

eman ta zabal zazu



Universidad del País Vasco Euskal Herriko Unibertsitatea

DOKTOREGO TESIA

**ESKANER INTRAORALEN ZEHAZTASUN
AZTERKETA ETA PAZIENTE
EDENTULUEN INPRESIO DIGITALA
HOBETZEKO METODOLOGIA**

Egilea:

Mikel Iturrate Mendieta

Tesi Zuzendaria:

Eneko Solaberrieta Mendez

Joan zintzezanetik hamaka aldaketa, gora-behera eta joan-etorri,

batzutan norberak aukeratutakoak,

besteetan bizitzak, eskatu barik, ekarrikoak

eta danetan aurrera eiteko, zu izan zara nire euskarri.

Zuretzako Ama.

LABURPENA

Beste sektore askotan gertatu den bezala, CAD/CAM-ean oinarrituriko teknologiak Odontologiako lan-fluxuan integratzen ari dira. Funtzio ezberdinetarako baliabide ezberdinak eskaintzen diren arren, teknologia hauetan oinarrituriko gailu esanguratsuenetako bat eskaner intraorala da. Eskaner intraorala, hartz-uztaiaren erreplika digitalak egiteko gailua da eta beste aplikazio batzuk dituen arren, modu konbentzionaletan egin izan den hartz-uztaiaren igeltsuzko erreplika ordezkatzeko asmatu gailua da.

Eskaner intraoralek abantaila asko eskaintzen dituzte: pazienteentzako erosotasuna, hartz-klinika eta laborategietako profesionalentzako lan egiteko modu azkarrago eta errazagoa, edota modu inbaditzailean egiten diren zenbait praktika saihestea. Aukera hauei esker, eskaner intraoralak odontologiako espezialitate ezberdinetan integratzen ari dira aplikazio ezberdinekin:

- Ortodontzian, oklusio ezegokiak edo aho eta aurpegiko anomaliak zuzentzeko tratamendu planak diseinatu eta gauzatzeko
- Aho eta aurpegi-masaileko kirurgian, arrazoi funtzional edo estetikoengatik tratamendu kirurgikoak diseinatu eta gauzatzeko
- Prostodontzian, ahoaren funtzionamendu egokirako, erosotasunerako edo itxura estetikorako errestituzioak diseinatu eta gauzatzeko.

Baina eskaner intraoralen lehen modeloak merkaturatu zirenetik urte asko igaro diren arren, oraindik ez dira hortz-kliniketako egunerokotasunean guztiz integratu. Arrazoiak ezberdinak izan daitezke; besteak beste, eskaner hauek erosteko egin behar den inbertsioa, urteetan erabilitako prozedurak aldatzeko erresistentzia edo gailuak erabiltzeko behar den formazioa. Baina guztietan garrantzitsuena eskaner intraoralekin atzemandako uztai osoko inpresio digitalek behar adinako zehaztasuna ez izatea.

Gailu hauek merkaturatzen hasi zirenetik etengabe argitaratu dira beraiekin eginiko inpresio digitalen zehaztasuna aztertu duten ikerketak. Lehen urteetan, hortz-uztaiaren eremu txikiarako errestituzioak egiteko inpresioetara mugatzen ziren (hortz-uztai osorako balio ez zutenaren adierazlea) eta oraintsuagokoak direnetan, hortz-uztai osorako errestituzioak egiteko inpresioetara zabaldu dira.

Baina ikerketa guzti hauek araututako protokolo zehatz bat jarraitu gabe egin dira. Hau da, ikerlari bakoitzak metodologia propioa diseinatu du eskanerren zehaztasuna aztertzeko. Azterketa hauek batzuetan, hortz-uztai eremu txikiarako inpresio digitalekin egin dira, beste batzuetan eremu handiagoetako inpresioekin. Gutxi batzuk in-vivo egin badira ere, gehienak in-vitro eginikoak dira, eta gehientsuenetan inpresio digitalen zehaztasuna aplikazio konkretuetarako aztertu da.

Guzti honek zaildu egiten du eskaner intraoralen zehaztasuna ezagutzea. Hau dela eta, lan honetan eskaner intraoralekin atzemandako inpresio digitalen zehaztasuna

aztertzeko metodologia berritzaile bat diseinatu eta frogatu da. Metodologia honekin, eskaner intraoralek hartz-uztaiaren edozein eremutan duten zehaztasuna neurtu ahal izan da eta lan honetan proposaturiko metodologia in-vitro eginiko lan batetan frogatu den arren, in-vivo egiteko diseinaturiko metodologia da.

Metodologia hau merkatuan erreferente diren hiru eskaner intraoral (True Definition, Trios3 eta Itero) aztertzeko in-vitro eginiko azterketa batean frogatu da. Froga honetan, eskaner intraoral hauekin atzemandako inpresioek hartz uztaiko eremu ezberdinetan duten zehaztasuna neurtu da. Bestalde, proposaturiko metodologiak in-vivo-ko froga batean erabiltzeko balio duela baieztatzea ere ekarpen garrantzitsua izan da.

Bibliografiaren azterketatik eskaner intraoralen zehaztasuna neurtzeko metodologiaren beharra ikusi den bezala, prostodontziarako aplikazio konkretu batean inpresio digitalak atzematuko dituzten zailtasunak aurkitu dira; zehazki, paziente edentuluaren inpresio digitalak atzematuko. Hau dela eta, prostodontzian kasu larrietakoa den honi irtenbidea emateko metodologia berria proposatu da. Metodologia hau, eskaner intraoralei inpresio digitalak sortzeko erreferentzia artifizialak gehitzean oinarriturik dago eta horretarako, eremu edentuluetan geometria lagungarriaren pieza bat erabiltzea proposatzen da.

Metodologia hau ere, in-vitro eginiko azterketa batean frogatzen da eta emaitzek nabarmen erakusten dute metodologia hau erabiliz inpresio digitalen zehaztasuna hobetzen dela.

Lorturiko emaitzek, proposaturiko metodologiaren baliagarritasuna konfirmatzen dute eta garbi erakutsi etorkizunean egin beharko liratekeen lanak zeintzuk diren: metodologia hauek paziente errealean eta in-vivo eginiko azterketetan frogatzea.

ESKERRAK

Lehenik eta behin, eta inolako zalantzarik gabe nire esker beroenak tesi honen zuzendari izan den Eneko Solaberrietaentzako dira. Niretzako arrotza zen gai honetan ikertzera animatu ninduen eta ondoren etengabe izan dut alboan behar izan ditudan zalantzak argitzeko eta batez ere, prozesu luze honetan beharrezko den motibazioa emateko. Hamaika bilera egin ditugu beste horrenbeste tokitan eta horietako bakoitzetik aurrera egiteko indarberrituta irteten lagundu didazu.

Eskerrak eman nahiko nizkieke baita, Bilboko Ingeniaritza Eskolako Adierazpen Grafikoa eta Ingeniaritzako Proiektuak Saileko eta Produktu Diseinurako Laborategiko kideei. Beraien esperientzia, ezagutza, ulermena eta beharrezkoa izan dudana elkartasuna eskaini dizkidatelako lan hau aurrera ateratzeko.

Madrilgo Complutense Unibertsitateko Odontologia Fakultatean, Aho-Masaileko Protesien departamenduko arduradun den Guillermo Pradies eta bere lantaldeari ere

eskerrak eman nahiko nizkieke beraien instalazioetan burutu den esperimendazio prozesuan eskaini didaten laguntzagatik eta izan ditudan erraztasunengatik.

Azkenik nola ez, eskerrak etxekoei. Ama eta aitari, bizitzarako beharrezkoa diren zimenduak eman dizkidatelako. Hiru txikiei, lanean baino gehiago lanetik deskonektatzen “lagundu” didatelako. Prozesu luze honetan lanean zentratuta egotea bezain garrantzitsua delako lanetik deskonektatzea eta beraiek nahiko luketen beste izan ez bada ere, aspektu honetan niretzako funtsezko oasi izan dira. Eta bereziki Itziarri. Berak jakin du inork ez bezala, urte luze hauetako une bakoitzean behar izan dudana ematen.

0. AURKIBIDEA

0.	AURKIBIDEA.....	I
1.	SARRERA.....	1
2.	TESTUINGURUA	5
2.1	ODONTOLOGIA	6
2.2	HORTZ-PROTESIEN DISEINU PROZEDURA KONBENTZIONALA.....	12
2.2.1	<i>PROZEDURA KONBENTZIONALAREN 1. FASEA: ERREGISTROAK JASOTZEA</i>	<i>13</i>
2.2.2	<i>PROZEDURA KONBENTZINALAREN 2. FASEA: BEHIN-BEHINEKO ERRESTAURAZIOAREN FABRIKAZIOA ETA EGIAZTATZEA.....</i>	<i>15</i>
2.2.3	<i>PROZEDURA KONBENTZIONALAREN 3. FASEA: BEHIN BETIKO EGITURAREN FABRIKAZIOA.....</i>	<i>15</i>
2.3	PROZEDURA KONBENTZIONALAREN ERAGOZPENAK	16
2.4	CAD/CAM BIDEZKO HORTZ-PROTESIEN DISEINU PROZEDURA.....	17
2.4.1	<i>HORTZ-LABORATEGIKO CAD/CAM SISTEMAK.....</i>	<i>20</i>
2.4.2	<i>HORTZ-KLINIKAKO CAD/CAM SISTEMAK</i>	<i>24</i>
2.5	HORTZ-PROTESIEN DISEINU PROZEDURA BIRTUALA.....	25
2.6	GAIAREN EGOERA	28

0. AURKIBIDEA

2.6.1	ESKANER INTRAORALAK.....	28
2.6.2	ESKANER INTRAORALEN TEKNOLOGIA.....	30
2.6.3	ESKANER INTRAORALEN ERABILERAREN ABANTAILA ETA DESABANTAILAK.....	35
2.6.4	ESKANER INTRAORALEN APLIKAZIO KLINIKOAK.....	39
2.6.5	ESKANER INTRAORALEN ZEHAZTASUNA, DOITASUNA ETA EGIAZKOTASUNA...	43
2.6.6	ESKANER INTRAORALEN AZTERKETAK.....	47
2.6.7	HORTZ GABEKO EREMUAK (EREMU EDENTULUAK).....	75
2.6.8	ERRESTAURAZIOEN INTEGRAZIOA HEZURREAN.....	80
2.7	JUSTIFIKAZIOA ETA HELBURUAK.....	82
2.7.1	HELBURUAK.....	83
2.7.2	LANAREN HIPOTESIAK.....	84
3.	METODOLOGIA.....	87
3.1	ERABILITAKO ESKANER INTRAORALAK.....	87
3.1.1	TRUE DEFINITION ESKANER INTRAORALA.....	88
3.1.2	ITERO ESKANER INTRAORALA.....	89
3.1.3	TRIOS3 ESKANER INTRAORALA.....	90
3.2	ESKANER INTRAORALEN ZEHAZTASUN AZTERKETA.....	92
3.2.1	MODELOAREN FABRIKAZIOA.....	93
3.2.2	PATROIAREN DISEINUA ETA FABRIKAZIOA.....	94
3.2.3	AZTERTUTAKO PARAMETROAK.....	102
3.2.4	ESKANEATZE PROZESUA.....	103
3.2.5	NEURKETAK.....	105
3.2.6	DATUEN ANALISIA.....	107
3.3	EREMU EDENTULUEN ESKANEAKETA.....	107
3.3.1	MODELOAREN FABRIKAZIOA.....	110
3.3.2	GEOMETRIA LAGUNGARRIA.....	111
3.3.3	AZTERTUTAKO PARAMETROAK.....	113
3.3.4	ESKANEATZE PROZESUA.....	115
3.3.5	NEURKETAK.....	116
3.3.6	DATUEN ANALISIA.....	118

3.4	INPRESIO DIGITALAREN BERRERAIKUNTZA BIRTUALA.....	118
3.4.1	HORTZ-UZTAIAREN LEHEN DIGITALIZATZEA.....	121
3.4.2	PIEZA LAGUNGARRIAREN DISEINU ETA FABRIKAZIOA	121
3.4.3	HORTZ-UZTAIAREN BIGARREN DIGITALIZATZEA PIEZA LAGUNGARRIAREKIN .	122
3.4.4	PIEZA LAGUNGARRIAREN EZABAPEN BIRTUALA.....	123
3.4.5	LEHEN INPRESIO DIGITALAREN ZATIKATZEA	124
3.4.6	HORTZ-UZTAIAREN ERAIKUNTZA BIRTUALA.....	125
4.	EMAITZAK.....	127
4.1	ESKANER INTRAORALEN ZEHAZTASUNA PATROI EZAGUNA ERABILIZ	127
4.1.1	DISTANTZIA NEURKETEN EGIAZKOTASUNA.....	128
4.1.2	DISTANTZIA NEURKETEN DOITASUNA.....	131
4.1.3	ANGELU NEURKETEN EGIAZKOTASUNA.....	133
4.1.4	ANGELUEN NEURKETEN DOITASUNA.....	137
4.2	EREMU EDENTULUEN ESKANEAKETAN GEOMETRIA LAGUNGARRIDUN PIEZAREN ERAGINA.....	139
4.2.1	PIEZA LAGUNGARRIAREN ERAGINA INPRESIOEN EGIAZKOTASUNEAN.....	140
4.2.2	PIEZA LAGUNGARRIAREN ERAGINA INPRESIOEN DOITASUNEAN.....	143
4.3	EREMU EDENTULUEN ESKANEAKETAN, GEOMETRIA LAGUNGARRIDUN PIEZAREN ERAGINA ESKANER EZBERDINENGAN	145
4.3.1	PIEZA LAGUNGARRIAREN ETA ESKANERRAREN ERAGINA INPRESIOEN EGIAZKOTASUNEAN.....	146
4.3.2	PIEZA LAGUNGARRIAREN ETA ESKANERRAREN ERAGINA INPRESIOEN DOITASUNEAN	151
5.	EZTABAIDA	157
5.1	AURRETIK EGINIKO ESKANER INTRAORALEN ZEHAZTASUN AZTERKETAK.....	159
5.1.1	IN-VITRO EGINIKO IKERKUNTZA LANAK	160
5.1.2	IN-VIVO EGINIKO IKERKUNTZA LANAK	165
5.2	PROPOSATURIKO METODOLOGIEN EMAITZEN AZTERKETA.....	171
5.2.1	ESKANER INTRAORALEN ZEHAZTASUNA	171

0. AURKIBIDEA

5.2.2	EDENTULUEN HORTZ-UZTAIAREN INPRESIO DIGITALA.....	176
5.2.3	GEOMETRIA LAGUNGARRIDUN PIEZAREN ERAGINA ESKANER INTRAORAL EZBERDINEKIN.....	180
5.2.4	LANAREN MUGAPEN ESANGURATSUENAK	181
6.	ONDORIOAK	185
6.1	ESKANER INTRAORALEN ZEHAZTASUNA.....	186
6.2	HORTZ-UZTAI EDENTULUAREN INPRESIO DIGITALA HOBETZEKO METODOLOGIA.....	187
7.	ETORKIZUNEKO LANAK	189
8.	LANAREN EKARPENAK	191
9.	ERREFERENTZIAK	193
10.	ERANSKINAK.....	207
10.1	ARGITARATURIKO ARTIKULUA.....	207
10.2	AURRE-ESTUDIOAREN TXOSTENA	215
10.2.1	TRIOS ESKANERRAREKIN ATZEMANDAKO INPRESIOAK.....	215
10.2.2	PLANSCAN ESKANERRAREKIN ATZEMANDAKO INPRESIOAK	226
10.3	NEURKETA PATROIAREN PLANOAK	233
10.3.1	PATROIAREN 1. BERTSIOAREN PLANOAK.....	233
10.3.2	PATROIAREN 5. BERTSIOAREN PLANOAK.....	234
10.3.3	PATROIAREN 6. BERTSIOAREN PLANOAK.....	235
10.4	ETIKA KOMISIOAREN BAIMENA.....	236

IRUDIEN AURKIBIDEA:

2-1. irudia: Hortz-uztaiaren inpresioa. A, inpresio konbentzionala. B, inpresio digitala	6
2-2. irudia: A, Arku faziala; B, Artikuladorea; C,Hozkada erregistroak; D, Igeltsuzko modelo	13
2-3. irudia: Prozedura konbentzionala jarraituz erregistroen jasotzea	14
2-4. irudia: A, laborategiko eskaner batean inpresio konbentzional baten digitalizatzea. B, eskaner intraoralarekin zuzeneko digitalizazioa.....	19
2-5. irudia: Behin-behineko egituraren fabrikazioa laborategiko CAD/CAM sistemak erabiliz	22
2-6. irudia: Behin-behineko egituraren fabrikazioa laborategiko CAD/CAM sistemak erabiliz	23
2-7. irudia: Hortz-klinikako CAD/CAM sistemetan oinarrituriko prozedura	25
2-8. irudia: Hortz-protesiaren diseinu prozedura birtuala	27
2-9. irudia: STL fitxategiaren egite prozesua. Puntu-hodeitik triangulu sarera [35]	28
2-10. irudia: Eskaner intraoretan oinarritako hiru osagaiak. A, sarrerako datuak jasotzeko lan estazioa. B, monitorea. C, hagaxka formako eskuko kamera.....	29
2-11. irudia: Mikroskopia fokukidearen oinarria [39]	31
2-12. irudia: Stereo kamera eta irudiak [37]	32
2-13. irudia: 2D triangulazio aktibo metodoa [40].....	33
2-14. irudia: AWS teknikaren oinarritako eskema [43].....	34
2-15. irudia: Uhin-fronte aktiboaren laginketa teknologiaren azalpena (LAVA COS).....	35
2-16. irudia: Maila azpi-gingibaleko muga protesikoa.....	39
2-17. irudia: Erretxinazko zutabe eta zirkoniozko nukleoa [106].....	41
2-18. irudia: Obturadorea hortz-uztai baten modeloan kokaturik.....	41
2-19. irudia: Birtualki gidaturiko inplanteen koakapena CBCT eta inpresio digitala konbinatuz [109].....	42
2-20. irudia: Egiazkotasuna eta doitasuna ilustratzeko ereduak. Dianaren zentruak ezezaguna den egiazko balioa irudikatzen du	45
2-21. irudia: Typodont hagina koroa jartzeko egokituta [23].....	48

0. AURKIBIDEA

2-22. irudia: Erreplika baten ebakiduraren adibidea. Neurtutako balioak: VMR desdoitze marjinala, VMA altuera erdian hormaren desdoitzea, VMC azalera oklusaler aldatzeko eremua (3 punturekin mugaturiko eremua), VMO oklusio eremuko erdigunea [95]	50
2-23. irudia: Prestaturiko hagin bietan aukeraturiko azalera eta konparaketaren kolore-mapa [112].....	52
2-24. irudia: Inplanteetan kokaturiko esferadun zutabeak digitalizaturik [113]	53
2-25. irudia: Eskanerren zehaztasuna aztertze prestaturiko titaniozko modeloa [114]	54
2-26. irudia: Batez besteko balioak kontutan izanik egiazkotasuna eta doitasuna [114]	55
2-27. irudia: Eredu edentuluak zituzten igeltsuzko bi modelo [47]	56
2-28. irudia: Hortz-uztai osoan kokaturiko erreferentzia 3 zutabeak [111].....	57
2-29. irudia: Inpresio digitalarekin lorturiko eskaneaketa emaitzak. Ezkerrekoan doitasuna aztertzean lorturikoak eta eskumakoak egiazkotasuna neurtzean. +50 μ -tatik -50 μ -tarainoko desbideraketak koloretan adierazita daude. Beltzean, muga honetatik kanpoko baloreak ...	61
2-30. irudia: CMM-an sorturiko 4 erreferentzia planoak STL-ra transformatuta [117].....	63
2-31. irudia: Modeloa, patroia ahoan duela eskaneatuta [117].....	63
2-32. irudia: Erreferentzi puntuak markatuta dituen lagina: (S1-4) marjina, axiala, gailurra, oklusioko fosako tartea; (R) erretxina akriliko (kopiaturiko pilrea); (C) zementu tartea (kopiaturiko desdoitzea); (Z) zirkoniozko nukleoa; eta (F) feldespatozko portzelana. [92]..	66
2-33. irudia: Konparaketak egiteko erabilitako distantziak. A, hortzen artekoak eta aurre-atze distantziak. B, hortzen altuera. C, hortzen zabalera [120]	69
2-34. irudia: Itero eta Trios eskanerren arteko konparaketen kolore histogramak. Desbideratze handienak hagin eremuetan gertatu ziren [121]	71
2-35. irudia: A, txantiloian kokaturiko esferen kola jartzen. B, esferak hortz-uztaiaren kokatzen. C, esferak ahoan kokaturik [122]	72
2-36. irudia: A, 4 esferak eta erreferentzia distantziak. B, Angeluak neurtzeko sortutako planoak. C, 3D irudi ezberdinen lerrotzea esferak erabiliz [122]	72
2-37. irudia: ATOS eskanerrekin esfera erdiak itsatsita dituen hortz-uztaiaren eskaneatze prozesua	74
2-38. irudia: Bi inplanteetan berauek egoki kokatzeko scanbodyak finkatuta dituen edentuluak [125].....	76

2-39. irudia: Scanbodyak erretxinaz elkarloturik edo elkar lotu gabe inpresio konbentzionala bi modutan egiteko [102].....	78
2-40. irudia: Beheko hartz-uztaiaren erreplika errestituzioa finkatzeko prestatutako 4 hartzekin eta 26mm-tako hartz gabeko tartearekin. (A) elementu artifizial gabe; (B) elementu artifiziala jarrita [130].....	79
2-41. irudia: Batez besteko doitasuna elementu artifizialaren erabileraren arabera 2 eskanerrekin [130].....	81
2-42. irudia: Inpanteen gainean finkatu beharreko egitura eta berari lotzen zaizkion hartzak	82
2-43. irudia: Hartz baten lotura periodontala	83
3-1. irudia: True Definitionek erabiltzen duen uhin fronte aktiboaren teknikaren eskema-irudia	88
3-2. irudia: True Definition eskanerra eta bere kameradun hagaxka	89
3-3. irudia: A, Itero eskanerra; B, Atzemate sakonera; C, foku sakonera ezberdinak planoekin adierazita	90
3-4. irudia: Trios3 eskanerra.....	91
3-5. irudia: Trios3 eskanerrarekin lorturiko inpresioa	91
3-6. irudia: Bolondres baten hortzeriaren igeltsuzko erreplika.....	93
3-7. irudia: A, Lehen patroia diseinua; B, fabrikazio plano; C, neurketetarako plano	95
3-8. irudia: Aurrestudiorako diseinaturiko patroia ABS materialean	96
3-9. irudia: True Definition eskanerrarekin eskuraturiko 3D sarea	97
3-10. irudia: Neurketa erreferentziatzat harturiko esferen deformazioa.....	98
3-11. irudia: A, Eskaneatutako gainazalaren eta erreferentziaren arteko desbideratzea. B, 0,1mm-tako tolerantziaren barruan dagoen gainazalaren adierazpen grafikoa	99
3-12. irudia: Diseinatu eta prototipatutako patroia ezberdinak. V 01 aurrestudioan erabilitakoa. V 06 azken estudioarako erabili den patroia bertsioa	100
3-13. irudia: A, hartz-uztai ezberdinak lerrokaturik; B, lerrokatutako hartz-uztaietan zilindroak kokatzeko prozesua; C, patroia zilindroak lotzeko egitura eta erreferentzia planoarekin	101
3-14. irudia: Zilindroen arteko kontrol distantziak eta angeluen neurketetarako ardatz eta erreferentzi plano erakusten duen berradorea.....	102

0. AURKIBIDEA

3-15. irudia: A, Patroia CMM-an neurtzeko programa erreferentzi plano eta 3mm-tara dagoen plano zehaztuz; B, patroia CMM-an neurtzen.....	103
3-16. irudia: A, patroia modeloan finkaturik; B, patroia modeloan kokatuta STL formatuan	104
3-17. irudia: 3D sare batean neurturiko 4 distantzia eta 5 angeluak.....	105
3-18. irudia: GOM Inspect erabiliz 3D sarean sorturiko zilindro eta planoak.....	106
3-19. irudia: A, ahoan kokaturiko scanbodya [145]; B, hertz-uztai baten inpresio digitala 2 scanbodyekin [146].....	108
3-20. irudia: Eskaneaketa prozesuan 2 scanbody bakarria balitz bezala irakurrita sortutako akatsa.....	109
3-21. irudia: Pieza lagungarriaren eragina aztertzeko metodologiaren eskema.....	110
3-22. irudia: A, igeltsuzko modelo; B, altzairu herdoilgaitzean eginiko modelo.....	111
3-23. irudia: Geometria lagungarriaren piezaren bertsio ezberdinak.....	112
3-24. irudia: Geometria lagungarriaren pieza altzairuzko modeloan kokaturik.....	113
3-25. irudia: Modelo edentuluaren neurtuko diren 5 distantziak.....	114
3-26. irudia: A, ATOS-arekin eskaneatzen; B, ATOS-arekin lorturiko sarea; C, GOM Inspect erabiliz kontrol distantziak ezartzen.....	114
3-27. irudia: Eskaner intraoralekin modelo edentuluaren 2 egoeratan eskaneaturik.....	116
3-28. irudia: GOM Inspect erabiliz sare bakoitzean plano-zilindro ebakiduratik sorturiko 4 puntuak.....	117
3-29. irudia: A, "PIC Abutments" markagailuak inplanteetan kokaturik; B, PIC Camera erabiliz hertz-uztaiaren digitalizatzea.....	119
3-30. irudia: Hertz-uztaiaren eraikuntza birtuala pieza lagungarriaren erabilerarekin.....	120
3-31. irudia: Scanbodyak kokaturik dituen paziente edentuluaren eskaneaketa.....	121
3-32. irudia: Solid Edge CAD programa erabiliz pieza lagungarriaren diseinua.....	122
3-33. irudia: Geometria lagungarria hertz-uztaian kokaturik paziente edentuluaren eskaneaketa.....	123
3-34. irudia: A, gorri Geomagic Studio erabiliz ezabatu behar den sarearen aukeraketa; B, pieza lagungarria ezabatu ondoren zehaztasunez kokaturiko scanbodyak.....	124
3-35. irudia: Geomagic Studio erabiliz scanbody kopurua adina aldiz zatitze prozesua.....	125
3-36. irudia: Hertz-uztaiaren berreraikuntza birtuala Geomagic Studio erabiliz.....	126

4-1. irudia: CMM-arekin neurturiko erreferentzia distantziak.....	128
4-2. irudia: Egiazkotasuna (mm) erreferentzia distantzietan eskaner intraoral bakoitzarekin	130
4-3. irudia: Distantziaren neurketan errorearen eboluzioa (μm).....	130
4-4. irudia: Doitasuna (mm) erreferentzia distantzietan eta eskaner intraoral bakoitza ezberdinduz.....	132
4-5. irudia: Erreferentzia distantzietan doitasunaren eboluzioa (μm).....	133
4-6. irudia: CMM-arekin neurturiko erreferentzia angeluak.....	133
4-7. irudia: : Egiazkotasuna (mm) erreferentzia angeluetan eta eskaner intraoral bakoitza ezberdinduz.....	136
4-8. irudia: Angeluaren neurketan errorearen eboluzioa (μm).....	136
4-9. irudia: Doitasuna (mm) erreferentzia angeluetan eta eskaner intraoral bakoitza ezberdinduz.....	138
4-10. irudia: Erreferentzia angeluetan doitasunaren eboluzioa (μm).....	139
4-11. irudia: ATOS-arekin neurturiko erreferentzia distantziak.....	140
4-12. irudia: Erreferentzia distantzia bakoitzean geometria lagungarridun pieza erabiliz edo erabili gabe neurturiko errorea.....	142
4-13. irudia: Errorea erreferentzia distantzia bakoitzean.....	142
4-14. irudia: Erreferentzia distantzia bakoitzean geometria lagungarridun pieza erabiliz edo erabili gabe neurturiko doitasuna.....	144
4-15. irudia: Doitasuna erreferentzia distantzia bakoitzean.....	145
4-16. irudia: ATOS-arekin neurturiko erreferentzia distantziak.....	147
4-17. irudia: Desbideratzeak D12 distantzian.....	148
4-18. irudia: Desbideratzeak D13 distantzian.....	149
4-19. irudia: Desbideratzeak D14 distantzian.....	149
4-20. irudia: Doitasuna D12 distantzian.....	154
4-21. irudia: Doitasuna D13 distantzian.....	154
4-22. irudia: Doitasuna D14 distantzian.....	155
5-1. irudia: 3M etxeak True Definition eskanneraren hagatxo merkatuko txikiena dela erakusteko argitaratutako irudia.....	160

0. AURKIBIDEA

5-2. irudia: Gainjarritako dataseten desbideratzea plano horizontalean. Gezi urdinek desbideratze negatiboak; gezi gorriek, desbideratze positiboak. Eskumako irudian desbideratzea noranzkoa	164
5-3. irudia: Egiazkotasunean eta doitasunean ikusitako desbideratzeak. (A) Doitasunaren desbideratzea. (B) Egiazkotasunaren desbideratzea	165
5-4. irudia: A, lerrokatze automatikoa. B, ezkerreko haginetik gertuen dagoen erpinean eginiko lerrokatzea	167
5-5. irudia: ATOS-arekin lorturiko STL fitxategien doitasun azterketa. Eskaneatu gabeko eremuak ikusgai [123].....	169
5-6. irudia: Doitasun azterketarako sareen gainjartzeak eskaner intraoral ezberdinekin [123]	170
5-7. irudia: Egiazkotasun azterketarako sareen gainjartzeak ematen duen kolore mapa [123]	170
5-8. irudia: Egiazkotasunaren eta doitasunaren eboluzioa distantzia eta angeluen neurketan	174
7-1. irudia: Paziente erreal baten hartz-uztairen eskaneatze prozesurako prestaketa.....	190
10-1. irudia: Aurre-estudioan erabilitako patroia erreferentziatzat erabili diren erpinen izendapenarekin	215
10-2. irudia: Trios-arekin lehen best-fit egiteko erabili den patroia eremua	216
10-3. irudia: Triosarekin lehenengo konparaketaren emaitza kolore-mapan	216
10-4. irudia: lehen erpinean neurtutako desbideratzeak	217
10-5. irudia: zazpigarren erpinean neurtutako desbideratzeak.....	217
10-6. irudia: 2. best-fit egiteko erabili den patroia eremua.....	217
10-7. irudia: 2. best-fit azalaren arteko konparaketa.....	217
10-8. irudia: 2. best-fit azalaren arteko konparaketa (7.erpina).....	217
10-9. irudia: 3 eta 4 erpinen arteko ebakidura	219
10-10. irudia: 3 eta 4 erpinen arteko desbideratzeak	219
10-11. irudia: 4 eta 5 erpinen arteko ebakidura	220
10-12. irudia: 4 eta 5 erpinen arteko desbideratzeak	220
10-13. irudia: 5 eta 6 erpinen arteko ebakidura	221

10-14. irudia: 5 eta 6 erpinen arteko desbideratzeak	221
10-15. irudia: Triosarekin 6 eta 7 erpinen arteko ebakidura	222
10-16. irudia: Triosarekin 6 eta 7 erpinen arteko desbideratzeak	222
10-17. irudia: Triosarekin 1, 4 eta 7 erpinetan erabilitako planoak angelu akatsa neurtzeko	223
10-18. irudia: Elementu geometriko bidez eginiko lerrokatzerako sortutako elementuak....	224
10-19. irudia: Elementu geometriko bidez eginiko lerrokatzerako erabilitako elementuak..	224
10-20. irudia: Planoa-zuzena-puntua elementuekin lerrokatzea.....	225
10-21. irudia: Planoa-zuzena-puntua elementuekin lerrokatzerakoan konparaketa.....	225
10-22. irudia: Triosarekin elementu geometriko bidezko lerrokatzean 7. erpinaren alboko azaleretan desbideratzeen kolore mapa.....	225
10-23. irudia: Patroiaren goiko planoan desbideratzeen kolore mapa.....	227
10-24. irudia: Patroiaren goiko planoan desbideratze etiketak.....	227
10-25. irudia: Patroiaren lehen erpinaren alboetako azaleretan batazbesteko desbideratze etiketak	227
10-26. irudia: Patroiaren 7.erpinaren alboetako azaleretan batazbesteko desbideratze etiketak	227
10-27. irudia: 3 eta 4 erpinen arteko ebakidura	230
10-28. irudia: 3 eta 4 erpinen arteko ebakiduran desbideratzeak.....	230
10-29. irudia: 4 eta 5 erpinen arteko ebakidura	231
10-30. irudia: 4 eta 5 erpinen arteko ebakiduran desbideratzeak.....	231
10-31. irudia: 5 eta 6 erpinen arteko ebakidura	231
10-32. irudia: 5 eta 6 erpinen arteko ebakiduran desbideratzeak.....	231
10-33. irudia: 6 eta 7 erpinen arteko ebakidura	232
10-34. irudia: 6 eta 7 erpinen arteko ebakiduran desbideratzeak.....	232

TAULEN AURKIBIDEA:

2-1. taula: Hortz-errestaurazio eta hortz-protiesien sailkapena.....	11
2-2. taula: Eskaner intraoralentzako egokiespen eta desegokiespen klinikoak [45].....	43
2-3. taula: Azterturiko 6 eskanerren egiazkotasun eta doitasuna	49
2-4. taula: Protiesien desdoitzeak prozedura konbentzionala eta digitala jarraituz	51
2-5. taula: Lau eskaner intraoralekin neurturiko egiazkotasuna	52
2-6. taula: A modeloan neurturiko egiazkotasuna eta doitasuna.....	53
2-7. taula: B modeloan neurturiko egiazkotasuna eta doitasuna.....	54
2-8. taula: Bost eskaner intraoralekin neurturiko desbideratze maximo eta minimoak (%95 konfiantza tartea).....	55
2-9. taula: Batez besteko desbideratzeak hortz-uztai osoan eta eremu edentulu mugatuan .	57
2-10. taula: 3 eskaner intraoraletan neurturiko distantzien egiazkotasuna	58
2-11. taula: 3 eskaner intraoraletan neurturiko angeluen egiazkotasuna	58
2-12. taula: Azterturiko 4 eskanerren zehaztasuna (Batez besteko desbideratzeak).....	59
2-13. taula: Azterturiko 3 eskanerren zehaztasuna (Max eta min %95 konfiantza tartea).....	60
2-14. taula: Neurturiko batez besteko egiazkotasun eta doitasuna hortz-uztai osoan.....	61
2-15. taula: 4 eskaner intraoralekin atzemandako inpresioen batez besteko egiazkotasun eta doitasuna hortz-uztai osoan.....	62
2-16. taula: Patroian neurturiko distantzia eta angeluen desbideratzeak prozedura konbentzionala eta digitala jarraituz.....	64
2-17: Bi lanetan koadrante eta hortz-uztaian neurturiko doitasun balioak	67
2-18: Hortz-uztai osoan neurturiko doitasuna.....	68
2-19. taula: Batez besteko desbideratzeak 6 kontrol distantzietan	73
4-1. taula: Erreferentzia distantzietan neurturiko desbideratzeak (KT: Konfiantza-tarte; Mean: Batez bestekoa; DS: Desbideratze estandarra).....	129
4-2. taula: Erreferentzia distantzietan neurturiko doitasuna (KT: Konfiantza-tarte; Mean: Batez bestekoa; DS: Desbideratze estandarra).....	132
4-3. taula: Erreferentzia angeluetan neurturiko desbideratzeak (KT: Konfiantza-tarte; Mean: Batez bestekoa; DS: Desbideratze estandarra).....	135

0. AURKIBIDEA

4-4. taula: Erreferentzia angeluetan neurturiko doitasuna (KT: Konfiantza-tarte; Mean: Batez bestekoa; DS: Desbideratze estandarra).....	137
4-5. taula: Desbideratze minimo, maximo eta batez bestekoa pieza lagungarriarekin edo gabe. (Pieza lagungarriarekin TXX_Y; pieza lagungarri gabe TXX_N; Mean=Batez besteko; SD=Desbideratze Estandarra).....	141
4-6. taula: Doitasun minimo, maximo eta batez bestekoa pieza lagungarriarekin edo gabe. (Pieza lagungarriarekin PXX_Y; pieza lagungarri gabe PXX_N; Mean=Batez besteko; SD=Desbideratze Estandarra).....	143
4-7. taula: 2 faktoretarako ANOVA konparaketa egiazkotasun balioentzako.....	148
4-8. taula: Eskaner bakoitzarekin eta erreferentzi distantzia bakoitzean neurturiko desbideratze balioak.....	151
4-9. taula: 2 faktoretarako ANOVA konparaketa doitasun balioentzako.....	152
4-10. taula: Eskaner bakoitzarekin eta erreferentzi distantzia bakoitzean neurturiko doitasun balioak.....	153
10-1. taula: Triosarekin lehen best-fitarekin neurturiko batez besteko desbideratzeak mm-tan.....	216
10-2. taula: 2. best-fitarekin azaleren artean neurturiko batez besteko desbideratzeak mm-tan.....	218
10-3. taula: 3 eta 4 erpinen arteko desbideratzeen zenbatekoa mm-tan.....	219
10-4. taula: 4 eta 5 erpinen arteko desbideratzeen zenbatekoa mm-tan.....	220
10-5. taula: 5 eta 6 erpinen arteko desbideratzeen zenbatekoa mm-tan.....	221
10-6. taula: Triosarekin 6 eta 7 erpinen arteko desbideratzeen zenbatekoa mm-tan.....	222
10-7. taula: 1, 4 eta 7 erpinetan neurturiko angelu desbideratzea.....	223
10-8. taula: geometria bidezko lerrokatzean plano-zuzena-puntua erabiliz neurturiko desbideratzeak.....	226
10-9. taula: Best-fit a egin ondoren lehen eta zazpigarren erpinetako alboetako azalaretako desbideratzeak.....	228
10-10. taula: Best-fit a egin ondoren, erpinen arteko plano horizontaleko desbideratzeak ..	228
10-11. taula: Patrioiaren erpinen arteko ebakiduretan neurturiko desbideratzeak.....	229

1. SARRERA

Sektore guztietan gertatzen den bezala, odontologiara ere teknologia berriak iritsi dira. Teknologia berri hauek odontologiako prozesuetan integratzeko, prozesu hauetan hain zuzen ere, aldaketak eskatzen dituzte eta erronka teknikoak gainditzeaz gain, sarritan gizakiena berezkoa den aldaketarako erresistentzia ere gainditu beharra dute.

