de las fuerzas en z.

Como hemos mencionado ya, es una pena el no contar con una mayor cantidad de sujetos para poder encontrar por métodos estadísticos las diferencias que presentan los distintos factores, tanto los intrínsecos como los extrínsecos. Aunque el objeto de estos ensayos es verificar que el sistema funciona y que produce resultados verosímiles.

De todas formas, este proyecto pretende ser una de las primeras etapas de una futura línea de investigación que abre el apetito al cuestionarnos nuevas preguntas que puedan ser razón de próximos trabajos, como la evaluación de otros factores como la edad, calzado, el descenso de escaleras (adaptando de mejor manera la instalación modular), distribuyendo las cargas en distintas zonas (sobre la espalda, cintura, piernas, etc.)

Consiste en un estudio con gran importancia en el campo de la ingeniería biomecánica y rehabilitación deportiva que permite conocer la locomoción humana de mejor manera y que tiene fácil expansión a otras áreas como la ergonomía que buscan mejorar la calidad de vida de las personas.

#### Observaciones de los resultados:

1. El factor del peso ha supuesto la mayor diferencia sobre las fuerzas verticales, no tanto sobre las laterales.

- 
2. Para sujetos sanos, no se muestran diferencias significativas entre el pie derecho y el izquierdo en los ensayos de marcha tanto con peso como sin él. (Ilustración 39,40,41,49,50)
  3. Al comparar las reacciones del pie derecho e izquierdo de cada sujeto por separado, pueden observarse distintas estelas de la pisada. Puede deberse a la distinta forma de caminar que tiene cada persona. (Ilustración 42,43)
  4. En los ensayos de marcha sobre escalón, hemos observado que el S4 tiene un tiempo de estabilización más rápido con su pie izquierdo que con el derecho, a diferencia del S5 que es el caso contrario, puede deberse a posibles dominancias de los distintos pies. En el caso del S3 posee tiempos parecidos con ambos pies, es curioso que no presente asimetrías debido a su previa lesión. (Ilustración 44,45,46)
  5. El tiempo de estabilización en la marcha al subir un escalón es ligeramente mayor para el S3 (2.5 s aproximadamente). Los otros dos sujetos muestran tiempos más parecidos; S4 - 1.8 s, S5 - 1.7 s. (Ilustración 44,45,46)
  6. En la marcha sobre escalón, a diferencia de sus compañeros, el sujeto 3 no muestra perturbación en la señal, como el pie derecho es el que lo tiene operado, puede deberse a un mayor apoyo inconsciente sobre la pierna mala, esta es la izquierda (Ilustración 48)
  7. No se observan perturbaciones significativas sobre la marcha causadas por el transporte de un peso de 5.5 kg sobre la mano derecha más allá de un aumento en las fuerzas verticales debido al incremento del peso. Tampoco en el sujeto con el traumatismo en su pierna derecha. (Ilustración 53,54,55,56)

Debe tenerse en cuenta que muchas de estas suposiciones son altamente subjetivas debido a la falta de sujetos suficientes como para realizar un estudio estadístico de los resultados.

---

## 9. PLANIFICACIÓN

En este apartado definiremos el plan de tareas que se ha llevado a cabo a lo largo de todo este trabajo hasta su entrega final. Definiremos y explicaremos cada una de las tareas realizadas, detallando la cantidad de tiempo invertido y los recursos empleados para llevarlo a cabo.

Con este objetivo, nos serviremos del diagrama de Gantt, sistema que marca la duración de tareas definidas en el WBS mediante barras. En el lateral se situarán las actividades del proyecto, duración tareas barra horizontal (longitud proporcional a duración). Es un método sencillo que suele reflejar pocas actividades, no identifica interdependencia tareas y no permite ver efectos correctores en el conjunto a diferencia de otros sistemas.

### T.1. Formación

#### T.1.1. Búsqueda de información

- Descripción: Lectura de artículos y documentos para preparar el proyecto.
- Recursos humanos: Ingeniero junior (10 horas), Ingeniero senior (2 horas)
- Recursos materiales: Ordenador (10 horas)
- Duración: 5 semanas

#### T.1.2. Definición del proyecto

- Descripción: Definición de los procedimientos a seguir durante el proyecto.
- Recursos humanos: Ingeniero junior (4 horas), ingeniero senior (1 hora)
- Recursos materiales: Ordenador (4 horas)
- Duración: 3 semanas

#### T.1.3. Toma de contacto Solid Edge

- Descripción: Introducción a la interfaz del Solid Edge para el posterior diseño de los módulos que componen la pasarela.
- Recursos humanos: Ingeniero junior (10 horas)



- 
- Recursos materiales: Ordenador (10 horas), licencia Solid Edge (10 horas)
  - Duración: 4 semanas
  - Entregable: Archivos de Solid Edge

#### T.1.4. Toma de contacto Ansys

- Descripción: Introducción a la interfaz del Ansys para el posterior análisis de los módulos que componen la pasarela.
- Recursos humanos: Ingeniero junior (15 horas)
- Recursos materiales: Ordenador (15 horas), licencia Ansys (15 horas)
- Duración: 4 semanas
- Entregable: Archivos de Ansys

#### T.1.5. Investigación actualidad plataformas

- Descripción: Estudio de los diferentes modelos de plataformas dinámicas que existen en el mercado.
- Recursos humanos: Ingeniero junior (6 horas), ingeniero senior (2 horas)
- Recursos materiales: Ordenador (6 horas)
- Duración: 3 semanas

### T.2. Diseño en Solid Edge

#### T.2.1. Módulos de la pasarela

- Descripción: Tiempo invertido en el diseño de los módulos de la pasarela.
- Recursos humanos: Ingeniero junior (4 horas), ingeniero senior (1 hora)
- Recursos materiales: Ordenador (4 horas), licencia Solid Edge (4 horas)
- Duración: 2 semanas
- Entregable: Archivos Solid Edge

#### T.2.2. Tacos de aluminio

- Descripción: Tiempo invertido en el diseño de los tacos de aluminio.
- Recursos humanos: Ingeniero junior (4 horas), ingeniero senior (1 hora)

- 
- Recursos materiales: Ordenador (4 horas), licencia Solid Edge (4 horas)
  - Duración: 2 semanas
  - Entregable: Archivos Solid Edge

### T.3. Estudio en Ansys Workbench

#### T.3.1. Análisis plataforma de madera

- Descripción: Tiempo invertido en el análisis de la plataforma de madera.
- Recursos humanos: Ingeniero junior (4)
- Recursos materiales: Ordenador (4 horas), licencia Ansys (4 horas)
- Duración: 2 semanas
- Entregable: Archivo Ansys

#### T.3.2. Análisis plataforma de aluminio

- Descripción: Tiempo invertido en el análisis de la plataforma de aluminio.
- Recursos humanos: Ingeniero junior (4)
- Recursos materiales: Ordenador (4 horas), licencia Ansys (4 horas)
- Duración: 2 semanas
- Entregable: Archivo Ansys

### T.4. Montaje

#### T.4.1. Compra del material

- Descripción: tiempo empleado en la búsqueda y compra de los diferentes materiales; madera y aluminio 7075.
- Recursos humanos: Ingeniero junior (4horas), ingeniero senior (4 horas)
- Recursos materiales: Ordenador (4 horas)
- Duración: 4 semanas
- Entregable: Partida de presupuestos

---

#### T.4.2. Fabricación de la estructura

- Descripción: Fabricación de las plataformas de madera y de las plataformas alternativas.
- Recursos humanos: Ingeniero junior (10 horas), ingeniero senior (6 horas)
- Recursos materiales: Sierra, tornillos, machos de métrica 8, aceite, mesa de trabajo, herramientas varias.
- Duración: 4 semanas

#### T.4.3. Puesta a punto del sistema

- Descripción: Instalación de los equipos electrónicos
- Recursos humanos: Ingeniero junior (4 horas), ingeniero senior (4 horas)
- Recursos materiales: Los equipos electrónicos disponibles (plataforma dinamoétrica, amplificador, dispositivo DAQ, etc.).
- Duración: 2 semanas

### T.5. Redacción del trabajo

#### T.5.1. Introducción

- Descripción: Descripción del proyecto a realizar, contexto, objetivos y alcance.
- Recursos humanos: Ingeniero junior (5 horas)
- Recursos materiales: Ordenador (5 horas)
- Duración: 4 semanas

#### T.5.2. Estado del arte

- Descripción: Estudio a fondo de todo aquello relacionado con el proyecto con repercusión significativa en análisis experimental.
- Recursos humanos: Ingeniero junior (15 horas)
- Recursos materiales: Ordenador (15 horas)
- Duración: 5 semanas

#### T.5.3. Planificación y presupuesto

---

- Descripción: Planificación del proyecto y recopilación del descargue de gastos.

- Recursos humanos: Ingeniero junior (3 horas), ingeniero senior (1 hora)

- Recursos materiales: Ordenador (3 horas)

- Duración: 2 semanas

#### T.5.4. Metodología

- Descripción: Redacción del proceso seguido en la puesta a punto del equipo y en los ensayos realizados.

- Recursos humanos: Ingeniero junior (15 horas), ingeniero senior (10 horas)

- Recursos materiales: Ordenador (15 horas), licencia MATLAB (5 horas)

- Duración: 7 semanas

#### T.5.5. Análisis de resultados

- Descripción: Estudio y análisis de los resultados obtenidos en las pruebas experimentales.

- Recursos humanos: Ingeniero junior (15), ingeniero senior (5)

- Recursos materiales: Ordenador (15), licencia MATLAB (10)

- Duración: 3 semanas

#### T.5.6. Referencias y revisión

- Descripción: Verificación de las referencias empleadas y revisión de la redacción del proyecto buscando la mejora general.

- Recursos humanos: Ingeniero junior (3 horas), ingeniero senior (1 hora)

- Recursos materiales: Ordenador (3 horas)

- Duración: 2 semanas



## 10. DESCARGO DE GASTOS

A continuación, mostraremos una estimación de los gastos económicos que han supuesto la elaboración de este proyecto. Esto incluye los gastos de los costes de recursos humanos, amortizaciones, recursos materiales, subcontrataciones y costes indirectos.

Las horas internas reflejan las horas realizadas por los trabajadores de una empresa en el plazo que dura el proyecto. En este caso, son las horas que nos corresponden al director del proyecto y al alumno.