Azken urteotan, teknologia berri hauetan oinarrituta, odontologian bere presentzia nabarmen handitzen ari den gailuetako bat eskaner intraorala da. Eskaner intraorala, aho barrunbearen erreplika birtuala egiteko erabiltzen den gailua da. Dentista edo teknikari batek, muturrean teknologia ezberdinetan oinarriturik egon daitezkeen kamerak dituen hagatxoa pazientearen ahoan sartuz tratamendurako behar den hortz-uztaiaren zatia digitalizatzen du. Digitalizatzeko prozesu honetatik hortz-uztai zati edo osoaren erreplika bat eskuratzen da 3D irudi gisara. Irudi honekin, kasuan kasurako behar diren errestaurazio edo tratamenduak diseinatzen dira (ortodontziarako tratamenduak, prostodontzia alorreko errestaurazioak, kirurgia ortognatikoak, etab.). Erreplika birtual honi “inpresio digital” deitzen zaio. Gaur egun-arte eta oraindik hedatuen dagoen prozedura ordea, hortz-uztaiaren erreplika igeltsuan egitea da.

1. SARRERA

Prozedura hau, prozedura konbentzional bezala ezagutzen da eta berau jarraituz lortzen den erreplikari “inpresio konbentzionala” deitzen zaio.

Lehen eskaner intraoralak aurreko mendeko 70. hamarkadaren amaiera eta 80. hamarkadan garatu ziren arren, hortz-kliniketan ez dute erabilera handirik izan mende honetako 2. hamarkada honetan sartu garen arte. Baina azken urte hauetan eskaner intraoralaren ezagutza eta erabilera nabarmen igo da, beraien inguruan interesa handitu egin da eta interes horren adierazle garbia da sektoreko erakustazoketan duten presentzia edota aldizkari espezializatuetan beraien inguruan argitaratu diren lanen kopurua.

Lan honetan ere eskaner intraoralak aztertu dira. Batetik beraiekin atzematen diren inpresio digitalen zehaztasuna neurtzeko metodologia berritzaile bat proposatu eta frogatu da, eta bestetik, inpresio digitalak atzemateko kasu konplikatuenetako bati aurre egiteko teknika berri bat proposatu eta frogatu da. Kasu hau edentulismoa duten pazienteena da.

Eskaner intraoralen zehaztasunak eztabaida ugari sortu du. Gailu hauekin atzematen diren inpresio digitalen egiazkotasuna ezagutu nahi izan da, inpresio konbentzionalekiko alderatzeak egin dira, beraien baliagarritasuna hortz-uztaiaren eremu ezberdinetarako, paziente eta dentisten gogobetetze maila edota errendimendu ekonomiko edo produktibitatea ere aztertu izan dira. Azterketa gehientsuenak in-vitro edo ahoz kanpo eginikoak dira, baina gailu hauek odontologia alorreko lan-fluxuetan integratzeko beharrezkoa da berauekin atzematen diren inpresioen zehaztasuna kasu errealetan eta in-vivo ezagutzea. Horretarako, egiazkotasuna neurtzeko erreferentziak definitzea behar da eta hau da hain zuzen ere, lan honetan proposatzen den metodologiaren ekarpen nagusietako bat: inpresio digitalen egiazkotasuna neurtzeko erreferentziak definitzea patroi ezagun bat erabiliz. Froga gisara, metodologia hau in-vitro eta merkatuan erreferentziazkoak diren 3 eskaner intraoralekin aplikatu da; ondoren, eta baliagarritasuna baieztatzekotan metodologia bera in-vivo azterketa

batetan frogatzeko. Era berean, eskanerren zehaztasuna, digitalizatzen den hortz-uztai eremuaren arabera dela ere frogatua da. Eskaneatu behar den eremuaren neurriaren arabera, inpresio digitaletan ematen diren desbideratzeak handiagoak edo txikiagoak izan daitezke eta argitaratu diren azterketa ezberdinetan erabilitako metodologia gehientsuenak eremu jakin batzuetan zehaztasuna aztertzeko mugatuak daude. Lan honetan proposaturiko metodologiak, inpresio digitalen zehaztasuna edozein eremutan aztertzeko balio du. Hau da, koroa edo hortz bakar baten inpresio digitaletik hasi eta hortz-uztai osoaren inpresio digitalaren zehaztasun azterketa egiteko balio du.

Bestalde, gaiaren bibliografia aztertetik, eremu edentulu handiak dituzten pazienteen inpresio digitalak atzemateak dituen zailtasunak ikusi dira. Arazo hauek, beste eskala batean bada ere, industria alorrean ere gertatzen dira. Normalean eskanerrek erreferentzia gabeko eremu zabalak aurkitzen dituztenean gertatzen dira eta hau da hain zuzen ere, paziente edentuluetan gertatzen dena. Eskanerrek, hortzen artean dauden ehun bigunak aurkitzen dituztenean arazoak izaten dituzte atzemandako irudiak lotzeko eta ondorioz inpresio digital okerrak egiten dituzte. Patologia hau duten pazienteen behar bereziei konponbidea bilatzeko, lan honetan teknika berritzaile bat proposatu eta frogatu da. Teknika hau erabiliz, homogeneoak diren eremu zabal horietan erreferentziak kokatzen dira artifiziaiki, eskanerraren lana erraztuz.

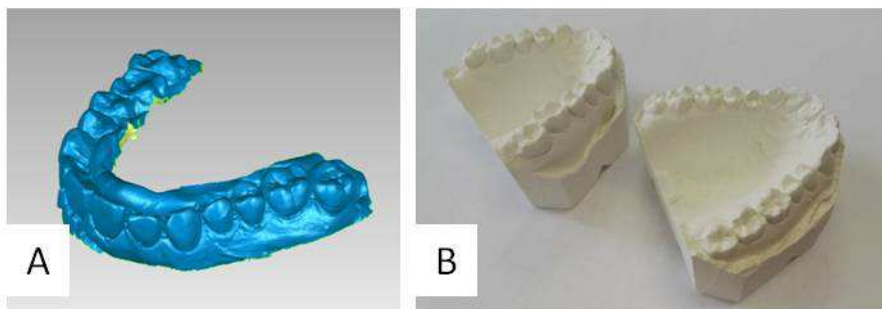
2. TESTUINGURUA

Tesi hau *Alderantzizko Ingeniaritzaren Integrazioa Odontologiako Lan-fluxu Digitalean* lantzen duen ikerkuntza proiektuaren baitan kokatzen da. Proiektu hau EHU/UPV-ko Produktu Diseinurako Laborategian (<http://www.ehu.eus/PDL/>) gauzatzen ari da produktu diseinua, alderantzizko ingeniari-tza, prototipatze arinaren arloko ikerkuntza eta transferentzia teknologikoa odontologiaren jakintza arloan aplikatuz. Ingeniaritza eta osasunaren arteko lotura honek azken urteotan indarra hartu du eta Bioingeniaritza izenez egin da ezaguna. Bioingeniaritza, EAMBES-en arabera (European Alliance for Medical and Biological Engineering and Science), ingeniari-tzako diseinu eta analisi printzipioak sistema biologikoetan eta teknologia biomedikoetan aplikatzen dituen diziplina da [1]. Tesi honetan lantzen diren gaiak teknologia biomedikoen artean kokatzen dira eta hauek azpialde ezberdinetan sailkatu daitezkeen arren lan honetan aztertuko diren gailuak, instrumentazio biomediko edo irudien analisirako tresnen multzoan sartzen dira. Gailu hauek eskaner intraoralak dira.

Eskaner intraoralak giza hortzeriaren erreplika digitalak atzemateko gailuak dira. Erreplika hauei inpresio digital deitzen zaie (2-1 A irudia). Gailu hauen bitartez,

2. TESTUINGURUA

dentista batek bere lana burutzeko nahi duen hortz-uztai eremuak digitalizatzen dira ondoren behar den tratamendu plana diseinatu ahal izateko. Eskaner intraoral hauek, hamarkada askotan erabili izan diren eta oraindik erabiltzen diren inpresio konbentzionalak (2-1 B irudia) ordezkatzeko sortu eta merkaturatu dira. Odontologiako espezialitate ezberdinetan erabili daitezke, nahiz eta, aurrerago ikusiko den bezala, aplikazio batzuetarako mugatuagoak dauden.



2-1. irudia: Hortz-uztaiaren inpresioa. A, inpresio digitala. B, inpresio konbentzionala

2.1 ODONTOLOGIA

Odontologia Osasun-Zientziatako ezagutza arlo bat da eta aparatu estomatognatikoan gerta daitezkeen gaixotasunak tratatzeaz, hauen prebentzioaz eta diagnostiaz arduratzen da. Aparatu estomatognatikoa organo eta ehun multzoa da eta multzo honek gizakietan ohikoak diren funtzio fisiologikoak betetzea ahalbidetzen du: jan, hitz-egin, ahoskatu, murtzikatu, irentsi, eta abar. Beraz, odontologo bat, aurpegi-masailezur eremuaren eta bertako egituren gaitz edo desordenen ebaluazioa, diagnostia, prebentzioa eta tratamendua (kirurgikoa edo ez-kirurgikoa) zehazteaz eta gauzatzeaz arduratuko den profesionala da.

Odontologiaren lan esparrua fisikoki txikia den eremu baten gertatzen den arren, izaera oso ezberdineko egoerak eman daitezke. Hau dela eta espezialitate ezberdinak bereizten dira. Banaketa hau iturri edo erakundeen arabera da baina ezagunena

American Dental Association (ADA) erakundeak eginikoa da. Honen arabera, odontologia 9 espezialitatetan bereiz daitezke [2]:

- **Hortz Osasun Publikoa:** hortzetako arazoak prebenitzeaz eta kontrolatzeaz eta gizartean hortzen osasuna sustatzeaz arduratzen den espezialitatea da. Pazientea komunitatea da eta ez pertsona fisiko indibiduala, hezkuntza alorrean sakontzea du helburu eta alorreko ikerkuntzen emaitzak aplikatzea, administrazioak proposaturiko programak gauzatzea edota hortzen osasunarekin loturiko programak bultzatzea.
- **Endodontzia:** gizakien hortzen bulba eta hortzak inguratzen dituzten ehunen morfologia, fisiologia eta patologiaz arduratzen den odontologiaren adarra da.
- **Ahoko eta Aurpegi-Masailtako Patologiak:** ahoan eta aurpegi-masailtan gertatzen diren gaixotasunen arrazoak, prozesuak eta ondorioak aztertzen dituen zientzia da. Horretarako ikerkuntza eta diagnosirako azterketa klinikoak, erradiografiakoak, mikroskopikoak edota biokimikoak egitean datza.
- **Ahoko eta Aurpegi-Masaileko Erradiologia:** aho eta aurpegi-masailtako gaixotasunen diagnosirako edota gerta daitezkeen desoreketarako irudien produkzioa eta irudi hauen interpretazioa baliatzen duen erradiologiaren espezialitate bat da.
- **Ahoko eta Aurpegi-Masaileko Kirurgia:** arrazoi funtzional edo estetikoengatik, ahoko gaixotasunak, lesioak edota akatsak diagnostikatu eta tratamendu kirurgiko eta osagarriak erabiliz tratatzen dituen odontologiako espezialitatea da.
- **Ortodontzia eta Hortz-Aurpegiko ortopedia:** batetik oklusio ezegokiaren diagnosia, prebentzioa eta interpretazioa eta bestetik garapenean edota garatuta dauden aho eta aurpegiko anomalia neuromuskular eta eskeletikoen zuzenketa egiteaz arduratzen den odontologiaren espezialitatea da.
- **Odontologia Pediatrikoa:** jaioberriekin hasi eta nerabeenganaino lehen mailako arreta, ahoko osasuna zaintzeko irizpideak eta sortu daitezkeen

2. TESTUINGURUA

arazoen konponbide terapeutikoa emateaz arduratzen den odontologiako espezialitatea da.

- **Periodontzia:** hortzak edo hauen ordezekoak inguratzen dituzten egitura eta ehunetan gerta daitezkeen arazo funtzional edo estetikoak, berauen prebentzioa, diagnosia eta tratamendua egiteaz arduratzen den odontologiako espezialitatea da.
- **Prostodontzia:** ahoaren funtzionamendu egokirako, erosotasunerako edo itxura estetikorako paziente batek izan dezaken hortz gabezia, egoera txarrean dauden hortzak, ahoko ehunak edota aurpegi-masaileko ehunak ordezeko elementu biobateragarriekin ordezkatzeko diagnosia, tratamendu plana, errehabilitazioa eta mantentzea egiteaz arduratzen den espezialitatea da.

Europar Batasunean ordea, ez dago Estatu Batuetan dagoen adostasunik. Odontologoek beraiek, eta Europar Batasunak hala eskatu arren, berau osatzen duten estatu ezberdinek arautegi eta errealitate ezberdinak dituzte, kasu bakoitzean espezialitate kopuru ezberdinak onartuz [3]. Europar Batasunean eta Batasun Ekonomikoan espezialitate bakar bat ere bereizten ez duten 3 estatu daude, eta 12 estatuk 4 espezialitate edo gehiago. Ortodontzia espezialitatea ia guztiek bereizten dute eta ahoko kirurgia %60ak [4], baina esan bezala ezberdintasunak nabarmenak dira.

Lan honekin, alderantzizko ingeniariarekin lotura duten teknologiak odontologiako espezialitate konkretu batzuetan integratu ahal izateko pausuak eman nahi dira; prostodontzian, ortodontzian eta ahoko eta aurpegi-masaileko kirurgian hain zuzen ere. Teknologia berri hauetan oinarrituriko gailu esanguratsuena eskaner intraorala da.

Prostodontziak batez ere ahoaren eta bere baitan dauden elementu ezberdinen funtzionamendu egokia ziurtatzea bilatzen du, baina baita tratamendu ezberdinak baliatuz arrazoi estetikoerantzutea. Horretarako hortz gabezia dagoen kasuetan ordezeko hortzak erabiliko dira, baita egoera txarrean dauden hortzak ordezkatu nahi

direnean edota ahoko ehunak eta aurpegi-masaileko ehunak material biobateragarriekin ordezkatu nahi edo behar direnean.

Azken 25 urteetan prostodontzian aldaketa nabarmenak eman dira. Hasiera batean prostodontziak, batez ere txantzarren ondorioz galdutako edo kaltetutako hortzak ordezkatzeko soluzioak eskaintzen zituen, baina herrialde industrializatueta ematen den hortzetako txantzarren kopurua murriztu egin da nabarmen. Bestalde, gizakiaren bizi-esperantza luzatu egin da, gero eta adineko pertsona gehiago izanik. Higaduraren ondorioz adinduen artean prostodontzia beharrak handiagoak dira eta hau da espezialitate honen hedapenaren arrazoietakoa bat. Honez gain, herrialde aurreratuenetan bereziki, hazkunde ekonomikoak bultzatuta, hezkuntza mailak, gizarte segurantza egoteak eta ahoko osasunari ematen zaion garrantziaren indartzeak prostodontziaren hazkundera eragina izan du [5]. Indartze honek espezialitateari berari bultzada eman dio eta bultzada horri ahalik eta egokien erantzuteko *American College of Prosthodontics*-en 40. urteurrena ospatuz argitaratutako liburuan azaltzen den bezala, 1970-2010 urteetan aldaketa garrantzitsuak eman dira inplanteen alorrean, aurpegi-masailetako protesiekin, zeramikazko errestituzioekin edota aplikazio digitalekin. Aldaketa prozesu honek aipaturiko 4 alor hauetan pentsamoldeen aldaketa eskatu du eta luzaroan finkaturiko metodo tradizionalak gutxienik zalantzan jartzea. Eta prozesu honetan, gizartean orokorrean gertatu den bezala, Informazioaren Garaian egoteak teknologia berrien integrazioa ekarri du, besteak beste CAD/CAM teknologia [6].






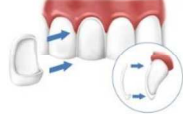



CAD/CAM teknologiaren lehen urratsak odontologian 1971. urtean eman ziren François Duret-en eskutik [7]. Duret-ek CAD/CAM sistema hauek odontologian izan zezaketen erabilpenaren lehen deskribapena egin zuen, eta ordutik aurrera bere sistemak etengabeko eboluzioa izan du. Aurrerago ikusiko den bezala, ikerketa ezberdinek aztertu dituzte CAD/CAM teknologian oinarrituriko errestituzioen emaitzak. Errestituzio hauek egiteko, teknologia berri hauetan oinarrituriko gailuak asmatu dira, hortzeriaren erreplikak egiteko eskaner intraoralak edo ahoz kanpokoak

2. TESTUINGURUA

hain zuzen ere. Baina eskaner hauetaz gain, teknologia berri hauetan oinarrituriko baliabide berriak era agertu dira odontologiako lan-fluxuan integratzeko. Besteak beste, hozkadaren azterketa eta erregistrorako gailuak, masailaren dinamikaren azterketarakoak, CAD bidez diseinaturiko protesien funtzionaltasuna ziurtatzeko artikuladore birtualak, masailaren inpresio digitala artikuladore birtualera eramateko arku fazial birtualak, espektrofotometroak eta kolorimetroak hortzeriaren itxura eta kolorea aztertzeko eta nola ez, CAD bidez diseinaturiko errestituzioak fabrikatzeko CAM sistemetan oinarrituriko makinak.

2008ko urtarrilean, American College of Prosthodontics-ek eta American College of Prosthodontics Education Foundation-ek sustatuta, Prostodontziarekin lotura duten teknologia digitalei inguruko sinposiuma burutu zen North Carolina-ko unibertsitatean. Bertan bildutako espezialistek onartzen zuten prostodontziak odontologia digitalean zuen lidergoa, eta ahalegin bereziak egin beharko ziren arren, metodo tradizionaletik digitalerako jauzia egitea posible ikusten zuten, nahiz eta erritmo ezberdinetan. Baina galdetegi konkretu bati erantzuterakoan zenbait emaitza kontrajarri eman ziren, espezialisten artean dauden jarrera ezberdintasunak nabarmenduz. Parte-hartzaileen %34ak uste zuen 3-5 urteko epean inpresio digitalak konbentzionala ordezkatzeko zuela eta %53ak 5-10 urteko epean. Baina igeltsuzko modeloak zaharkituta geldituko ote diren galderari erantzunez, %44ak ezetz erantzun zuen [6].

Edonola, odontologiak bere espezialitate ezberdinen bidez, pazienteen beharrianentzako soluzio aukera zabala eskaintzen du [8]. Aukera esanguratsuenetako bat prostodontziaren bidez aho-barrunbearen funtzioak berreskuratzea ahalbidetzen duen hortz-protesi eta hortz-errestaurazioen ekoizpena da. Hortz-protesi eta hortz-errestaurazio hauen sailkapena egiteko irizpide ezberdinak erabili daitezkeen arren lan honetan, bi talde nagusitan sailkatu dira: hortz-errestaurazio eta hortz-protesi erauzgarriak eta finkoak. 2-1. taulan multzo bi hauetako errestituzio eta protesi mota esanguratsuenak ikus daitezke.

HORTZ-ERRESTAURAZIO ETA HORTZ-PROTESI MOTAK				
ERAUZGARRIAK	OSOAK	Hortz guztiak ordezkatzeko	Hutsaren bidez cutsitakoak 	
			Inplanteen bidez cutsitakoak 	
	PARTZIAL.	Hortz multzo bat ordezkatzeko	Hortzen gainekoak 	
FINKOAK	OSOAK	Hortz guztiak ordezkatzeko	Inplanteen gainekoak 	
		PARTZIALAK	Hortz bakarra ordezkatzeko	Koroak
	Inplanteen gainekoak 			
	Hortz-aurpegiak		Hortzen gainekoak 	
	Inlay / Onlay		Hortzen gainekoak 	
	Hortz multzo bat ordezkatzeko		Zubiak	Hortzen gainekoak 
		Inplanteen gainekoak 		

2-1. taula: Hortz-errestaurazio eta hortz-protisien sailkapena

2. TESTUINGURUA

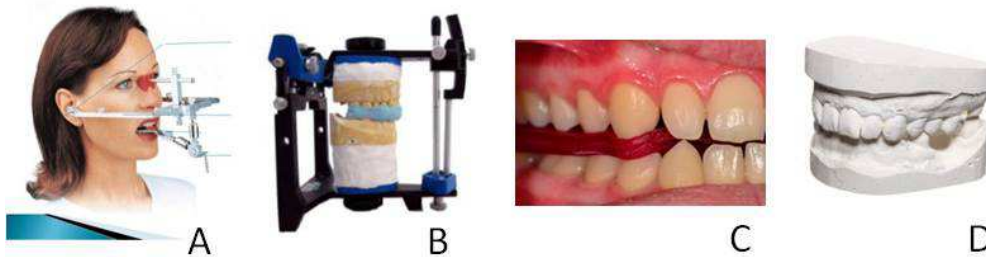
Gaur egun hortz-protesi eta hortz-errestaurazio hauek egiteko prozedura ezberdinak jarraitu daitezke. Diseinu eta fabrikazio prozedura konbentzionala eta prozedura konbentzional hau maila ezberdinetan, teknologia berriekin ordezkatu duen CAD/CAM bidezko diseinu eta fabrikazio prozedurak. Aurrerago ikusiko den bezala, CAD/CAM-ean oinarrituriko prozedurak ez du ezinbestean, prozedura konbentzionalak bere osotasunean baztertzerik suposatzen. Guztiz konbentzionala den prozeduratik guztiz birtuala dena, tarteko pausuak ere badaude. Prozedura konbentzionala, zenbait azpi-prozesutan zatitzen da eta konbentzionaletik guztiz digitalerako jauzia gutxika egin daiteke azpi-prozesu hauek banaka-banaka digitalizatuz.

2.2 HORTZ-PROTESIEN DISEINU PROZEDURA KONBENTZIONALA

Prozedura konbentzionala jarraituz eginiko ortodontzia edo errestaurazio lanek, giza murtzikatze sistemaren erreplika mekaniko bat izatera behartzen du. Erreplika honek murtzikatze sistema zinematikoki eta estatikoki erreproduzitu behar du eta hau lortzeko beharrezkoak dira goiko hortz-uztaia garezurrarekiko kokatuko duen arku faziala, ahoaren mugimenduak simulatu eta beheko hortz-uztaia goikoarekiko kokatuko dituen artikuladorea, uztaien arteko kontaktuak ematen dituen hozkada erregistroak eta hortz uztaien beraien erreplika diren igeltsuzko modeloak (2-2. irudia).

Prozedura mota hau beste edozein prozedura jarraiturik bezala, dentistak eginiko diagnosi eta tratamendu planarekin hasten da. Ondoren prozedura atal ezberdinetan bereizi daiteke. Pazientearen erregistroak jaso, behin-behineko egituraren fabrikazioa, egitura honen egiaztatze fasea, behin betiko egituraren fabrikazioa eta azkenik egiaztatze eta doikuntza fasea. Ondorengo azpi-kapituluetan modu konbentzionala jarraituz prestatuturiko hortz batzuen gainean jarri beharreko errestaurazio baten kasu

partikularra azaltzen bada ere, beste edozein hortz edo hortz multzo baten kasurako urrats berdintsuak jarraitu beharko lirateke.



2-2. irudia: A, Arku faziala; B, Artikuladorea; C, Hozkada erregistroak; D, Igeltsuzko modelo

2.2.1 PROZEDURA KONBENTZIONALAREN 1. FASEA: ERREGISTROAK JASOTZEA

Erregistroak jasotzeko, murtxikatzeko sistemaren erreplika mekaniko eta zinematikoa egiteko behar diren elementuak jaso behar dira: hortz-uztaiaren modeloak, hozkadaren erregistroa eta mugimenduen erregistroa. Mugimenduen erregistro hau artikuladore batetan jaso daiteke. Horretarako, 2-3. irudian azaltzen diren pausuak jarraitzen dira. Pausu horiez gain, kontutan izan behar da, hortz-klinikatik laborategira eta alderantziz egin behar diren garraioak. Hortz-klinikan erregistroak jasotzen dira baina bai urkila pertsonalizatuak eta bai igeltsuzko modeloak laborategietan egiten dira. Urkila estandarrak lehenengo eta pertsonalizatuekin ondoren inpresioak egin behar izateak ere, pazienteak hortz-klinikara gutxienez 2 aldiz joatea eskatzen du.

2. TESTUINGURUA



2-3. irudia: Prozedura konbentzionala jarraituz erregistroen jasotzea

2.2.2 PROZEDURA KONBENTZINALAREN 2. FASEA: BEHIN-BEHINEKO ERRESTAURAZIOAREN FABRIKAZIOA ETA EGIAZTATZEA

Fase honetan, hortz-laboretegian modeloak eta behin-behineko egitura fabrikatzen dira eta dentista eta pazientearen oniritziarako klinikara bidali. Bigarren fase hau ere hortz-laboretegian gauzatzen da eta behin-behineko erreteaurazioa hortz-klinikara bidaliz bukatzen da.

Dentistak laboretegitik jasotako behin-behineko egitura pazientearentzako baliagarria den egiaztatzen du. Onargarria baldin bada laboretegiari oniritzia eman eta behin betiko egitura fabrikatzea eskatuko du. Onargarria ez bada, kasu errazenean aho-barrunbearen egokitzapena beharrezkoa izan daiteke eta kasu larriago batean, egindako prozesua hasieratik berregitea.

2.2.3 PROZEDURA KONBENTZIONALAREN 3. FASEA: BEHIN BETIKO EGITURAREN FABRIKAZIOA

Behin-behineko egiturarentzako oniritzia jasotzerakoan, laboretegian pazientearen ahoan kokatuko den behin betiko egitura fabrikatzen da. Egitura hau laboretegitik hortz-klinikara bidali eta pazientearen aho-barrunbean kokatzen da.

Erreteaurazio lanak ezberdinak izan daitezke eta kasu askotan, azaldu diren pausu hauek beste pausu edo azpifasetan zatitzen dira. Erreteaurazioak mota ezberdinetakoak izan daitezke eta hortz-uztairen eremu ezberdinei eragin (koroak, zubiak, inplanteetan finkaturiko egiturak, besteak beste), hala ere, kasuistikak asko izanagatik, prozedura konbentzionala jarraituz azaldu diren pausu gehienak erreplikatu behar dira.

2.3 PROZEDURA KONBENTZIONALAREN ERAGOZPENAK

Prozedura konbentzionala hamarkada askotako erabilera eta eboluzioaren eraginez asko hobetu da eta zehaztasunari dagokionez emaitza oso interesgarriak lortzera heldu ere [9–13]. Inpresioak egiteko materialak asko garatu dira, gaur egun erabilienak diren polieterra eta polivinilosiloxanoa nagusitzera iritsi arte [14]. Materialekin bezala, prozeduretan ere eboluzioa egon da egonkortasun dimentsional eta doitasun maila altuak lortuz. Baina prozesu hauetan oraindik badaude errore iturri ezberdinak. Inpresio prozesuan zehar ematen diren tenperatura aldaketak, inpresioen artean igarotako denborak, isurketa prozesuak, igeltsuaren gainazal hezetasunak edo desinfekzio prozesuek hortz inpresioen zehaztasunean eragiten dute. Baita moldea gogortzeko erabiltzen diren produktuek eta laborategietan burutzen diren argizari isurketa, estalketa, galdaketa eta prentsatzeko operazioek [14]. Modeloak egiteko erabili den materialaren arabera ere, biltegiatze denborak eta klinikatan eman daitezkeen hezetasun baldintzak modu ezberdinean eragin dezakete egonkortasun dimentsionalean [15].

Guzti hauetatuz gain, prozedura konbentzionala jarraituz eginiko inpresioek beste errore iturri batzuk ere izan ditzakete. Inplanteen desplazamendua igeltsuzko modeloetan [16–18] edo inplante mailako inpresioen atzemate prozesuetan gerta daitezkeen zehaztasun galerak: inpresio materialaren edo urkilen aukeraketaren ondorioz [19, 20], inpresio prozesuen planteamendu ezegokiaren eraginez [18], inplanteek izan ditzaketen inklinazioak eragindakoak [21] edo inpresio elementuen berezko doikuntza arazoengatik [22]. Zenbait kasutan eremu kritikoetan hutsune eta burbuilak agertu daitezke eta igeltsuzko modeloek distortsioak, uzkurdurak edo handitzeak jasan ditzakete [13, 23–25].

Eta azkenik, pazienteari zuzenean eragiten dioten arazoak daude. Besteak beste, infekzioen transmisiorako arriskuak [13, 25], inpresioak atzemateko prozesuan gerta

daitezkeen pazienteen okadura erreflexuak eta inpresio materialek eragin ditzaketen erreakzio alergikoak [26].

Prozedura konbentzionalek aipaturiko errore iturri ugari eta ezberdin badituzte ere, hamarkada askoan zehar erabilitako teknika denez, eta denbora luze honetan izandako etengabeko hobekuntzaren ondorioz, zehaztasun handiko inpresioak egitea lortu da. Aurrerago ikusiko den bezala, zenbait kasutan, prozedura konbentzionala jarraituz inpresio digitalekin lortu ezin daiteken zehaztasuna lortzen da. Baina gaur egun, odontologian eskaner intraoralak errealitate dira eta esfortzuak batez ere gailu hauekin lortzen diren inpresio digitalen zehaztasuna hobetzera zuzenduak daude. Eskaner intraoralekin, aipatu diren inpresio konbentzionalek dituzten arazo ugari desagertzen dira eta odontologiako lan-fluxuan integratzeko beste arrazoi sendo batzuk ere ematen dituzte: pazienteen erosotasuna eta gogobetetze maila eta dentisten eta alorreko teknikarien produktibitatearen hobekuntza.

Eskaner intraoralekin batera, odontologiako lan-fluxua digitalizatzeko CAD/CAM teknologietan oinarrituriko baliabide ezberdinak agertu dira eta erritmo ezberdinean integratzen ari dira.

2.4 CAD/CAM BIDEZKO HORTZ-PROTESIEN DISEINU PROZEDURA

CAD/CAM izena ingeleseko “Computer Aided Design / Computer Aided Manufacturing”-etik dator (Ordenagailuz lagunduriko diseinua / Ordenagailuz lagunduriko fabrikazioa). Jatorria industriako ingeniartzan badu ere, gaur egun hainbat eta hainbat sektoretan erabiltzen da. Funtsean, CAD/CAM teknologia, ezagutza informatikoak diseinuan eta fabrikazioan aplikatzean datza eta hortik dator hain zuzen ere sigla hauen esanahia. Ordenagailuz eginiko diseinua zuzenean

2. TESTUINGURUA

zenbakizko kontroladun makina batetan fabrikatzea da helburua. Odontologian, industrian bezala, CAD/CAM sistemak hiru zutabe nagusi ditu [27]:

- Datuak biltzeko unitate edo eskanerrak. Unitate hau erabiliz haginak, errestaurazioak kokatu beharreko eremuak eta horiek inguratzen dituzten egiturak erregistratu eta formatu digitalera pasatzen dira.
- Lehenengo pausoa datuak biltzeko unitatean lorturiko inpresio digitalean oinarrituz, errestaurazioaren diseinua eta mekanizazioarako beharrezko diren parametroak finkatzeko softwarea.
- Errestaurazioen fabrikazioarako zenbakizko kontroladun fresatzeko makina eta gaur egun gero eta erabiliagoa diren fabrikazio gehigarriko makinak (3D inprimagailuak) [27].

Lehenengo bi zutabeek (datuak biltzeko unitateak eta softwareak) CAD zatia osatzen dute eta hirugarrenak (zenbakizko kontroladun fresatzeko makinak eta 3D inprimagailuak) CAM zatia.

Lehenago adierazi den bezala, odontologiaren alorrean 1971. urtean erabili zen lehenengo CAD/CAM sistema [7], baina erabilpen horren helburu bakarra esperimentalak izan zen, eta maila teorikoan oinarriturikoa. Beranduago, 1979an Heitlinger eta Rodder-ek, eta ondoren 1980an Mörmann eta Brandestini-k teknologia honekin aurrerapauso sendoagoak eman zituzten, eta 80ko hamarkada honetan hain zuzen ere, odontologiarako lehenengo CAD/CAM sistemak agertu ziren. Besteak beste, Minnesota, Duret eta CEREC sistemak. Azken bi hauek (CEREC1 eta Duret sistemak) izan ziren merkaturatutako CAD/CAM inpresioarako lehen eskaner intraoralak eta horiek merkaturatu eta 20 urtera 17.000 dentista baino gehiagok erabili zituzten 12 milioi errestaurazio egiteko [28]. Suedian 1993.ean, Nobel Biocare etxearen eskutik, Procera sistema agertu zen eta hau izan da ondorengo urteetan errestaurazioen mekanizazio prozesuetarako agertu diren sistementzako oinarri nagusia [29].

Gaur egun merkatuak eskaintzen dituen CAD/CAM sistemetan oinarrituriko baliabideak ugariak dira. Hortz-protisien eta hortz-errestaurazioen diseinurako modelo komertzial ezberdinak garatu dira, baina guztiak 3 osagai funtzionalez daude osatuta: 3D eskanerra edo digitalizatzeko sistema, 3D-an modelatzeko sistema eta fabrikazio sistema. CAD/CAM teknologia odontologia sektorean integraturik dago eta 1980tik gaur egun arte teknologia honen zehaztasun eta erosotasuna nabarmen hobetu diren arren [30], oraindik asko dago egiteko. Ohiko diren zenbait prozesutan teknologia honek badu zer esanik eta adibide esanguratsuena galdaketa bidez eginiko modeloen ordezkapenean egon daiteke. Hortzeriaren digitalizatzeko prozesurako mota ezberdinetako eskanerrak asmatu eta merkaturatu dira, eta hauek erabiliz hortz-protesiak zeharkako edo zuzeneko digitalizatzeko prozesuak jarraituz egin daitezke [31]. Zeharkako digitalizatzeko prozesuak konbentzionalki eginiko modeloen eskaneatzeak hasten dira [27] edo modeloa egin aurretik inpresioak hortz-laborategian eskaneatzeak (2-4 A irudia) [32]. Zuzeneko digitalizatzekoak berriz eskaner intraoralak erabiliz (2-4 B irudia).



2-4. irudia: A, laborategiko eskaner batean inpresio konbentzional baten digitalizatzea. B, eskaner intraoralarekin zuzeneko digitalizazioa

Zuzeneko digitalizatze prozesu eta eskaner intraoral hauen erabilerak modelo konbentzionalak desagertzea ekarri beharko luke, baina oraindik ere, hortz-protesiak egiteko, pazientearen hortzeriaren igeltsuzko modeloa egiten jarraitzen da.

CAD/CAM sistema hauen integrazioa maila ezberdinean eman daiteke eta hortz protesien eta hortz-errestaurazioen diseinu eta fabrikazioan prozedura konbentzionalaren eta guztiz birtuala edo digitala izango litzaken prozedura baten artean erdibideak ere badaude. CAD/CAM-ean oinarritutako prozeduren muturreko kasuak bi mailatan sailkatu daitezke: CAD/CAM-ean oinarrituriko software eta gailu guztiak hortz-laborategietan daudenean eta CAD/CAM-ean oinarrituriko software eta gailu hauek hortz-kliniketan bertan daudenean. Azken hauei hortz-klinikako edo “*chairside*” CAD/CAM sistemak deitzen zaie.

2.4.1 HORTZ-LABORATEGIKO CAD/CAM SISTEMAK

CAD/CAM-ean oinarrituriko gailu guztiak hortz-laborategian kokatutarik daude. Hau horrela izanik, CAD/CAM sistema hauek erabiltzean, beharrezkoa da hortz-klinikaren eta hortz-laborategiaren arteko lankidetzeta eta etengabeko harremana. Kasu askotan modelo, urkila edo behin-behineko errestiturazioak fisikoki hortz-laborategitik hortz-klinikara garraiatzen ibiltzea eskatzen du, eta zenbait kasutan, pazientearekin zenbait hitzordu adostea ere.

Hortz-laborategiko CAD/CAM sistemetan oinarrituriko prozeduretan beraz, hortz-protesi eta hortz-errestauraziotarako prozedura konbentzionaletan azaldu den lehen fasea errepikatzen da.

2.4.1.1 *Hortz-laborategietako CAD/CAM sistemetan oinarrituriko prozeduraren 1. fasea: erregistroak jasotzea*

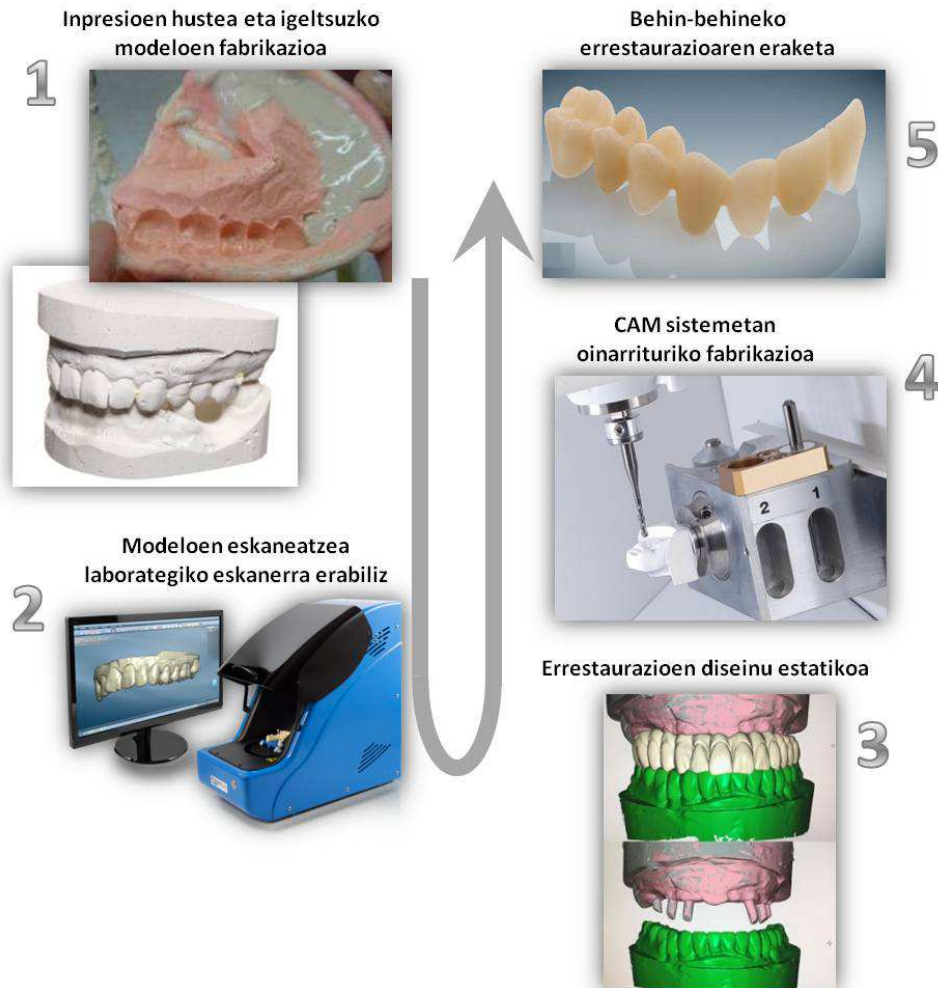
Hortz-laborategietako CAD/CAM sistemetan oinarrituriko prozeduraren 1. fase honetan ez dago prozedura konbentzionaletik ezberdinduko duen pausurik. Kliniketan

burutu beharreko erregistroen bilketa errepikatzen da. Hasierako fasean pazientearen diagnostikoa, tratamendu-plana eta aho-barrunbearen egokitzea hertz-klinikan egiten dira (2-3. irudia). Horretarako hertz-uztaien inpresioak, hozkaden erregistroak eta modeloaren transferentzia artikuladorera arku faziala erabiliz gauzatu behar dira.