Horas Internas	Número de horas	Tasa (€/h)	Coste (€)
Director del proyecto	40	50	2000
Alumno	150	30	4500
<b>Total</b>			<b>6500</b>

Tabla 3 Coste de recursos humanos

Las amortizaciones reflejan activos fijos empresa utilizados para el proyecto, no es necesario saber si los activos se compraron en el momento de realizar el proyecto o si ya estaban. Para las licencias de los distintos programas empleados, se considerarán altas de un año laboral, lo que equivale a, aproximadamente, 1920 horas trabajables al año. La licencia de Ansys empleada fue gratuita.

Amortizaciones	Número	Coste total (€)	Horas utilizadas	Horas útiles	Coste parcial (€)
Ordenador portátil	1	400	121	8000	6.05
Sensor Kistler 9347C	4	1500	10	10000	6.00
Amplificador Kistler 5070 <sup>a</sup>	1	1000	10	10000	1.00
cDAQ Kistler 9188	1	2200	10	10000	2.20
Módulo NI 9219	2	1200	10	10000	2.40
Licencia MATLAB 2023a	1	262	15	1920	2.05
Licencia Solid Edge	1	900	18	1920	8.44
Licencia Ansys	1	0	23	1920	0.00
Licencia Microsoft Office 365	1	69	80	1920	2.88
<b>Total</b>					<b>31.01</b>

Tabla 4 Amortizaciones

Los recursos materiales hacen referencia a aquellos recursos comprados únicamente para este proyecto. Estos no serán reutilizables ya que, de lo contrario, serían considerados como amortizaciones.

<b>Recursos Materiales</b>			
<b>Concepto</b>	<b>Unidades</b>	<b>€/unidad</b>	<b>Coste total</b>
<b>Tablero Pino Nudo</b>	2	24.29	48.58 €
<b>Listón de abeto cepillado</b>	1	9.79	9.79 €
<b>Tacos de aluminio 7075</b>	12	7.83	94.00 €
<b>Tornillos cabeza Allen 35 mm</b>	50	0.21	10.50 €
		<b>Total</b>	<b>162.87 €</b>

*Tabla 5 Coste de los recursos materiales*

Las subcontrataciones refieren a la implicación de terceras empresas en alguna de las etapas del proyecto. Calidad exige al menos 3 ofertas. En nuestro caso no se han requerido ningún tipo de subcontratas.

Por último, los costes indirectos refieren a aquellos recursos indispensables para el desarrollo del proyecto pero que no están directamente implicados en el mismo. Esto no son computable al proyecto, son recursos como el agua, mano de obra del servicio de limpieza, alquiler de oficinas, etc. Como es un cálculo muy complejo de calcular para su relevancia, estimaremos un 5% del conjunto de gastos descritos anteriormente.

Descritos cada uno de los costes involucrados en el presente proyecto, definiremos a continuación el descargo final de los gastos.

<b>Concepto</b>	<b>Coste (€)</b>
Recursos Humanos	6500
Amortizaciones	31.01
Recursos Materiales	162.87
Subcontrataciones	0
Costes Indirectos	334.59
<b>Total</b>	<b>7028.47</b>

*Tabla 6 Descargo de gastos*



## 11. ANÁLISIS DE RIESGOS

En todo proyecto es esencial ser capaces de anticipar problemas potenciales para poder eliminarlos o siquiera minimizarlos con el objetivo de asegurar el éxito del proyecto. Es por ello por lo que en este apartado se trata de identificar los posibles riesgos, evaluarlo y proponer posibles estrategias para saber gestionarlos.

Nos serviremos de una matriz de probabilidad e impacto para evaluar de manera cuantitativa los posibles escenarios. A continuación, identificaremos y describiremos los posibles riesgos analizando la probabilidad de que ocurran y el impacto que supondrían. Finalmente, estableceremos las medidas oportunas para que, en caso de que ocurran, seamos capaces de mitigarlos.

Marcador de riesgo para un riesgo específico (P x I)					
Impacto Probabilidad	Muy Bajo .05	Bajo .1	Moderado .2	Alto .4	Muy Alto .8
0.9	0.05	0.09	0.18	0.36	0.72
0.7	0.04	0.07	0.14	0.28	0.56
0.5	0.03	0.05	0.10	0.20	0.40
0.3	0.02	0.03	0.06	0.12	0.24
0.1	0.01	0.01	0.02	0.04	0.08

Tabla 7 Matriz Probabilidad - Impacto

### 11.1 Riesgos Técnicos:

1. Fallo en los sensores piezoeléctricos. Probabilidad 0.3, impacto 0.8.

Un error en los sensores sería fatal para toda la realización del ensayo, puede comprobarse que el marcador de riesgo se situaría en zona roja (0.24). Es por ello por lo que es esencial realizar numerosas pruebas para comprobar el correcto funcionamiento de los sensores antes de comenzar con los ensayos.

2. Inestabilidad de la pasarela. Probabilidad 0.5, impacto 0.2.

Con la pasarela de aluminio es menos probable que ocurra, pero se ve dependiente del nivel del suelo. Marcador de riesgo 0.1.

3. Inestabilidad de la plataforma dinamométrica. Probabilidad 0.5, impacto 0.8.

Se ve en una situación muy similar al de la pasarela, con la gran diferencia de que en la plataforma se encuentran los sensores, por lo que una inestabilidad en ella supondría grandes errores en la toma de datos. Es por ello por lo que es un riesgo grave que tomar en consideración. Se debe colocar la plataforma al completo en la zona del suelo más plana posible. Marcador de riesgo 0.4.

4. Incompatibilidad entre el dispositivo DAQ y MATLAB. Probabilidad 0.3, impacto 0.4.

Es poco probable ya que MATLAB es capaz de leer el dispositivo de manera sencilla. Aunque hay que proceder con cautela en la puesta a punto de la instalación ya que el cable del amplificador a la DAQ ha sido soldado manualmente, por lo que puede ser una gran fuente de error. Será necesario realizar las comprobaciones necesarias previas al ensayo. Marcador de riesgo 0.12.

## 11.2 Riesgos Financieros:

1. Presupuesto insuficiente. Probabilidad 0.3, impacto 0.2.

Por suerte, partimos con gran parte del material y todo el equipo electrónico ya comprado, por lo que tan sólo tendremos que ocuparnos de las correspondientes amortizaciones. El coste por las materias primas como la madera y los tacos de aluminio no han sido excesivas, el mecanizado de las piezas de aluminio se ha resuelto en el propio taller de la Escuela. Marcador de riesgo 0.06.

2. Sobrecostes en el desarrollo. Probabilidad 0.3, impacto 0.4.

El desarrollo del proyecto podría superar el presupuesto estimado. Por lo que se debe establecer un presupuesto detallado y un plan de contingencia para evitar posibles sobrecostes. Marcador de riesgo 0.12.

## 11.3 Riesgos Humanos:

1. Errores en la configuración de los elementos. Probabilidad 0.5, impacto 0.4.

En el montaje de la instalación, intervienen muchos factores que podrían fallar. Es preciso llevar a cabo una puesta a punto minuciosa, detallada y realizarla paso a paso asegurando el correcto funcionamiento de cada equipo. Marcador de riesgo 0.20.

2. Caídas de la pasarela. Probabilidad 0.3, impacto 0.2.

---

Al ser una pasarela elevada, cabe la posibilidad de que el sujeto en una pérdida de orientación y de equilibrio caída de la pasarela pudiendo causarse una lesión. La altura de la pasarela no es elevada, pero siempre es posible un accidente en estos casos. Se debe comprobar que el individuo no se encuentre mareado antes de realizar el ensayo, y de que, en caso de caída, no haya objetos cerca con los que pueda golpearse y causarse un traumatismo. Marcador de riesgo 0.06.

---

## 12. CONCLUSIONES

El desarrollo de la pasarela para el análisis de la marcha representa una herramienta de gran valor para mejorar la rehabilitación de pacientes con problemas de movilidad. Al cumplir con los objetivos y requisitos establecidos, se espera que el proyecto contribuya significativamente a la mejora de los resultados y la calidad de vida de estos pacientes.

A lo largo del presente trabajo, hemos implementado una instalación que permite capturar datos biomecánicos precisos, ayudando así a los profesionales a analizar de manera minuciosa los patrones de marcha, facilitando la personalización de terapias y entrenamientos para optimizar la movilidad y eficiencia de los pacientes y atletas.

El proyecto no solo ha cumplido con los objetivos técnicos y de diseño planteados inicialmente, sino que también ha demostrado la viabilidad de integrar esta tecnología en aplicaciones prácticas y cotidianas. Las pruebas experimentales realizadas han validado la eficacia del dispositivo, destacando su capacidad para proporcionar información coherente y fiable. Además, la implementación de estrategias para mitigar riesgos ha asegurado la estabilidad y seguridad del sistema, lo que refuerza su utilidad en diversos contextos clínicos y deportivos.

Es por ello por lo que pensamos que este trabajo de fin de grado no solo aporta una herramienta innovadora para el análisis de la marcha, sino que también sienta las bases para futuras investigaciones y desarrollos en el campo de la biomecánica. Las mejoras y adaptaciones futuras podrán expandir aún más sus aplicaciones y eficacia, contribuyendo significativamente al avance de la rehabilitación y el entrenamiento deportivo.

---

## 13. FUENTES DE INFORMACIÓN

En este apartado se recogen todos los artículos, libros, recursos de internet, etc. que han sido utilizados en la elaboración de este documento.

1. Cabos Valle, M. (2019), «Puesta a punto y ensayo de una plataforma de equilibrio fija», Trabajo Fin de Grado, Bilbao, Universidad del País Vasco (EIB).
2. Enzunza Solis, O. (2020), «Plataforma dinamometriko baten bitartez persona baten oreka analisatzeko matlab-en garatutako interfasea», Gradu Amaierako Lana, Bilbao, Euskal Herriko Unibertsitatea (EIB).
3. Baker R. The history of gait analysis before the advent of modern computers. *Gait & Posture*. 2007;26:331—42.
4. Paul JP. History and fundamentals of gait analysis. *Bio-Med Mater Eng*. 1998;8:123—35.
5. Balzac H de. Teoría del andar. En: Balzac H de, editor. *Dime cómo andas, te drogas, vistes y comes...y te diré quién eres*. Barcelona: Tusquets; 1998. p. 13—86.
6. Smith, J., et al. (2019). "The role of gait analysis in neurorehabilitation." *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 16(1), 48. [5] XSensor. (s/f). *Walkways & Stance Pads*.
7. Collado-Vázquez S. Análisis de la marcha humana con plataformas dinamométricas. Influencia del transporte de carga [tesis doctoral]. Madrid: UCM; 2002.
8. Collado-Vázquez S, Pascual F, Álvarez A, Rodríguez LP. Análisis de la marcha. Factores moduladores. *Biociencias*. 2003;1:1—22.
9. Collado-Vázquez S. La marcha: historia de los procedimientos de análisis. *Biociencias*. 2004;2:1—15.
10. Winter, D.A. (2009), *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*, 4.ª ed, Waterloo (Canadá), John Wiley & Sons, Inc.

- 
11. Dedieu P. Anatomía y fisiología de la marcha humana. *EMC - Podología*. 2020;22(3):115. <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1762827X20440349>. doi: 10.1016/S1762-827X(20)44034-9.
  12. Consideraciones para el análisis de la marcha humana. Técnicas de videogrametría, electromiografía y dinamometría. *Rev. ing. biomed.* [online]. 2008, vol.2, n.3 [cited 2024-07-26], pp.16-26. ISSN 1909-9762.
  13. Morgenstern R, Parreno Catalán JL, Scp-laff P. "Objetivación de alteraciones funcionales durante la marcha, secundarias a ciatalgia". *Biomecánica*, V. 8 08-44), 1997.
  14. Sánchez-Lacuesta Javier. *Biomecánica de la marcha humana normal y patológica*. Instituto de Biomecánica de Valencia. Martín Impresores, SL. 1.993
  15. Dialnet-PlataformaDinamometricaDINASCANIBV-5183275.
  16. Béseler Soto, R. (2006) "Estudio de los parámetros cinéticos de la marcha del paciente hemipléjico mediante plataformas dinamométricas". Tesis Doctoral. Universitat de Valencia
  17. Centeno Prada, A (2013), «Valores de referencia para saltos en plataforma dinamométrica en una población de deportistas andaluces», Tesis Doctoral, Sevilla.
  18. Villarroya Aparicio, A. Pérez García, J.M. (2003). "Parámetros que modifican la marcha". Escuela Universitaria de Ciencias de la Salud, Universidad de Zaragoza.
  19. SANCHEZ-LACUESTA, J., COMIN, M., PRAT, J., SOLER, C., DEJOZ, R., PERIS, J.L., HOYOS, J.V., VERA, P. "Nueva plataforma dinamométrica para el análisis y valoración del rendimiento deportivo". Instituto de Biomecánica de Valencia, Valencia (Spain)
  20. NOGUERAS, A. M., et al. *Fases De La Marcha Humana Human Walking Phases*.
  21. Maceira Suárez, E. "Análisis cinemático y cinético de la marcha humana"
  22. Escuela de Ingeniería de Bilbao, «Normativa Trabajo de Fin de Grado,» Bilbao, 21 de noviembre 2017.
  23. AENOR. Información y documentación. Directrices para la redacción de referencias bibliográficas y de citas de recursos de información. UNE-ISO 690:2013. Madrid, 2013.
-