2.4.1.2 *Hortz-laborategietako CAD/CAM sistematan oinarrituriko prozeduraren 2. fasea: Behin-behineko egituraren fabrikazioa eta egiaztatzea*

Bigarren fase honetan, prozedura konbentzionalarekiko lehen ezberdintasunak ematen dira. Hortz-laborategian igeltsuzko modeloak mahai gaineko eskaner bat erabiliz digitalizatu eta CAD softwareak erabiliz errestituzioak diseinatu dira. Ondoren, diseinaturiko errestituzioak CAM sistematan oinarrituriko makinetan fabrikatu dira. Lehenago azaldu den bezala, ez dago azpi-prozesu guzti hauek batera digitalizatu beharrik eta diseinua digitalki egiteak ez du eragozten fabrikazioa modu konbentzionalan egitea. Hortz-laborategian lehen modeloak eta behin-behineko egitura fabrikatu dira, eta dentista nahiz pazientearen oniritziarako klinikara bidali. Modu grafikoan ondorengo irudian ikus daiteke (2-5. irudia).

2. TESTUINGURUA

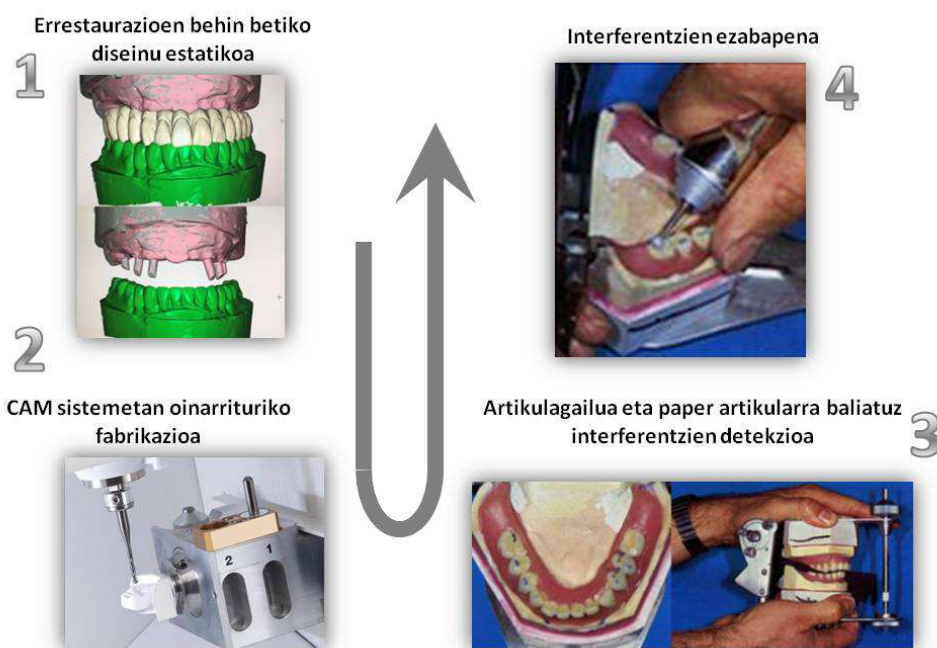


2-5. irudia: Behin-behineko egituraren fabrikazioa laborategiko CAD/CAM sistemak erabiliz

Modu konbentzionaletan azaldu den bezala, behin-behineko errestaurazioa hertz-klinikara bidaltzen da eta bertan, dentistak pazientearen ahoan frogatu eta onargarria den ala ez egiaztatzen du. Onargarria baldin bada laborategiari oniritzia eman eta behin betiko egitura fabrikatzea eskatuko du. Onargarria ez bada, kasu errazenean aho-barrunbearen egokitzapena beharrezkoa izan daiteke eta kasu larriago batean, egindako prozesua berregitea.

2.4.1.3 Hortz-laboretegiako CAD/CAM sistemetan oinarrituriko prozeduraren 3. fasea: Behin betiko egituraren fabrikazioa

Behin-behineko egiturarentzako oniritzia jasotzerakoan, laborategian pazientearen ahoan kokatuko den behin betiko egitura fabrikatzen da (2-6. irudia).



2-6. irudia: Behin-behineko egituraren fabrikazioa laborategiko CAD/CAM sistemak erabiliz

Errestaurazio lana pazientearen ahoan kokatzearekin bukatzen da. Prozedura konbentzionala azaltzerakoan aipatu den bezala, prozedura honetan azaldutako pausuak orokorrak dira eta egin beharreko errestaurazioaren eta lan horretan parte hartzen duten dentista edo laborategiko teknikarien arabera ezberdintasunak eman daitezke. Era berean, azaldutako prozedura honetan deskribaturiko pausuetan hauteman daitekeenez, hortz-laboretegiako CAD/CAM sistemen bidezko hortz-protesi edota hortz-errestaurazioen diseinu prozeduran jarraitu beharreko urratsak, prozedura konbentzionaletan jarraitu beharrekoen antzerakoak dira, bien arteko

desberdintasun nabarmenena CAD/CAM sistemen bidezkoan diseinu eta fabrikazioaren zati bat automatizatua izatean aurkitzen delarik.

2.4.2 HORTZ-KLINIKAKO CAD/CAM SISTEMAK

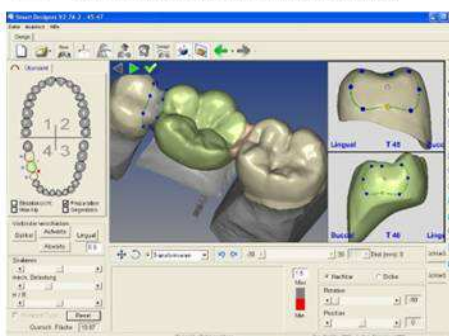
Hortz-klinikako CAD/CAM sistemen bereizgarri nagusia, hortz-errestaurazioak egiteko beharrezkoak diren baliabide guztiak hortz-klinikan bertan daudela da. Eskaner intraoralak, errestauratu beharreko hortzeriaren inpresioa edo erreplika egiteko, errestaurazioa diseinatzeko softwarea eta diseinaturiko errestaurazio hauek fabrikatzeko makinak, orokorrean fresatzeko makinak. Sistema integratu honen aitzindaria, Moörmann doktorearen eskutik garatutako CEREC sistema da (Sirona Dental Systems). Hortz-klinikako CAD/CAM sistema hauekin emaitza onak denbora laburragoan lortzen badira ere [33], momentuz egin daitezkeen errestaurazio lanak prozedura konbentzionalarekin edo laborategiko CAD/CAM sistemetan oinarrituriko prozedurekin egin daitezkeenak baino mugatuagoak dira.

Hortz-klinikako CAD/CAM sistemetan oinarrituriko prozedura, prozedura konbentzionallean eta laborategiko CAD/CAM sistemetan oinarritutakoetan bezala dentistak egiten duen diagnostiko eta tratamendu planarekin hasten da. Hau da, hortz-uztaien inpresioak eginez, hozkaden erregistroak jasoaz eta modeloen transferentzia artikuladorera eramanez (honetarako arku faziala erabiltzen da). 2-7. irudian ikus daiteken prozedura jarraituz burutzen da errestaurazio lan osoa.

1 Inpresio digitala eskaner
intraorala erabiliz



2 CAD sistemak erabiliz
errestaurazioaren diseinua



3 CAM sistemak erabiliz
errestaurazioaren fabrikazioa



4 Errestaurazioa ahoan
kokatzea

2-7. irudia: Hortz-klinikako CAD/CAM sistemetan oinarrituriko prozedura

2.5 HORTZ-PROTESIEN DISEINU PROZEDURA BIRTUALA

Hortz-protesien diseinu prozedura birtualarekin, aurreko ataletan azaldutako hortz-errestaurazioetatik haratago joatea bilatzen da, errestaurazio lanetan eragina duten beste parametro batzuk ere modu konbentzionalan egitetik modu digitalean egitera pasatuz. Errestaurazio lanetan, bereziki hortz-uztaiaren atal handiago edo osoari eragiten diotenean, hortzeriaren erreplika zehatz bat egiteaz gain beste input batzuk ere beharrezkoak dira: masailaren posizioa garezurrarekiko, masailaren mugimenduen

2. TESTUINGURUA

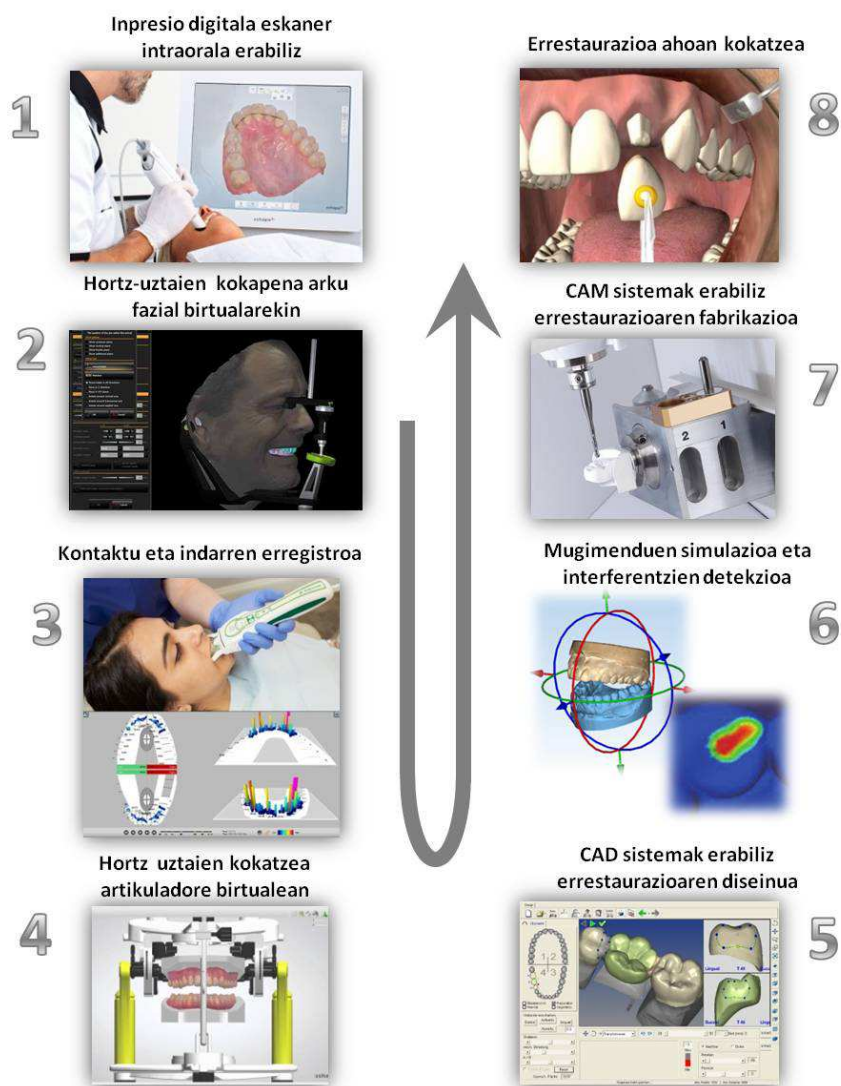
erreplika, goiko eta beheko hortz-uztaien arteko kontaktuak eta indarrak eta egin nahi den errestituzioaren kolore aukeraketa egokia.

Prozedura birtual honek, tesi honetan aztertzen diren gaiez haratago jotzea eskatzen du. Odontologiako lan-fluxuaren digitalizatzeko maila handiagoa den prozedura birtual honetan, errestituzioak egiteko hiru zutabe nagusi ezberdintzen dira:

- Pazientearen hortz-uztaien inpresio digitala lortzeaz gain, inpresio hau birtualki espazioan garezurrarekiko dagokion posizio erlatiboan kokatu behar da. Posizioaz gain, masailaren berezko mugimenduak erreproduzitzea ere bilatzen da giza hortzeriaren erreplika oso bat lortuz bai itxurari eta bai mugimenduari dagokionean. Erreplika hau egiteko, alderantzizko ingeniartzako erremintak integratu dira inpresio digitalez gain arku fazial eta artikuladore birtualak garatuz. Honela, mugimenduak birproduzitu, hortz-uztaien kontaktuak digitalki erregistratu eta kolore erregistroak digitalki jasotzen dituzten gailuak asmatu dira.
- Ordenagailuz lagundutako diseinurako (CAD) inguruneak garatzen dituen zutabea. Lerro honetan, maketazio digitalerako aplikazioak erabiliz eta interfaze grafiko baten bidez modu interaktiboan, hortz-errestituzio edo hortz-protesiaren diseinua egiten da. Baina orain arte aipatu izan den diseinu estatikoaz gain, mugimenduak ere kontutan hartuko dira interferentzien detekzioarako eta beharrezko den kasuetan birdiseinatzeak atzemandako interferentziak ezabatzeke.
- Egindako diseinua ordenagailuz lagunduriko fabrikazioarako (CAM) sistemek eskatzen duten kodigora itzuli zenbakizko kontrol-dun makinetan fabrikatzeko lantzen duen lerroa.

Prozedura birtual honetan errestituzio lanaren ikuspegia zabalagoa da eta errestituzio lan sakonagoak (hortz-uztaien eremu zabalagoa inplikatzeko dutenak) behar direnean hortz-protesia egiteaz haratago hortz-uztaien dinamika, zinematika eta estetika

kontutan hartzen dira. Prozedura hau 2-8. irudian azaltzen da. Prozedura birtuala, prozedura konbentzionalean, laborategiko CAD/CAM sistemetan oinarritutakoetan eta hortz-klinikakako CAD/CAM sistemetan oinarritutakoetan bezala, dentistak egiten duen diagnostiko eta tratamendu planarekin hasten da.

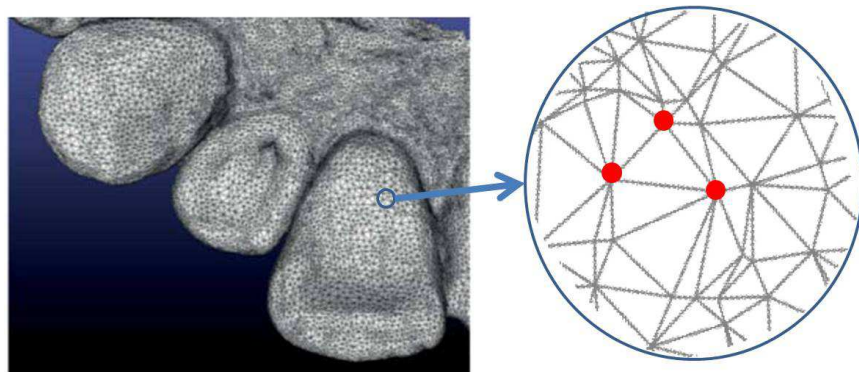


2-8. irudia: Hortz-protesiaren diseinu prozedura birtuala

2.6 GAIAREN EGOERA

2.6.1 ESKANER INTRAORALAK

Eskaner intraoralak gizakion aho-barrunbearen erreplika digitala eskuratzeko diseinaturiko gailuak dira. Eskaner intraoralen lehen bertsoak 80ko hamarkadan merkaturatu ziren Wener Mörmann doktore Suitzarraren eta Marco Brandestini ingeniari elektriko Italiarraren eskutik. Lehen modelo hauek, CEREC sisteman integratzeko garatu ziren eta ordutik hona, enpresa ezberdinek eskaner intraoral ezberdinak garatu dituzte [34]. Oinarrian, eskaner intraoral hauekin modu konbentzionaletan egiten diren inpresioak ordezkatu nahi dira. Lehenago azaldu den bezala, badaude igeltsuzko modeloak digitalizatzeko laborategiko eskanerrak, baina funtsean eskaner intraoralekin igeltsuzko modelo hauek egitearen prozesua bera gainditu nahi da. Horretarako gizakion aho-barrunbea osatzen duten hortzeria eta berau inguratzen duten ehunen gainazalen geometria erregistratzen da, azalera hauek osatzen dituzten puntu-hodeiak identifikatuz eta espazioan kokatuz [8]. Gaur egun hedatuen dagoen formatu digitala STL irekia da (Standard Tessellation Language). Formatu hau industri alorreko hainbat esparrutan erabilia da eta eskanerraren bidez jasotako puntu-hodeiko puntuak hironaka batuz elkarren ondoan dauden triangelu sarea sortzean datza (triangulazioa) (2-9. irudia).

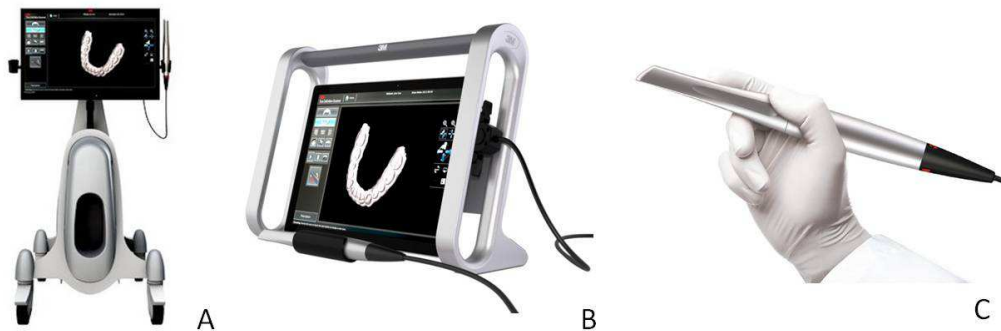


2-9. irudia: STL fitxategiaren egite prozesua. Puntu-hodeitik triangelu sarera [35]

Hala ere, eskaner intraoralen garapenarekin batera beste fitxategi formatu batzuk ere hedatu dira. Besteak beste PLY (Poligon File Format) fitxategiak. Fitxategi hauei esker hortzen eta hauek inguratzen dituzten ehunen kolorea, gardentasuna eta testura datuak erregistratu daitezke [35].

Edonola ere, eskanerrak eta berauek jasandako garapenak ezberdinak izan arren, guztiak hiru osagai nagusitan oinarritzen dira (2-10. irudia).

- Sarrerako datuak jasotzeko lan estazio bat.
- Aginduak sartu, aho-barrunbearen inpresio birtuala berrikusteko eta digitalizatzea onesteko monitorea.
- Hagaxka formako eskuko kamera bat, pazientearen aho-barrunbearen digitalizatzerako beharrezko 3D datuak jasotzeko.



2-10. irudia: Eskaner intraoretan oinarritzko hiru osagaiak. A, sarrerako datuak jasotzeko lan estazioa. B, monitorea. C, hagaxka formako eskuko kamera

Mota honetako eskanerrak gainazal baten puntu-hodeia sortzeko, hau da, digitalizatu nahi den gainazaleko puntu bakoitzaren erreferentzi sistema kartesiar finko batekiko x, y, z koordinatuak teknologia ezberdinak erabiliz lor ditzakete. 3D datu hauek erregistratzeko, hagaxkatik argi energia bat edo laser izpia proiektatzen dute digitalizatu beharrek gainazal horren gainean eta honen islapena hagaxkan bertan kokaturiko kamera edo sentsore baten bidez jasotzen dute. Datu hauek, erabilitako

2. TESTUINGURUA

teknologia edozein delarik ere, irudi edo bideo moduan gordetzen dira ondoren eskanerraren softwareak prozesatu eta sarea edo aho-barrunbearen inpresio digitala sortu dezan.

Eskaner batzuk bideoan jasotzen dute aho barrunbea eta beste batzuk best-fit bidez loturiko irudien bitartez. Ez dituzte gizakiontzako kaltegarriak izan daitezkeen teknologiak erabiltzen, hau da, ez X izpitan oinarriturik ezta sorta konikoko tomografia konputarizatua (ingelesezko *cone beam computed tomography* edo CBCT teknologia).

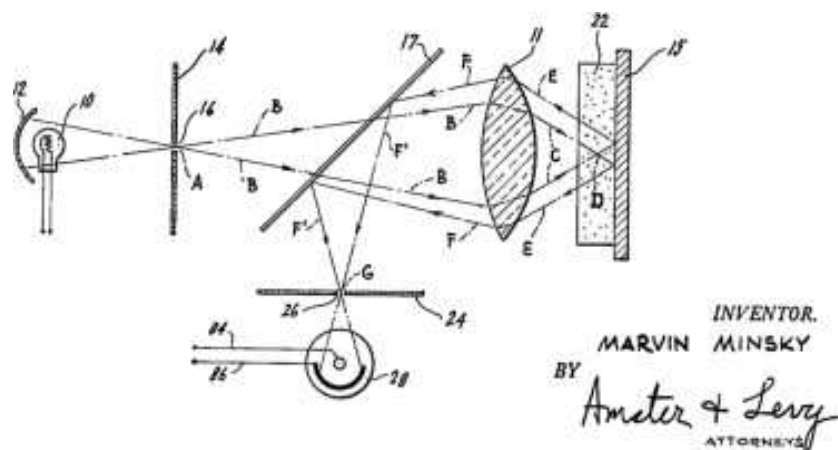
2.6.2 ESKANER INTRAORALEN TEKNOLOGIA

Erabiltzen diren teknologia ezberdinek eragina dute eskanerraren neurketarako abiaduran, bereizmenean eta lortuko diren emaitzen zehaztasunean [36]. Gaur egun erabilienak diren eskaner intraoralak, ondoren azaltzen diren lau teknologiak erabiltzen dituzte edo hauen aldaerak eta konbinazioak.

2.6.2.1 *Irudi fokukide paraleloaren teknika (Parallel confocal imaging technique)*

Laser-ekortzeko mikroskopia fokukidean (Confocal laser scanner microscopy) oinarrituriko teknologia da. Teknologia honen oinarriak 1961ean Marvin Minsky-k asmatu eta patentatu zituen arren, beste 30 urte igaro behar izan ziren teknika hau garatu eta estandarizatu ahal izateko. Erabilera normalizatu hau 1980ko hamarkadaren amaieran eman zen [37]. Teknologia honekin, laserra erabiliz sakonera ezberdinetan dauden puntuen irudiak jasotzen dira banaka-banaka eta ordenagailu bidez 3D irudi bat eraikitzen da. Ezberdintasun nagusia, puntuak planoka jasotzen direla da eta ez argia sartzeko gai den edozein gainazaleko punturena. Sistemak sensore bat du enfokatu gabe dagoen argia desbideratzen duena eta argi hau da hain zuzen ere eskaneatze planoetatik kanpo dagoena. Planoen arteko distantzia ezaguna da eta bakoitzean jasotako puntuak prozesatuz eskaneatu nahi den laginaren 3D irudia eraikitzen da. Eskaneatze abiadura, eskaneatze kalitatea eta prozesuan sortutako

zaratarekin zuzenki erlazionatuta dago, zenbat eta azkarragoa izan, zarata gehiago sortuz eta erresoluzio eta kontraste okerragoak lortuz [38].



2-11. irudia: Mikroskopia fokukidearen oinarria [39]

2.6.2.2 Triangulazio teknika

Irudi fokukide paraleloaren teknikarekin gertatzen den bezala honekin ere kontaktu gabe 3D objektuak digitalizatzen dira. Baina ezberdintasuna puntuak hartzeko erabiltzen dituen gainazalean dago. Kasu honetan, argia heltzen den eremuetarainoko azalera eskaneatzen dira eta ez plano jakin batzuetan daudenak bakarrik. Jasotzen den erreflexuaren arabera, sensore batek distantziak eta posizioak kalkulatu ditu. Teknika hau erabiltzerakoan eskanerraren izaeraren arabera, triangulazioa aktiboa edo pasiboa izan daiteke: triangulazio aktiboaren kasuan, eskaneatu nahi den gorputzera argi iturri bat proiektatzen da eta honen erreflexua jaso, laginaren puntu bakoitzaren posizioak kalkulatu. Triangulazio pasiboan ordea eskanerrak ez du inongo argirik emititzen eta sistema, piezaren eta ingurunearen erradiazioa jaso eta irakurtzean oinarritzen da.

Triangulazio pasiboari fotogrametria algoritmoak erabiltzen dituen estereobisio pasiboa ere deitzen zaio. Eskaneatu nahi den laginaren irudiak posizio eta angulazio

2. TESTUINGURUA

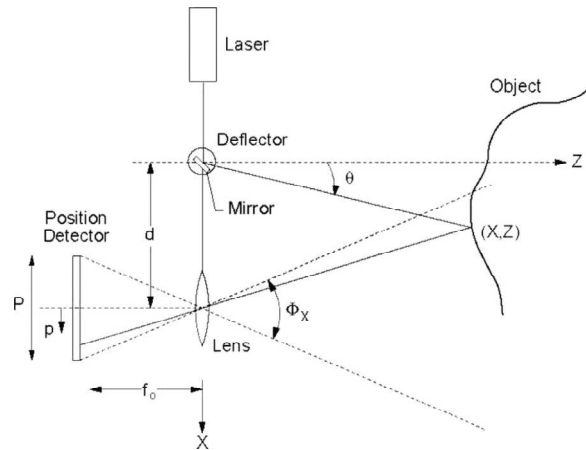
ezaguna duten bi kamerarekin jasotzen dira eta bi irudi estereo horiek prozesatzen dira, bakoitzean dauden puntuen arteko korrespondentzia bilatuz. Korrespondentzia hau kontraste handiko eremuetan edota ertzetan errez lortzen da baina erreferentzi gabeko gainazaletan zailagoa izan daiteke kasu batzuetan eskaneatzea ezinezkoa bihurtuz. 3 kamera ere erabili daitezke, 3 irudi estereo jasoaz eta zehaztasun emaitza hobeak lortuz [40].



2-12. irudia: Stereo kamera eta irudiak [37]

Teknika honen abantailetakoa bat bere sinpletasuna eta ondorioz kostu baxua da. Gizakion ikusmenaren printzipioarekin parekatzen da baina inguruko argiak eragin negatiboa duenez eskaneatze prozesuan argi iturria kontrolatua izatea komeni da. Triangulazio pasiboarekin, mota honetako bisio sistemekin lor daiteken zehaztasun maila handienak lortzen dira.

Triangulazio aktiboan laser batek sorturiko argi-sorta ispilu batean desbideratu eta lagina eskaneatzen da. Argi-sorta honek laginean errebotatu eta lente bat eta posizio foto-detektagailu batez konposatutako kamera batek jasotzen du. Kamera honek puntu bakoitzaren posizioa kalkulatu du. 2-14. irudian 2D-tan triangulazio aktiboaren funtzionamendu eskema azaltzen da.



2-13. irudia: 2D triangulazio aktibo metodoa [40]

Teknika honi triangulazio deitzen zaio laser izpiak laginean sortzen duen puntuak, kamerak eta laser izpiaren emisoreak triangelu bat osatzen dutelako. Triangeluaren aldeetako bat den emisorearen eta kameraren arteko “d” distantzia ezaguna da, laser emisoreak osatzen duen θ angelua ere eta Φ angelua kalkulatu egin daiteke. Hiru datu hauekin triangeluaren forma eta neurria zehazten dira eta laser puntuaren x, y eta z koordinatuak lortu.

2.6.2.3 *Koherentziazko tomografia optikoa (Optical Coherent Tomography)*

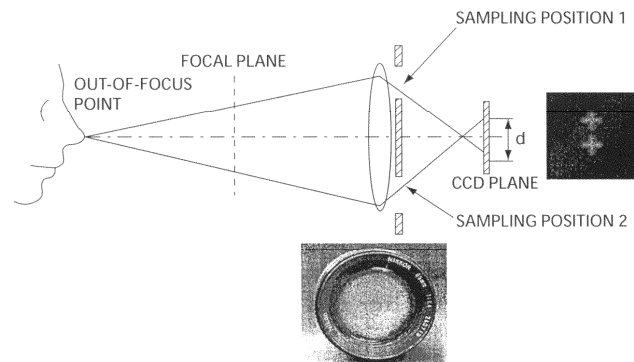
Koherentziazko tomografia optikoa, irudi interferometrikoak erabiliz irudiak sortzean datzan teknika da. Irudiak, emitituko den argi-sortaren uhin-luzeraren arabera, laginaren zeharkako ebakiduretatik eskuratzen dira [41]. Laginaren barruko ebakidura bat aztertu nahi denean penetrazioa onartzen duen maila espektralarekin lan egingo da, hau da, argi infragorriekin edo gertuko uhin-luzera duten argiekin. Laginaren gainazalean milimetro hamarren batzuk besterik aztertuko ez direnean, argi urdin eta ultramoreak erabiliko dira. Interferometriaren oinarria, bi argi-sortaren uhin-luzeren arteko interferentzia detektatzean datza: fasean datorren argi-sorta baten uhin-luzera egoera egonkorrean dagoen argi-sortaren uhin-luzerarekin konparatzen da eta interferentzi honek intentsitate bat ematen du. Detektagailu batek ezin du fasean

2. TESTUINGURUA

datorren uhina zuzenean detektatu, baina bai bi uhinen arteko interferentzia [42]. Koherentziazko tomografia optikoaren ekuazio eta printzipioen arabera, interferentziaren seinalea laginetik isladaturiko potentziaren erro-karratuari zuzenki proportzionala da eta emisioaren banda-zabalera zenbat eta handiagoa izan erresoluzio eta kontraste hobetoak lortuko dira [41].

2.6.2.4 *Uhin fronte aktiboaren laginketa (Active wavefront sampling)*

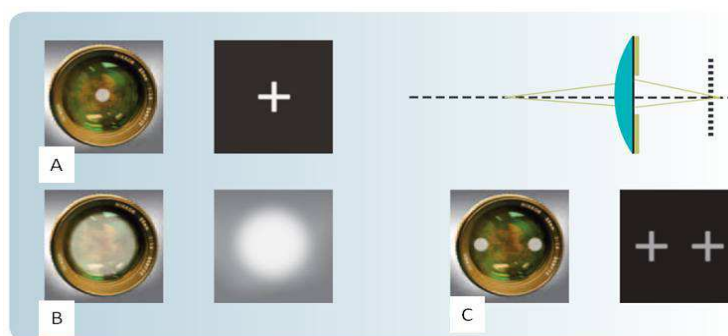
Uhin-fronte aktiboaren laginketa kamera bakar bat eta AWS (Active Wavefront Sampling) modulua bakarrik erabiliz gainazalak 3D irudietan bihurtzeko teknika da. AWS modulua bere forma sinpleenean irekidura bat duen lente batez eta irudiak jasotzeko plano batez osaturiko multzoa da. Lenteak ardatz baten inguruan biratzen du, baina irekidura ardatzetik kanpo kokatuta dago. Argia irekidura honetatik pasatu eta irudi planoan proiektatzen da, biraketaren ondorioz uneoro posizioa aldatuz. Honek, puntu bera posizio ezberdinetan dauden kamerek jasoko luketen irudiarekin parekatzen du. Distantzia kalkulatzeko proiektatu den irudiaren erradioa neurtzen da.



2-14. irudia: AWS teknikaren oinarritzko eskema [43]

Lan hau idazterako unean teknologia hau 3M etxeko gailuek besterik ez dute erabiltzen eta “3D-in-motion” teknologia bezala deskribatzen dute. 3M-k uhin-fronte aktiboaren laginketa teknologia argazki kameraren funtzionamenduarekin parekatzen

du. Sakontasuna edo laginaren azalerarainoko distantzia irudiaren desfokuratzea neurtuz kalkulatzen da. Argazki kamera klasiko batean objektu bat fokuratuta ikusten da kameraren fokuratze-eremuan dagenean. Irekidura neurria aldatuz fokuratze-eremua aldatu egiten da: irekidura txiki batekin fokuratze-eremu handiagoa izaten da eta irekidura handi batekin foku-planoan dauden irudiak enfokatuta ikusten dira besteak desfokuratuta ikusten direlarik. 2-15 A irudian irekidura txikiarekin irudia garbi ikusten dela erakusten da eta 2-15 B irudian berriz, irekidura handiarekin irudia desfokuratuta. Diferentzi honek, irekidura eta desfokuratzea neurtuz, foku-planoa eta objektuaren arteko distantziaren informazioa ematen du. 2-15 C irudian ikusten den bezala irekidura bat erabili beharrean bi erabiltzen direnean, objektuko puntu bakarra birtualki bi balira bezala ikusten da elementuaren sakoneraren balioa kodetuz. Irudien arteko ezberdintasunak ematen dio sistemari 3D irudia eraikitzeko behar duen “z” koordinatua [44].



2-15. irudia: Uhin-fronte aktiboaren laginketa teknologiaren azalpena (LAVA COS)

2.6.3 ESKANER INTRAORALEN ERABILERAREN ABANTAILA ETA DESABANTAILAK

Eskaner intraoralak konbentzionalki egiten diren inpresioak ordezkatzeko asmatu diren gailuak dira. Teknologia honen helburua dagoena hobetzea baldin bada ere, abantailak eta desabantailak dituzte. Jarraian abantaila eta desabantaila esanguratsuenak aipatzen dira.

2.6.3.1 *Pazientearen deserosotasunaren murrizketa*

Hortz-uztaiaren atzematea eta ondorioz bere 3D irudia zuzenean egin ahal izatea, urkilak eta silikonak erabili gabe frogatuta dagoen abantailako bat da [14, 45–48]. Inpresio konbentzionalak atzemateko prozesuetan, aho barrunbean kokatu beharreko silikona edo alginatoz beteriko urkilak (izan estandarrak edo pertsonalizatuak) deserosotasunak eta zailtasunak eragiten dituzte [14, 46–51]. Horrez gain, urkilak aho barrunbean sartzerakoan zenbait pazientek eta bereziki umeek okada erreflexuak izaten dituzte eta ezin izaten da prozedura konbentzionala jarraituz inpresiorik atzeman [49–53]. Paziente hauek dituzten arazoak direla eta, inpresio konbentzionalerako behar diren materialak argiagatik ordezkatzek inpresioak atzemateko prozedura ahalbidetzeaz gain beraien gogobetetze maila hobetzen du [24, 49–51]. Hala ere, okada erreflexuen arazo hau izan edo ez, orokorrean inpresio digitalarekin pazienteen gogobetetze maila handiagoa da inpresio konbentzionalarekin alderatuz [54–60].

2.6.3.2 *Prozesuetan denbora murrizketak*

Ikerlan ugari frogatu dute, inpresio digitalen atzemate prozesuetan modu konbentzionalarekin alderatuz denborak murriztu egiten direla eta ondorioz kostuak [56, 57, 59–67]. Azken urteetan garatu diren eskaner intraoraletan egin diren hobekuntzei esker, hortz-uztai osoaren atzemate denborak asko murriztu dira eta gaur egun, 3 minutu baino gutxiagoan egitea posiblea da. Prozedura konbentzionala jarraituz, atzemate denbora ez da askoz luzeagoa (3 eta 5 minutu artekoa) [45] baina ezberdintasuna prozedura hau jarraituz atzematearen beraren aurretik eta ondoren egin beharreko beste prozesuetan dago [57, 61, 63, 68]. Izan ere, inpresio digitalekin ez da isurketa prozesurik gauzatu eta igeltsuzko modelorik egin behar eta atzemandako inpresioak mezulari bidez beharrean digitalki momentuan bidali daitezke hortz-laboregira. Honek urtean zehar denbora eta diru murrizketa garrantzitsuak eragiten ditu [47, 56, 57, 59–67, 69, 70]. Honez gain, klinikan bertan

diseinurako eta fabrikaziorako ekipamenduak dituztenek inpresio digitalak zuzenean inportatu ditzakete diseinurako CAD programetara, errestaurazioak diseinatu, fitxategiak CAM programetara esportatu eta fresatzeko makinetan mekanizatu edo 3D inprimagailuetan inprimatu, merkatuak eskaintzen dituen material ezberdinetan [47, 55, 57, 60, 61, 63, 64, 66].

2.6.3.3 *Inpresioa egin behar duenarentzat prozeduren sinplifikatzea*

Eskaner intraoralaren erabilerak praktika klinikoan ere abantaila garrantzitsuak eskaintzen ditu. Gailu hau erabiltzeko ikaste prozesua gainditzen denean, inpresio digital konplexuak atzemateko prozesuan asko laguntzen du. Hala ere, zenbait kasutan, inplante asko daudenean edo hortz-uztaian zehar zuloak agertzen direnean atzemandako inpresioek ez dituzte klinikoaren beharrak asetzen eta inpresioak errepikatu behar izaten dira [52, 61, 63–68, 71–75]. Errepikatze hau konbentzionalki jarraitutako prozeduran berriz ere urkilak prestatuz eta inpresio berriak eginez burutzen da. Digitalki denean berriz, inpresio digitaleko zati batzuk erantsi egin daitezke eta zati berriak atzeman eta 3D irudi berari gehitu ahal zaizkio [76].

Honez gain, klinikoarentzat igeltsuzko modeloak ez egin beharrak ere erraztasunak dakartza eta prozedura konbentzionaletan beharrezkoak diren material kontsumigarriak ekiditea. Honek, aurretik aipatu den denbora murrizketan ere aldeko eragina du.

2.6.3.4 *Komunikazio fluxuetan hobekuntza*

Eskaner intraoralak erabiliz, dentistaren eta teknikariaren arteko komunikazioa momentuan egin daiteke. Inpresio digitala atzeman eta segituan bere baliagarritasuna aztertu daiteke bai hortz-laborategiko teknikaren ikuspegitik baita klinikoarenetik ere. Horrela bigarren inpresio bat beharko balitz, ez da beharrezkoa pazientearekin beste hitzordu bat adostea [47, 52, 61, 67, 68, 71–75]. Honela klinikoaren eta hortz-klinikako teknikariaren arteko harremanak erraztu egiten dira [45].

2. TESTUINGURUA

Era berean, inpresio digitalak erreminta indartsua dira pazientearen eta klinikoaren arteko harremanak sendotzeko ere eta jarraitu behar duten tratamendua hobeto azaldu eta ulertzeko. Horrez gain teknologia berrien erabilera orokorrean ondo ikusten da pazienteen artean, marketin erreminta garrantzitsu batean bihurtuz [47, 52, 61, 71–75].