## 14. ANEXO I PLANO DE LA PLATAFORMA

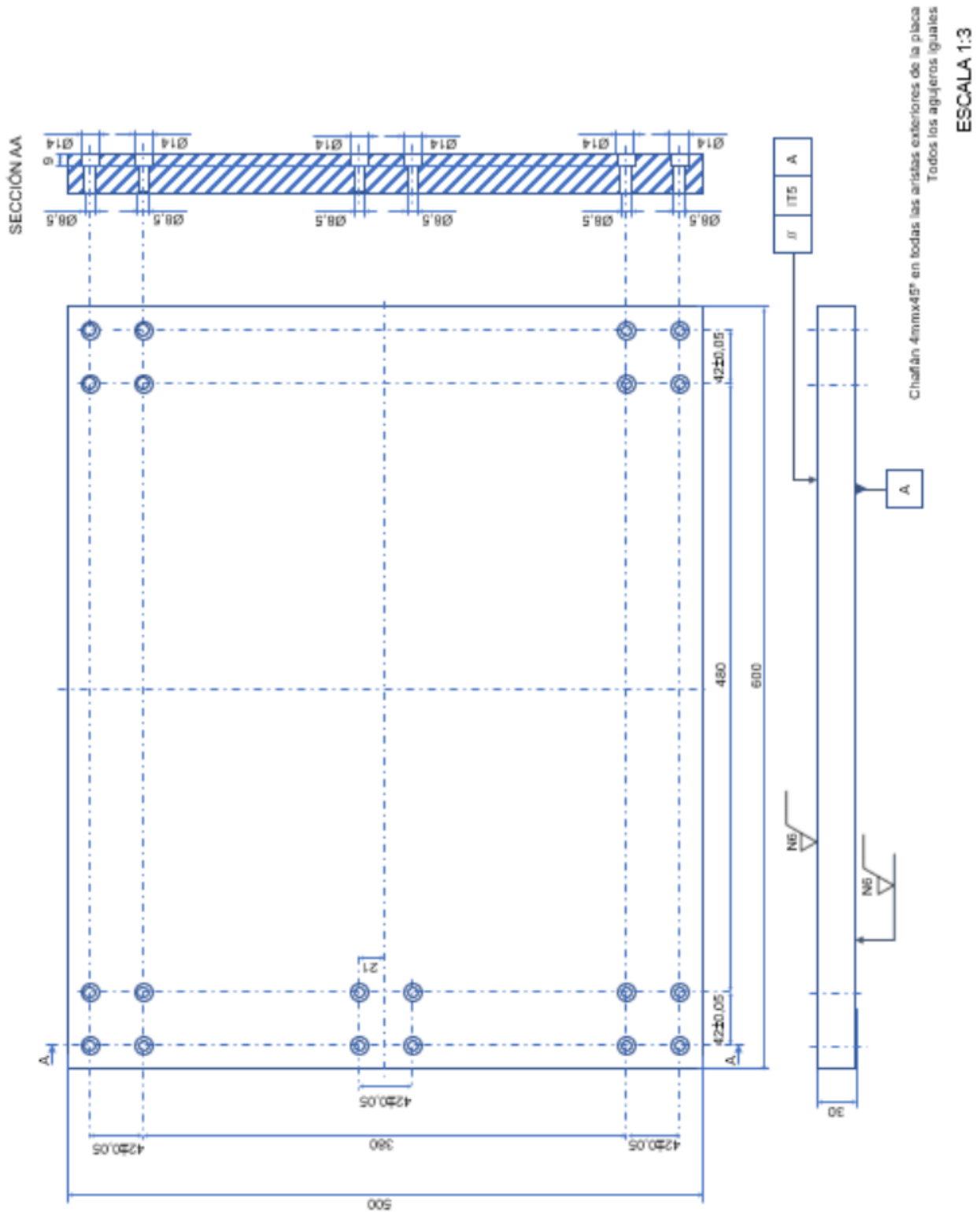


Ilustración 38 Dimensiones de la plataforma



## 15. ANEXO II PLANO DE LOS TACOS DE ALUMINIO 7075

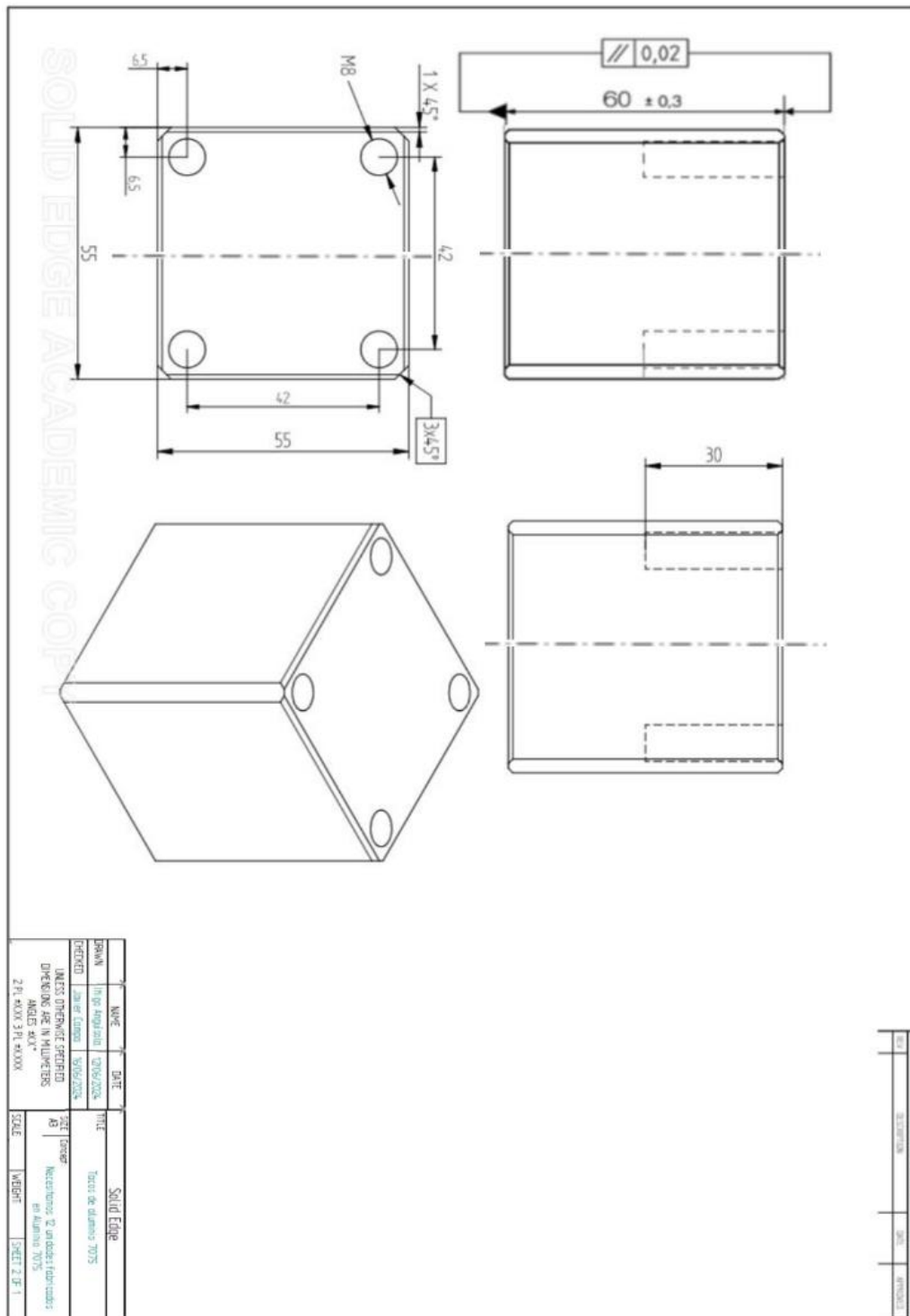


Ilustración 39 Dimensiones de los tacos de aluminio 7075

## 16. ANEXO III HOJAS DE ESPECIFICACIONES DE LOS EQUIPOS

### Sensor Kistler 9347C

Range (Without moment loading, e.g. when four force links are mounted in a force plate)	$F_x, F_y$	kN	-15 ... 15
Range (Example with force application point on the surface of the cover plate)	$F_x, F_y$	kN	-5 ... 5
Range (Force application point centric)	$F_z$	kN	-30 ... 30
Overload	$F_x, F_y, F_z$	%	10
Calibrated range (Force application point 10 mm below the surface of the cover plate)	$F_x, F_y$	kN	0 ... 5 0 ... 0,5
Calibrated range (Force application point centric)	$F_z$	kN	0 ... 30 0 ... 3
Permissible moment load ( $M_x = 0; F_z = 0$ )	$M_x, M_y$	N-m	-150/150
Permissible moment load ( $M_{x,y} = 0; F_z = 0$ )	$M_z$	N-m	-150/150
Threshold		N	<0,01
Sensitivity	$F_x, F_y$	pC/N	-7,8
	$F_z$	pC/N	-3,7

Linearity, each axis		%FSO	$\leq \pm 0,5$
Hysteresis, each axis		%FSO	$\leq 0,5$
Crosstalk (Crosstalk $F_x, F_y \rightarrow F_z$ is $\leq \pm 2$ % when, for example, four force links are mounted in a dynamometer)	$F_z \rightarrow F_x, F_y$	%	$\leq \pm 1$
	$F_x \leftrightarrow F_y$	%	$\leq \pm 2$
	$F_x, F_y \rightarrow F_z$	%	$\leq \pm 3$
Rigidity	$c_x, c_y$	N/ $\mu$ m	$\approx 500$
	$c_z$	N/ $\mu$ m	$\approx 1\ 300$
Natural frequency	$f_n(x)$	kHz	$\approx 3,6$
	$f_n(y)$	kHz	$\approx 3,6$
	$f_n(z)$	kHz	$\approx 10$
Operating temperature range		$^{\circ}$ C	-40 ... 120
Insulation resistance at 20 $^{\circ}$ C		$\Omega$	$> 10^{13}$
Ground insulated		$\Omega$	$> 10^8$
Capacitance, each channel		pF	70
Connecting plug			V3 neg.
Weight		kg	1,0

Tabla 8 Información técnica del sensor Kistler 9347C

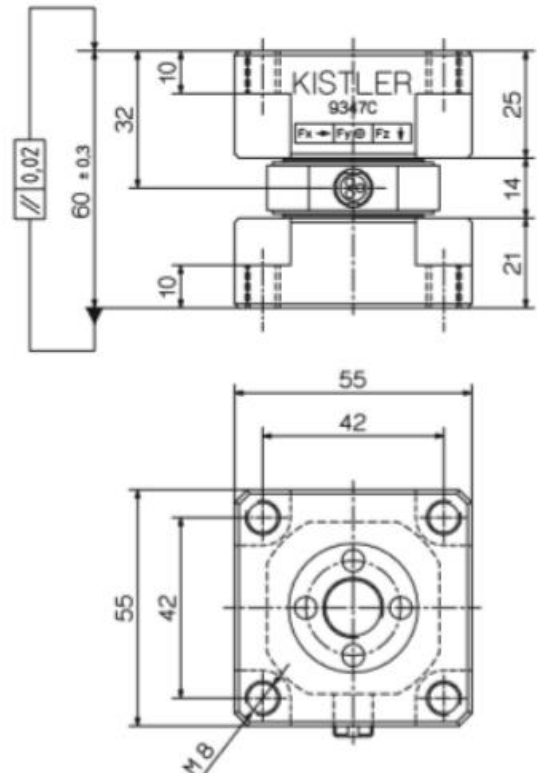


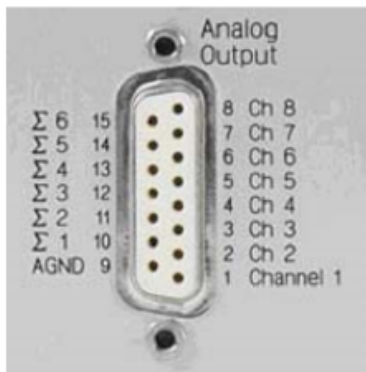
Ilustración 40 Dimensiones del sensor 9347C

## Amplificador Kistler 5070<sup>a</sup>

Number of channels		4
Option		8
Connector type		BNC neg.
Option		Fischer 9-pole neg.
Measuring range FS	pC	±200 ... 200 000
Option	pC	±600 ... 600 000
Error (0 ... 50 °C)	%	<±0,3/<±1
typ./max.		
Drift, measurement type 'DC/Long'		
• at 25 °C, max. relative Humidity RH of 60 % (non-condensing)	pC/s	<±0,05 (typ. <±0,03)
• at 25 °C, max. relative Humidity RH of 70 % (non-condensing)	pC/s	typ. <±0,05
• at 50 °C, max. relative Humidity RH of 50 % (non-condensing)	pC/s	<±0,2
Frequency range (20 V <sub>pp</sub> )	kHz	≈0 ... >45

Tabla 9 Características técnicas del amplificador Kistler 5070A

## VOLTAGE OUTPUT



Connector type		D-Sub 15f
Output voltage	V	±10
Output current	mA	<±2
Output resistance	Ω	10
Reset-measure transition	pC	<±2
Zero point error (Reset)	mV	<±10
Output interference signal (0,1 Hz ... 1 MHz)	mV <sub>pp</sub>	<10

Tabla 10 Características técnicas de la salida de voltaje del amplificador

## 17. ANEXO IV CÓDIGO DE MATLAB

-----Ploter-----

```
clear all;clc;close all;
```

```
d = daq("ni");
```

```
set(d,'Rate',5000)
```

```
addinput(d,"cDAQ9188-1800794Mod1","ai0","Voltage");  
addinput(d,"cDAQ9188-1800794Mod1","ai1","Voltage");  
addinput(d,"cDAQ9188-1800794Mod1","ai2","Voltage");  
addinput(d,"cDAQ9188-1800794Mod1","ai3","Voltage");  
addinput(d,"cDAQ9188-1800794Mod2","ai0","Voltage");  
addinput(d,"cDAQ9188-1800794Mod2","ai1","Voltage");  
addinput(d,"cDAQ9188-1800794Mod2","ai2","Voltage");  
addinput(d,"cDAQ9188-1800794Mod2","ai3","Voltage");
```

% Aquí nombramos el ensayo como queramos (Prueba\_I\_control es un ejemplo)

```
Prueba_I_control= read(d,seconds(7));  
save Prueba_I_control.mat  
signal=Prueba_I_control;
```

```
% load PosG_p10_e5.mat
```

```
mat_signal=table2array(signal);  
time=time2num(signal.Time);
```

```
Fx12=mat_signal(:,5)*20;  
Fx34=mat_signal(:,6)*20;  
Fy14=-mat_signal(:,7)*20;  
Fy23=-mat_signal(:,8)*20;  
Fz1=-mat_signal(:,1)*100;  
Fz2=-mat_signal(:,2)*100;  
Fz3=-mat_signal(:,3)*100;  
Fz4=-mat_signal(:,4)*100;
```

```
Fx=(Fx12+Fx34);  
Fy=(Fy14+Fy23);  
Fz=Fz1+Fz2+Fz3+Fz4;
```

---

```

a=0.422/2;
b=0.522/2;

Mox=(-(Fz1+Fz2)+(Fz3+Fz4)).*b;
Moy=((Fz2+Fz3)-(Fz1+Fz4)).*a;
Moz=Fx12*b-Fx34*b+Fy14*a-Fy23*a;

xCOP=-Moy./Fz;
yCOP=+Mox./Fz;

figure;
subplot(2,1,1)
plot(time,Fx,'b');hold on;grid on
plot(time,Fy,'r');
plot(time,Fz,'g');
xlabel('t (s)')
ylabel('F (N)')
legend('Fx','Fy','Fz')

subplot(2,1,2)
plot(time,Mox,'b');hold on;grid on
plot(time,Moy,'r');
plot(time,Moz,'g');
xlabel('t (s)')
ylabel('M_O (Nm)')
legend('Mox','Moy','Moz')

figure;
subplot(1,2,1);
plot(time,xCOP,'b');hold on;
plot(time,yCOP,'r');grid on
xlabel('t(s)')
ylabel('x,y(m)')

subplot(1,2,2);
plot(xCOP,yCOP,'b. ');grid on;
xlabel('x(m)')
ylabel('y(m)')
xlim([-0.2 0.2])
ylim([-0.2 0.2])

function [Fx,Fy,Fz,Mox,Moy,Moz,xCOP,yCOP] = sub_Analizar(signal)
%UNTITLED2 Summary of this function goes here
% Detailed explanation goes here

mat_signal=table2array(signal);

```

---

---

```

time=time2num(signal.Time);

Fx12=mat_signal(:,5)*20;
Fx34=mat_signal(:,6)*20;
Fy14=-mat_signal(:,7)*20;
Fy23=-mat_signal(:,8)*20;
Fz1=-mat_signal(:,1)*100;
Fz2=-mat_signal(:,2)*100;
Fz3=-mat_signal(:,3)*100;
Fz4=-mat_signal(:,4)*100;

Fx=(Fx12+Fx34);
Fy=(Fy14+Fy23);
Fz=Fz1+Fz2+Fz3+Fz4;

Fx=Fx-Fx(1);
Fy=Fy-Fy(1);
Fz=Fz-Fz(1);

I=find(Fz>10,1000,"first");

a=0.422/2;
b=0.522/2;

Mox=(-(Fz1+Fz2)+(Fz3+Fz4)).*b;
Moy=((Fz2+Fz3)-(Fz1+Fz4)).*a;
Moz=Fx12*b-Fx34*b+Fy14*a-Fy23*a;

xCOP=-Moy./Fz;
yCOP=+Mox./Fz;

figure(1);
subplot(2,1,1)
plot((time((I(end)-2500):end)-time(I(end)-2500)),Fx((I(end)-2500):end),'b');hold on;grid on
plot((time((I(end)-2500):end)-time(I(end)-2500)),Fy((I(end)-2500):end),'r');
plot((time((I(end)-2500):end)-time(I(end)-2500)),Fz((I(end)-2500):end),'g');
xlabel('t (s)')
ylabel('F (N)')
legend('Fx','Fy','Fz')

subplot(2,1,2)

```

---

```
plot((time((I(end)-2500):end)-time(I(end)-2500)),Mox((I(end)-2500):end),'b');hold on;grid on
plot((time((I(end)-2500):end)-time(I(end)-2500)),Moy((I(end)-2500):end),'r');
plot((time((I(end)-2500):end)-time(I(end)-2500)),Moz((I(end)-2500):end),'g');
xlabel('t (s)')
ylabel('M_0 (Nm)')
legend('Mox','Moy','Moz')

figure(2);
subplot(1,2,1);
plot((time((I(end)-2500):end)-time(I(end)-2500)),xCOP((I(end)-2500):end),'b');hold on;
plot((time((I(end)-2500):end)-time(I(end)-2500)),yCOP((I(end)-2500):end),'r');grid on
xlabel('t(s)')
ylabel('x,y(m)')

subplot(1,2,2);
plot(xCOP((I(end)-2500):end),yCOP((I(end)-2500):end),'b. ');grid on;hold on
xlabel('x(m)')
ylabel('y(m)')
xlim([-0.2 0.2])
ylim([-0.2 0.2])

figure(3);
plot((time((I(end)-2500):end)-time(I(end)-2500)),Fz((I(end)-2500):end),'g');hold on;grid on
xlabel('t (s)')
ylabel('F (N)')
legend('Fz')

end
```