2.6.3.5 *Eskanerraren erabileraren ikasketa kurba*

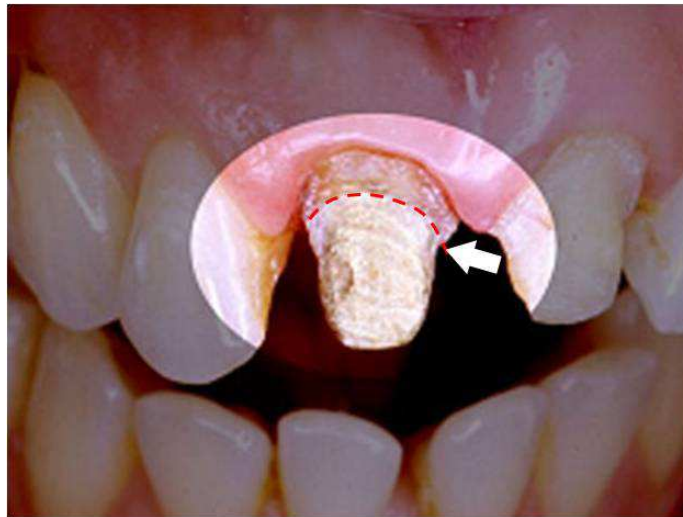
Inpresioak prozedura konbentzionalak jarraituz egitetik eskaner intraoralekin egitera pasatzeko, oso kontuan hartu behar den ikaskuntza kurba bat gainditu beharra dago. Ikaskuntza kurba hau ezberdina da teknologia berriekin jardutera ohituago dauden kliniko gazteagoen eta ez hain ohituak dauden kliniko nagusiagoen artean [74–79]. Hala ere, oraindik asko aztertu ez den gaia izan arren, eskaner intraoralen azken bertsioetako batzuk, eskaneatze prozesua burutzen ari den bitartean, eskaneatze protokoloak pantailan erakusten dituzte honela ikasketa prozesuan lagunduz eta atzemandako inpresioen zehaztasunean eraginez [45].

2.6.3.6 *Sakonera handian kokaturiko mugak atzemateko zailtasunak*

Eskaner intraoralekin atzemate prozesuan aurkitzen den zailtasun handienetako bat, aurretik prestaturiko hortzetan lerro marjinal sakonak aurkitzean dago. Sakonera handian dauden lerro hauetan gainera, odolaren eraginak oraindik eta gehiago zailtzen du eskaneatze prozesua [47, 52, 53, 69, 71, 74–77].

Horrez gain, zenbait kasutan dentistak protesiaren mugak maila azpi-gingibalean jarri behar ditu eta kasu hauetan eskanerren argia ezin da iritsi muga hauek definitzera (2-16. irudia). Prozedura konbentzionaletan erabiltzen diren materialek ez bezala, argiak ezin ditu hortzoiak desplazatu eta ikusten ez dituen muga hauek ezin ditu atzeman. Berdin gerta daiteke hemorragiak dauden kasuetan: odolak muga hauek estali ditzake eta eskanerrari muga hauek atzematea eragotzi [52, 71, 74–77]. Arazo

hautzako soluzioak badaude baina berauei aurre egiteko hoberenak klinikoaren esku ez dauden ahoko higiene egokia eta ehun bigun osasuntsuak izatea dira [78, 79].



2-16. irudia: Maila azpi-gingibaleko muga protesikoa

2.6.3.7 *Erosketa eta kostuen kudeaketa*

Merkatuan dauden eskaner intraoral gehienak 15.000 eta 35.000 euro bitartean aurkitu daitezke [45]. Baina gailuaren erosketa prezioaz gain kontutan izan behar dira erabilera egokirako beharrezkoak izango diren beste gain-kostuak, besteak beste softwarearen eguneratze kostuak, lizentziak edo sistema itxietan oinarritutako eskanerren kasuan, atzemandako inpresio digitalak kudeatzeko beharko liratekeen beste baliabideak.

2.6.4 **ESKANER INTRAORALEN APLIKAZIO KLINIKOAK**

Eskaner intraoralen erabilera odontologiako espezialitate ezberdinetan zabaltzen ari da. Aplikazio ezberdinetarako bada ere, hiru espezialitatetan ari da integratzen batez ere: prostodontzian, kirurgian eta ortodontzian [45].

2. TESTUINGURUA

Prostodontzian, protesi batetarako prestatu diren berezko hortzen inpresioak atzeman eta ondoren finkatu beharko liratekeen errestiturazioak diseinatu eta fabrikatzeko (erretxinazko inlay/onlay errestiturazioak, mota eta material ezberdinetako koroak edo neurri ezberdinetako zubiak) edo errestiturazio bat finkatzeko jarritako inplanteak atzeman eta ondoren jarri beharreko errestiturazioak diseinatu eta fabrikatzeko (mota eta material ezberdinetako egitura edo hortzeriak).

Prestaturiko hortzen gainean jarri beharreko errestiturazio lanei dagokienez, protesiak hortz bakar baten eremuari eragiten diotenean (koroa baten kasua adibidez) inpresio digitaletatik abiatuz eginiko errestiturazioek eta inpresio konbentzionaletatik eginikoek antzerako emaitzak ematen dituzte. Prozedura bat edo beste erabiliz lorturiko tarte marjinalak antzerakoak dira edo inpresio digitaletan lorturikoak hobeak [80–92].

Errestituratu beharreko hortz-uztaiaren eremuak 3-5 hortzek betetzen duten tarteraino handitzen direnean ere, emaitza egokiak lortu dira eta erabilitako eskaner intraoralaren arabera emaitza ezberdinak lortu diren arren, orokorrean inpresio digitaletan konbentzionalak ordezkatu ditzaketela baieztatu daiteke [93–99]. Baina errestiturazio lanei hortz-uztai osoari eragiten diotenean, inpresio digitaletan ez dute behar besteko zehaztasunik erakutsi eta oraindik inpresio konbentzionaletatik eginiko errestiturazioek emaitza egokiagoak ematen dituztela azaltzen da argitaraturiko zenbait ikerlanetan [14, 48, 100–102]

Inplanteetan kokatu beharreko errestiturazioentzako prozedura motari dagokionean, prestaturiko hagineta kokatu beharrekoentzako lortu diren emaitzak errepikatu dira. Errestiturazio hauek gehienez lau edo bost hortzek betetzen duten eremuari eragiten diotenean, inpresio digitalak konbentzionalak bezain zehatzak edo zehatzagoak dira. Baina, lau edo bost hortzen tartetik hasi eta hortz-uztai osoari eragiten dieten errestiturazioen kasuetarako, prozedura konbentzionala jarraituz lorturiko inpresioak, digitalak baino zehatzagoak dira [102–104].

Protesi erausgarri partzial edo osoei dagokienez, gutxiago ikertu eta argitaratu da neurketak egiteko erreferentziak aurkitzeko eta ehun bigunen dinamikak erregistratzeko zailtasunak daudela argudiatuz [45]. Bestalde, eskaner intraoralak irribarrearen diseinurako erabili daitezkeela frogatu da [105], baita nukleo eta zutabeen fabrikaziorako (2-17. irudia) [106] eta kasu konplexuetako obturadoreen fabrikaziotarako (2-18. irudia) [26, 107].



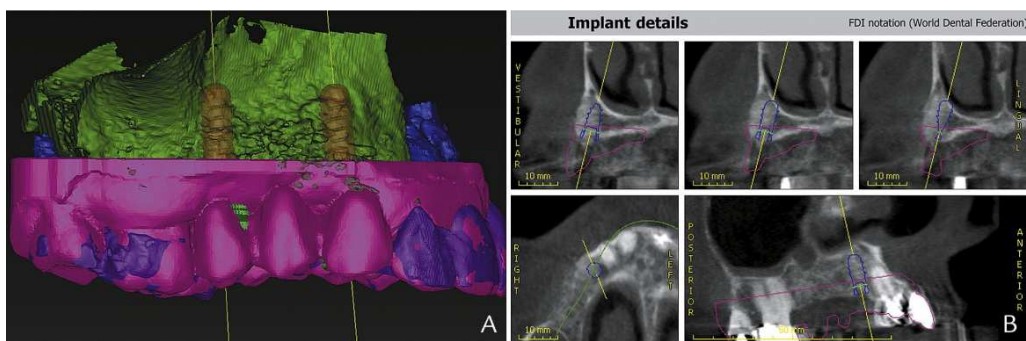
2-17. irudia: Erretxinazko zutabe eta zirkoniozko nukleoa [106]



2-18. irudia: Obturadorea hortz-uztai baten modeloan kokaturik

2. TESTUINGURUA

Inplantologian, eskaner intraoralekin atzemandako inpresio digitalak sorta konikoko ordenagailu bidezko tomografia (CBCT) bidez atzemandako fitxategietan gainjarri daitezke (2-19. irudia). Konbinazio hau software zehatz batzuk erabiliz egiten da eta pazientearen modelo birtuala eraiki daiteke. Teknika hau erabiliz erradiazioan oinarritzen den CBCT-a bi aldiz erabiltzea ekiditen da. Implanteen posizioak egokiago planifikatu daitezke eta gidatutako interbentziorako lagungarri diren txantiloiak prestatu. Izan ere, inpresio digitalek duten erresoluzio maila CBCT-arena baino hobea denez, oklusio gainazalen xehetasunak zehatzago atzematen dira eta ebakuntza hobeto presta daiteke [108, 109].



2-19. irudia: Birtualki gidaturiko inplanteen koakapena CBCT eta inpresio digitala konbinatuz [109]

Ortodontzian ere, eskaner intraoralen erabilera asko zabaltzen ari da eta beraien baliagarritasuna aztertu duten lan ugari argitaratu dira. Inpresio digitalekin ortodontziarako diagnosiak eta tratamendu planak egin daitezke, izan ere inpresio hauek pertsonalizaturiko hainbat gailu egiteko abiapuntu izan daitezke [45, 110].

Eskaner intraoraleko egokiespen eta desegokiespen esanguratsuenak 2-2. taulan ikus daitezke laburbilduta.

ESPEZ.	EGOKIESPEN	DESEGOKIESPEN
Prostodontzia	<ul style="list-style-type: none"> • Erretxinazko Inlay eta Onlay errestituzioak. • Zirkoniozko koroak • Litio disilikato, zirkonia edo zeramikazko hortz bakarreko errestituzioak • Zirkoniozko finkatzeko hortzeria partzialak edo egiturak. • Implante bakarrean finkatzeko koroak • Implanteetan finkatzeko zubiak ($\leq 4-5$ implante) • Implanteetan finkatzeko egiturak (≤ 4 implante) • Hortzeria partzial aldagarriak • Irribarre digitalaren diseinua • Nukleo eta zutabeen fabrikazioa • Obturadoreak 	<ul style="list-style-type: none"> • Luzera handiko edo hortz-uztai osoko protesi finko partzialak • Implanteetan finkatu beharreko luzera handiko edo hortz-uztai osoko protesi finko partzialak • Hortz-uztai osoko protesi aldagarriak
Implantologia	<ul style="list-style-type: none"> • Gidaturiko implanteetako kirurgia 	
Ortodontzia	<ul style="list-style-type: none"> • Diagnostika eta tratamendu planak • Pazientearentzako eginiko gailu pertsonalizatuak • Paziente birtuala 	

2-2. taula: Eskaner intraoralentzako egokiespen eta desegokiespen klinikoak [45]

2.6.5 ESKANER INTRAORALEN ZEHAZTASUNA, DOITASUNA ETA EGIAZKOTASUNA

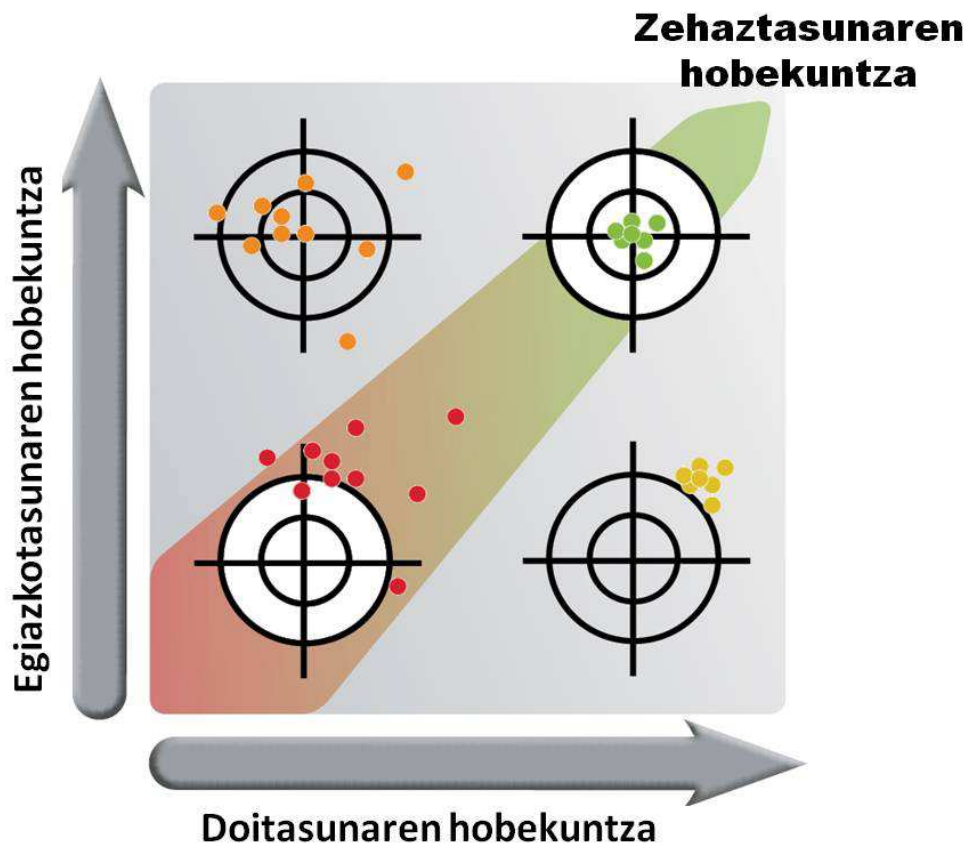
Eskaner intraoralak izan behar duten ezaugarri garrantzitsuena zehaztasuna da: eskaner intraoralak inpresio digital zehatza sortzeko gaitasuna izan behar du. Inpresio digitalen zehaztasunaz hitz egiten denean, digitalizatu nahi den elementuaren erreplikak egiazkoarengandik zenbat aldentzen edo gerturatzen diren ezagutu nahi da, baina edozein neurgairen egiazko neurria zehaztasun osoz ezagutzea ezinezkoa den parametroa da eta arrazoi honengatik Neurketaren Ziurgabetasunari buruz hitz egiten

2. TESTUINGURUA

da. Neurketa orok, beharrezkoa du neurketa-kalitatearen balio kuantitatiboa, eta balio kuantitatibo hau izango da hain zuzen ere, Neurketaren Ziurgabetasuna zehaztuko duena. Hala ere, edozein elementuren egiazko neurritzat balioen bat onartu beharra dago, beraz Eurolab-ek (European Federation of National Associations of Measurement, Testing and Analytical Laboratories) argitaratutako gidan (Guide to the Evaluation of Measurement Uncertainty for Quantitative Test Results) emandako definizioa onartzen da. Definizio honen arabera, Neurketaren Ziurgabetasuna, neurketa batean lorturiko emaitza eta neurturiko elementuaren egiazko neurriaren arteko balioen dispersioa izango da. Dispersio hau ulertzeko ondorengo terminoak ezagutu eta ondo ulertzea beharrezkoa da:

- **Zehaztasuna (Accuracy):** zehaztasunak, neurketa baten emaitzaren eta onarturiko erreferentzi balioa edo egiazko balioaren arteko gertutasuna ematen du. Neurkizun (measurand) beraren neurketa prozesua errepikatuz, balio ezberdinak lortzen dira eta aipaturiko zehaztasun kontzeptua, egiazkotasun (trueness) eta doitasun (precision) kontzeptuetan bereizi behar da.
- **Egiatzkotasuna (Trueness):** test edo neurketa ugari egin ondoren, neurketa horien emaitzen batez bestekoaren eta onartutako erreferentzi balioaren arteko gertutasuna ematen duen balioa.
- **Doitasuna (Precision):** aurretik finkatutako neurketa baldintza batzuen barruan egindako neurketa ezberdinen emaitzen arteko gertutasuna ematen duen balioa.

Ondorengo irudian (2-20. irudia), grafikoki egiazkotasunaren eta doitasunaren arteko ezberdintasuna ikus daiteke:



2-20. irudia: Egiazkotasuna eta doitasuna ilustratzeko erudia. Dianaren zentruak ezezaguna den egiazko balioa irudikatzen du

Eskaner intraoralen zehaztasuna aztertu den ikerlan gehienetan, zehaztasuna, egiazkotasuna eta doitasunaren arteko batura bezala ulertu da [45]. Egiazkotasuna aztertzerakoan, atzemandako inpresio digitalak eskaneatu den hortz-uztai eremutik zenbat aldentzen diren neurtzen da eta doitasuna aztertzerakoan, baldintza berberetan atzemandako inpresio digitalek duten errepikakortasuna. Doitasuna aztertzea errazagoa da atzemandako 3D irudi guztiak teknika bera erabiliz neurtu ahal direlako (STL fitxategian bertan metrologiako edo alderantzizko ingeniariatzako inspektzioarako softwarea erabiliz) baina egiazkotasuna neurtzeak beste erronka batzuk gainditzea eskatzen du. Modu bakarra, atzemandako 3D irudiak ahalmen handiko makina

2. TESTUINGURUA

industrialekin neurtu edo atzeman eta ondoren eskaner intraoralekin atzemandako inpresioekin konparatzea da. Ahalmen handiko makina hauek eskaner optiko industrialak, beso artikulatuak edo koordenatu bidez neurtzeko makinak izan daitezke.

Teknikoki, eskaner intraoral batek egiazkotasun altua izan dezake eta doitasun baxua edo alderantziz, eta edozein kasutan inpresio digitalak onartezinak izango lirateke. Edonola ere, egiazkotasuna eta doitasuna eskanerraren atzemandate eta prozesatze softwarearen arabekoak dira eta software hauek dira eskaner hauentzako kritikoa den prozesua gauzatu behar dutenak, hau da, 3D irudiaren eraikuntza [45, 47, 52].

Eskaner intraoralen zehaztasuna, egiazkotasuna eta doitasuna ikerkuntza lan askotan aztertu dira baina lan hauetan lorturiko emaitzak elkarren artean oso ezberdinak izan dira, zenbakizko balioei dagokionean behinik-behin. Diferentzia hauek, eskaner intraoralek azken urteotan izan duten garapenagatik izan daitezke eta eskaner modelo berriekin neurturiko desbideratzeak gaur egun gaituta dauden modeloekin lorturiko desbideratzeak baino txikiagoak dira. Baina neurri handi batean, aipaturiko diferentzia hauek, ikerkuntza lan hauetan erabili diren metodologiaren ezberdintasunagatik izan da. Lan hauek kasu batzuetan *in-vitro* (esperimentu jakin bat kontrolpean eta bizidun organismo batetik kanpo dagoen ingurune batean egiteko teknika) egin dira eta beste batzuetan *in-vivo* (organismo batetan edo bere ehun batetan egiten den esperimendua). *In-vitro* zein *in-vivo* azterketa hauek hagin bakarrean, zenbait haginetan, koadrante batetan edota arku osoan egin dira. Guzti honengatik ulertzekoa da emaitzak ezberdinak izatea eta ondorioz, eskaner intraoral baten zehaztasunaz hitz egiten denean, beharrezkoa da zehaztea zein baldintzatan eta zein eremutan lortu diren balio horiek. Van der Meer-ek 2012an eskaner baten zehaztasun “lokala” eta zehaztasun “orokorra” ezberdintzen zituen zehaztasuna aztertzeko lana egin den espazio geometrikoaren arabera [111]. Van der Meer-en arabera, eskaner baten zehaztasun “lokala”, konparaketa pieza geometriko txiki biren artean egiten denean lorturikoa da (hagin bat, koroa bat edo hortz gutxi batzuen

arteko zubia). Zehaztasun “orokorra” berriz, konparaketa eremu zabalagoan edo geometria handiagoarekin egiten denean lortzen dena da (arku osoa). Azken hau da hortzeria osoaren inpresioarekin lan egin behar denean kontutan hartu beharreko parametroa.

2.6.6 ESKANER INTRAORALEN AZTERKETAK

Eskaner intraoralak merkaturatzen hasi zirenetik beraien inguruan egin diren azterketak eta argitaratu diren lanak ugariak dira. Zenbait kasutan eskanerren zehaztasuna aztertu izan da. Zehaztasuna aztertzerakoan, batzuetan egiazkotasun eta doitasunaren arteko batura bezala aztertu da, beste batzuetan egiazkotasun erreferentziak izateko zailtasunak argudiatuz doitasuna bakarrik eta beste zenbait kasutan egiazkotasuna besterik ez da aztertu. Beste ikerlan batzuk, eskanerren zehaztasuna aztertu beharrean inpresio digitalak eta konbentzionalak konparatu dituzte, eta zein den egokiagoa proposatu. Beste ikerlan batzuetan ordea, odontologiako espezialitate edo aplikazio ezberdinetan duten erabilgarritasuna azaldu dute. Horrez gain, ikerlan guzti hauen artean ere ezberdintasun handiak egon dira, bai erabilitako metodologiaren ikuspuntutik, baita aztertutako hortz-uztai eremuaren neurriagatik. Hau da, azterketak hortz bakar batek betetzen duen eremutik hasi eta hortz-uztai osoak hartzen duen artekoak izan dira. Honi beste aldagai garrantzitsu bat gehitu behar zaio: eskanerrak aztertzeko egin diren ikerlanak in-vitro edo in-vivo eginikoak diren. Guzti honengatik azterketa hauetatik oso emaitza ezberdinak atera dira, eta guzti horrek ezinezko egiten du eskaner intraorala dentistentzako baliagarria eta beharrezkoa dela baieztatzea.

Lan honetan eskanerrak aztertzen dituzten zenbait lanen metodologia eta emaitzak aztertzen dira. Lan hauek sailkatzeko modu ezberdinak dauden arren, lan honetan bi bloke nagusi ezberdinak dira: in-vitro eginiko lanak eta in-vivo eginikoak. Aztertzen diren lanen aukeraketa egiterakoan, metodologia ezberdinak erakustea izan da helburua. Bibliografian eskaner intraoralen zehaztasuna aztertzen duten lan ugari

2. TESTUINGURUA

daude, baina orokorrean hemen deskribatuko diren metodologiaren antzerakoak jarraitu izan dituzte.

2.6.6.1 *In-vitro* eginiko eskaner intraoralen azterketak

Eskaneatze eremua edozein izanik ere, in-vitro eginiko lanak, in-vivo eginikoak baino ugariagoak dira. Metodologia ezberdinak jarraituz egin izan dira, baina orokorrean amankomunean dutena egiazkotasun erreferentziatza patroi bat erabiltzen dutela da. Erreferentzia hau gehienetan material ezberdinetan eginiko hortzeriaren erreplika bat izan da, baina bada kalibratutako elementu geometrikoa erabili duen kasurik ere.

2.6.6.1.1 *Hortz bakar baten eremuan eskaner intraoralen zehaztasuna*

Hack-ek 2015ean [23] hagin bakarrean eta in-vitro eginiko lan batean 2-3. taulan ikus daitezkeen emaitzak lortu zituen. Material akrilikoa eta tyodont hortzak erabiliz (Simple Root Tooth Model, Permanent Tooth [A5A-200]) modelo bat sortu eta modelo horretako eskuineko lehen hagina zeramikazko koroa bat jartzeko prestatu zuten.



2-21. irudia: Tyodont hagina koroa jartzeko egokituta [23]

Prestaturiko modelo hau ahalmen handiko eskaner industrial batekin eskaneatu zuten (ATOS Blue Light Triple Scan III, GOM) egiazkotasun erreferentzia izateko eta ondoren 6 eskaner intraoral ezberdinekin (bakoitzarekin 3 aldiz). Lan honetan,

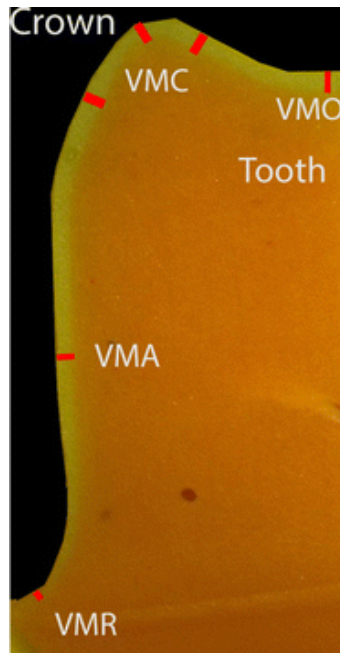
alderantzizko ingeniartzako softwarea erabiliz (Geomagic Qualify 2013, 3D Systems) eskaneatze ezberdinetatik eskuraturiko STL fitxategiak gainjarri ziren eta gainjarritako bi STL sareen arteko diferentziak neurtuz, inpresio digitalen egiazkotasun eta doitasun balioak eman ziren.

Nabarmendu beharra dago, neurketak ez zirela erreferentzia distantzi zehatz batean hartu. Eskanerrekin lorturiko STL ezberdinak, alderantzizko ingeniartzako software beraren best-fit lerrokatze erremintak erabiliz gainjarri ziren eta gainjarritako sareen puntu guztiak kontutan harturik, sare bakoitzaren puntuen arteko desbideratzeak neurtu ziren. Softwareak berak, erreferentziatzko sareko puntu bakoitzetik bigarren sareko gertuen duen puntura dagoen distantziak neurtzen ditu.

ESKANERRA	EGIAZKOTASUNA (μm)	DOITASUNA (μm)
TRIOS	6,9 \pm 0,9	4,5 \pm 0,9
CARESTREAM CS3500	9,8 \pm 0,8	7,2 \pm 1,7
ITERO	9,8 \pm 2,5	7,0 \pm 1,4
TRUE DEFINITION	10,3 \pm 0,9	6,1 \pm 1,0
PLAN SCAN	30,9 \pm 10,8	26,4 \pm 5,0
CEREC OMNICAM	45,2 \pm 17,1	16,2 \pm 4,0

2-3. taula: Aztertutako 6 eskanerren egiazkotasun eta doitasuna

Beste ikerlan batzuk, eskaner intraoralekin eginiko neurketen zehaztasuna, doitasuna edota egiazkotasuna neurtu barik, prozedura konbentzionala edo prozedura digitala jarraituz egindako errehabilitazio lanen emaitzak aztertzen dituzte. Horretarako fabrikaturiko protesiek beraien kokalekuan jartzerakoan gertatzen diren doikuntza marjinalak neurtu izan dira. Ahrberg-ek 2016an [95] 17 pazienterentzako beste hainbeste koroa eta 8 pazienterentzako hiru unitateko hartz-protesi finkoak prozedura konbentzionala eta prozedura digitala jarraituz prestatu zituen. Bai koroa eta bai hartz-protesi finkoek zituzten doikuntzak aztertu zituen, errehabilitazioen eta egitura kokatzeko egokitutako haginaren arteko doikuntza marjinalak neurtuz.



2-22. irudia: Erreplika baten ebakiduraren adibidea. Neurtutako balioak: *VMR* desdoitze marjinala, *VMA* altuera erdian hormaren desdoitzea, *VMC* azalera oklusalera aldatze eremua (3 punturekin mugaturiko eremua), *VMO* oklusio eremuko erdigunea [95]

Horretarako errestituzioen euskarri diren egokitutako hortzen erreplikak egin zituzten silikona erabiliz. Erreplika hauetan, batetik prozedura konbentzionala jarraituz eginiko protesiak kokatu zituzten eta bestetik, prozedura digitala jarraituz egindako protesiak. Modelo hauei zeharkako ebakidurak egin (2-22. irudia) eta egitura eta euskarrien arteko diferentziak neurtu zituzten. Diferentziak, lau eremutan neurtu zituzten ondorengo emaitzak lortuz.

Neurturiko desdoitzea	INPRESIO KONBENTZIONALA		INPRESIO DIGITALA LAVA SCAN ST	
	Batez bestekoa (μm)	max-min (μm)	Batez bestekoa (μm)	max-min (μm)
Desdoitze marjinala (VMR)	70,40 \pm 28,87	39,91–79,39	61,08 \pm 24,77	56,30–73,41
Altuera erdian hormaren desdoitzea (VMA)	92,13 \pm 49,87	78,13–89,93	88,27 \pm 41,49	82,15–99,58
Azalera oklusalera aldatze eremua (VMC)	155,60 \pm 55,77	144,83–159,93	144,78 \pm 46,23	138,32–153,16
Oklusio eremuko erdigunea (VMO)	171,51 \pm 60,98	168,5–188,61	155,57 \pm 49,85	154,6–177,39

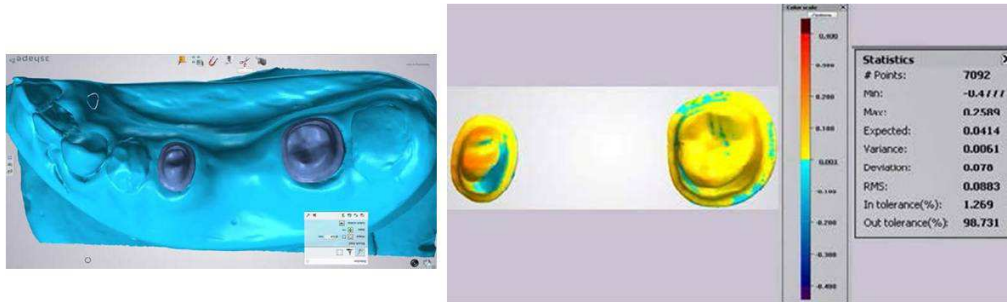
2-4. taula: Protесien desdoitzeak prozedura konbentzionala eta digitala jarraituz

2.6.6.1.2 Gehienez 5 hortzen eremua hartuz eskaner intraoralen zehaztasuna

Ali-k 2015ean [112] erretxinaz eginiko erreferentzi modelo batean tyodont hortzak kokatu zituen masaileko ezkerreko lehen hagina falta zuelarik. Hortzen gainean finkatu beharreko errestaurazio baten kasua aztertu nahi izan zuten hiru unitateko zubi bat eginez. Horretarako euste lana egin behar zuten masaileko ezkerreko bigarren hagina eta bigarren haginaurreko hortza prestatu zituzten eta modelo laborategiko eskaner batean eskaneatu (D900, 3Shape). Eskaneatze honetatik atzemandako STL fitxategia egiazkotasun erreferentzia bezala erabili zuten. Ondoren, modeloaren inpresio digitalak egin ziren 4 eskaner intraoral ezberdin erabiliz (5 STL eskaner bakoitzarekin). Zehaztasun azterketak, atzemandako STL fitxategiak erreferentziazkoarekin gainjarriz egin ziren. Lan honetan ere, STL sareak binaka

2. TESTUINGURUA

gainjarri ziren eta sare bien arteko diferentziak neurtu alderantzizko ingeniartzako softwareak eskaintzen dituen erreminta automatikoekin (2-23. irudia).



2-23. irudia: Prestaturiko hagin bietan aukeraturiko azalera eta konparaketaren kolore-mapa [112]

Eginiko konparaketetatik neurturiko egiazkotasun balioak 2-5. taulan ikus daitezke.

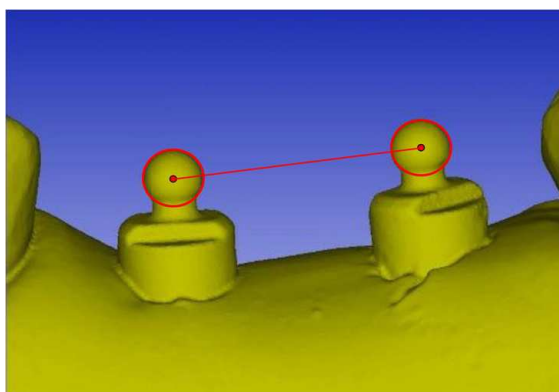
ESKANERRA	EGIAZKOTASUNA min-max (µm)
ITERO	23±3
LAVA COS	36±19
CEREC BLUECAM	68±12
E4D DENTIST	84±4

2-5. taula: Lau eskaner intraoralekin neurturiko egiazkotasuna

Fukazawa-k 2017an [113] barailaren 2 erreplika egin zituen eta kasu batean (A modelo) 2 haginaren arteko eremua aztertzeko ezkerreko bigarren haginaurreko hortzaren eta lehenengo haginaren tokietan 2 inplante kokatu zituen. Bigarren kasuan (B modelo) 3 haginaren arteko eremua aztertzeko eskuineko bigarren haginaurreko hortzaren eta bigarren haginaren tokietan beste 2 inplante kokatu zituen. Inplante hauetan, muturrean esferak zituzten zutabeak finkatu zituen ondoren egin beharreko neurketak egin ahal izateko.

Egiazkotasun erreferentziak izateko koordinatu bidez neurtzeko makina erabili zuten (UPMC 550-CARAT, Zeiss). Ondoren modelo biak lau eskaner industrialekin

eskaneatu zituzten: 3M etxeko lehena izan zen LAVA COS eskanerra, etxe bereko bigarren generazioko True Definition-a eta hirugarren generazioko True Definition-a eta azkenik, 3Shape etxeko Trios eskanerra. Eskaner bakoitzarekin 10 eskaneatze egin ziren beste horrenbeste STL fitxategi eskuratuz.



2-24. irudia: Implanteetan kokaturiko esferadun zutabeak digitalizaturik [113]

Neurketak 3D sareen analisirako softwarea erabiliz egin ziren (Focus Inspection, Nikon) eta modelo bakoitzean neurtu ziren egiazkotasun eta doitasun balioak 2-6. taulan ikus daitezke. Lan honetan, aurrekoetan bezala 3D sareen analisirako softwarea erabili zen, baina egiazkotasuna eta doitasuna neurtzeko bi sareen arteko diferentzia guztiak kontutan hartu gabe, erreferentzia distantzi jakin bat erabili zen: bi esferen zentroen arteko distantzia (2-24. irudia).

ESKANERRA	EGIAZKOTASUNA min-max (μm)	DOITASUNA min-max (μm)
LAVA COS	15,4-38,1	1-3
TRUE DEFINITION (2.gen)	7,2-27,3	0,4-11,3
TRUE DEFINITION (3.gen)	14,2-21,3	0,3-4,6
TRIOS	1-8,1	0,6-12,6

2-6. taula: A modeloan neurturiko egiazkotasuna eta doitasuna

2. TESTUINGURUA

ESKANERRA	EGIAZKOTASUNA min-max (μm)	DOITASUNA min-max (μm)
LAVA COS	58,5-103,5	0,7-23,7
TRUE DEFINITION (2.gen)	56,7-85,9	1,9-15,3
TRUE DEFINITION (3.gen)	46,5-69,2	1,5-12,8
TRIOS	5,5-33,5	0,7-13,7

2-7. taula: B modeloan neurturiko egiazkotasuna eta doitasuna

Nabarmentzekoa da egiazkotasuna aztertzerakoan bi modeloen artean neurturiko balioetan eman ziren diferentziak. A modeloan, esfera bien artean $9.560,6\mu\text{m}$ neurtu zituzten eta B modeloan $18.426,5\mu\text{m}$. B modeloan esferen arteko distantzia ia bikoitza izanik, desbideratzeak hirukoiztu egin ziren.

Guth-ek 2017an [114] lau unitatetako hartz protesi finko batean zehaztasuna aztertzeko titaniozko modelo bat egin zuen (2-25. irudia). Hagin eta haginaurreko hartz bat protesia eusteko erabiliko ziren hartz bezala mekanizatu ziren (beharrezkoa den muga lerroak definituz) eta modeloa ordenagailu bidezko tomografia eskaner industrial batekin eskaneatu zen (PE XRD 1620, Perkin Elmer).



2-25. irudia: Eskanerren zehaztasuna aztertzeko prestaturiko titaniozko modeloa [114]

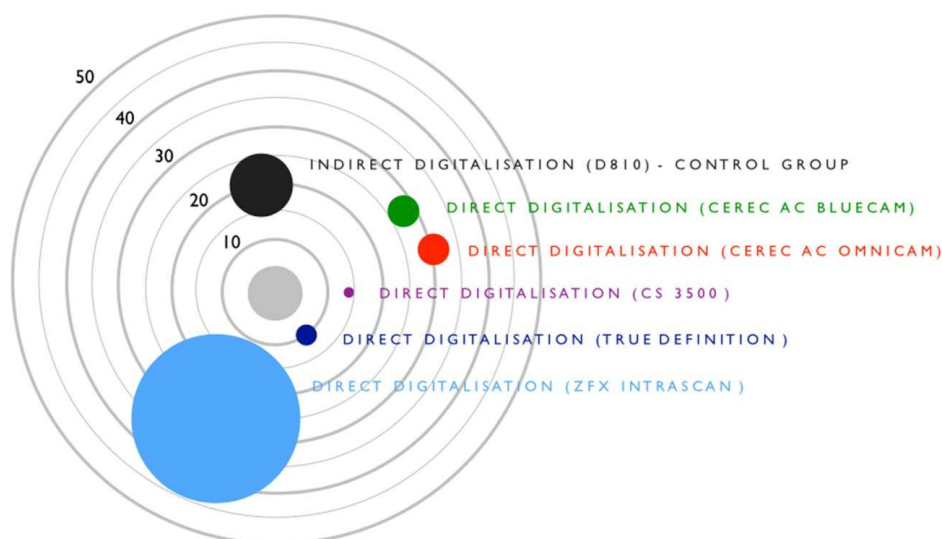
Lorturiko STL fitxategia egiazkotasun erreferentzia bezala erabili zen. Modelo bera 5 eskaner intraoralekin eskaneatu zen (eskaner bakoitzarekin 12 aldiz) eta atzemandako inpresioak, erreferentziazkoarekin konparatu ziren alderantzizko ingeniartzako softwarea erabiliz (Geomagic Qualify, 3D Systems). Konparaketa egiteko,

prestaturiko hortzen azalera hartu zuten kontuan eta eremu honetan inpresio digitalen eta erreferentziatzko STL-en artean ematen ziren diferentziak neurtu ziren.

Desbideratze positiboak, negatiboak, batez bestekoak, maximoak eta minimoak neurtu bazituzten ere, 2-8. taulan maximo eta minimoak ikus daitezke. Doitasuna ere neurtu zuten eta emaitzak modu grafikoan azaldu zituzten (2-26. irudia)

ESKANERRA	EGIAZKOTASUNA min-max (μm)
CARESTREAM CS 3500	12 - 15
ZFX INTRASCAN	22 - 44
CEREC BLUECAM	25 - 31
CEREC OMNICAM	28 - 34
TRUE DEFINITION	9 - 13

2-8. taula: Bost eskaner intraoralekin neurturiko desbideratze maximo eta minimoak (%95 konfiantza tartea)



2-26. irudia: Batez besteko balioak kontutan izanik egiazkotasuna eta doitasuna [114]

2. TESTUINGURUA

Imburgia-k 2017ean [47] eskaner intraoralek eremu edentuluetan zehaztasun handiko inpresioak atzemateko zuten gaitasuna aztertu nahi izan zuen. Horretarako bi modelo prestatu zituen: batak edentulismo partziala zuen eta 23, 24 eta 26 posizioetan inplanteak. Besteak hortz-uztai osoko edentulismoa zuen eta 6 inplante 11, 14, 16, 21, 24 eta 26 posizioetan (2-27. irudia). Modeloak igeltsuzkoak ziren, inplanteak finkatuta zituzten eta inplanteotara funtzio honetarako bereziki diseinaturiko zutabe eskaneagarriak (BT Scanbodies, BTK Biotec) lotu zituzten.