## 18. ANEXO V RESULTADOS DE LOS ENSAYOS

### Ensayo 1: Evaluación de la marcha

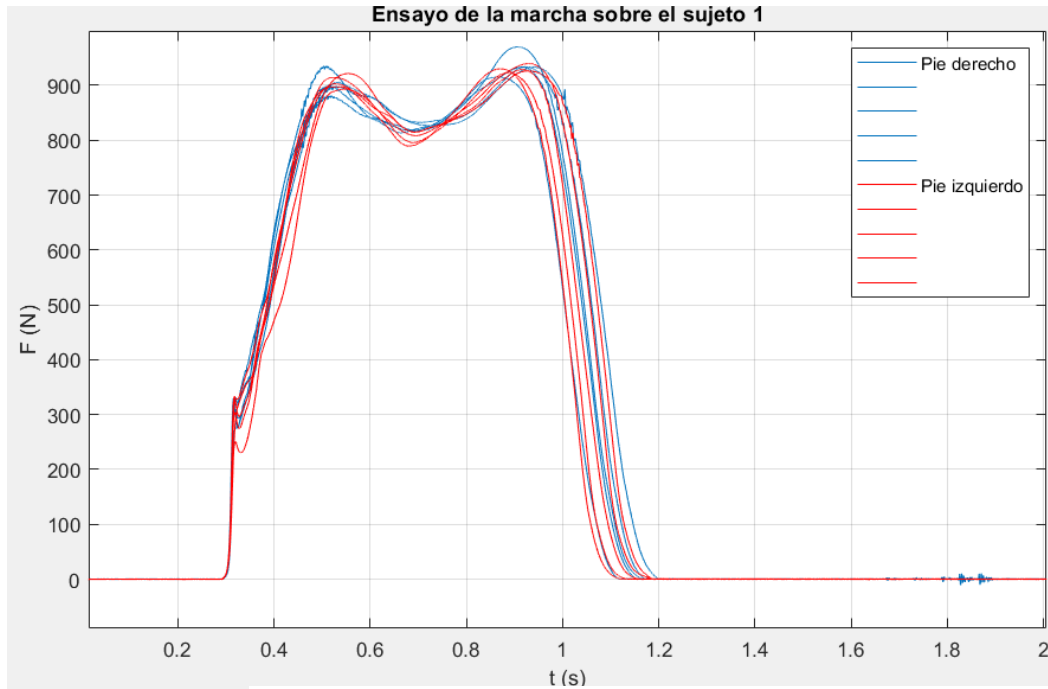


Ilustración 41 Fuerzas verticales S1: marcha sin peso

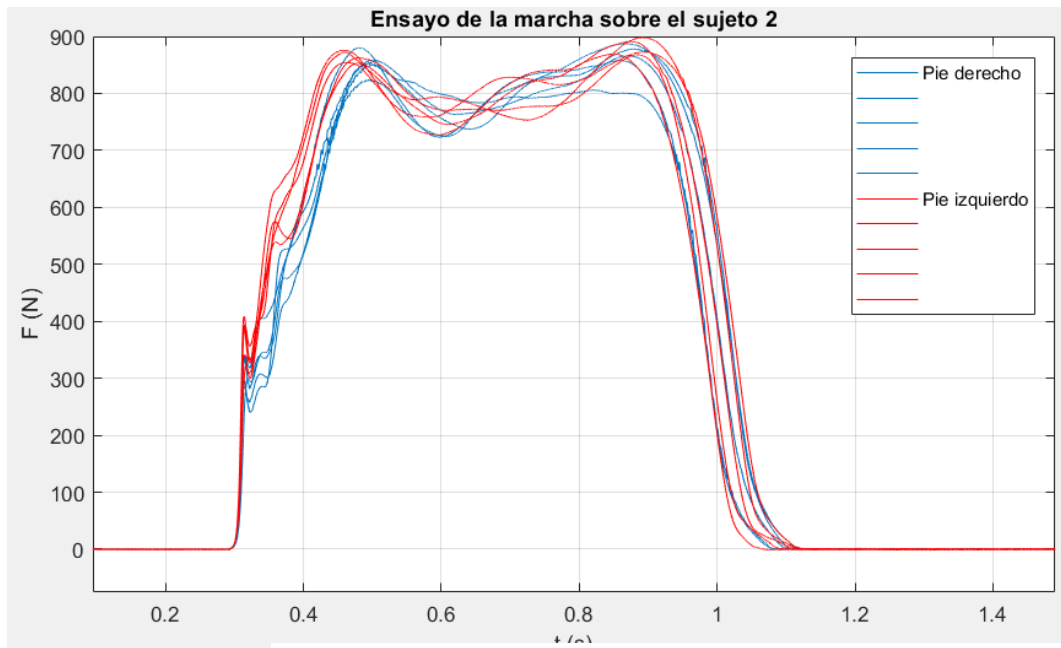


Ilustración 42 Fuerzas verticales S2: marcha sin peso

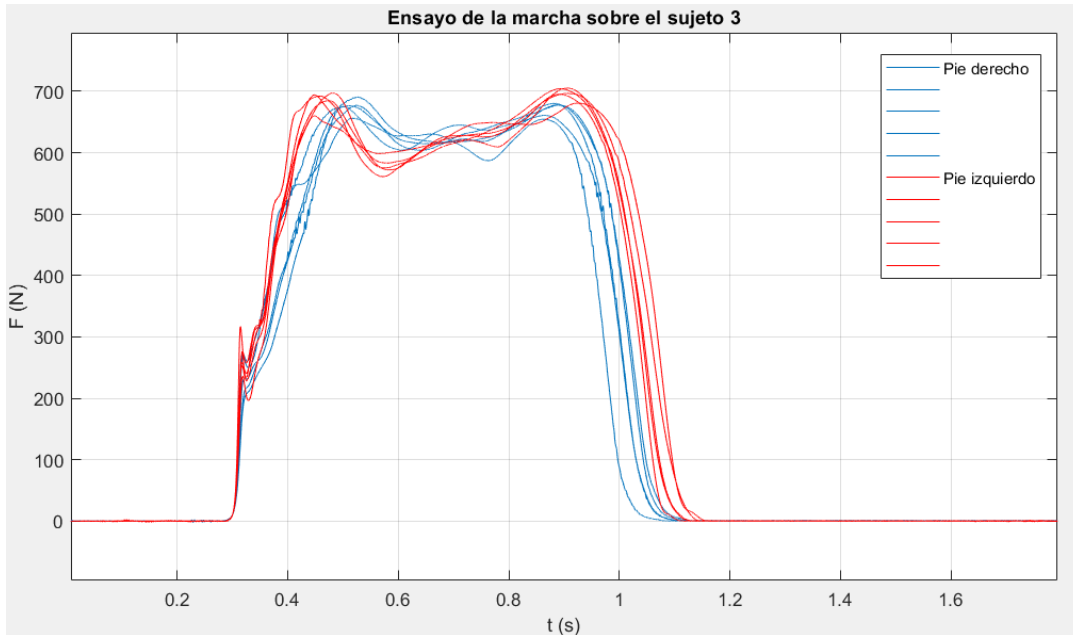


Ilustración 43 Fuerzas verticales S3: marcha sin peso

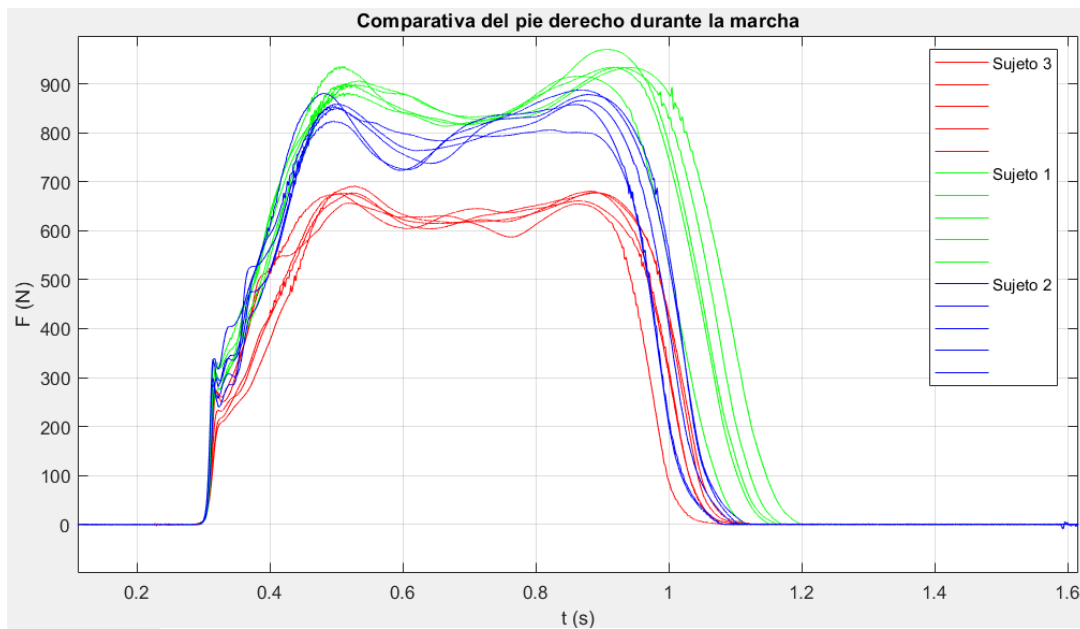


Ilustración 44 Fuerzas verticales en el pie derecho S1-S3: marcha sin peso

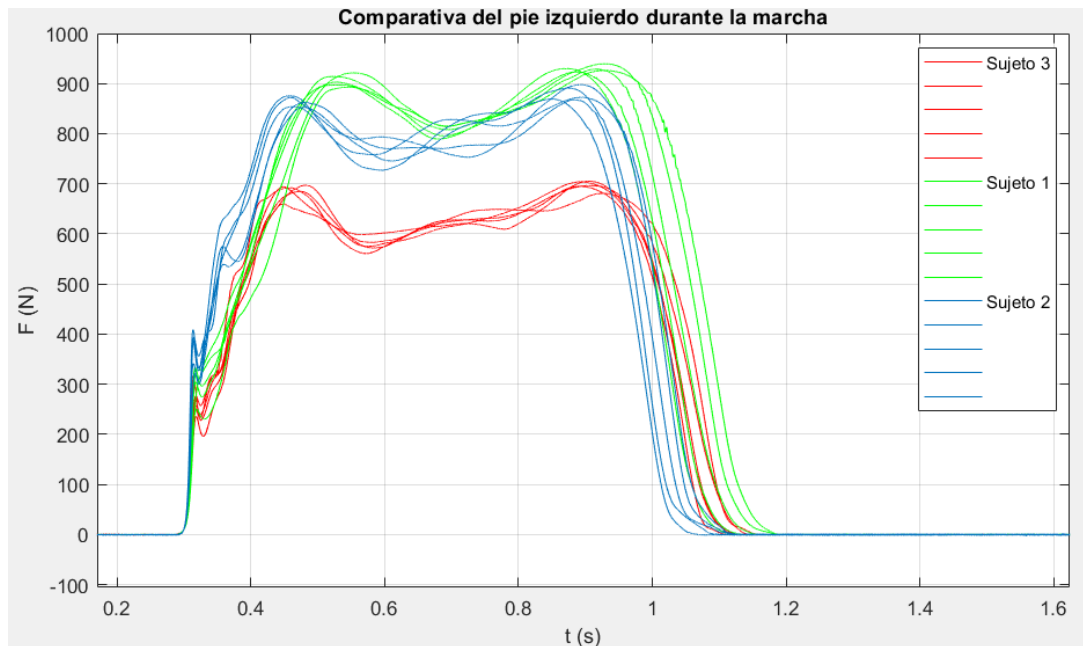


Ilustración 45 Fuerzas verticales en el pie izquierdo S1-S3: marcha sin peso

### Ensayo 2: Evaluación de la marcha sobre escalón

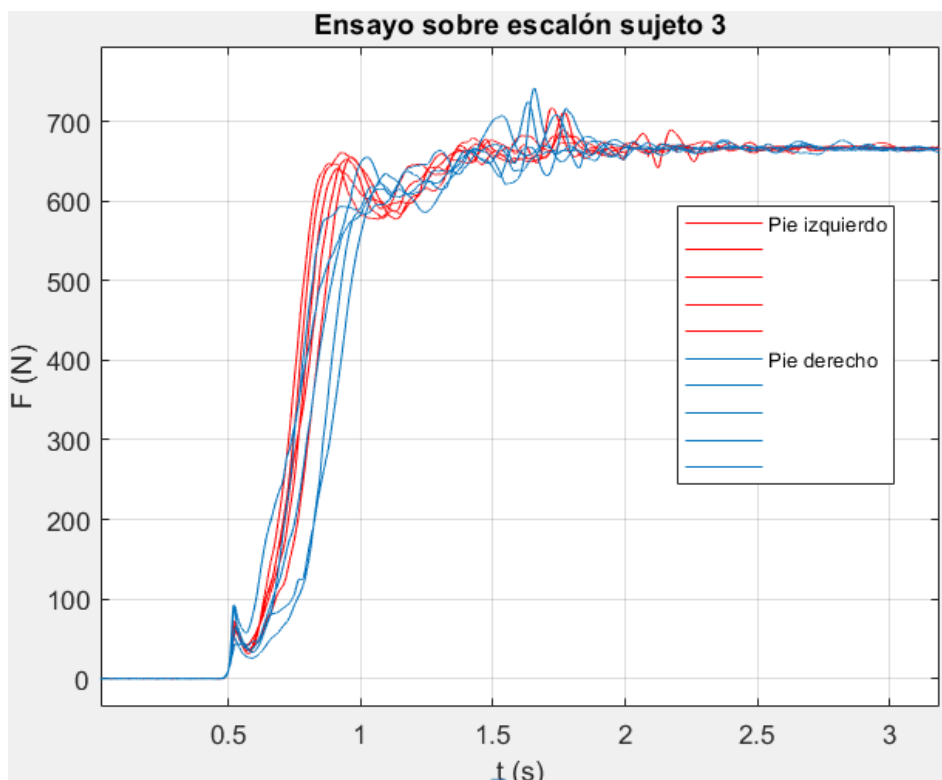


Ilustración 46 Fuerzas verticales S3: marcha escalón

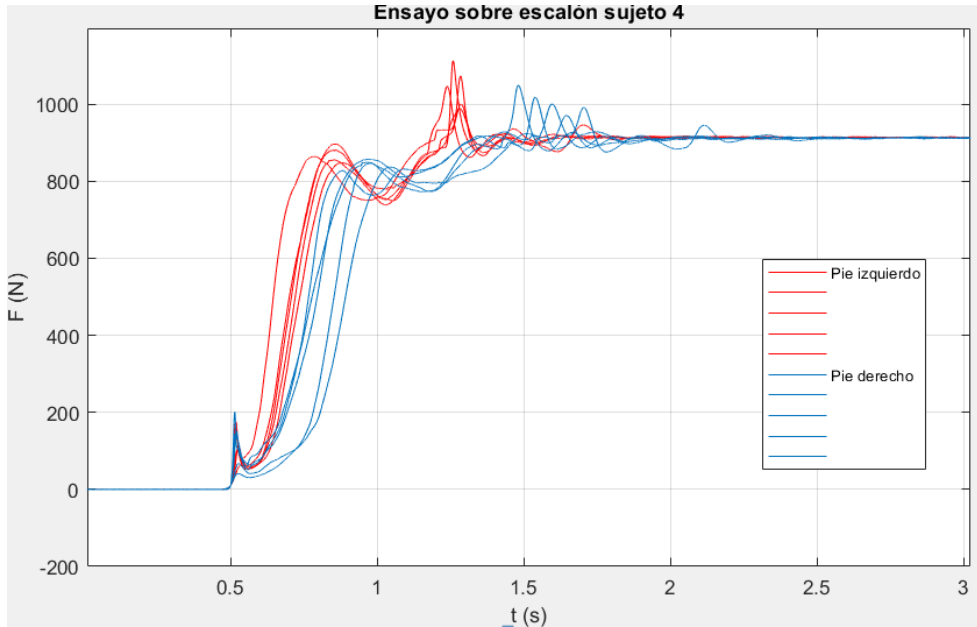


Ilustración 47 Fuerzas verticales S4: marcha escalón

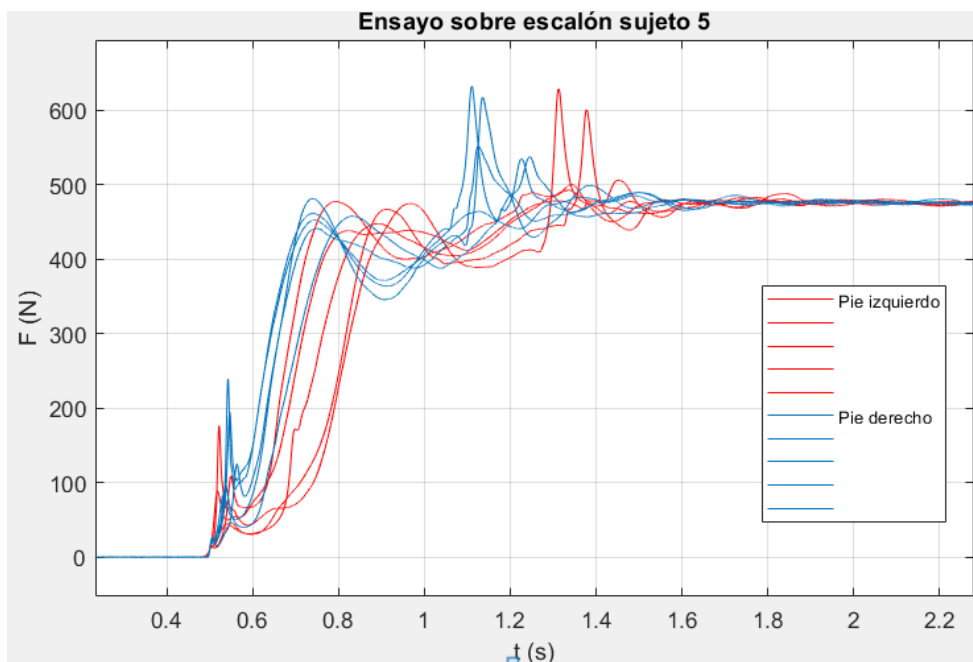


Ilustración 48 Fuerzas verticales S5: marcha escalón

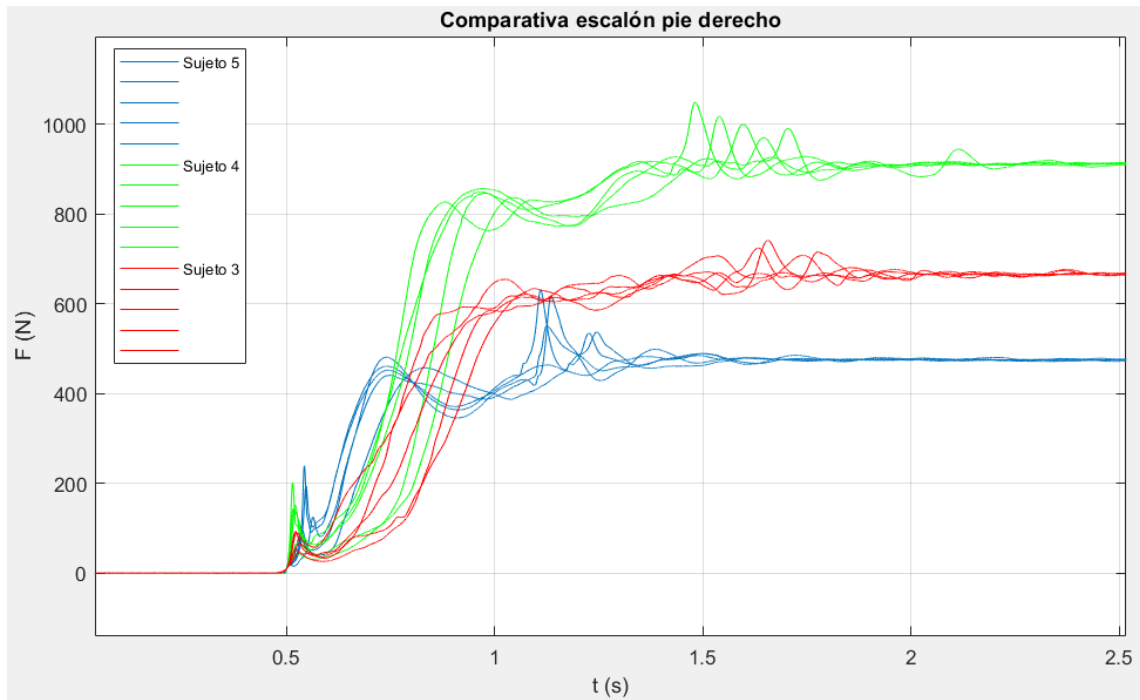


Ilustración 49 Fuerzas verticales en el pie derecho S3-S5: marcha escalón

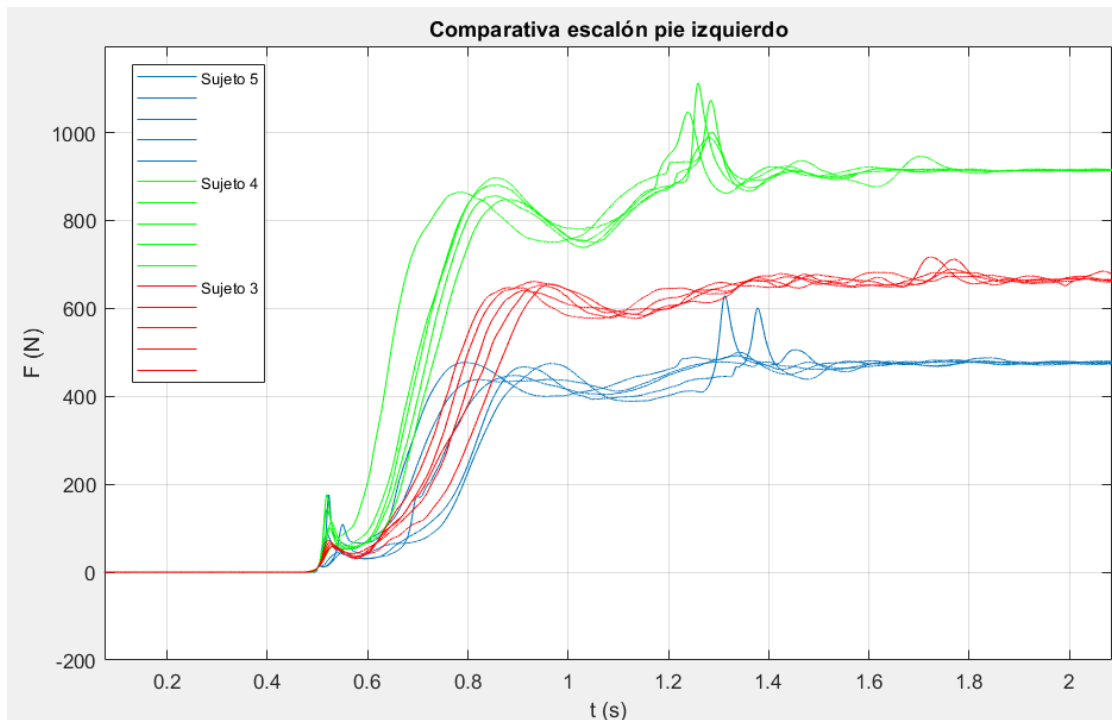


Ilustración 50 Fuerzas verticales en el pie izquierdo S3-S5: marcha escalón

### Ensayo 3: Evaluación de la marcha cargando un peso

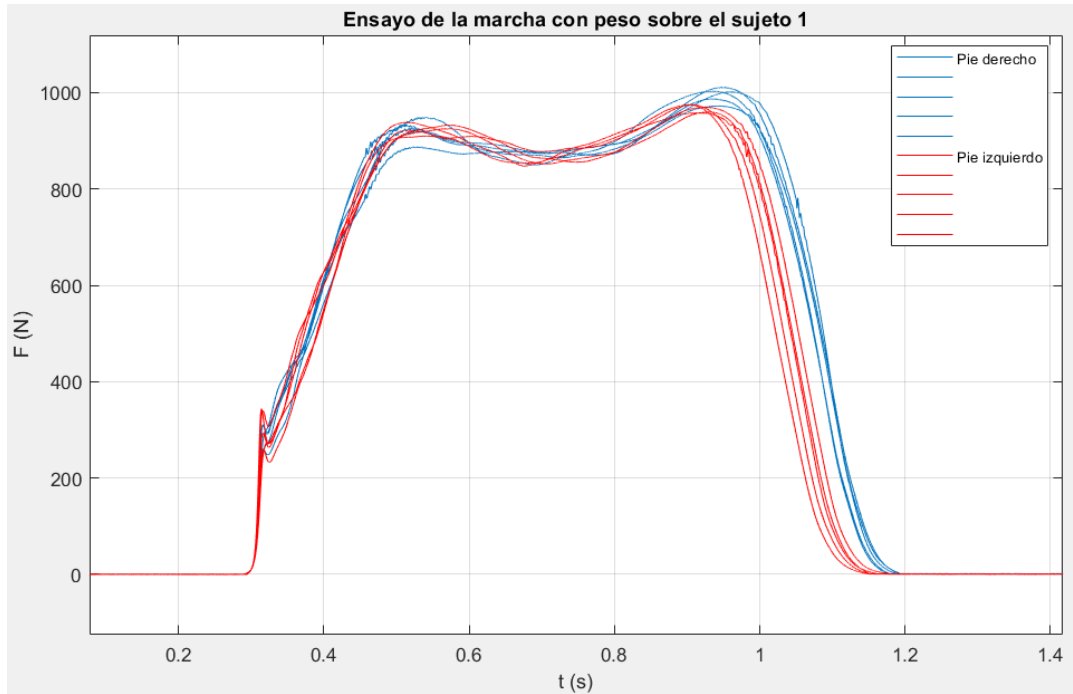


Ilustración 51 Fuerzas verticales S1: marcha con peso

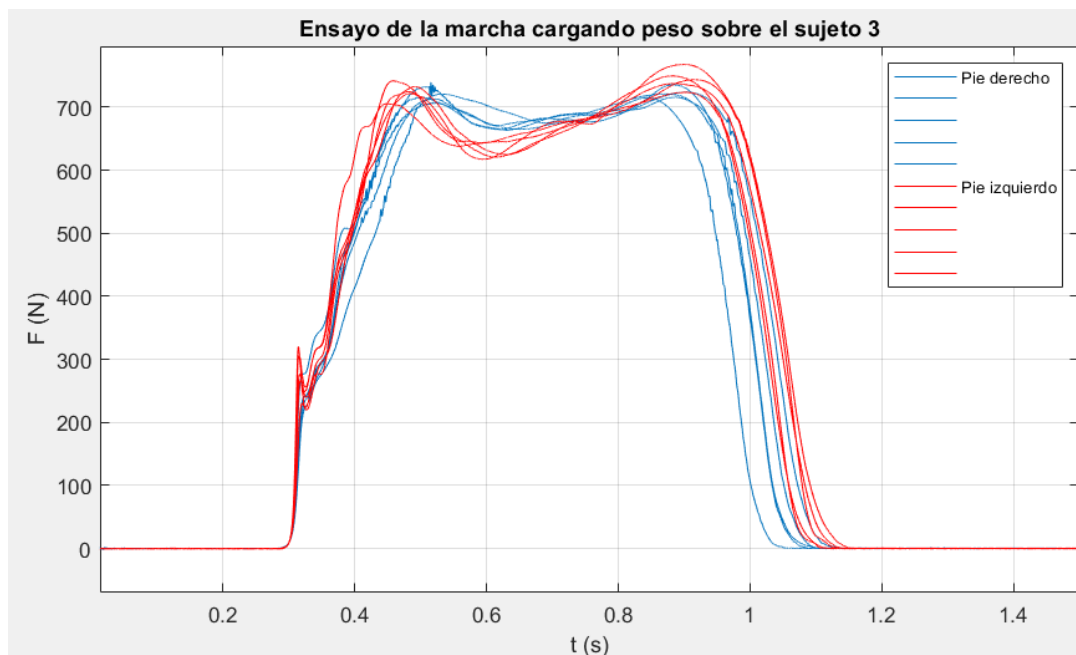