2-27. irudia: Eremu edentuluak zituzten igeltsuzko bi modelo [47]

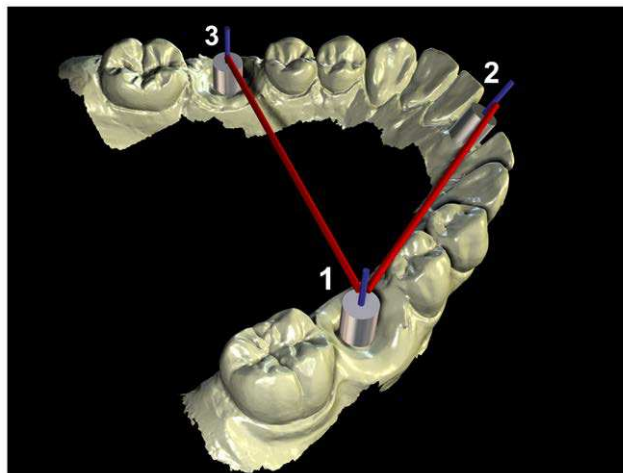
Modelo biak erreferentziazko mahai gaineko eskaner batekin eskaneatu zituzten (ScanRider, Vger) egiazkotasun erreferentziak izateko. Ondoren, modeloak lau eskaner intraoralekin eskaneatu zituzten (bakoitzarekin 5 aldiz) inpresio digitalak lortuz. Inpresio digital hauek, erreferentziazkoarekin konparatu zituzten alderantzizko ingeniartzako softwarea erabiliz (Geomagic Studio, 3D Systems) eta azal ezberdinen lerrokatzetik desbideratzeak neurtu zituzten. Neurturiko batez besteko egiazkotasun eta doitasun balioak 2-9. taulan ikus daitezke. Lan honetan ere gainjartzeak softwareak eskaintzen dituen lerrokatze erremintak erabiliz egin ziren, ondoren sareen arteko desbideratzeak inpresio digital osoan neurtzeko.

ESKANERRA	EGIAZKOTASUNA (μm)	
	EDENTULU PARTZIALA	HORTZ-UZTAI OSOKO EDENTULUA
CARESTREAM CS3600	45,8 \pm 1,6	60,6 \pm 11,7
TRIOS 3	50,2 \pm 2,5	67,2 \pm 6,9
CEREC OMNICAM	58,8 \pm 1,6	66,4 \pm 3,9
TRUE DEFINITION	61,4 \pm 3	106,4 \pm 23,1

2-9. taula: Batez besteko desbideratzeak hortz-uztai osoan eta eremu edentulu mugatuan

2.6.6.1.3 Hortz-uztai osoan eskaner intraoralen zehaztasuna

Van der Meer-ek 2012an [111] inplantologia kasu bat simulatuz ere, igeltsuzko modelo batean PEEK materialean fabrikaturiko 3 zutabe kokatu zituen. Hiru zutabe hauek hortz-uztai osoan zehar kokatu (36, 46 eta 41 posizioetan, 2-28. irudia) eta egiazkotasun erreferentziak eskuratzeko modeloa kontaktu bidezko eskaner industrial batekin (Leitz PMM 12106, Hexagon) neurtu zuten. Ondoren, modeloa 3 eskaner intraoralekin eskaneatu zuten (10 aldiz eskaner bakoitzarekin).



2-28. irudia: Hortz-uztai osoan kokaturiko erreferentzia 3 zutabeak [111]

Lan honetan egiazkotasuna bakarrik neurtu zuten (ez zuten doitasuna neurtu). Horretarako zutabeen arteko distantziak eta beraien arteko angeluak neurtu zituzten

2. TESTUINGURUA

alderantziko ingeniarietako softwarea erabiliz (Rapidform, 3D Systems) eta ondoren egiazkotasun erreferentziekin konparatu. Distantzia eta angeluzio parametroak izan zituzten kontutan.

Neurtutako distantzia eta angeluetatik, hortz-uztai erdian (1-2 zilindroak) eta hortz-uztai osoan (1-3 zilindroak) eskaner intraoralean egiazkotasuna finkatu zuten (2-10. eta 2-11. taulak).

ESKANERRA	EGIAZKOTASUNA 1-2 distantzia (μm)	EGIAZKOTASUNA 1-3 distantzia (μm)
LAVA COS	14,6 \pm 12,7	23,5 \pm 14,2
ITERO	70,5 \pm 56,39	61,1 \pm 53,9
CEREC BLUECAM	79,6 \pm 77,1	81,6 \pm 52,5

2-10. taula: 3 eskaner intraoraletan neurturiko distantzien egiazkotasuna

ESKANERRA	EGIAZKOTASUNA 1-2 angelua ($^{\circ}$)	EGIAZKOTASUNA 1-3 angelua ($^{\circ}$)
LAVA COS	0,2049 \pm 0,044	0,4722 \pm 0,1436
ITERO	0,3451 \pm 0,3382	0,4192 \pm 0,1667
CEREC BLUECAM	0,6303 \pm 0,5499	0,4378 \pm 0,3211

2-11. taula: 3 eskaner intraoraletan neurturiko angeluen egiazkotasuna

2014ean Patzelt-ek bi metodologia ezberdin jarraituz hortz-uztai osoan eskaner intraoralean zehaztasuna aztertuz bi lan ezberdin argitaratu zituen [13, 115]. In-vitro eginiko azterketa hauetan, hortzen gainean finkatu beharreko errestituzio baten kasua aztertu zen. Horretarako prestatutako modeloan errestituzioa finkatzeko 14 hortz kokatu ziren, bakoitzak behar zuen txafan zirkular gain-gingibalarekin.

Lan bietarako egiazkotasun erreferentzia lortzeko, modelo eskaner industrial batekin eskaneatu zen (IScan D101, Imetric 3D GmbH) eta kasu bietan ere, modelo, aztertu nahi ziren eskaner intraoral ezberdinekin (5 inpresio digital eskaner intraoral bakoitzarekin). Baina inpresio digitalen zehaztasuna aztertzeko orduan, konparaketak egiteko erabilitako STL sareak ezberdinak izan ziren. Kasu batean, eskaner

intraoralekin lorturiko STL fitxategiak zuzenean erreferentziazkoarekin gainjarri ziren alderantzizko ingeniartzako softwareak (Geomagic Qualify, 3D Systems) lerrokatzeko dituen erremintak erabiliz. Gainjarritako STL sareen arteko desbideratzeak neurtu eta egiazkotasun eta doitasun balioak lortu ziren. Egiazkotasuna, eskaner intraoralekin lorturiko inpresio digital bakoitza erreferentziazkoarekin gainjarriz eta doitasuna, eskaner bakoitzarekin lorturiko STL sareak gainjarriz (2-12. taula) [13].

ESKANERRA	EGIAZKOTASUNA (μm)	DOITASUNA (μm)
LAVA COS	38,0 \pm 14,3	37,9 \pm 19,1
ITERO	49,0 \pm 13,6	40,4 \pm 11,3
CEREC BLUECAM	332,9 \pm 64,8	99,1 \pm 37,4
ZFX INTRASCAN	73,7 \pm 26,6	90,2 \pm 26,7

2-12. taula: Aztertutako 4 eskanerren zehaztasuna (batez besteko desbideratzeak)

Bigarren kasuan, atzemandako STL fitxategiak zuzenean konparatu beharrean, eskaner intraoral bakoitzarekin atzemandako bost inpresio digitaletako bakoitzarekin igeltsuzko modelo bat fabrikatu zen (kasu honetan ZFX Intrascan modeloa ez zen aztertu eta 3 eskaner besterik ez ziren aztertu, ondorioz 15 modelo fabrikatuz). Modelo bakoitza erreferentziazko eskanerarekin hiru aldiz eskaneatu eta prozesu honetatik lorturiko STL fitxategiak berriz ere alderantzizko ingeniartzako softwarea erabiliz aztertu ziren, desbideratzeak neurtuz eta egiazkotasuna eta doitasuna balioak finkatuz [115].

Erabilitako baliabideak (STL sareen arteko gainjartzeak egiteko erabilitako lerrokatze erremintak, erreferentziazko modeloa eta erabilitako eskaner intraoralak) berdinak izan arren, lorturiko emaitzak ezberdinak izan ziren. Izan ere, lehenengo kasuan eskaner intraoralekin lorturiko STL sareak zuzenean erabili ziren konparaketak egiteko eta bigarrenean, inpresio digital hauetatik abiatuz eginiko modeloen inpresioak. Bigarren prozesua jarraituz lorturiko emaitzak 2-13. taulan ikus daitezke.

2. TESTUINGURUA

ESKANERRA	EGIAZKOTASUNA min-max (μm)	DOITASUNA min-max (μm)
LAVA COS	63,43 - 71,56	2,76 - 24,79
ITERO	94,17 - 102,3	37,82 - 59,85
CEREC BLUECAM	71,74 - 79,87	10,6 - 32,63

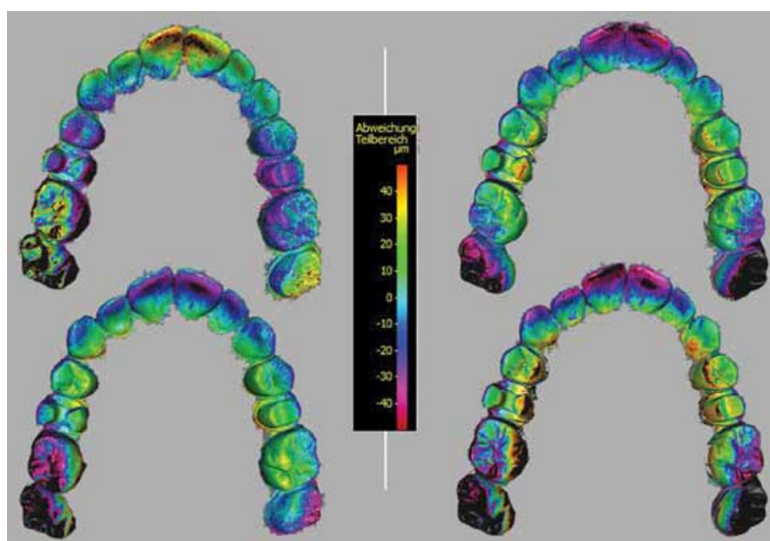
2-13. taula: Azterturiko 3 eskanerren zehaztasuna (max eta min %95 konfiantza tartean)

Ender-ek 2013an [101] argitaraturiko lanean, lehenago azaldutako beste lan batean erabilitako metodologiaren antzerakoa erabili zuen hortz-uztai osoan eskaner intraoralen zehaztasuna aztertzeko. Ezberdintasuna, azterketa egiteko erabili zen modeloa altzairuan fabrikatu zela da. Altzairuzko maxilar oso baten erreplika egin zuten, 2 hagin koroak jartzeko prestatuak zeudelarik eta hirugarren bat onlay errestituzio bat jartzeko. Modelo hau erreferentziatzko eskaner industrial batekin eskaneatu zuten (Infinite Focus Standard, Alicona) erreferentziatzko STL fitxategia lortzeko. Lan honetan, eskaner intraoralen zehaztasuna aztertzeaz gain, inpresio digitalak inpresio konbentzionalekin konparatu ziren eta horretarako altzairuzko modeloaren inpresio konbentzionalak ere egin zituzten. Ondoren inpresio konbentzional hauek erreferentziatzko eskaner industrial berarekin eskaneatu eta STL fitxategiak gainjarriz eta desbideratzeak neurtuz, egiazkotasun eta doitasun balioak eman zituzten. Bestalde, eskaner intraoral bat erabiliz (CEREC AC System, Sirona) modeloaren bost inpresio digital egin eta atzemandako STL fitxategiak gainjarriz eta desbideratzeak neurtuz, egiazkotasun eta doitasun balioak ere eman zituzten. Neurketa hauek egiteko 3D sareen inspektzioarako softwarea erabili zuten (Alicona IFM, Alicona). Lorturiko batez besteko egiazkotasun eta doitasun balioak 2-14. taulan ikus daitezke.

INPRESIO KONBENTZIONALA (Vinilsiloxanether)		INPRESIO DIGITALA (CEREC AC SYSTEM)	
EGIAZKOTASUNA (μm)	DOITASUNA (μm)	EGIAZKOTASUNA (μm)	DOITASUNA (μm)
20,4 \pm 2,2	12,5 \pm 2,5	58,6 \pm 15,8	32,4 \pm 9,6

2-14. taula: Neurturiko batez besteko egiazkotasun eta doitasuna hortz-uztai osoan

Azpimarratu beharra dago taulan agertzen diren balio hauek batez bestekoak direla eta haginaurre eta haginaren inguruan, eta eskaneatze prozesua bukatzen zen aldean, balioak askoz handiagoak zirela. Inpresio digitalean, doitasunean 170 μ -tako balioak neurtzera heldu ziren. Ondorengo irudian (2-29. irudia) desbideratze handienak ematen diren eremuak grafikoki erakusten dira. Beltzean, 50 μm -tatik gorako desbideratzeak ikus daitezke.



2-29. irudia: Inpresio digitalarekin lorturiko eskaneaketa emaitzak. Ezkerrekoan doitasuna aztertzean lorturikoak eta eskumakoak egiazkotasuna neurtzean. +50 μ -tatik -50 μ -tarainoko desbideraketak koloretan adierazita daude. Beltzean, muga honetatik kanpoko baloreak

Ender-ek berak, 2015ean metodologia bera jarraituz beste lan bat argitaratu zuen [116]. Honetan, material ezberdinetan eginiko inpresio konbentzionaleraino gain, eskaneer intraoral ezberdinak aztertu zituen. Altzairuzko modelo, neurketetarako software eta

2. TESTUINGURUA

metodologia berdina jarraituz, hortz-uztai osoko inpresioen zehaztasuna aztertu zuen. 2-15. taulan eskaner intraoralekin atzemandako inpresioetan neurturiko egiazkotasun eta doitasun balioak hortz-uztai osoan ikus daitezke.

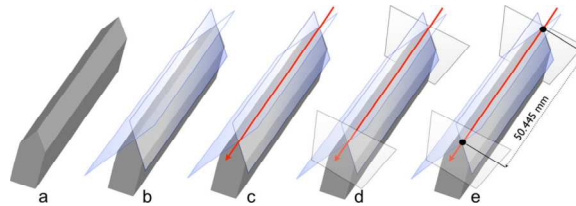
ESKANERRA	EGIAZKOTASUNA (μm)	DOITASUNA (μm)
CEREC BLUECAM	29,4 \pm 8,2 μ	19,5 \pm 3,9 μ
CADENT ITERO	32,4 \pm 7,1 μ	36,4 \pm 21,6 μ
CEREC OMNICAM	37,3 \pm 14,3 μ	35,5 \pm 11,4 μ
LAVA COS	44,9 \pm 22,4 μ	63,0 \pm 32,8 μ

2-15. taula: 4 eskaner intraoralekin atzemandako inpresioen batez besteko egiazkotasun eta doitasuna hortz-uztai osoan

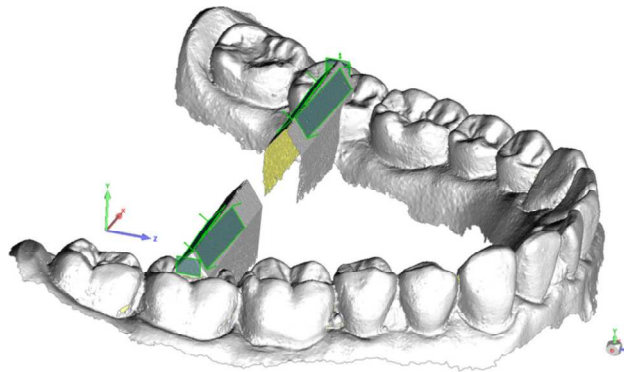
Taula honetan inpresio digitalen neurketatik lorturiko emaitzak bakarrik erakusten diren arren, oraindik ere vinilsiloxanether-ean eginiko inpresioak, inpresio digitalek baino egiazkotasun eta doitasun hobeak eman zituzten (egiazkotasuna 13,0 \pm 2,9 μ eta doitasuna 12,3 \pm 2,5 μ vinilsiloxanether normalaren kasuan eta egiazkotasuna 11,5 \pm 1,3 μ eta doitasuna 14,6 \pm 2,6 μ eskaneatzeko vinilsiloxanether eskaneagarriarekin). Baina Cerec Bluecam eskanerrarekin lorturiko emaitzak, inpresio konbentzionalen erabiltzen diren beste material batzuekin (polieterra eta alginatoa) lortutakoak baino hobeak direla frogatu zuten.

Guth-ek 2015ean [117] ordu arte ikusi zenaren ezberdina zen metodologia erabili zuten. Hortz-uztai osoan inpresio digitalek duten zehaztasuna aztertzeke patroia bat erabili zuten. Patroia, forma jakin batzuk zituen barra metalikoa zen (2-30. irudia) eta bai inpresio konbentzionalak egiteko, bai inpresio digitalek atzemateko, ikerketa lan honetarako fabrikaturiko poliuretanozko modelo batean finkatu zuten (2-31. irudia). Erabilitako eskaner intraorala 3M etxeko True Definition-a izan zen eta berarekin modeloaren 12 inpresio digital egin zituzten. Eskaner intraoralaren egiazkotasuna eta doitasuna definitzeko, distantzia eta angelu batzuen desbideratzeak neurtu zituzten eta egiazkotasun erreferentziak lortzeko, patroia koordenatu bidez neurtzeko makina batekin (Crysta Apex C 574, Mitutoyo) neurtu zuten. Ondoren, inpresio digitalek eta

inpresio konbentzionaletatik fabrikaturiko igeltsuzko modeloen eskaneatzetik atzemandako STL-ak alderantziko ingeniartzako softwarea erabiliz (Geomagic Qualify, 3D Systems) neurtu zituzten, kasu bakoitzean desbideratzeak neurtuz.



2-30. irudia: CMM-an sorturiko 4 erreferentzia planoak STL-ra transformatuta [117]



2-31. irudia: Modeloa, patroia ahoan duelarik eskaneatuta [117]

Kalibratutako barraren puntu ezberdinen arteko distantziak eta barraren beraren zenbait aurpegiren arteko angeluen diferentziak neurtu eta konparatu zituzten, baina emaitzek ez zuten argi erakusten zein metodo zen zehatzagoa, konbentzionala edo digitala. Neurtutako distantziak “x” norabidean antzerakoak ziren baina “y” eta “z” norabideetan ikertzaileen iritziz diferentziak handiegiak ziren. Antzerakoa gertatzen zen angeluen azterketan: konparatutako 3 angeluetatik bitan, neurtutako balioak ezberdintasun handiegi erakusten zuten ikertzaileen iritziz eta hirugarren batean diferentzi txiki edo onargarriak (2-16. taula).

2. TESTUINGURUA

Lorturiko emaitzetatik eskanerren zehaztasunari dagokion ondorioz atera ez arren, erabilitako metodologia ordura arte erabili zenaren ezberdina izan zela nabarmendu behar da.

		INPRESIO KONBENTZIONALA		INPRESIO DIGITALA TRUE DEFINITION	
		Mean±SD	max-min	Mean±SD	max-min
Patroiaren “I” luzera		0,077±0,036	0,053-0,100	0,089±0,048	0,057-0,120
Distantziak (mm)	x	0,068±0,037	0,042-0,092	0,099±0,048	0,067-0,130
	y	0,154±0,304	-0,037-0,348	-0,185±0,064	-0,226- -0,145
	z	0,042±0,076	-0,006-0,091	-0,027±0,078	-0,076-0,023
Angeluak (°)	α	1,347±1,7	0,266-2,427	0,293±0,126	0,212-0,373
	β	0,15±2,094	-1,152-1,452	0,27±0,119	0,194-0,346
	ϑ	-0,378±0,7	-0,822-0,067	0,003±0,125	-0,076-0,083

2-16. taula: Patroian neurturiko distantzia eta angeluen desbideratzeak prozedura konbentzionala eta digitala jarraituz (Mean: batez besteko. SD:desbideratze estandarra)

2.6.6.2 *In-vivo* eginiko eskaner intraoralen azterketak

In-vitro eginiko lanekin bezala, in-vivo eginikoetan eskaneatze eremua zein izan den azaltzea beharrezkoa da: hagin bakarrean, koadrante batean edo arku osoan. Atal honetan ere ikerketa batzuk eskanerren zehaztasuna aztertzea izan dute helburu, beste batzuk berriz eskaner intraoralak zuzenean aztertu beharrean, eskaner intraoral hauek erabiliz fabrikaturiko errestituzioak modu konbentzionalan fabrikatutakoekin konparatu dituzte. Edonola ere, eskaner intraoralen zehaztasuna, doitasuna eta egiazkotasuna in-vivo neurtu duten ikerketa lan kopurua oso murrizta da in-vitro eginikoekin konparatuz. Eskanerren egiazkotasuna in-vivo aztertzea ezinezkoa dela baieztatu duenik ere bada [45]. Aho barrunbearen egiazkotasun erreferentziak izateak

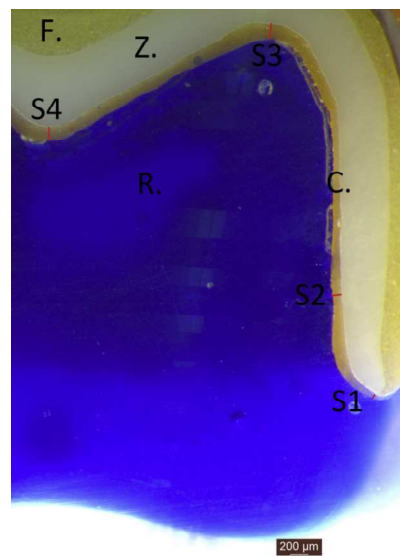
suposatzen dituen zailtasunak, ikerkuntza lan asko prozedura konbentzionala eta prozedura digitala jarraituz egindako errestaurazioak konparatzera bultzatu ditu.

Syrek-ek 2010ean [118], in-vivo eginiko lan batean, koroen fabrikazioa metodo konbentzionala eta metodo digitala jarraituz konparatu zituen. Metodo digitala jarraituz fabrikatzeko prozesuan erabilitako eskaner intraorala LAVA COS izan zen. Ahrberg-ek in-vitro eginiko lanean bezala [95], metodo bat eta beste jarraituz koroaren eta koroarentzako prestaturiko euskarriaren arteko tarte marjinalak, oklusio tarteak eta tarte axialak neurtu zituzten eta konparaketa egiteko, balio onargarriak eta ez onargarriak finkatu. Baina kasu honetan koroak, prestaturiko hortzetan kokatu zituzten bien arteko tartean silikona berezi bat sartuz; ondoren koroak atera, zenbait ebakidura egin eta estereo-mikroskopioa erabiliz silikonaren lodiera neurtu zuten koroaren barnealdeko azaleraren zenbait puntutan. 18 boluntarioren ahotarako prestaturiko koroetan eginiko neurketetan, koroaren lau gainazal ezberdinetan eta hiru erreplikatan 216 neurketa puntu izan zituzten konparaketa egiteko: inpresio digitalarekin konbentzionalarekin baino zehaztasun balio hobekak lortzen zirela frogatu zuten. Modu konbentzionala jarraituz eginiko koroetan neurturiko batez besteko errorea 71μ -takoa izan zen eta Lava COS eskanerra erabiliz eginiko koroetan neurturikoa 49μ m-takoa.

Pradies-ek 2014ean argitaratutako lanean ere [92], koroa baten fabrikazioan modu digitala erabiliz modu konbentzionala erabiliz baino emaitza hobekak lortzen zirela frogatu zuen. Kasu honetan ere erabilitako eskaner intraorala 3M etxeko Lava COS eskanerra izan zen eta lana egiteko errestaurazioa behar zuten 20 boluntarioen kasuak izan zituzten. Bakoitzarentzako bi koroa fabrikatu zituzten, bata modu konbentzionala jarraituz eta bestea modu digitala jarraituz. Ondoren 2-32. irudian ikusi daiteken bezala eta estereo-mikroskopioa erabiliz, koroaren ezartze zutabea eta koroaren barnealdeko gainazalen arteko diferentziak neurtu zituzten.

2. TESTUINGURUA

Lana burutzeko jarraituriko metodologian asko sakondu gabe, ikusi daiteke Syrek-en lanean bezala, lan honetan ere paziente errealentzako koroak fabrikatu zituztela, baina koroak modelo batean jarri zirela eta ez pazienteen ahoetan. Koroa hauen barne azaleraren eta prestaturiko hortzaren artean silikona berezia jarri eta ondoren koroetan ebakidurak eginez silikonaren lodiera neurtu zuten.



2-32. irudia: Erreferentzi puntuak markatuta dituen lagina: (S1-4) marjina, axiala, gailurra, oklusioko fosako tartea; (R) erretxina akrilikoa (kopiatutako pilrea); (C) zementu tartea (kopiatutariko desdoitzea); (Z) zirkoniozko nukleoa; eta (F) feldespatozko portzelana. [92]

Lan honetan ere distantzi asko neurtu ziren arren batez besteko diferentzia marjinala $76,33 \pm 65,32 \mu\text{m}$ -tan finkatu zuten modu digitalarekin fabrikaturiko koroen kasuan eta $91,46 \pm 72,17 \mu\text{m}$ -takoa modu konbentzionaletan fabrikatutakoen kasuan.

Ender-ek 2015ean [93] eta 2016an [100] bi lan argitaratu zituen non zazpi eskaner intraoral ezberdinen doitasuna aztertu zen. Lehenengoan, 2015ean argitaratutakoan, doitasunaren azterketa hortz-uztai erdi edo koadrante batean egin zuten eta bigarrean, 2016ean argitaratutakoan, arku osoan. Lan hauetan Ender-ek doitasuna bakarrik aztertzen zuten; lanak in-vivo izanik, egiazkotasuna neurtzeko erreferentziarik ez izatea argudiatzen zuten eskanerren egiazkotasun edota zehaztasun

balioak ez emateko. Bere lanetan, 5 boluntarioen hortzerien inpresioak egin zituzten metodo konbentzionala eta digitala jarraituz. Metodo konbentzionalean bi teknika ezberdin erabili zituzten eta digitalean zazpi eskaner intraoral ezberdin (eskaner intraoral bakoitzarekin paziente bakoitzaren 3 inpresio digital).

Doitasuna neurtzeko, alderantzizko ingeniartzako softwarea erabili zuten (Geomagic Qualify, 3D Systems) eta software honek sareak gainjarri eta beraien arteko diferentziak neurtzeko dituen erremintak. Inpresio konbentzionalen kasuan, STL formatuko fitxategiak, modeloak laborategiko eskaner batekin (inEOS X5, Sirona) eskaneatuz lortu zituzten. Inpresio digitalen kasuan, eskaner intraoralekin atzemandako STL fitxategiak zuzenean kargatu zituzten analisirako software berean. Neurturiko batez besteko doitasuna eta %95eko konfiantza tarteko maximo eta minimoak 2-17 taulan ikus daitezke.

2015 KOADRANTEA		2016 HORTZ-UZTAIA		
DOITASUNA (μm)				
ESKANERRA	Mean \pm SD	max-min (%95 KT)	Mean \pm SD	max-min (%95 KT)
CEREC BLUECAM	34,2 \pm 10,5	28,4-40,1	56,4 \pm 15,4	47,9-64,9
CEREC OMNICAM	37,4 \pm 8,1	32,9-42,0	48,6 \pm 11,6	42,2-55,0
ITERO	49,0 \pm 12,4	42,1-55,9	68,1 \pm 18,9	57,6-78,6
LAVA COS	47,7 \pm 16,1	38,4-57,0	82,8 \pm 39,3	61,0-104,6
TRUE DEFINITION	21,8 \pm 7,4	17,7-25,9	59,7 \pm 29,4	43,4-76,0
TRIOS	25,7 \pm 4,9	23,0-28,4	47,5 \pm 21,4	35,7-59,4
TRIOS COLOR	26,1 \pm 3,8	24,1-28,3	42,9 \pm 20,4	31,6-54,2

2-17. taula: Bi lanetan koadrante eta hartz-uztaian neurturiko doitasun balioak (Mean: batez bestekoa. SD: desbideratze estandarra)

Zimmerman-ek 2017an argitaratutako beste lan batean ere [119], egiazkotasun erreferentziak izateko zailtasunak argudiatuz bi eskanerren doitasuna neurtu eta prozedura konbentzionala jarraituz eginiko modelo batena konparatu zituen. Kasu honetan, hartz-uztai osoa eskaneatzeko protokoloa integratuta zuten bi eskaner berri

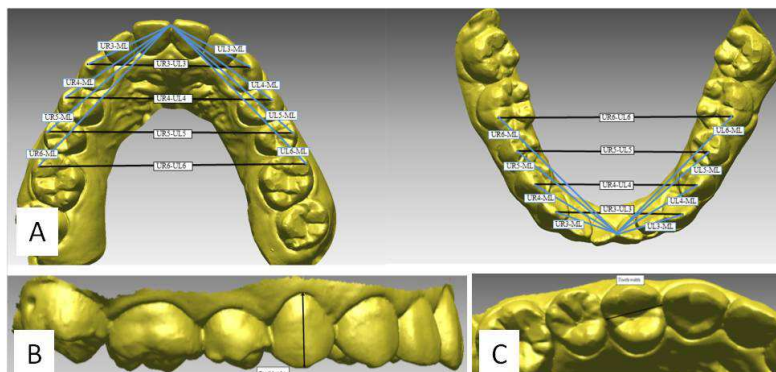
2. TESTUINGURUA

aztertu ziren (Sirona etxeko CEREC Omnicam eta Ormco etxeko Lythos). Kasu honetan, lehenago aipaturiko Ender-en lan bietan bezala [93, 100], bost boluntarioren hiru inpresio digital egin zituzten eskaner bakoitzarekin. Atzemandako STL fitxategiak 3D sareen analisirako softwarea (OraCheck, Cyfex) erabiliz lerrokatu eta sareen arteko desbideratzeak neurtu zituzten, 2-18. taulan azaltzen diren doitasun balioak lortuz.

ESKANERRA	DOITASUNA (μm)	
	Mean \pm SD	max-min (%95 KT)
CEREC OMNICAM	74,5 \pm 39,2	52,8-96,2
ORMCO LYTHOS	91,4 \pm 48,8	64,4-118,4
Inpresio Konbentzionala	162,2 \pm 71,3	122,7-201,7

2-18. taula: Hortz-uztai osoan neurturiko doitasuna (Mean: Batez bestekoa. SD: Desbideratze estandarra)

Zhang-ek 2016ean arku osoan eginiko lana argitaratu zuen [120]. Kasu honetan ez zuen eskanerren zehaztasun, egiazkotasun edota doitasun baliorik ematen. Lanaren helburua metodo konbentzionala eta digitala konparatzea izan zen eta horretarako hortzen arteko distantzia batzuk, hortzen altuera eta hortzen zabalera neurtu eta konparatu zituzten. 2-33. irudian ikusi daitezkeen zeharkako distantziak, aurre-atze distantziak, zabalera eta altuerak neurtu zituzten. Horretarako 20 pazienteren hortz-uztai osoen inpresioak egin zituzten prozedura konbentzionala jarraituz eta digitalki itero eskanerra erabiliz beste horrenbeste inpresio digital.



2-33. irudia: Konparaketak egiteko erabilitako distantziak. A, hortzen artekoak eta aurre-atze distantziak. B, hortzen altuera. C, hortzen zabalera [120]

Atzemandako inpresio konbentzional eta digital bakoitzean 72 distantzi konparatu zituzten goiko eta beheko hortzerietan (24 hortzen arteko distantzi, 24 hortzen altuera eta 24 hortzen zabalera). Konparaketa hau egiteko 20 boluntarioetako bakoitzari prozedura konbentzionala jarraituz hortz-uztai osoaren inpresioak egin zitzaizkien eta inpresio horietatik igeltsuzko modeloak fabrikatu. Modelo hauetan kalibre digitala erabiliz egiazkotasun erreferentziatzat erabiliko ziren 72 distantziak neurtu ziren (2-33. irudia). 20 boluntarioei, Itero eskanerra erabiliz hortz-uztai osoaren inpresio digitalak egin zitzaizkien eta atzemandako prozesu honetatik lorturiko STL fitxategietan alderantzizko ingeniarietako softwarea erabiliz (Rapidform, 3D Systems), kontroleko 72 neurriak neurtu.

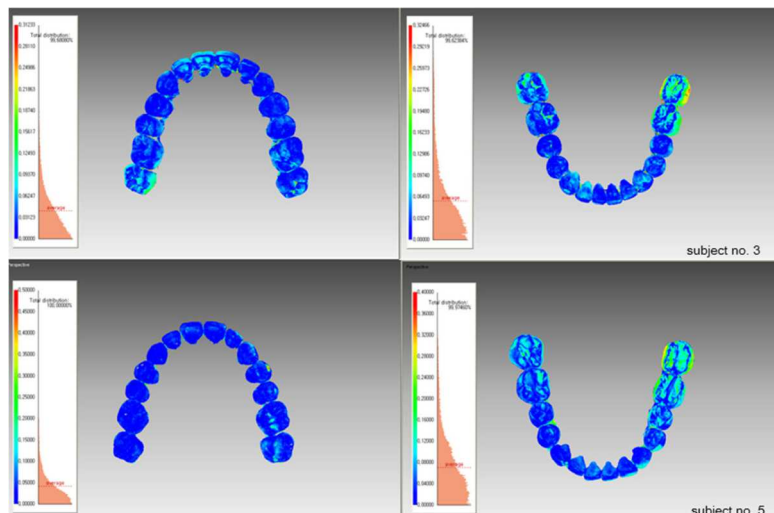
Prozedura bat eta beste jarraituz, kontroleko neurriak hartu eta konparaketa egin ondoren, eskaner intraoralekin atzemandako inpresioak baliagarriak zirela ondorioztatu zuten. Zeharkako distantzietan 0,22mm-tatik beherako diferentziak neurtu zituzten, aurre-atze distantzietan 0,2mm-tik beherakoak, hortzen altueran 0,1mm-tatik beherakoak eta hortzen zabalera 0,09mm-tatik beherakoak.

2. TESTUINGURUA

Lee-k ere 2018an hortz-uztai osoan eskaner intraoralekin atzemandako inpresioak aztertu zituen [121]. Horretarako diagnostikaturiko patologiarik ez zuten 32 boluntarioren goiko eta beheko hortz-uztaien inpresioak egin zituzten; batetik prozedura konbentzionala jarraituz eta bestetik bi eskaner intraoral erabiliz. Lan honetan ere, egiazkotasun erreferentzia bezala prozedura konbentzionalak jarraituz atzemandako inpresioetatik eginiko igeltsuzko modeloa erabili zuten. Modelo hau mahai gaineko erreferentziazko eskaner batekin (Orapix, Orapix Co.) eskaneatu eta lorturiko STL-ak egiazkotasun erreferentziazat erabili zituzten.

Inpresio digitalak bi eskaner intraoral ezberdin erabiliz egin zituzten (Trios eta Itero) ondoren, alderantzizko ingeniartzako softwarea erabiliz (Rapidform, 3D Systems) STL fitxategiak gainjarri eta bi azterketak egiteko: batetik, eskaner intraoral biek in atzemandako STL sareen arteko diferentziak sare osoan neurtzeko eta bestetik, hortz-uztaian aukeraturiko 3 puntutan (ebakortzetan kokaturiko bat, ezkerreko lehen haginean eta eskuineko lehen haginean) inpresio digitalen eta igeltsuzko modeloaren STL fitxategien arteko desbideratzeak neurtzeko. Eskaner intraoralekin lorturiko inpresioen konparaketen batez besteko desbideratzeak 0,057mm-takoak izan ziren goiko hortz-uztaian eta 0,069mm-takoak beheko hortz-uztaian eta kolore histogramak erakusten duen bezala, desbideratze handienak hortz-uztaien atzealdeetan eman ziren (2-34. irudia).

Nabarmentzekoa da STL sareen gainjartzetik sareko puntuen artean zeuden desbideratzeak neurtzeaz gain, 3 puntu jakinen arteko desbideratzeak aztertu izana.



2-34. irudia: Itero eta Trios eskanerren arteko konparaketen kolore histogramak. Desbideratze handienak hagin eremuetan gertatu ziren [121]

Aukeraturiko hiru puntu hauen desbideratzeei dagokionez, sare bakoitzeko hiru puntuetako x, y eta z norabideko desbideratzeak neurtu zituzten eta ez desbideratzearen balio absolutua. Neurturiko batez besteko desbideratze handiena $0,15 \pm 0,17$ mm izan zen. Maximo hau beheko hortz-uztaiko ezkerreko lehen haginean neurtu zuten.

Eskaner bien arteko inpresioetan ezberdintasunak egon ziren arren, inpresio hauek konbentzionalarekin konparatzerakoan, eskaner arteko ezberdintasunak ez zirela esanguratsuak ondorioztatu zen.

In-vivo eginiko azterketen artean, erabilitako metodologiaren ikuspuntutik ezberdina den lanetako bat 2016ean, Kuhr-ek argitaratutakoa [122] da. Hortz-uztaian 4 esfera itsatsita jartzeko modua diseinatu zuten, esfera hauen arteko distantziak ezagutzuz egiazkotasun erreferentzia izateko. Erreferentzia hau, teorikoki elkarrengandik posizio erlatibo ezagunetara zeuden 4 esferaren arteko distantziak eta angeluak ziren.

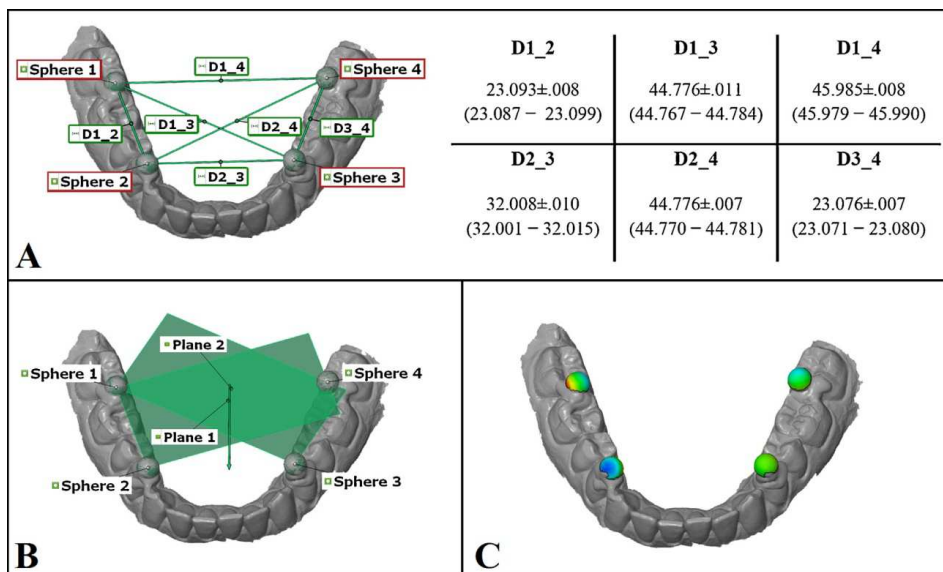
Erreferentzia distantzia eta angelu hauek neurtzeko, aurretik lau esferak imantaturiko txantilo batetan kokatu zituzten (2-35. irudia). Bertan zeudelarik, esferen arteko

2. TESTUINGURUA

distantziak eta esferak hirunaka aukeratu definturiko planoen normalen arteko angeluak neurtu zituzten (2-36. irudia). 1, 2 eta 4 esferak plano bat defintzen zuten eta 1, 3 eta 4 esferak beste plano bat. Plano hauetako bakoitzaren normalarekin angeluak neurtu zituzten. Neurketa hauek koordinatu bidez neurtzeko makina (Metrolog XG, Metrologic Group) erabiliz egin zituzten eta distantzia eta angelu hauek egiazkotasun erreferentziatza erabili.



2-35. irudia: A, txantiloian kokaturiko esferen kola jartzen. B, esferak hortz-uztaian kokatzen. C, esferak ahoan kokaturik [122]



2-36. irudia: A, 4 esferak eta erreferentzia distantziak. B, Angeluak neurtzeko sortutako planoak. C, 3D irudi ezberdinen lerrotatzea esferak erabiliz [122]

Esfera hauek, posizioa mantenduz eta kola erabiliz beheko hortz-uztaian finkatu zituzten (2-36. irudia) eta lehenengo hiru eskaner intraoral erabiliz beste hainbeste

inpresio digital atzeman zituzten. Ondoren, prozedura konbentzionala jarraituz inpresio konbentzionalak. Inpresio konbentzionaletatik sortutako modeloetan kontrolerako distantzia eta angeluak koordenatu bidez neurtzeko makina erabiliz neurtu zituzten. Inpresio digitaletan, alderantzizko ingeniartzako softwarea erabiliz (GOM Inspect, GOM).

Prozedura hau diagnostikaturiko patologia gabeko 50 boluntariotan errepikatu zuten guztira 200 hortz-uztai osoko inpresio aztertuz (150 inpresio digital eta 50 konbentzional). Egiazkotasuna neurtzeko, prozedura ezberdinen bitartez lorturiko inpresioetan neurturiko distantziak kontrolekoekin konparatu zituzten. Desbideratzeak 2-19. taulan ikus daitezke. Angeluetan neurturiko desbideratzeei dagokienean, inpresio konbentzionalaren ($0,07\pm 0,07^\circ$) eta True Definition ($0,06\pm 0,07^\circ$) eta Trios ($0,13\pm 0,15^\circ$) eskanerrarekin atzemandako inpresio digitalen artean ez ziren diferentzia handiak neurtu. Cerec Omnicam eskanerrarekin desbideratzeak handiagoak izan ziren ($0,28\pm 0,21^\circ$).

KONTROL DISTANTZIETAN BATEZ BESTEKO DESBIDERATZEAK (μm)						
ESKANER.	D1 2	D1 3	D1 4	D2 3	D2 4	D3 4
KONB.	19±13	22±17	43±30	17±12	26±18	18±11
TRUE DEF.	30±16	47±38	86±73	30±20	45±34	23±14
TRIOS	49±26	68±42	97±77	31±21	58±49	48±20
OMNICAM	386±22	798±132	828±265	528±75	731±160	382±27

2-19. taula: Batez besteko desbideratzeak 6 kontrol distantzietan

Lorturiko emaitzetatik, prozedura konbentzionala jarraituz eginiko inpresioetan errorea digitalki eginikoetan baino txikiagoa zela ondorioztatu zuten. Hau da, eskaner intraoralen zehaztasuna hortz-uztai osoaren inpresioetan, prozedura konbentzionalarekin lorturikoa baino okerragoa zela.

2017an Nedelcu-k ebakortzak, letaginak eta haginaurreko hortzak batzen zituen hortz-uztai eremuan eskaner intraoralen zehaztasun aztertu zuen [123]. Lan honetan egiazkotasun erreferentziak definitzeko hortzen azaletan itsatsitako 3mm-tako

2. TESTUINGURUA

erradiodun lau esfera erdi erabili zituzten (2-37. irudia). Esfera erdi hauek hortzetan itsatsita zeudelarik ikusgai zegoen hortz-uztai erdia eskaneatu zuten erreferentziazko eskaner industrial bat erabiliz (ATOS Core 80 5MP, GOM). Eskuraturiko 3D sarea, egiazkotasun erreferentziazat erabili zuten.



2-37. irudia: ATOS eskanerrarekin esfera erdiak itsatsita dituen hortz-uztaiaren eskaneatze prozesua

Ondoren, hortz-uztaiaren inpresio konbentzional bat eta 3 eskaner intraoral ezberdin erabiliz (True Definition, Trios, Cerec Omnicam) inpresio digitalak atzeman zituzten (hiru inpresio digital eskaner bakoitzarekin). Inpresio konbentzionaletatik abiatuz, igeltsuzko modeloa fabrikatu zuten eta laborategiko eskaner batekin (D1000, 3Shape) eskaneatu modeloaren 3D irudia STL formatuan eskuratzeko.

Prozesua bost boluntarioran errepikatu zuten eta konparaketak alderantzizko ingeniartzako softwarea (Geomagic Control, 3D Systems) erabiliz egin zituzten.

Esferak, 3D sareen arteko lerrokatzeak egin eta desbideratzeak neurtzeko erabili zituzten. Kontrol neurrietatik zeuden desbideratzeak neurtuz egiazkotasun balioak lortu zituzten eta talde bakoitzeko 3D sareen artean ematen ziren desbideratzeak neurtuz, doitasun balioak.

Lan honetan ez zuten desbideratzeen zenbakizko baliorik eman. Desbideratzeen batez bestekoak, mediana eta konfiantza tartekak erakusten zituzten grafikoak eta kolore mapak besterik ez zituzten argitaratu.

Kuhr-ek [122] argitaratutakoan bezala, hartz-uztai osoko inpresioetan prozedura konbentzionala digitala baino zehatzagoa zela ondorioztatu zuten. Eredu edentulurik gabeko hamar hartz hartzen zituen inpresioetan, modu digitala konbentzionala besteko zehatza zela, baina hortik aurrera okerragoa.

2.6.7 HORTZ GABEKO EREMUAK (EREMU EDENTULUAK)

Eskaner intraoralak, prozedura konbentzional bitartez fabrikatutako modelo guztiak ordezkatzeko diseinatuak izan dira, baina modelo hauek behar ezberdinei erantzuteko fabrikatzen dira eta behar ezberdin hauetan egon daitezkeen zehaztasun gabeziak ondorio larriagoak edo arinagoak izan ditzakete. Zehaztasun maila handienetarikoa behar duen lanetako bat inplanteen gainean finkatu beharreko hartz-protesi finkoen fabrikazioa da. Inplanteek hezurra daudenean beraien posizioa aldatu edo mugitzeko duten gaitasuna hortzek dutenaren hamarrena da [124]. Ondorioz, inplante hauetan finkatu behar diren egiturek izan ditzaketen desbideratzeak konpentsatzeko gaitasun urriagoa dute [124]. Hau dela eta, inplanteen gainean finkatu beharreko errestituzio lanak egiteko behar diren inpresioak beste zenbait erabileretarako behar diren inpresioek baino zehaztasun maila handiagoa eskatzen dute.

Horrez gain, prostodontzia kasu hauetan hartz gabeko eremu edo eremu edentuluak aurkitzen dira eta egoera honek zaildu egiten du eskanerren atzemate prozesua. Pazienteei hartz bakar bat, zenbait hortzen arteko zurbia edo hartz-uztai osorako

2. TESTUINGURUA

protesiak egiten zaizkie hortz gabeko eremuetan jartzeko. Eskanerrek eremu edentulu hauen inpresio digitalak atzemateko arazoak dituzte, bereziki eremu hauek handiak direnean, baina inpresio mota hauek dira hain zuzen ere, inpresio digital zehatza eskatzen duten kasuetako bat. Baina eskaner intraoralekin atzemandako inpresio digitalen zehaztasun azterketetan, hortz gabeko egoera konkretu hau aztertu duten lanak oso gutxi dira [102], nahiz eta badiren ondorioak atera dituzten zenbait.

Andriessen-ek 2014an Itero eskannerarekin eginiko lanean, eremu edentuluek sortzen dituzten arazoak aurkitu zituen [125]. In-vivo eta hortz-uztai osoan eginiko ikerlanean 25 hortz-gabeko gaixoren kasuak erabili zituzten. Gaixo hauek, bi inplantetan finkatzeko errestaurazio baten beharra zuten (2-38. irudia) eta lan honetan, modu konbentzionaletan eta modu digitalean kasu hauetarako inpresioak egin zituzten ondoren prozedura bat edo beste jarraituz lorturiko emaitzak konparatu ahal izateko.



2-38. irudia: Bi inplanteetan berauek egoki kokatzeko scanbodyak finkatuta dituen edentulua [125]

Eskaner intraoralak erabiliz 25 kasuetako bakar batean lortu zen aurretik finkaturiko 0,1mm-tako eta 0,4°-tako errore maximoa ez gainditzea, besteetan gehienez 0,526mm-tako distantzi erroreak eta 9.563°-tako angulazio erroreak neurtu zituzten. Baina neurtutako erroreaz gain, lan honetatik lortutako datu garrantzitsu bat,

erabilitako eskaner intraoralak (Itero, Align Technology) hortz gabeko eremuak eskaneatzeko zailtasunak zituela izan zen. Eskaneatze prozesuan, gailuak erreferentziak galdu eta lorturiko irudiak elkartzean akatsak ematen zituen. Batetik eremu edentuluetan elementu anatomiko bereizgarriak ez egoteak eta bestetik, scanbodyak geometrikoki berdinak izateak kasu hauen eskaneatze prozesua asko zailtzen zuela ondorioztatu zuten. Eskaner intraoralak, scanbody ezberdinak bat izango balira bezala interpretatzen zituen 3D irudiaren eraikuntzan lotura akatsak emanek. Egindako lanean, inpresio digital ia guztiak baliogabeak izan ziren.

Basaki-k 2017an in-vitro eginiko lanean ere, haginaurreko hortz eta haginaren eremuen artean egoera edentulu baten erreplika prestatu zuen eta inpresio digitala eta konbentzionala konparatu zituen [124]. Hortz gabeko eremu hauetan eskaner intraoralekin eginiko inpresioetan neurturiko erroreen batez bestekoa 116 ± 94 μm -takoa izan zen eta prozedura konbentzionala jarraituz eginikoetan 56 ± 29 μm -takoa. Eskaner intraoralekin eginiko errestituzio kopuru esanguratsua ez zela klinikoki onargarria baieztatu zuten. Frogatutzat eman zuten ere inpresio digitalen zehaztasunean eragina dutela bai erabiltzen den eskanerrak, bai eremu edentuluetan ematen diren inplanteen arteko distantziak.

Lan honetan bezala beste batzuetan ere eremu edentuluen arteko distantzia zenbat eta handiagoa izan, errorea ere orduan eta handiagoa dela frogatu da [126, 127]. Bada eskaner intraoralak erabiliz hortz gabeko gehienezko luzera 10 hortzetara mugatu duenik ere [123], baina gehienezko distantzi hau eskaner intraoral ezberdinen izaeraren menpekkoa da.

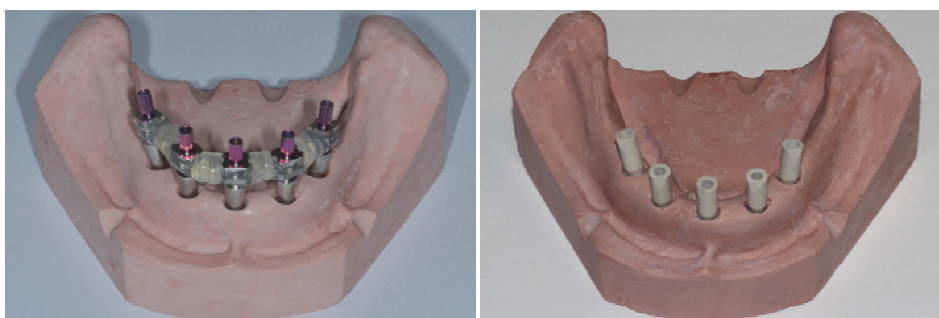
Arazo hauek kontutan izanik paziente edentuluen ahoen inpresio digitalak lortzea eskaner intraoralekin egin beharko litekeen kasu zailenetakoa dela konfirmatu daiteke, bereziki hortz-uztai osoari eragiten dionean. Eskaner intraoralek aho barrunbearen erreplikak, irudi ezberdinak elkarlotuz eraikitzen dituzte. Lotura hauek egiteko geometria, kolore edo kurbatura erradio ezberdinak baliatzen dituzte eta eremu

2. TESTUINGURUA

edentuluetan ezberdintasun hauek ez dira horren nabarmenak [15, 128]. Honek, atzemandako irudien arteko lotura bakoitzean errorea sartzea dakar eta eskaneatze eremua handitu ahala lotura kopurua ere handitu egiten denez, errorea neurri berean handitu egiten da. Arazo honi aurre egiteko, eta edentuluentzako errestituzioak egitea prostodontzian gerta daitekeen behar larrienetarikoa izanik, konponbide baten beharra ikusten da. Izan ere, eskaner intraoralek paziente edentuluen inpresio digitalak atzematuko ez dutela balio esaten duten lan ezberdinak argitaratu dira [123–125]

2.6.7.1 *Eremu edentuluak eskaneatzeko proposamenak*

Aipaturiko arazoari aurre egiteko zenbait ikertzailek edentuluen aho barrunbearen inpresio digital egokiak lortzeko soluzioak proposatu dituzte. 2015 eta 2016ean Papaspyridakos eta Amin-ek in-vitro eginiko lanetarako guztiz edentulua zen modeloa prestatu zuten [102, 129]. Beraien helburua, modu konbentzionalan eginiko inpresioak eskaner intraoralekin eginikoekin konparatzea zen baina modu konbentzionalaren zehaztasuna bi egoera ezberdinetan aztertu zuten: lehenengoan prozedura modu guztiz konbentzionalan jarraitu zuten eta bigarrean, scanbodyen artean erretxinazko lotura materiala jarria zutelarik (2-39. irudia).



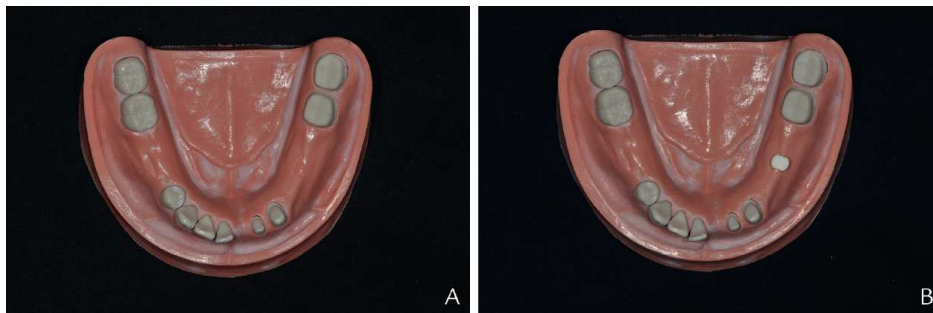
2-39. irudia: Scanbodyak erretxinaz elkarloturik edo elkar lotu gabe inpresio konbentzionala bi modutan egiteko [102]

Beraien helburuak beste batzuk ziren, besteak beste implanteek izan zitzaketen angulazioak eraginik zuen jakitea eta ez zuten erretxinaren teknika hau inpresio

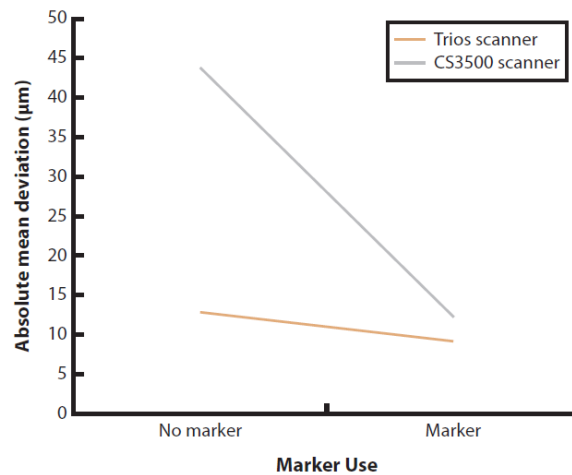
digitaletan aplikatu. Horrez gain, erretxinak gogortzeko behar izan zituen 24 orduak ere ezinezko egingo lukete in-vivo frogatzea; baina emaitzek argi erakutsi zuten lotura-erretxinaren erabilerak inpresio digitalaren zehaztasuna nabarmen hobetzen zuela.

2017an Kim-ek eremu edentuluek izan ditzaketen eragin kaltegarria saihestu nahi izan zuen tarte hauetan elementu artifizial bat kokatuz [130]. Egindako lanaren helburua, elementu honek izan zezakeen eragina aztertzea izan zen in-vitro eginiko lan batean eta 3 eskaner intraoral erabiliz.

Elementu artifiziala modeloan kokatuta eskaneatze denbora laburragoa zen eta elementua jarri gabe zegoenean ez bezala, eskaneatze guztiak baliagarriak izan ziren. Emaitzei dagokionez, elementu artifiziala jarriaz egiazkotasuna hobetu bazen ere ezberdintasunak ez ziren esanguratsuak izan. Doitasunari dagokionez berriz ezberdintasunak esanguratsuak izan ziren balio hobeak lortuz elementua ahoan kokatuta zegoenean (2-41. irudia).



2-40. irudia: Beheko hartz-uztaiaren erreplika errestituzioa finkatzeko prestatutako 4 hortzekin eta 26mm-tako hartz gabeko tartarekin. (A) elementu artifizial gabe; (B) elementu artifiziala jarrita [130]



2-41. irudia: Batez besteko doitasuna elementu artifizialaren erabileraren arabera 2 eskanerrekin [130]

2.6.8 ERRESTAURAZIOEN INTEGRAZIOA HEZURREAN

Hortz errestaurazio lanetan, inpresio digitaletatik abiatuz hortz berri bat, zubi bat edota implante kopuru ezberdinen gainean finkatu beharreko egiturak sortu daitezke eta implante gaineko egitura hauek ere neurri ezberdinak izan ditzakete.

Egitura hauek, aurretik hezurrean kokaturiko inplanteetara finkatu behar dira eta prozedura hau ahalik eta zehatzen egitea ezinbestekoa da ondoren gertatu ahalko liratekeen konplikazioak saihesteko. Finkapen prozedura honen zehaztasun maila, “doikuntza pasibo” bezala neurtzen da eta doikuntza pasibo hau definitzeko adostasun eza edo zailtasunak egon arren [131], orokorrean egiturak ezarritako inplanteen gainean pasiboki (indarririk eragin gabe) kokatzeko duen gaitasunari deritzo. Jemt eta Lie-k honela definitu zuten: denboran zehar konplikazio klinikorik eragingo ez duen zehaztasun maila [132].

Baina baieztapen honi zenbakizko balore bat emateak ere bere zailtasunak ditu eta oraindik ez da kotsentsuzko baliorik adostu [124, 129, 133–135], neurri batean pazienteen maila emozionalaren eta beraien erreakzio biologikoen menpe ere

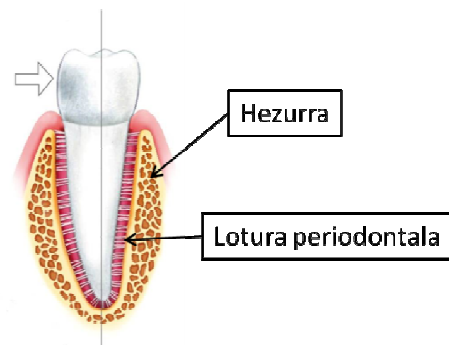
badagoelako [136]. Hala ere, ikerlan ezberdinetan parametro eta balio ezberdinak neurtu ahal izan dira. Metodologia ezberdinak jarraituz, norabide ezberdinetako desdoitzeak neurtu dira eta inpresio teknika ezberdinak aztertuz, inplanteen gainean finkatu beharreko protesien doikuntza pasiboa, erabili den inpresio teknikaren araberakoa dela frogatu da [137].

Christensen-ek [138] adibidez, noranzko bertikalean izan beharreko doitasuna gehenez $51\mu\text{m}$ -takoa gain-gingibalean eta $119\mu\text{m}$ -takoa azpi-gingibalean izan behar dela ondorioztatu zuen. Dodmon-ek [139] aditu ezberdinen iritziak bildu zituen eta horizontalki $32\mu\text{m}$ eta $230\mu\text{m}$ bitartekoa, eta bertikalki $43\mu\text{m}$ eta $196\mu\text{m}$ artekoa izan behar zela esaten zuen. Carr eta Toth-ek [140] berriz, inplanteen eta egituraren arteko diferentzia $95\mu\text{m}$ -tik beherakoa izan behar zela. Hauek, egiturak ahoan ikustetik eta ukipen sentazioetan oinarritutako lanen ondorio izan ziren. Jemt-ek berriz, Nobel Biocare-ren (DCA 074, Nobel Biocare) urrezko torloju protesikoaren hariaren esperientzian oinarrituz, gehieneko desdoitzea $150\mu\text{m}$ -takoa izan behar zela zion [141]. Eta beste alde batetik, biologikoki hezurak desdoitzeak onartzeko duen gaitasuna aztertu duten ikerketak daude. Ikerketa hauek kasu batzuetan animalietan eginiko ikerketetan eta beste batzuetan pertsonekin eginikoetan oinarrituz, $38\mu\text{m}$ eta $400\mu\text{m}$ arteko desdoitzeak neurtu izan dituzte baina biologikoki desdoitzearen muga onargarriak non dauden zehaztuko duen ikerketa zientifikorik ez dagoela baino ez dute ondorioztatu [136].

Lehenago azaldu den bezala, errestaurazio lan ezberdinak batzuetan inplanteen gainean finkatzen dira eta beste batzuetan hortzen gainean. Inplanteen gainean finkatu beharreko egiturek behar duten doikuntza maila, hortzen gainean finkatu beharrekoena baino estuagoa da. Hortz inplanteak mugikortasun murrizta dute eta duten gutxi hori hezurak duen elastikotasunagatik da [142]. Lotura periodontal ezak (2-42. irudia) inplantea gaizki doitutako egiturara egokitzea galarazten du eta ondorioz inplante eta egituraren barne tentsioak sortzen dira [143]. Estatikoki gertatzen diren tentsio hauei gainera, hozkadan ematen direnak batu behar zaizkio eta ondorioz

2. TESTUINGURUA

ulergarria da inplanteen gainean finkaturiko errestituzioek hortz gainean finkaturikoek baino emaitza okerragoak ematea [144].



2-42. Irudia: Hartz baten lotura periodontala

Inplantearen eta inplante hau sartuta dagoen hezuraren artean desdoitzea ematen denean, neurri bateko tolerantzia biologikoa ematen da. Baina tolerantzia biologikoa hau ezberdina da hezurak hortza inguratzen duenean edo hezur honek inplante bat inguratzen duenean. Lotura periodontalak hortzak axialki 25 eta 100 μ m artean mugitzea ahalbidetzen du eta 56 eta 108 μ m artean alboz [142]. Hezuraren integraturiko hortz inplanteak hezurarekin kontaktu zuzenean daude eta mugimenduak hezuraren konpresio ahalmenaren menpeko dira. Mugimendu hauek axialki 3 eta 5 μ m artean eta alboz 10 eta 50 μ m artean kokatzen dituzte [125].

Guzti honengatik da garrantzitsua prostodontziako aplikazio konkretu honetan inpresio digitalatik abiatuz eginiko errestituzioen zehaztasuna. Zehaztasuna espezialitate eta kasu kliniko guztietarako beharrezkoa bada ere, inplanteetara finkatu behar diren errestituzioek duten doitasun behar handiagoa ere nabarmena da.

2.7 JUSTIFIKAZIOA ETA HELBURUAK

Gizarteko beste esparrutan bezala, teknologia berriak eta berauek eskaintzen dituzten abantailak odontologian ere tokia dute. Teknologia berri hauek odontologiako

espezialitate ezberdinetan, eta hauek izan ditzaketen lan-fluxuko atal ezberdinetan integratu daitezke. Atal ezberdinetako batek, gizakion hortz-uztairen erreplika edo inpresioa lortzea du helburu paziente ezberdinak izan ditzaketen behar ezberdinei erantzuteko, eta inpresio hauek eskaner intraoralekin egiten dira. Inpresioak espezialitate eta helburu ezberdinekin erabili daitezke, besteak beste ortodontzia eta kirurgia ortognatikoan baina inpresioen zehaztasun maila handiena exijitzen duen espezialitatea prostodontzia da eta bereziki inplanteen gainean finkatu beharreko errestituzioen kasua. Kasu hauen artean ere, inpresioen zehaztasuna kritikoagoa da hortz-uztai osoan eta zenbait inplanteren gainean jarri behar den errestituzioetan, inplante bakar baten gainean jarri behar den kasuetan baino. Izan ere, hortz-uztai osoko inplanteen gaineko errestituzioen kasuan, inplante hauetan metalezko egitura zurrunik finkatzen dira (2-43. irudia), ondoren egitura hauetara hortz-berriak lotzeko. Kasu denetan, inplante hauek material biologiko ez direnez, hezurrean integratzeko zailtasunak dituzte eta arazo ezberdinak sortu daitezkeen arren, inpresio digitaletatik sorturiko egiturak zehaztasunez eginez gero, arazo hauetako batzuk saihestu daitezke.



2-43. irudia: Inplanteen gainean finkatu beharreko egitura eta berari lotzen zaizkion hortzak

2.7.1 HELBURUAK

Eskaner intraoralekin atzemandako inpresio digitaletan behar duten zehaztasuna jakinik, eskaner hauek odontologiako lan-fluxuan integratzeko lan honetan bi helburu nagusi finkatu dira:

Lehen helburua: eskaner intraoralekin eginiko digitalizateen egiazkotasuna eta doitasuna neurtu ahal izateko metodologia diseinatu. Diseinaturiko metodologia hau, in-vitro egingo den esperimentazio prozesu baten aztertuko den arren, in-vivo egiteko bete beharreko baldintzak kontutan izango dira. Zehaztasuna hortz-uztai osoan aztertzea bilatzen da eta esperimentazio fasean merkatuan erreferente diren 3 eskaner intraoral ezberdin erabiliko dira, bakoitza dagokion software bertsio eguneratuarekin. Ondorioz, eskaner hauen egiazkotasun eta doitasun balioak ematea nahi da.

Bigarren helburua: eskaner intraoralekin edentuluaren hortz-uztaiak lortzeko duen zailtasuna ezagutzuz, eta edentuluak errehabilitazio behar estuenak dituztenak direla jakinik, patologia hau duten pazienteen hortz-uztaiaren inpresio zehatza lortzeko metodologia diseinatu eta bere baliagarritasuna frogatu nahi da. Froga hau, berriz ere, merkatuan erreferente diren eskaner intraoralekin burutuko da.

2.7.2 LANAREN HIPOTESIAK

Lan honetan bi hipotesi nagusi ezberdintzen dira. Batetik, eskaner intraoralen zehaztasuna aztertzeke metodologiari dagokiona eta bestetik eremu edentuluak eskaneatzeko teknika proposamenari dagokiona.

Zehaztasuna aztertzeke metodologiari dagokionez, patroi ezagun baten erabilerak egiazkotasun erreferentziak eman eta eskaner intraoralen zehaztasuna in-vivo egiteko aukera emango duela aurreikusten da. Hipotesia baieztatzekotan, metodologia, hortz-uztai osoaren zehaztasuna aztertzeke baliagarri izango da eta egingo diren frogetan, eskaneatze eremuaren handitzerekin batera inpresio digitalen zehaztasuna okerragoa dela ere konfirmatuko da. Hala ere, esperimentazioa egin den unean erabilitako eskanerrak merkatuan dauden azken bertsioak izanik, hortz-uztai osoko inpresioak klinikoki onargarriak izango direla aurreikusten da.

Eremu edentuluaren inpresio digitalak atzemateko teknikari dagokionez, hipotesia baieztatzekotan, eskanerrentzako eremu homogeenetan artifizialki jarriko diren

erreferentziek lagundu egingo diote edozein eskanerri inpresio digitalak atzematzen. Laguntza honekin edozein eskanerrekin atzemandako inpresioen zehaztasuna nabarmen hobetuko da, inpresio digital hauek parametro onargarrietan sartuaz. Teknika honek edozein eremu edentuluren inpresio digitala atzematuko balioko du, hortz zubi batetatik hasi eta hortz-uztai osoa hartzen duen inpresio artekoa.

2. TESTUINGURUA

3. METODOLOGIA

Aurreko atalean ezarritako helburu nagusiak betetzeko metodologia ezberdin bi diseinatu dira. Bata eskaner intraoralen egiazkotasuna eta doitasuna hortz-uztai osoan aztertzeko; bestea eskaner intraoralak estuen hartzen dituen egoera bati aurre egiteko teknika proposamena, paziente edentuluen eskaneatze edo inpresio digitalak hobetzeko, hain zuzen ere.

3.1 ERABILITAKO ESKANER INTRAORALAK

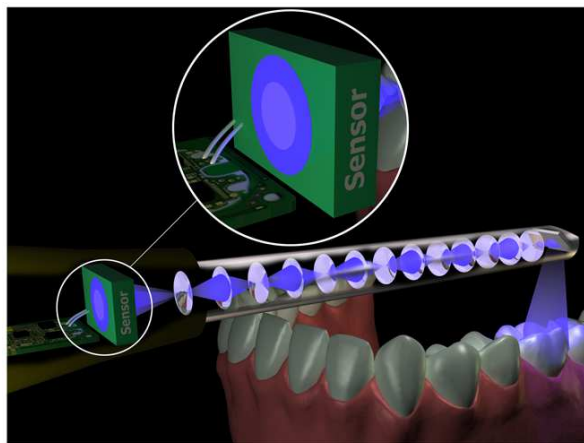
Ezarritako helburuak lortzeko, merkatuan erreferente diren eskaner intraoralen artean 3 aukeratu dira:

- 3M ESPE etxeko True Definition 5.1.1 software bertsioarekin
- Align Technology Inc. etxeko Itero 1.5.0.361 software bertsioarekin
- 3 Shape A/S etxeko Trios3 2015-1 software bertsioarekin.

3.1.1 TRUE DEFINITION ESKANER INTRAORALA

2006an lehen prototipoa egin eta 2008an merkaturatu zuten lehen modelo Lava COS (Lava Chairside Oral Scanner) izan zen eta zenbait garapen egin ondoren, gaur egungo True Definition modelora iritsi dira. Eskaner honekin digitalizatzeko beharrezkoa da hortzeria hautsezatzea eta atzemandako 3D sareak STL formatuan gordetzen dira. Sistema erdi irekia da, inpresio digitalak edozein sistemarekin irakurgai diren STL formatuan deskargatu daitezkeen arren, deskarga hau beraien web plataforma batetik egin behar delako.

Uhin-fronte aktiboaren (Active Wavefront Sampling) laginketa teknologian oinarrituta dago. Kamera bakar bat eta AWS (Active Wavefront Sampling) modulua bakarrik erabiliz gainazalak 3D irudietan bihurtzeko teknika da. Kamerak, angelu ezberdinetatik irudiak uneoro hartzen dituen 3 sentsore ditu eta irudi hauek elkartuz lortzen da 3D inpresioa

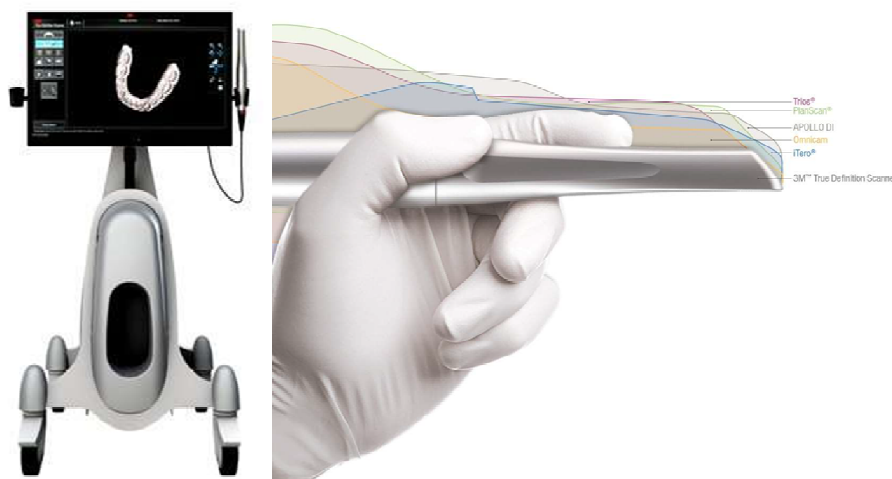


3-1. irudia: True Definition-ek erabiltzen duen uhin fronte aktiboaren teknikaren eskema-irudia

Hortzeriatik atzemandako irudia lente multzo batetatik igarotzen da eta sentsore batean proiektatzen da. Irudia fokuratuta dagoenean objektuaren distantziak lentineen

distantzia fokalarekin bat dator eta desfokuratuta dagoenean lenteetatik objektura dagoen distantzia lauso dagoen irudiaren neurria hartzetik kalkulatu daiteke (3-1. irudia).

True Definition-en kameradun hagaxka merkatuko txikiena da dentista edo teknikarientzako eskaneatze prozesua erraztuz (3-2. irudia) baina lortzen den inpresio digitala ez da koloretan, eta kompetentziarekin konparatuz hau desabantaila da.



3-2. irudia: True Definition eskanerra eta bere kameradun hagaxka

3.1.2 ITERO ESKANER INTRAORALA

Lehen aldiz 2006an merkaturatutako eskaner honek, gaur egun 6000 argazki minutuko ateratzen dituen kamera du. Inpresio digitalak STL formatuan egiten ditu baina ez da sistema guztiz irekia, sorturiko STL hauekin lan egingo duen laborategiak lizentzia bat ordaintzea beharrezkoa duelako. Laborategi hauentzako maila ezberdinetako lizentziak daude, baina ordainketa behin eginda betirako balio du, hau da, lizentzia ez da urtero berriztatu behar.

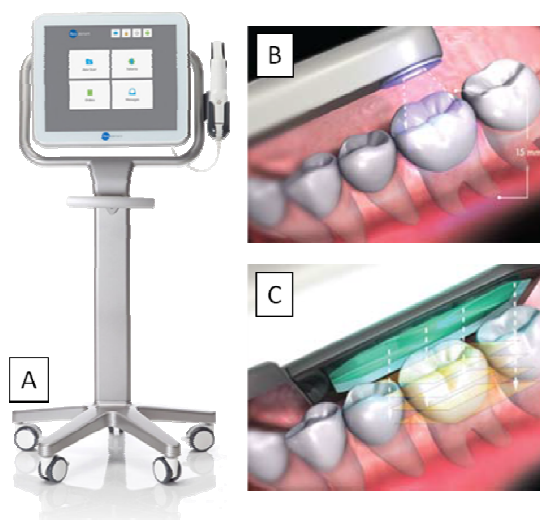
Eskanerraren atzematerako hagaxkan dagoen lentea irudi fokukide paraleloaren teknikan oinarriturikoa da eta hagaxka bermatzen den puntutik behera 15mm-tako

3. METODOLOGIA

sakonera atzematzen du. Honela neurri batean eremu azpi-gingibalak ere atzematzen ditu.

Hortzeriaren gainazala eta inguruko ehunak digitalki atzematzeko laser eta eskaneatze optikoa erabiltzen ditu. Laser argiaren 100.000 puntu atzematzen ditu elkarrengandik 50 mikratan aldentuta dauden 300 foku sakoneretan.

Atzematze prozesuan ez da behar hortzeria hautseztatzerik eta inpresio digitalak koloretan ematen ditu



3-3. irudia: A, Itero eskanerra; B, Atzematze sakonera; C, foku sakonera ezberdinak planoekin adierazita

3.1.3 TRIOS3 ESKANER INTRAORALA

Trios-en bertsio ezberdinak merkaturatu diren arren, lehenengoa 2010ean aurkeztu zen eta 2011an merkaturatu. Erabili den Trios3-a guztiz irekia da, inpresio digitalak formatu irekian sortzen ditu eta eskanerretik zuzenean bidali daitezke laborategira edo formatu horretan zuzenean deskargatu memoria batetara. Inpresio digitalak koloretan egiten ditu eta eskaneatzeko ez du hortz-uztaiak hautseztatzeko beharrik.



3-4. irudia: Trios3 eskanerra

Trios3 eskanerraren teknologia ere irudi fokukide paraleloaren teknikan oinarrituta dago. Hau da plano ezberdinetan dauden puntuak atzematen ditu eta fokuratuta dauden edo ez kontutan izanik 3D sarea eraikitzen du.

Trios3-aren egile den 3Shape etxeak, patentaturiko ezaugarri berritzaileak dituen eskaner zehatz, azkar eta koloretan doitasun handia duena sortu du. Koloreari dagokionez, gizakiak atzeman ditzaken kolore eta itzal ezaugarriak baino doitasun handiagoko emaitzak lortzen dituela nabarmentzen dute.



3-5. irudia: Trios3 eskanerrarekin lorturiko inpresioa

3.2 ESKANER INTRAORALEN ZEHAZTASUN AZTERKETA

Eskaner intraoralen zehaztasunaz hitz egiten denean, aztergaiak egiazkotasuna eta doitasuna dira. Egiazkotasuna aztertzeko, eskanerrarekin egiten diren erreplikak egiazko erreferentziatik zenbat aldentzen diren neurtuko da; doitasuna aztertzeko berriz, eskaner intraoralarekin egindako erreplika horien errepikapen gaitasuna neurtuko da. Hau da, egiazkotasun erreferentziatik zenbat aldentzen den kontutan izan gabe, egiten den erreplika bakoitza birproduzitzeko duen gaitasuna. Eskaner bat zehatza dela edo zehaztasun maila altua duela esango da, berarekin egindako inpresioak egiazko eredutik gertu daudenean eta inpresio berdinak errepikatze gaitasuna duenean.