Ilustración 52 Fuerzas verticales S3: marcha con peso

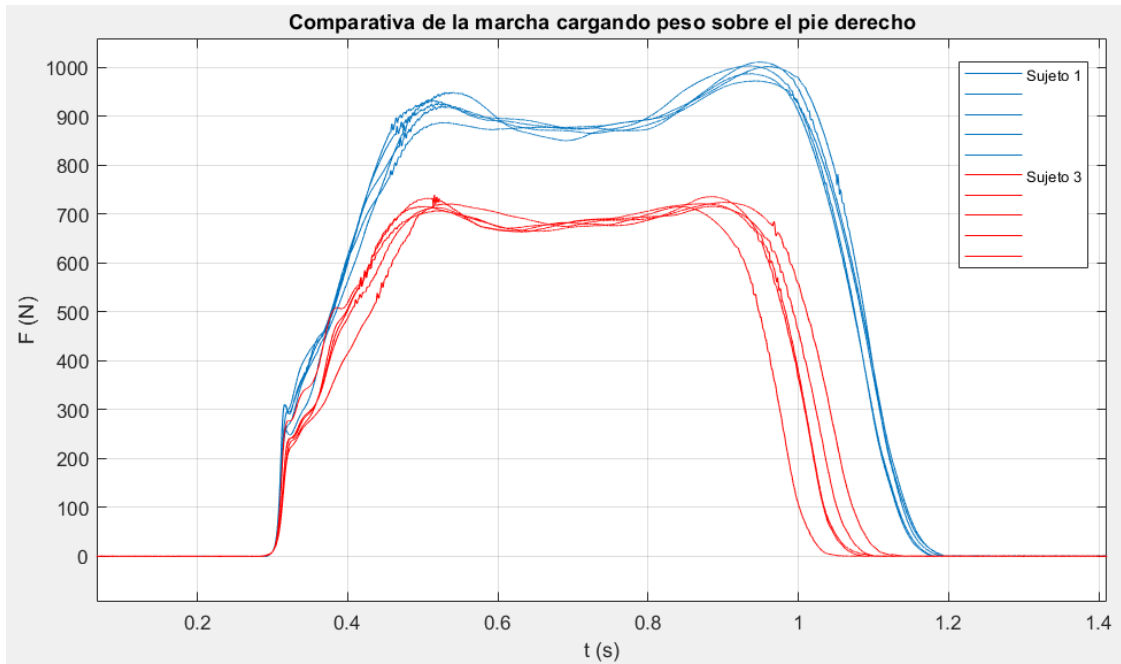


Ilustración 53 Fuerzas verticales en el pie derecho S1,S3: marcha con peso

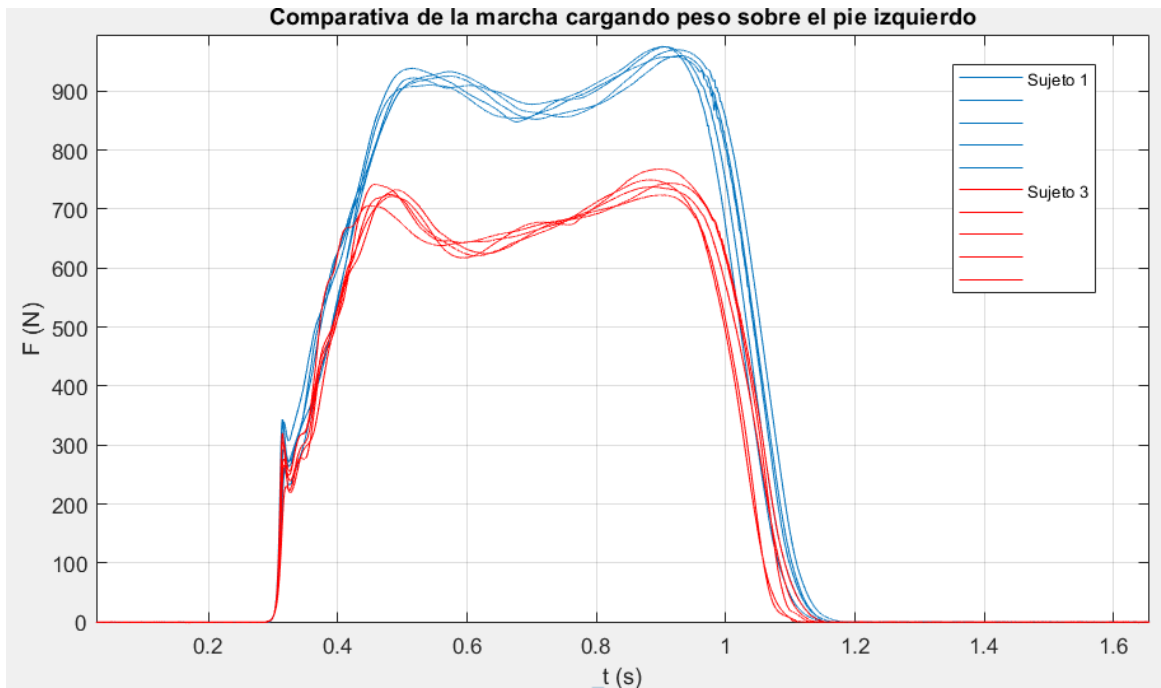


Ilustración 54 Fuerzas verticales en el pie izquierdo S1,S3: marcha con peso





Ilustración 55 Fuerzas verticales en el pie derecho S1: marcha con y sin peso

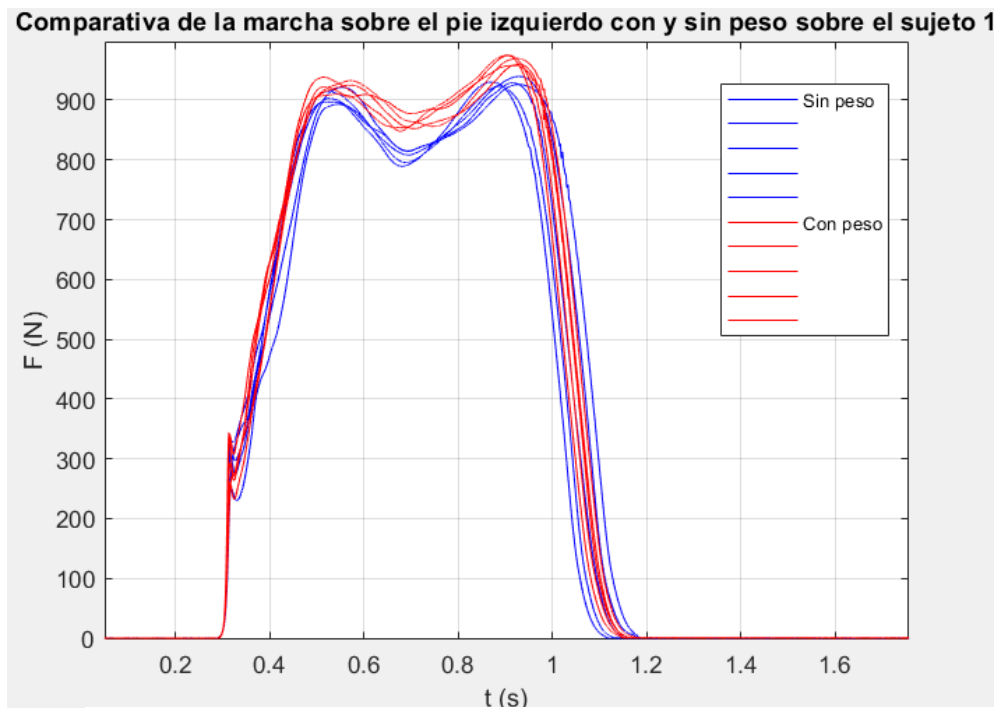
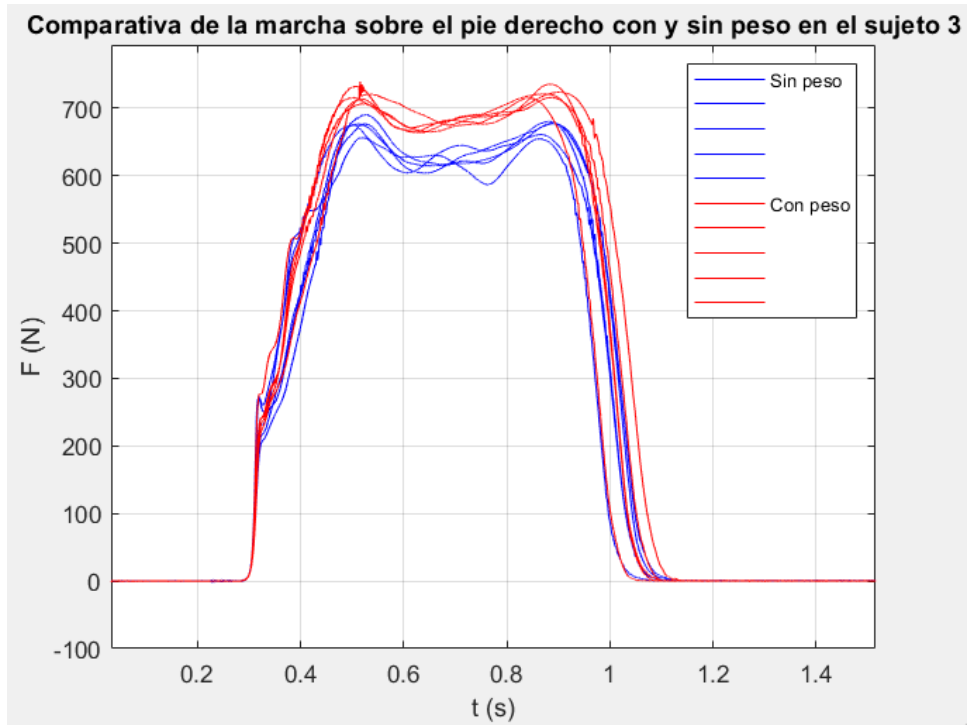


Ilustración 56 Fuerzas verticales en el pie izquierdo S1: marcha con y sin peso



*Ilustración 58 Fuerzas verticales en el pie derecho S3: marcha con y sin peso*



*Ilustración 57 Fuerzas verticales en el pie izquierdo S3: marcha con y sin peso*