Lan honetan proposatzen den metodologiarekin, eskaner intraoral ezberdinen zehaztasuna in-vivo eta arku osoan aztertu nahi da, eta horretarako behar-beharrezkoak dira egiazkotasun erreferentziak. Erreferentzia hauek lortzeko orduan zailtasun eta gabezia garrantzitsuak ikusi dira [93, 100], eta horri soluzioa eman nahian, lan honetan patroia bat erabiltzea proposatu da. Patroi hau, aurrerago azalduko den ezaugarri bereizgarri batzuk kontutan izanik diseinatu, fabrikatu eta neurtu da. Eskaneatze prozesuetan hortzeriarekin batera eskaneatu da, lorturiko fitxategi bakoitzean konparaketarako erreferentzi bat izatea ahalbidetuz. Ideia hau, patroia ezagun bat erabiltzearena aurreko atalean azaldu den bezala, Güth-ek erabili zuen in-vitro eginiko lan batean [117]. Proposatutako metodologiarekin, hortz-uztai osoko inpresio digitalen zehaztasuna aztertzeaz gain, hortz-uztai horretan erroreak izan duen eboluzioa ere neurtu daiteke. Izan ere, erabili den patroian kokaturik dauden erreferentziek distantzia eta angelu erroreak hortz-uztai luzera ezberdinetan neurtu daitezke. Edonola ere, in-vivo eginiko azterketa batek dituen zailtasunengatik, diseinaturiko metodologia hau lehenik eta behin in-vitro eginiko lan batean frogatu beharra dago.

Metodologia honen baliagarritasuna aztertzeko eta patroiak behar dituen ezaugarriak definitzeko, aurre-estudio bat egin zen (10.2 eranskina). Aurre-estudio honetarako akrilonitrilo butadieno estireno (ABS) materialean patroi bat diseinatu eta fabrikatu zen. Helburua lehen frogak merkeago den patroi batekin egitea izan zen eta batez ere patroiaren erreplika honen neurketa teknologia merkeagoa erabiliz egitea. Patroia eskaner industrial batekin (ATOS Compact Scan 5M/300, GOM) neurtu zen koordinatu bidezko neurketarako makina batekin egin beharrean (CMM).

Aurre-estudio honetatik, lan honetan aurkezten den metodologiaren definiziorako ondorio garrantzitsuak atera ziren, bereziki patroiaren diseinuan eragin zutenak.

3.2.1 MODELOAREN FABRIKAZIOA

Helburua aho ezberdinetara egokituko zen patroi bat diseinatzea izanik, 3 boluntarioen hartz-uztaien erreplikak egin ziren modu konbentzionala jarraituz (3-6. irudia). Erreplika hauek hartz-klinika batean egin ziren (Eskurza hartz-klinika, www.clinicadentaleskurzablog.wordpress.com) inpresioak konbentzionalki egiteko dauden prozesu eta material aurreratuenak erabiliz. Aukeraturiko boluntarioek hortzeria osoa zuten eta ez zuten diagnostikaturik inongo patologiarik.



3-6. irudia: Bolondres baten hortzeriaren igeltsuzko erreplika

3.2.2 PATROIAREN DISEINUA ETA FABRIKAZIOA

Patroiaren diseinuan 4 puntu nagusi izan ziren kontutan:

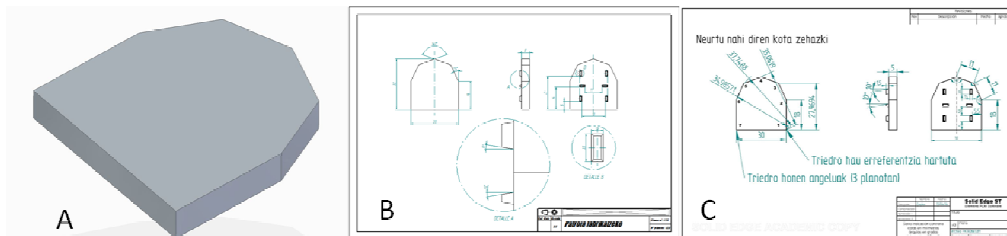
- Patroiaren neurri eta formak, aho ezberdinetan kokatzeko aukera eman behar zuen. Hau honela izanik, patroia berdina aho ezberdinen inpresio digitalen zehaztasuna aztertzeko erabili ahalko da.
- Patroia material biobateragarria erabiliz fabrikatu zen azterketak in-vivo egiten direnean eragozpenik ez izateko. Horrez gain aukeratutako materialak dimentsionalki egonkorra izan behar zuen, bereziki esterilizazio prozesuetan ematen diren tenperatura eta presio baldintzak egoki jasanez.
- Patroiak eskaner intraoralak hartz-uztai osoan zehar sortutako errorea neurtzeko balio behar zuen. Ez da nahikoa erreferentziak hartz-uztaiaren hasieran eta amaieran besterik ez izatea.
- Distantzia eta angeluzko erroreak neurtzeko balio behar zuen.

Bibliografiaren eta argitaraturiko lan ezberdinen azterketatik, diseinaturiko lehen patroia hartz-uztaian egokitu ahalko litzatekeen gorputz prismatikoa izan zen (3-7. irudia). Distantzi ezberdinak neurtzeko puntuak definitzeko aukera ematen zuen. Puntu hauek prismaren hiru planoren arteko ebakiduratik definitu zitezkeen, eta angeluen neurketarako prismaren planoen inklinazioa erabili zitezkeen. Patroia, PEEK materialean fabrikatu eta CMM batean neurtu zen (Crysta-Apex S Series, Mitutoyo). Lehen frogak egin ondoren bi arazo aurkitu ziren: batetik patroia azalera homogeneoa eta geometria bereizgarri gabeziak eragiten zituen digitalizazio arazoak eta bestetik patroia aurpegi ezberdinetan gertatu ziren deformazioek eragiten zituzten zailtasunak.

Patroiaren azalera homogeneoen ondorioz sorturiko arazoak, eskaneatzerakoan ematen ziren zailtasunak izan ziren. Eskanerrek, eskaneatze prozesuan atzematen zituen irudiak lotzeko arazoak zituen eta kasu askotan inpresio digital okerrak sortzen

zituen. Zenbait kasutan patroia deformaturik digitalizatu zuen eta distantziak neurtzeko definitu behar ziren puntuak zehaztea ezinezkoa zen.

Patroiaren aurpegi ezberdinen deformazioaren eraginez sorturiko arazoei dagokienez, arazoen jatorria patroia beraren diseinuan edo fabrikazio prozesuan gertatutako deformazioetan egon zitekeen. Patroia eskaneatzeetik lorturiko STL irudian, alderantzizko ingeniartzako softwarea erabiliz patroia erpinetako puntuak definitu behar izan ziren, ondoren beraien arteko distantziak neurtzeko. Puntu hauek, hiru planoren arteko ebakidura bezala definitu ziren softwareak horretarako eskaintzen dituen erremintak erabiliz. Plano hauek, prismaren triedro ezberdinetako aurpegietan oinarrituz sortu ziren, baina fabrikazio prozesuan prismaren aurpegi ezberdinetan lautasun arazoak gertatu zirenez, aurpegi hauetan oinarriturik sorturiko planoak ere ezegoki sortu ziren. Plano ezegoki hauekin, triedro okerrak sortu ziren eta ondorioz puntuak. Sorturiko puntuak, erpin errealetatik aldenduta kokaturik zeuden.



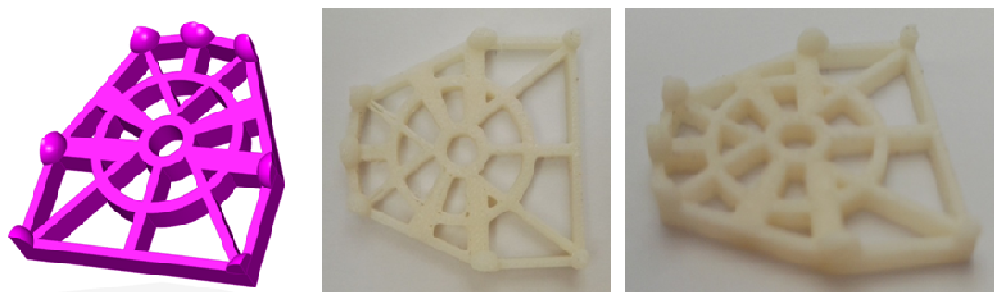
3-7. irudia: A, Lehen patroia diseinua; B, fabrikazio plano; C, neurketetarako plano

Eginiko lehen patroia honek diseinuari eta fabrikazioari egotzitako arazoez gain, eskaneatze prozesuan ere arazoak eragin zituen: patroia ahoan finkatzeko, patroia erretxina batean sartu behar zen eta erretxina honek patroia alboko planoak estali egiten zituen. Ondorioz puntuak sortzeko behar ziren 3 planoetako 2, neurri handi batean erretxina honengatik estalita gelditzen ziren kontrol puntuak sortzeko behar zen triedroa egoki definitzea eragotziz. Aurkitutako arazo guzti hauek, patroia diseinu eta definizioa birplanteatzea eskatu zuen.

3. METODOLOGIA

Diseinaturiko bigarren patroiak, errearen neurketarako esfera zatiak baliatzea zuen helburu. Horretarako, esferak elkarrengandik distantzi ezagun batetara mantenduko zituen egitura diseinatu zen. Lehen diseinuan ez bezala, bigarren honetan distantziak neurtzeko erabili ziren puntuak erpin ezberdinetan kokaturiko esfera zatien zentroak izan ziren. Esfera hauek, patroia gainean egonik, patroia hortz-uztaian kokatzeko erabiltzen zen erretxinaz ez estaltzea ziurtatzen zen. Bestalde, lehen patroian zeuden azalera homogeneousak, erpinen arteko egitura batengatik ere ordezkaturik zen. Diseinu prozesuan, lehenengo patroiarekin izan ziren arazoak kontuan izan ondoren, bigarren patroia hau ABS materialean prototipatu zen Bilboko Ingeniaritza Eskolako Produktu Diseinurako Laborategian (PDL) (3-8. irudia).

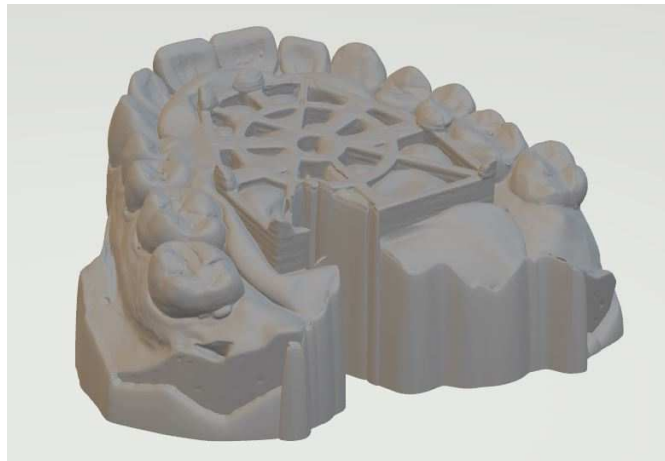
Kontrolerako egiazkotasun erreferentzia kasu honetan, patroia honen eskaneatze lorturiko STL sarea izan zen. Eskaneatzea, zehaztasun handiko eskaneer industrial batekin egin zen (ATOS Compact Scan 5M/300, GOM).



3-8. irudia: Aurrestudiorako diseinaturiko patroia ABS materialean

Modeloa eta patroia fabrikatuta izanik eta kontrolerako erreferentzia eskaneaturik, patroia modeloan finkatu eta eskaneer intraoral ezberdinak erabiliz eskaneatu zen. Eskaneatze prozesu berean hortz-uztaia eta patroia esfera zatiak batera digitalizatzen ziren, sare berean hortz-uztaia eta patroiko erreferentzia esferak izanik (3-9. irudia). Eskaneatze guztiak prozedura berdina jarraituz burutu ziren: kasu guztietan eta erabilitako eskaneer guztiekin lehen koadranteko lehen haginarekin hasi zen. Eskaneatzea hauek Madrileko Complutense Unibertsitateko Odontologia

fakultatean eta Expodental 2016 erakustazokan egin ziren (erabilitako eskaner bakoitzarekin bi eskaneatze). Erabilitako eskannerak True Definition (3M Espe), Trios (3Shape), ZFX Scan (Zimmer), CS3600 (Carestream), PlanScan (Planmeca) eta Aadva (GC) izan ziren.

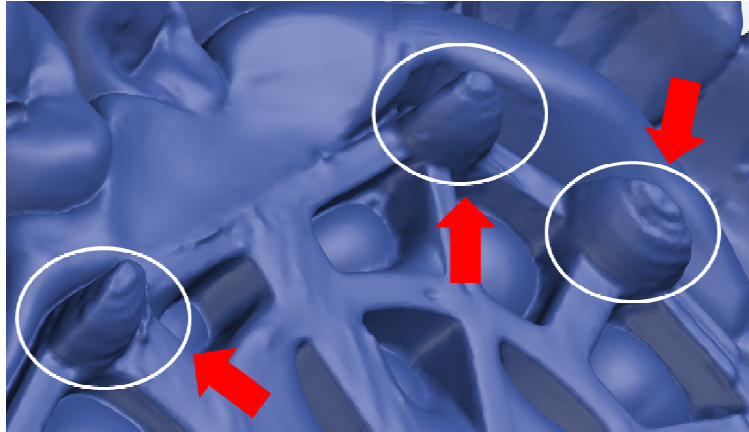


3-9. irudia: True Definition eskannerarekin eskuraturiko 3D sarea

Eskaneatzeetatik, 3D sareak STL formatuan eskuratu ziren eta kontrolerako 3D sarea formatu berean izanik, konparaketak eta neurketak egin ziren. Analisi hau 3D elementuen inspektzio eta sare prozesamendutarako GOM Inspect (GOM) softwarearekin egin zen.

Eskaner industrialarekin lorturiko kontrolerako 3D sarea eta eskaner intraoral bakoitzarekin lorturiko sareak lerrokatzeko softwareak eskaintzen dituen erreminta ezberdinak baliatuz lehen analisiak egin ziren, baina laster antzeman zen lerrokatzerako erreminta bat edo beste erabiliak emaitzak ezberdinak zirela. Horrez gain, CAD-ean patriarentzako diseinaturiko esfera zatiak, fabrikazio prozesuan deformatuak gertatu ziren eta eskaner intraoralek ere esfera hauek gehiago deformatu zituzten. Deformazio hauen ondorioz, esferen zentroak ezegoki kokatzen ziren neurketak doitasunez egitea zailduz (3-10. irudia).

3. METODOLOGIA



3-10. irudia: Neurketa erreferentziatzat harturiko esferen deformazioa

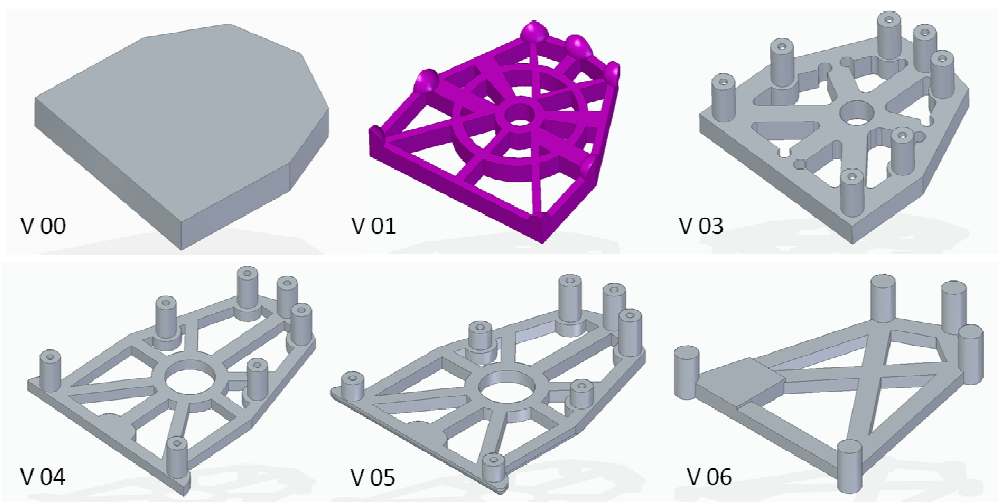
Bestalde, neurrietan fidagarritasunik izan ez arren, lehen lerrokatzeekin eginiko azalaren desbideratze analisiak, hipotesietako bat konfirmatzen zuten: eskaneatze eremua handitzearekin batera errorea hasi egiten zen.

3-11. irudian, eskaner industrialarekin patrioaren eskanezetik lorturiko erreferentziazko STL sarea eta Trios eskaner intraoralarekin atzemandako inpresio digital bat lerrokatzearekin ikus daitezke. 3-11 A irudian, histogramak desbideratzearen zenbatekoa erakusten du: berde kolorearen inguruan, desbideratzerik ez duten eremuak; gorriantzez gerturatuz, desbideratze positiboak eta urdinerantz gerturatuz, desbideratze negatiboak. 3-11 B irudian, 0,1mm-tan ezarritako desbideratze onargarri maximoak kanpo dauden eremuak ikus daitezke gorriaz adierazita.

Sare bien arteko lerrokatzeak, eskaneatze prozesuetan jarraituriko protokoloa kontutan izanik egin ziren. Hau da, eskaneatzea kasu guztietan goiko hartz-uztaiko eskuineko haginaren hasi zenez, sareen arteko lerrokatzeak ere patrioaren eremu honetatik gertuen zuten erpinean oinarrituta egin ziren erpin honetako desbideratzea 0 izatea bilatuz. 3-11 irudiko desbideratzearen etiketek erakusten dute erpin horretan desbideratzeak 0 zirela.

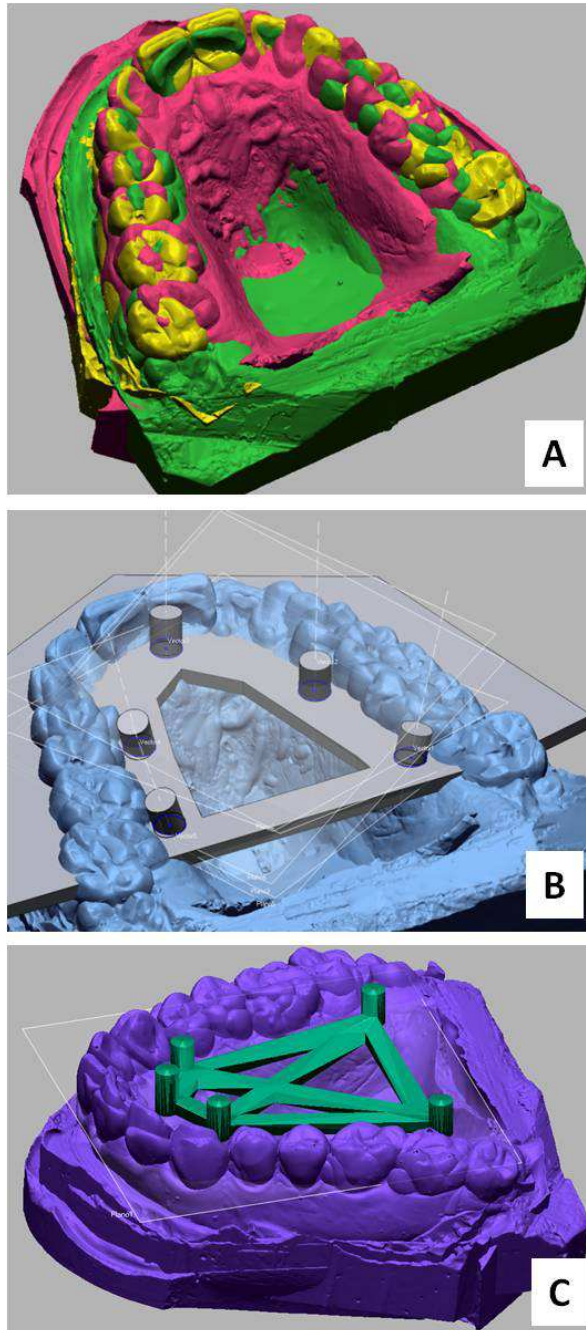
3. METODOLOGIA

prozesuan tarteko diseinuak egin ziren eta tarteko hauen ezaugarri aipagarriena kontroleko geometrien aldaketa izan zen: esfera zatiak zilindro osoengatik ordezkatu ziren. Diseinu ezberdinak egin ondoren, diseinu bakoitza prototipatu eta zenbait froga egin ondoren patroiaren azken bertsioa definitu zen. Azken bertsioa, 3-12. irudian ikus daiteken V06 modeloa.



3-12. irudia: Diseinatu eta prototipatutako patroi ezberdinak. V 01 aurrestudioan erabilitakoa. V 06 azken estudiorako erabili den patroiaren bertsioa

Hasieratik finkaturiko irizpideak errespetatuz patroiaren azken bertsioa diseinatu zen. Aho ezberdinetan kokatzea ahalbidetzeko, modelo ezberdinak lerrokatu ziren alderantzizko ingeniartzako softwarea erabiliz (Geomagic Control, 3D Systems). Lerrokatze hauekin, patroiak beteko luken espazioa mugatu zen. Ondoren diseinurako softwarea erabiliz (DesignX, 3D System) patroiaren zilindroak hortz-uztaiaren zehar kokatu ziren eta azkenik zilindroak lotzeko egitura eta angeluen neurketarako erreferentziatzat erabiliko zen plano (3-13. irudia).



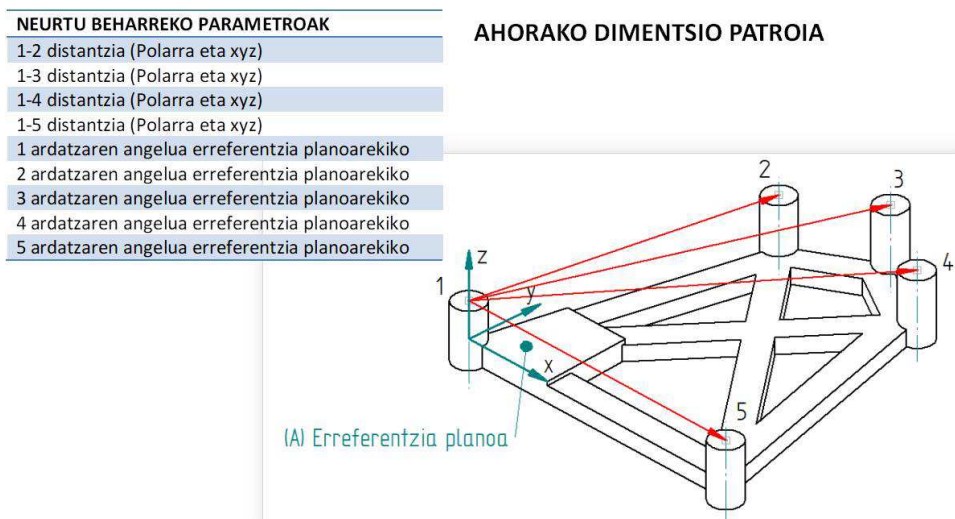
3-13. irudia: A, hartz-uztai ezberdinak lerrokatuturik; B, lerrokatutako hartz-uztaietan zilindroak kokatzeko prozesua; C, patroia zilindroak lotzeko egitura eta erreferentzia planoarekin

3. METODOLOGIA

Patroia altzairu herdoilgaitzean fabrikatu zen fresatzeko makina batean eta ondoren, eskaneatze prozesuan gerta zitezkeen distirak ekiditeko, granallatu egin zen.

3.2.3 AZTERTUTAKO PARAMETROAK

Eskaner intraoralekin eginiko inpresio digitalek dituzten distantzia eta angelazio erroreak neurtu nahi izan ziren. Distantziak neurtzeko, bost puntu sortu ziren, ondoren beraien arteko distantziak neurtzeko. Bost puntu hauek, patroia bost zilindroetako bakoitzaren ardatzaren eta erreferentzia planoari paraleloa den plano baten arteko ebakiduretatik sortu ziren. Puntu hauen arteko loturatik lau kontrolerako erreferentzi distantziak definitu ziren (D12, D13, D14 eta D15). Angeluak neurtzeko, 5 zilindroetako bakoitzaren ardatzak erreferentzi planoarekiko osatzen zuen kontrolerako angeluak definitu ziren (A1, A2, A3, A4 eta A5) (3-14. irudia).

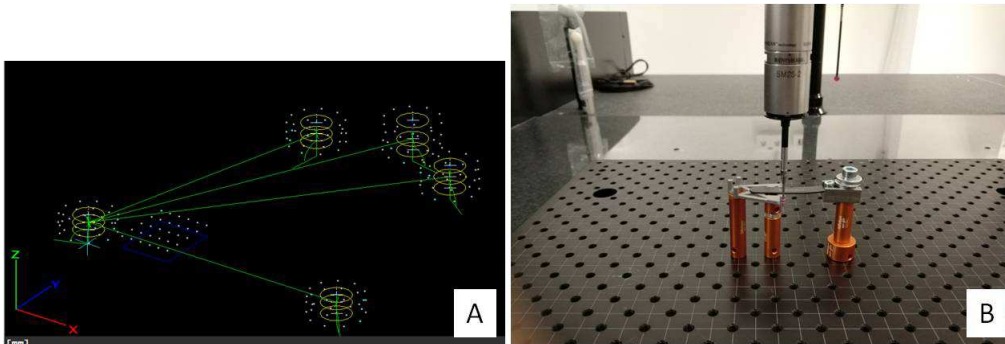


3-14. irudia: Zilindroen arteko kontrol distantziak eta angeluen neurketarako ardatz eta erreferentzi planoak erakusten duen berradun

Kontrolerako neurriak, patroia CMM batean (Crysta Apex S, Mitutoyo) neurturik eskuratu ziren. Puntuak definitzeko erreferentzia planoak oinarri hartuta z norabide

positiboan 3mm-tara plano berri bat sortu zen. Plano berri honen eta zilindro bakoitzaren arteko ebakiduratik, kontrol distantziak neurtzeko behar ziren 5 puntuak sortu ziren.

Aukeraturiko parametro hauek eskaner intraoralekin atzemandako inpresio digitalen zehaztasuna aztertzeko erabili ziren. Horretarako, inpresio digital guztietan neurtutako distantzia eta angelu bakoitzaren egiazkotasuna eta doitasuna aztertu ziren. Egiazkotasuna, eskaner intraoral ezberdinekin lorturiko STL bakoitzean neurturiko parametroa (distantzia zein angelua) kontrol neurritik zenbat aldentzen zen neurtuz. Neurturiko desbideratze horien batez bestekoa eta desbideratze estandar balioak eman dira. Doitasuna berriz, eskaner intraoral ezberdinekin lorturiko STL bakoitzean neurturiko parametro bakoitza 10 neurketetan elkarrengandik zenbat aldentzen ziren neurtuz. Kasu honetan ere, desbideratze honen batez bestekoa eta desbideratze estandarra eman dira.



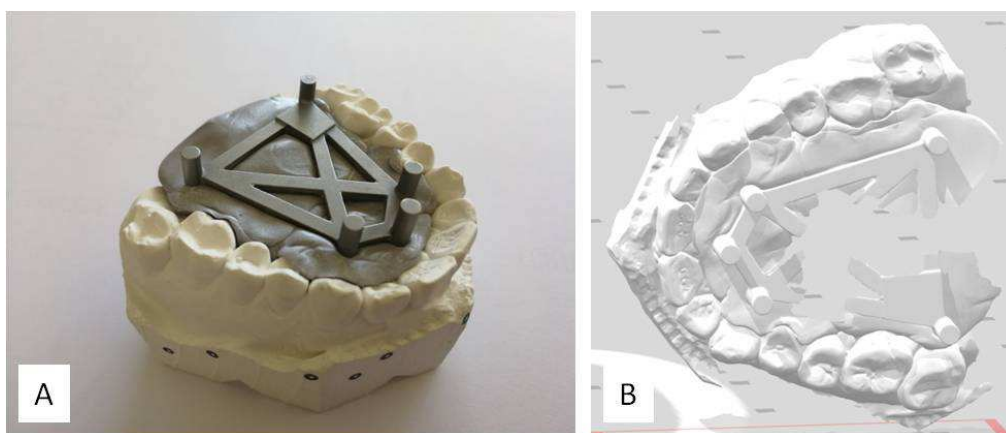
3-15. irudia: A, Patroia CMM-an neurtzeko programa erreferentzi plano eta 3mm-tara dagoen plano zehaztuz; B, patroia CMM-an neurtzen

3.2.4 ESKANEATZE PROZESUA

Eskaner intraoralak erabiliz eginiko eskaneatze guztiak Madrileko Complutense Unibertsitateko Odontologia fakultatean egin ziren. Fakultate honetan, merkatuan erreferente diren eskaner intraoralen bertsio eguneratuak dituzte eta eskaneatzeak egiteko esperientziadun pertsonala.

3. METODOLOGIA

Patroia, in-vivo eginiko froga batean erabiliko genukeen silikona bera erabiliz (CONLIGHT, Kuss Dental) modelo baten goiko uztaian finkatu zen. Ondoren modeloa eta patroiak osatzen zuten multzoa 10 aldiz eskaneatu zen aukeraturiko eskaner intraoral bakoitzarekin. Eskaner intraoral hauek Itero (Align Technology Inc.) 1.5.0.361 software bertsioarekin, Trios3, (3 Shape A/S) 2015-1 software bertsioarekin eta True Definition (3M ESPE) 5.1.1 software bertsioarekin izan ziren. Eskaneatzeak, eskaner hornitzaile bakoitzak definitutako protokoloak jarraituz burutu ziren eta prozesu honetatik 30 3D sare eskuratu ziren STL formatuan (10 STL eskaner bakoitzarekin). Eskaneatzeak Itero edo Trios3-arekin egin zirenean eskaneatze prozesuak goi-uztaiko eskuineko lehen haginean hasi ziren eta True Definition-arekin eskaneatzerakoan goi-uztaiko eskuineko letaginean. Eginiko eskaneatze guztietan modeloarean hartz-uztai osoa eskaneatu zen eta eskanerraren hagatxoa patroiairen zilindro bakoitzaren ondotik igarotzerakoan zilindroak ere eskaneatu ziren.



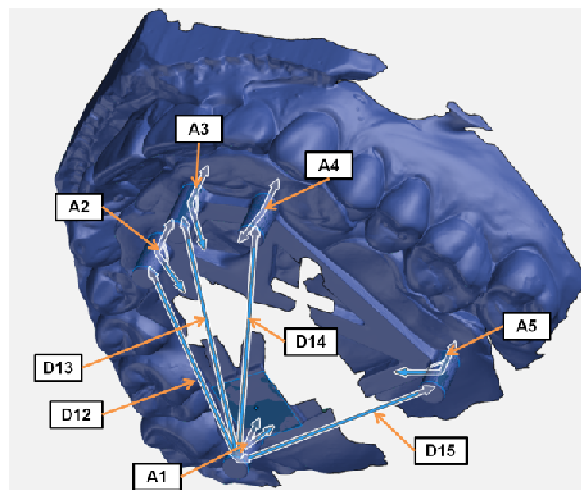
3-16. irudia: A, patroia modeloan finkaturik; B, patroia modeloan kokatuta STL formatuan

Eskaneatze guztiak tekniko berdinak egiten zituen, klinika berdinean eta hezetasun eta temperatura baldintza bereberetan. Lehen eskaneatzeak Itero eta Trios3 eskanerrak erabiliz eta ondoren True Definition eskanerra. Azken honekin eskaneatzeko modeloa eta patroia hautsezatu egin ziren praktika kliniko errealean egiten den bezala eta eskanerraren fabrikanteak gomendaturiko hautsarekin (Lava COS Powder, 3M

ESPE). Hautsezatze hau eskaneatze prozesuan gerta daitezkeen distira eta erreflexuak saihesteko egiten da. Beste bi eskanerrekin eskaneatzeko hautsezatzerik ez dela behar ziurtatzen dute beraien fabrikanteek.

3.2.5 NEURKETAK

Eskaner intraoralekin lorturiko 3D sare bakoitzean, definituriko 4 distantzia eta 5 angeluak neurtu ziren eta kontrolekoekin konparatu (D12, D13, D14 eta D15 distantziak eta A1, A2, A3, A4 eta A5 angeluak). Neurketak 3D inspektio eta sare prozesamendurako softwarea (GOM Inspect, GOM) erabiliz egin ziren.

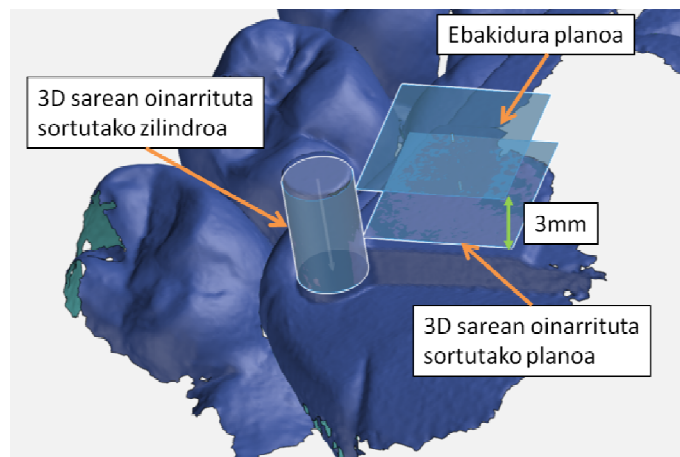


3-17. irudia: 3D sare batean neurturiko 4 distantzia eta 5 angeluak

Lehen pausua erreferentzia neurriak hartzeko prozedura zehaztea izan zen eta horretarako eskaner ezberdinekin eskuraturiko 3D sare bakoitzean 5 puntu (distantzia errorearen neurketarako) eta 5 ardatz (angeluaren errorearen neurketarako) sortu behar izan ziren. Puntu bakoitza sareko zati zilindriko bakoitzean, zilindro baten ardatzaren eta plano baten arteko ebakiduratik sortu zen. Zilindro eta plano hauek birtualki sortu behar izan ziren GOM Inspect softwareak eskaintzen dituen erremintak baliatuz. Sortutako zilindroen ardatzak angeluen errorea neurtzeko erabili ziren.

3. METODOLOGIA

Bost zilindroak Gaussian best-fit metodoa jarraituz sortu ziren. Softwareak eskuz aukeratutako sare zatitik, kasu honetan patrioiaren zilindroei dagokiena, azalera poligonalak aukeratzeko puntu eta 3-sigma banaketan oinarrituta aukeraketara gehien hurbiltzen den zilindroa sortzen du. Azalera poligonal hauek lehenago azaldu den triangulazio prozedura bidez sorturikoak dira, hau da, eskanerrak atzematen dituen puntuen loturetatik sorturikoak. Metodo honekin batez beste, aukeratutako azalera poligonal hauen %99,7a izaten da kontutan zilindroak sortzerakoan. Patrioiaren erreferentzi planoak adierazten duen 3D sarean Gaussian best-fit metodo bera jarraituz plano bat sortu zen. Jarraian CMM-aren programaren erreplika eginez, ebakidura plano paraleloa sortu zen erreferentziakoarengandik 3mm-tara (3-18. irudia).



3-18. irudia: GOM Inspect erabiliz 3D sarean sorturiko zilindro eta planoak

Zilindro bakoitzaren ardatza eta ebakidura planoaren arteko ebakiduratik STL sareko scanbodya simulatzen duen sare zati zilindriko bakoitzean puntu bat sortu zen (5 puntu STL bakoitzean). 5 puntu hauek lotuz, kasu bakoitzean erreferentzia distantziak neurtu ziren. Angeluak berriz, sortutako zilindro bakoitzaren ardatzaren eta 3D sarean oinarrituta sorturiko erreferentzia planoaren arteko angeluak neurtuz (3-18. irudia).

3.2.6 DATUEN ANALISIA

Eskaner intraoralekin neurturiko parametro bakoitza, bai distantzia bai angelua, CMM-arekin neurturiko distantzia eta angeluekin konparatu ziren. Konparaketa hauek analisi estatistikorako softwarea erabiliz egin ziren (IBM SPSS Statistics 24, IBM Corp) erreferentzia distantzia eta angelu bakoitzarekin, honela, eskaneatze eremua hasten den heinean, errorearen eboluzioa aztertzeo aukera emanaz.

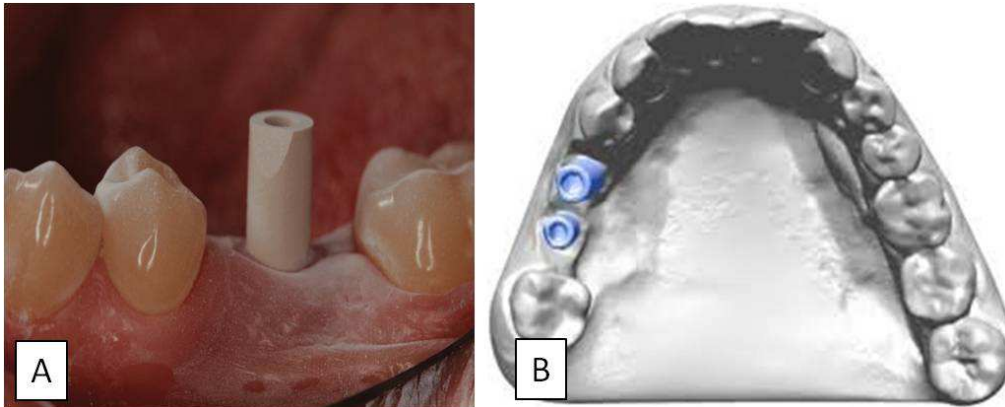
Eskaner intraoral ezberdinen artean eman zitezkeen ezberdintasunak neurtzeko ere, lagin independenteentzako t-test froga burutu zen analisi estatistikorako software bera erabiliz eta %5-eko esangura-maila ezarriaz.

3.3 EREMU EDENTULUEN ESKANEAKETA

Eskaner intraoralek 3D sareak sortzeko erabiltzen duten teknologia dela eta, arazoak dituzte eremu homogeneoak eskaneatzeko. Eskanerrek jasotzen dituzten irudiak best-fit bidez lotzen dituzte eta lotura hau gauzatzeko geometria aldaketak edo kolore aldaketak behar dituzte. Testuinguruan eta kapitulu honen hasieran azaldu den bezala, zenbait ikertzailek arazoak izan dituzte eskaner intraoralak erabiliz edentuluen inpresio digitalak lortzeko, eremu edentulu hauetan dagoen geometria edo kolore aldaketa gabeziagatik. Eskaner bakoitzak duen atzemate eremuaren arabera, eremu homogeneo hauek handiagoak edo txikiagoak izan daitezke baina neurri batean edo bestean, arazo dira.

Prostodontzia lanetan errestituzio batetarako beharrezkoa da eremu edentulu batean kokaturik dagoen inplanteen kokapen zehatza izatea eta gaur egungo industriak behar hau scanbodyak erabiliz asetzen du. Scanbodyak izenak berak esaten duen bezala, eskaneatzerakoan inplanteetara finkatzen diren zutabeak dira. Geometria ezaguna dute eta eskanerrei 3D sarea atzemateko prozesuan laguntzen diete (3-19. irudia).

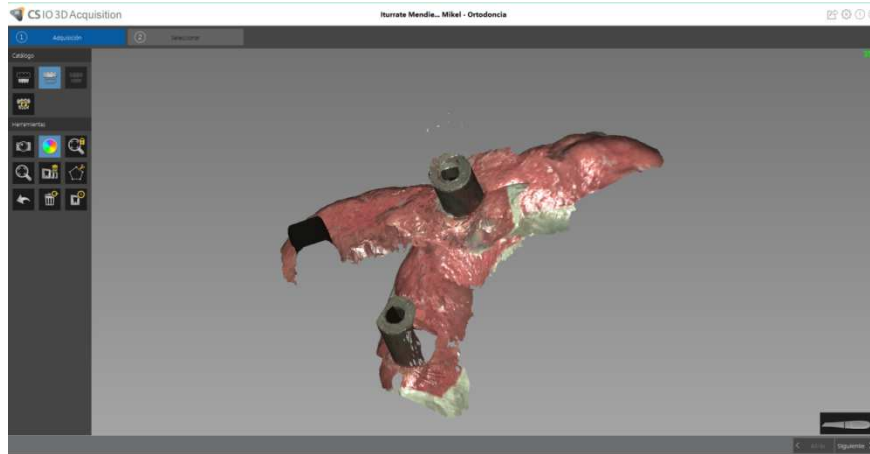
3. METODOLOGIA



3-19. irudia: A, ahoan kokaturiko scanbodya [145]; B, hortz-uztai baten inpresio digitala 2 scanbodyekin [146]

Scanbody hauen forma eta posizioa ezagutuz, inplantea zehazki kokatu daiteke eta ondorioz errestituzio lana doitasun handiagoarekin egin.

Baina erabiltzen den scanbody bakoitzak inplante bat behar du eta ezin dira nahi beste inplante jarri. Inplanteak hezurrean sarturik jartzen direnez teknika erasokorra da eta dentistek errestituzioak kokatzeko beharrezko direnak besterik ez dituzte jarriko. Hori dela eta, eremu edentulu zabaletan scanbodyak jarri arren eskaneatze arazoak izaten jarraitzen da. Eskaneatze prozesu batzuetan gainera, scanbodyak geometrikoki berdinak direnez, eskanerrek scanbody ezberdinak berbera balira irakurtzen dituzte 3D inpresio ezegokiak eginez (3-20. irudia).



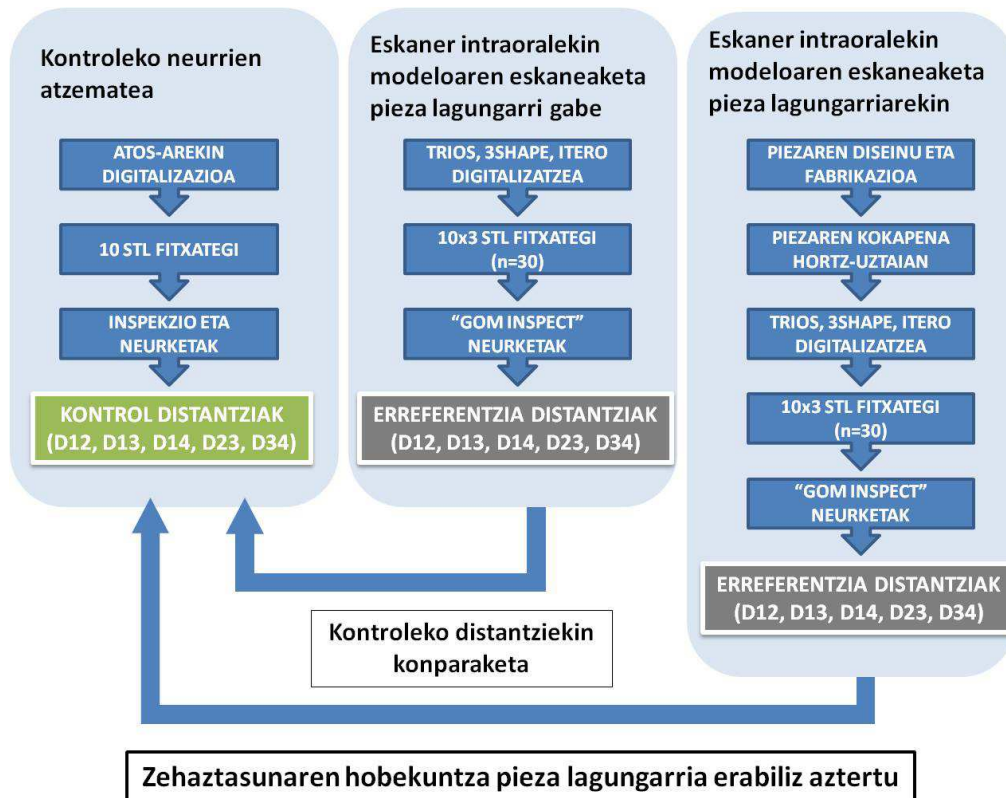
3-20. irudia: Eskaneaketa prozesuan 2 scanbody bakarra balitz bezala irakurrita sortutako akatsa

Eremu edentuluen inpresio digitalak atzemateko dauden zailtasunak kontutan izanik eta paziente edentuluen premiak larrienak izan daitezkeela jakinik, arazo honi konponbidea emateko metodologia bat proposatzen da. Metodologia honekin, eremu edentuluak artifiziarki horzdun eremu bihurtzen dira, ondoren hortz-uztaiak 2 aldiz eskaneatu eta lorturiko 3D sareen konbinazioarekin inpresio digitalak egiten dira. Eremu edentulu hauek artifiziarki horzdun bihurtzeko, geometria lagungarridun pieza bat erabiltzea proposatzen da. Proposatutako metodologia in-vitro eginiko ikerlanean aztertu zen eta horretarako paziente edentulu erreal baten hortz-uztaiaren erreplika egin zen.

Metodologia balioztatzeko, lehenik geometria lagungarridun pieza gabe modelo 10 aldiz eskaneatu zen eta erreferentzia distantzi batzuk neurtu eta kontrolakoekin konparatu ziren. Ondoren, modelo bera baina scanbodyen artean pieza lagungarria kokaturik beste 10 aldiz eskaneatu zen. Pieza honek, eremu edentuluan hortzeria artifiziarki simulatzen du. Erreferentzia distantzi berdinak neurtu ziren eta kontrolakoekin konparatu (3-21. irudia). Hipotesia hauxe da: pieza lagungarriarekin atzemandako inpresio digitalak zehaztasun handiagokoak dira. Baina pieza hau

3. METODOLOGIA

erabiltzeagatik ehun bigunak estali egiten dira eta gabezia hau gainditzeko, inpresio digital hauek birtualki eraiki egin behar dira.

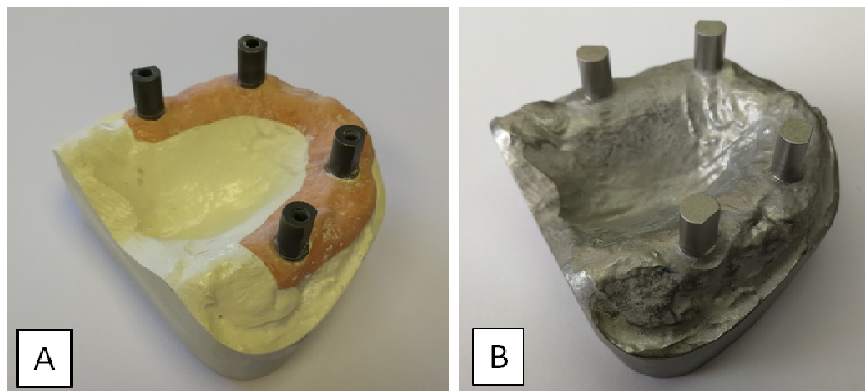


3-21. irudia: Pieza lagungarriaren eragina aztertze metodologiaren eskema

3.3.1 MODELOAREN FABRIKAZIOA

Edentuluen eskaneatzeari soluzioa emateko proposatutako metodologia kasu larrienean azertu nahi izan zen. Horretarako hortz-uztai osoan hortzeria falta zuen paziente baten kasua hartu zen. Paziente honek 4 inplante zituen kokatuta goiko uztaiko eskuineko hirugarren haginean, eskuineko letaginean, ezkerreko letaginean eta ezkerreko hirugarren haginean.

Lehenengo modeloa dentista eta laborategi teknikariek egiten duten prozedura bera jarraituz igeltsuan egin zen. Inplanteak beraiei dagokien tokian kokatu ziren dira eta inplanteetan scanbodyak finkatu. Eskaner intraoralak erabiliz lehenengo eskaneatzeak egin eta emaitzak aztertzerakoan scanbodyak desplazamendu txikiak zituztela atzeman zen eta ondorioz modeloaren baliagarritasuna baztertu egin zen. Arazo hau errepikatu ez zedin, modelo bera scanbodyak jarrita zituelarik altzairu herdoilgaitzean egitea erabaki zen. Honela modeloak, inplanteek eta scanbody-ek egitura zurrun eta egonkorra osatzen zuten egin behar zen esperimentazio lanean aurretik izandako arazoak saihestuz (3-22. irudia).



3-22. irudia: A, igeltsuzko modeloa; B, altzairu herdoilgaitzean eginiko modeloa

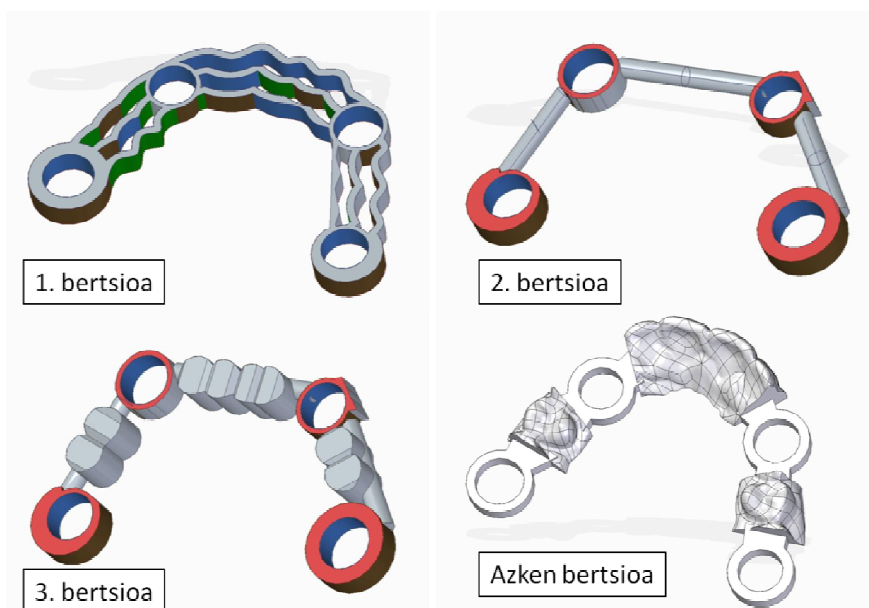
Altzairuzko modeloa fresatzeko makina batean mekanizatu zen eta ondoren eskaneatze prozesuan gerta zitezkeen erreflexu eta distiren eragina minimizatzeke granailatu egin zen.

3.3.2 GEOMETRIA LAGUNGARRIA

Edentuluak eskaneatzeak dituen zailtasunak hortz artean dauden eremu homogeneoek eragiten dituzte. Hau jakinik, eremu homogeneo hauek kurbatura erradio ezberdinak dituen geometria lagungarria duen pieza batekin estaltzea pentsatu zen. Pieza hau aztertzen den modelorako bereziki diseinatu zen eta modeloan kokatu ahal izateko

3. METODOLOGIA

modeloaren scanbodyak baliatu ziren. Hasiera batean, eremu edentulu hauek estaltzeko edozein geometria erabili bazen ere, piezaren diseinuan pausu ezberdinak eman ondoren emaitza onenak lortzea ahalbidetuko zuen diseinua giza hortzeriaren erreplika dena izan zen (3-23. irudia).



3-23. irudia: Geometria lagungarriaren piezaren bertsio ezberdinak

Piezaren zulo zilindrikoak, modeloko scanbodyak baliatuz pieza modeloan kokatzeko beharrezko dira; zulo zilindrikoen arteko materialak, eskaner intraoralari kurbatura erradio aldaketak ematen dizkio best-fit prozesuan sortu behar den 3D sarea doitasun handiagoarekin egiteko.

Diseinaturiko pieza lagungarri ezberdinak 3D inprimagailu batean (Dimension Elite; Stratasys) prototipatu ziren ABS materialean eta beraiekin froga ezberdinak egin ondoren piezaren azken bertsioari onspena eman zitzaion forma eta koloretan (3-24. irudia). Azken urteotan 3D inprimagailu hauek izan duten garapenari esker, edozein klinikatan eskura egon daitezkeen gailuak direlako aukeratu dira pieza lagungarriaren fabrikaziorako.



3-24. irudia: Geometria lagungarridun pieza altzairuzko modeloan kokaturik

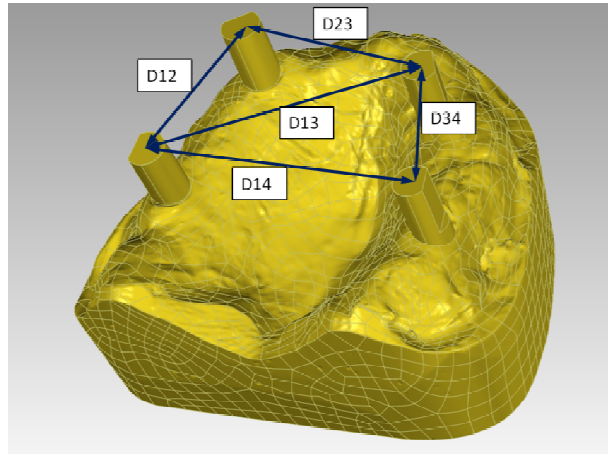
3.3.3 AZTERTUTAKO PARAMETROAK

Metodologia honen baliagarritasuna aztertzeko, modeloa bi egoera ezberdinetan aztertu behar izan zen: geometria lagungarridun pieza modeloan kokatuta eta pieza bera kokatu gabe. Eskaner intraoral ezberdinak erabiliz modeloa bi egoera hauetan eskaneatu zen eta lorturiko inpresio digitalak egoera batean edo bestean eskaneaturik zehatzagoak ziren aztertu zen.

Esan bezala, inpresio digitalen zehaztasuna aztertu nahi zen eta horretarako neurri jakin batzuen egiazkotasuna eta doitasuna ezagutu behar ziren. Egiazkotasuna, neurketa ezberdinak kontrol neurritik zenbat aldentzen diren adieraziko duen terminoa da, eta doitasuna, neurketa horiek elkarrengandik zenbat aldentzen diren adieraziko duena.

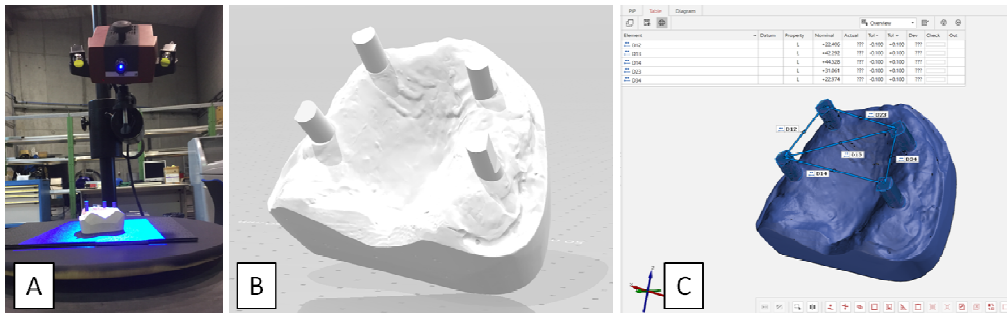
Neurturiko parametroak 5 distantzi izan ziren; modeloko 4 scanbodyen arteko distantziak (3-25. irudian ikus daitezkeen D12, D13, D14, D23 eta D34 distantziak).

3. METODOLOGIA



3-25. irudia: Modelo edentuluan neurtuko diren 5 distantziak

Kontrolerako neurriak altzairuzko modeloa eskaner industrial batekin eginiko digitalizatzetik lortu ziren. Horretarako Bilboko Ingeniaritza eskolako Produktu Diseinurako Laborategian dagoen ATOS Compact Scan 5M/300 eskanerra erabili zen eta neurketak egiteko 3D sareen analisirako softwarea (GOM Inspect, GOM) (3-26. irudia).



3-26. irudia: A. ATOS-arekin eskaneatzen; B, ATOS-arekin lorturiko sarea; C, GOM Inspect erabiliz kontrol distantziak ezartzen

Distantziak neurtu ahal izateko 3D sarean 4 puntu sortu behar izan ziren alderantzizko ingeniartzako softwareak eskaintzen duen erreminta bat baliatuz. Puntu hauek, eskaner intraoralen zehaztasuna aztertzeko proposaturiko metodologian bezala, sare berean sorturiko zilindro eta planoen arteko ebakiduratik sortu ziren. Zilindroak

scanbodyak irudikatzen dituzten zati zilindrikoetan, eta planoak beraien gainean dauden zati lauetan sortu ziren. Zilindro hauen ardatzaren eta planoen arteko ebakiduratik 3D sareko scanbody bakoitzean puntu bana sortu zen. Puntu hauen arteko distantziak izan ziren kontrolerako erabili ziren distantziak.

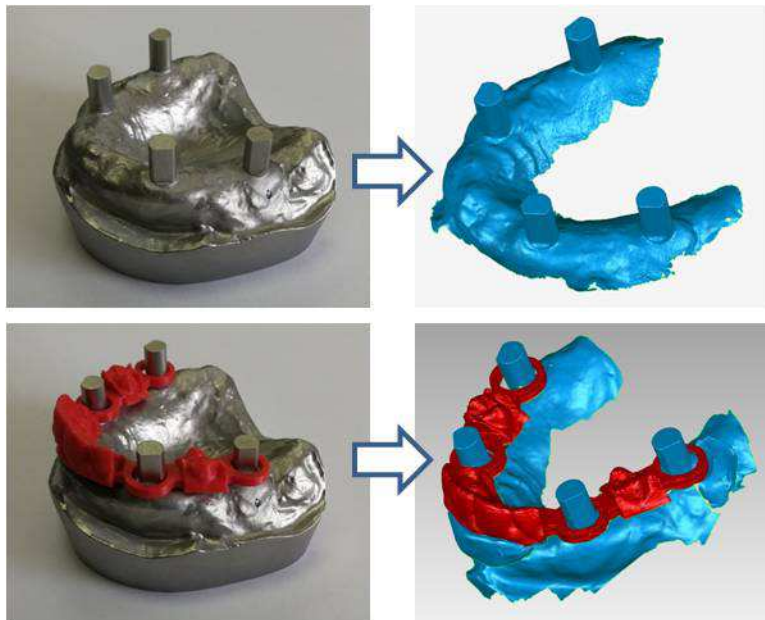
3.3.4 ESKANEATZE PROZESUA

Modeloa eta geometria lagungarria fabrikatuta eta kontrolerako erabiliko ziren distantziak neurtuak izanik, modeloa aztertu nahi ziren hiru eskaner intraoralekin eskaneatu behar izan zen, lehenago aipaturiko bi egoera ezberdinetan: 10 aldiz eskaner intraoral bakoitzarekin geometria lagungarria modeloan kokatuta zegoelarik eta beste 10 aldiz pieza lagungarria modeloan kokatu gabe zegoelarik (jarduera klinikoan dentista batek egingo lukeen bezala).

Eskaneatze guztiak Madrileko Complutense Unibertsitateko Odontologia fakultatean tekniko berdinak eta hezetasun eta tenperatura baldintza berberean egin zituen; lehen eskaneatzeak Itero eta Trios3 eskanerrak erabiliz eta ondoren True Definition eskanerra erabiliz. Azken honekin eskaneatzeko, modeloa eta behar zenean geometria lagungarriaren pieza hautsezatu egin ziren praktika kliniko errealean egiten den bezala eta eskanerraren fabrikanteak gomendaturiko hautsarekin (Lava COS Powder, 3M ESPE). Hautsezatze hau eskaneatze prozesuan gerta zitezkeen distira eta erreflexuak saihesteko egiten zen. Itero eta Trios3 eskanerrekin eskaneatzeko, beraien fabrikatzaileek hautsezatzea ez dela beharrezkoa ziurtatzen dute.

Geometria lagungarriaren pieza, in-vivo eginiko froga batean erabiliko genukeen erretxina bera erabiliz (CONLIGHT, Kuss Dental) finkatu zen modeloan. Ondoren modeloak eta pieza lagungarriak osatzen zuten multzoa 10 aldiz eskaneatu zen aukeraturiko eskaner intraoral bakoitzarekin eta beste 10 aldiz pieza lagungarri gabe. Honela, eskaner bakoitzarekin 20 STL eskuratuz: 10 pieza lagungarria modeloan kokaturik eta beste 10 pieza lagungarri gabe.

3. METODOLOGIA



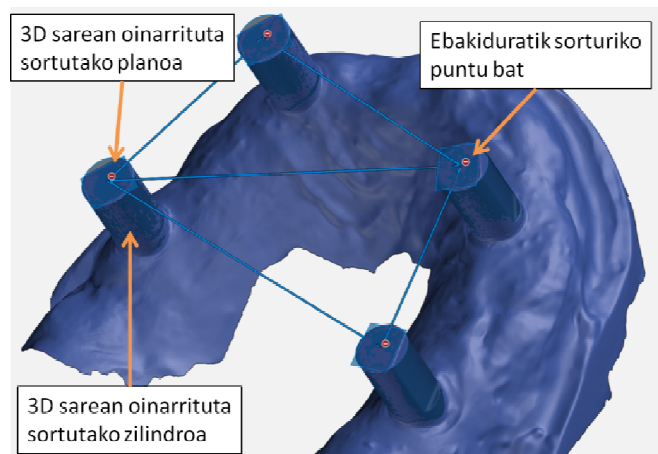
3-27. irudia: Eskaner intraoralekin modelo edentulua 2 egoeratan eskaneaturik

Eskaneatzeak, eskaner hornitzaile bakoitzak definitutako protokoloa jarraituz burutu ziren. Itero edo Trios3-arekin egin zirenean eskaneatzeak goi-uztaiko eskuineko lehen haginean hasi ziren eta True Definition-arekin eskaneatzerakoan goi-uztaiko eskuineko letaginean. Eginiko eskaneatze guztietan modeloaren hortz-uztai osoa eskaneatu zen.

3.3.5 NEURKETAK

Eskaner intraoralekin atzemandako 60 sareetako bakoitzean (20 inpresio digital eskaner bakoitzarekin) kontrolerako definituriko 5 distantziak neurtu ziren protokolo zehatz bat definitu eta jarraituz. Neurketa guzti hauek 3D sareen analisirako alderantzizko ingeniartzako softwarea erabiliz egin ziren (GOM Inspect, GOM). Protokolo honen xedea 60 STL-etan, scanbody bakoitzean kokatu beharreko puntua doitasunez zehaztea zen. Puntu hauen arteko distantziak ziren eskanerren egiazkotasuna eta doitasuna aztertzeke baliatuko zirenak.

Eskanerren zehaztasuna aztertzeko metodologian egin zen bezala, puntuak zilindro baten ardatzaren eta plano baten arteko ebakiduratik sortu ziren. Zilindroak Gaussian best-fit metodoa jarraituz sortu ziren modeloan scanbodya irudikatzen zuen protuberantzia bakoitzean (4 zilindro). Softwareak eskuz aukeratutako sare zatitik, kasu honetan scanbody-ei dagokiena, azalera poligonalak aukeratzen ditu eta 3-sigma banaketan oinarrituta aukeraketara gehien hurbiltzen den zilindroa sortzen du. Metodo honekin batez beste, aukeratutako azalera poligonalen %99,7a izaten da kontutan. Ebakidura planoak sortzeko, STL sarean scanbodyak irudikatzen dituzten protuberantzien goialdeko zati lauak erabili ziren. Plano hauen sorrerarako, zilindroak sortzeko erabili den Gaussian best-fit metodo bera erabili zen. Sorturiko 4 zilindroen ardatzen eta 4 planoen arteko ebakiduratik, distantziak neurtzeko erabiliko ziren 4 puntuak sortu ziren.



3-28. irudia: GOM Inspect erabiliz sare bakoitzean plano-zilindro ebakiduratik sorturiko 4 puntuak

Sorturiko 4 puntuen artean 5 distantzia neurtu (D12, D13, D14, D23 eta D34) eta kontroleko 5 erreferentzia distantziekin konparatu ziren.

3.3.6 DATUEN ANALISIA

Eskaner intraoralekin atzemandako inpresio digital bakoitzean neurturiko distantzia bakoitza, erreferentziazko STL sarean neurturiko distantziekin konparatu zen eskaneatzea zein egoeratan eginga izan zen kontutan izanik, hau da, pieza lagungarria kokatuta zegoelarik edo pieza lagungarri gabe. Konparaketa hauek analisi estatistikorako softwarea erabiliz egin ziren (IBM SPSS Statistics 24, IBM Corp).

Eginiko neurketa lanetik azterketa ezberdin bi egin ziren. Batetik, geometria lagungarriaren piezaren erabilerak inpresio digitalen zehaztasuna hobetzen zuen eskanerra edozein zelarik; eta bestetik, aztertutako eskaner intraoralen artean ezberdintasunik zegoen. Kasu batean zein bestean ezberdintasunak esanguratsuak ziren ala ez aztertu zen analisi estatistikorako software bera erabiliz eta %5-eko esangura-maila ezarriaz.

3.4 INPRESIO DIGITALAREN BERRERAIKUNTZA BIRTUALA

Geometria lagungarriaren piezaren eragina aztertu ondoren eta pieza honek inpresio digital zehatzagoak lortzen laguntzen zuela konprobaturik, dentista eta hortz-laboregiko teknikarientzako baliagarria izango den inpresio digitala eraiki beharra dago. Pieza lagungarriarekin eginiko eskaneatzeetan, hipotesia konfirmatzekotan, inpresio digitalak zehatzagoak izango dira. Scanbodyen arteko distantzia zehatzagoak lortuko lirake, baina era berean pieza lagungarri honek ahoko ehun bigunak estali egiten ditu. Ehun bigun hauek, bigunak direlako hain zuzen ere, errestaurazioek izan ditzaketen desbideratzeetara errazago egokitu daitezke baina edozein kasutan, beharrezkoak dira. Pieza lagungarria kokatu gabe eginiko eskaneatzeetan bestalde, inpresio digitalek zehaztasun urriagoa dute baina beharrezkoak diren ehun bigun hauek ikusgai agertzen dira, ez dagoelako berauek estaliko dituen piezarik.

Proposaturiko teknikarekin, hortz-uztaiaren inpresio digital osoa izateko modua proposatzen da, edentuluaren bi eskaneatzeak uztartuz. Honela, kanpoko piezarik erakusten ez duen eta era berean zehaztasun maila handiko inpresio digitala eskuragarri izango da.

Gaur egun badago 2 STL fitxategi konbinatuz paziente edentuluaren hortz-uztaien inpresio digitalak zehaztasun maila altuarekin lortzeko aukera ematen duen teknologia [147, 148]. Estereofotogrametrian oinarrituriko teknologia da (PIC Camera, PIC Dental). Bi STL fitxategietako bat, eskaner intraoral batekin edentuluaren hortz-uztaia digitalizatzetik lortzen da. Bigarrena, ahoz kanpo kokaturiko kamera batekin hortz-uztaiari argazki bat aterata lortzen dena. Baina argazkia atera aurretik kameraren fabrikante berak patentaturik dituen markagailu batzuk kokatu behar dira ahoan (PIC Abutments, PIC Dental) (3-29. irudia).



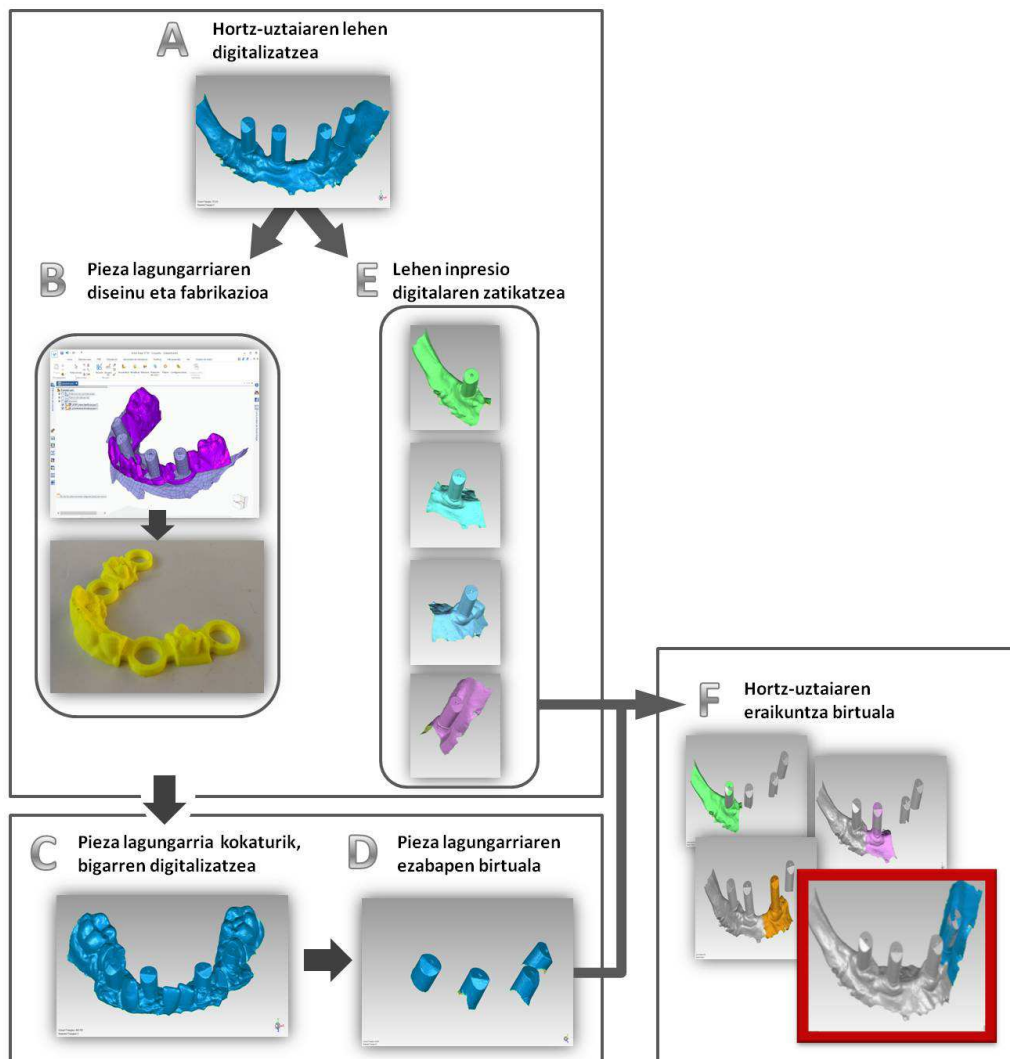
3-29. irudia: A, “PIC Abutments” markagailuak inplanteetan kokaturik; B, PIC Camera erabiliz hortz uztaia digitalizatzea

Baina estereofotogrametrian oinarrituriko teknika honek abantailak dituen arren, besteak beste zehaztasun handiko inpresioak lortzen direla, klinikoentzako eragozpen handia ere badu. Inpresio digitala eskuratzeko bi gailu ezberdin erabili behar dira, eskaner intraorala eta kamera. Kamera hau alokatzeko edo zerbitzua azpikontratatzeko aukera ere badago, baina prozesua konplikatzeaz gain, garestitu ere egiten du.

Lan honetan proposatzen den metodologiak duen abantailak bat, hortz-uztaien inpresio digitalak, dentisten artean hedatzen ari den gailu bakarrarekin gauzatu ahal

3. METODOLOGIA

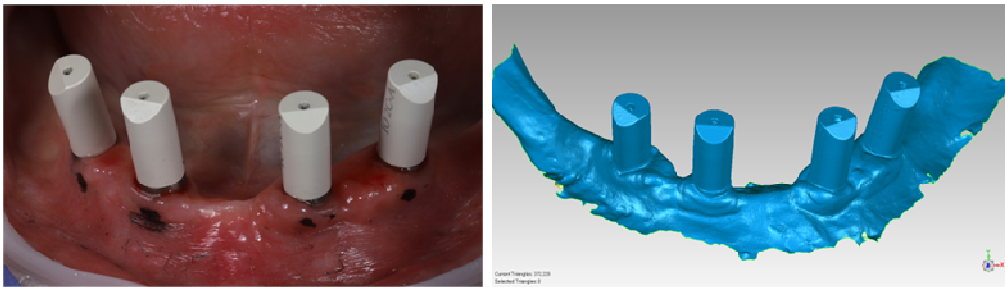
direla da, eskaner intraoralarekin. Gailu hau erabiliz eta koste baxuko kontsumigarri batekin (geometria lagungarriaren pieza) posible da edentuluaren hartz-uztaiaren inpresio digital zehatzak atzematea. Honetarako, sei pausutan oinarrituriko prozedura jarraitu behar da. Prozedura hau 3-30. irudian grafikoki azaltzen da eta ondorengo azpi-kapituluetan sakontasun gehiagoz.



3-30. irudia: Hartz-uztaiaren eraikuntza birtuala pieza lagungarriaren erabilerarekin

3.4.1 HORTZ-UZTAIAREN LEHEN DIGITALIZATZEA

Inplante mailako lehen eskaneatzea egin behar da eskaner intraorala erabiliz. Inplanteetan scanbodyak kokatuta egon behar dute (3-31. irudia).



3-31. irudia: Scanbodyak kokaturik dituen paziente edentuluaren eskaneaketa

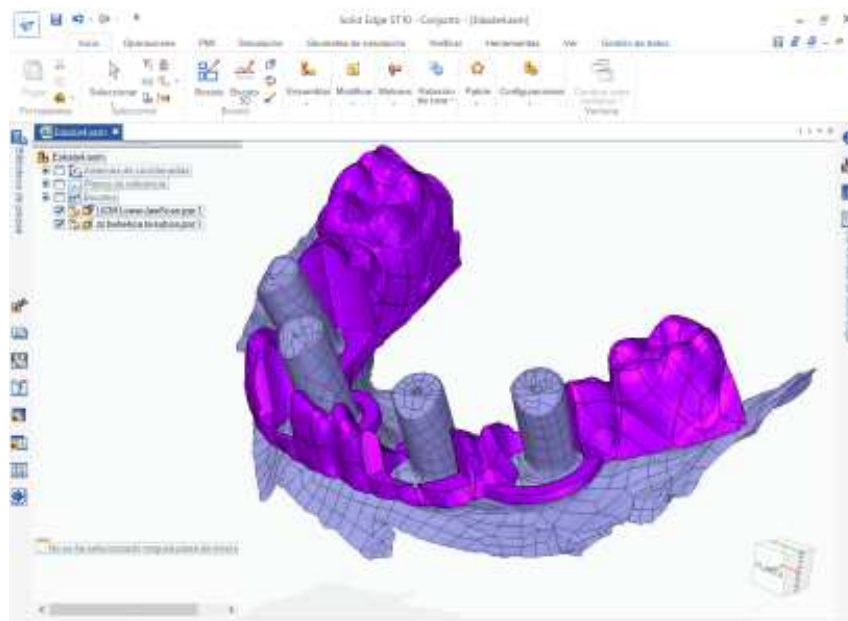
3.4.2 PIEZA LAGUNGARRIAREN DISEINU ETA FABRIKAZIOA

Edentuluaren lehen eskaneatzeetatik (3.4.1) eskuratutako inpresioan oinarrituta eta 3D diseinurako softwarea erabiliz, geometria lagungarridun pieza diseinatu behar da (3-32. irudia). Pieza hau paziente bakoitzaren hortz-uztaiaren ezaugarrietara egokitu beharko da eta kontutan izan beharko ditu pazienteak dituen inplanteen kopuru eta posizioa. Hau da, pieza lagungarriak eskaneatu nahi den hortz-uztaian dauden adina uztaiz izan beharko ditu eta uztaiz hauek inplanteak dauden toki zehatzetan kokaturik egon beharko dira. Era berean, pieza lagungarria ahoan kokaturik dagoenean, uztaiz hauek, scanbodyen azalera ahalik eta handiena ikusgai utzi behar dute eskanerrak scanbody hauen azalera ahalik eta handiena digitalizatu dezan.

3-32. irudian, beheko hortz-uztaian lau inplante dituen kasua ikus daiteke. Lau inplanteetan finkaturik dauden scanbody-etako bakoitzean uztaiz bat sartu da eta uztaizen arteko lotura, digitalizaturiko edozein hortzeria erabiliz egiten da. irudian erakusten den bezala, garrantzitsua da scanbodyen azalera ahalik eta handiena ikusgai egotea metodologia honen ondorengo pausuetan scanbody hauek beharrezkoa izango bai dira STL fitxategi ezberdinen arteko lerrokatzeak egiteko.

3. METODOLOGIA

Lan honetan, diseinurako softwarea (Solid-edge ST9, Siemens) erabili den bezala, prozesu hau odontologian hedatua dagoen Exocad softwarean erraz integratu daiteke.



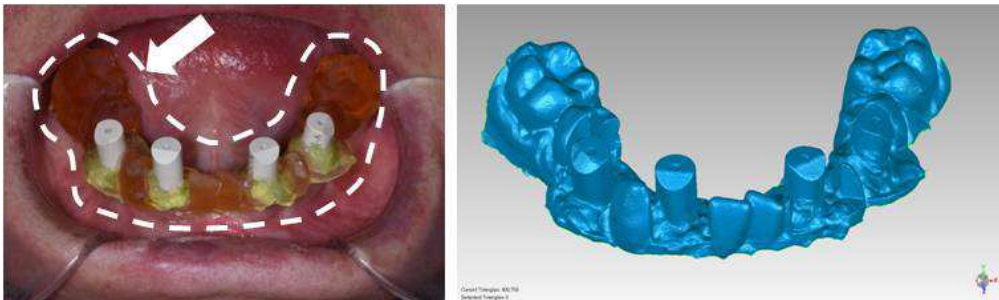
3-32. irudia: Solid Edge CAD programa erabiliz pieza lagungarriaren diseinua

Pieza diseinaturik, 3D inpresora erabiliz (3D Dimension Elite, Stratasys) ABS materialean fabrikatu da. ABS polimero termo-plastikoa da eta bere toxikotasun ezak eta eskanerrentzako ikusgai izateak egoki egiten dute pieza lagungarriaren fabrikazio material izateko.

3.4.3 HORTZ-UZTAIAREN BIGARREN DIGITALIZATZEA PIEZA LAGUNGARRIAREKIN

Fabrikatu den pieza lagungarria hortz-uztaian kokatzen da scanbodyen goiko zati ahalik eta handiena ikusgai utzirik. Pieza lagungarri hau digitalizatze prozesuan mugitu ez dadin, hortz-uztaira finkatzeko argiz polimerizatzen den erretxina (CONLIGHT, Kuss Dental) erabiltzen da. Erretxina hau praktika klinikoan erabiltzen den ohiko materialetako bat da.

Pieza hortz-uztaian kokatuta dagoelarik, eskaner intraorala erabiliz bigarren eskaneatzea egin behar da, bigarren inpresio digitala eskuratuz (3-33. irudia). Geometria lagungarridun piezak, eskanerrari irudien loturarako beharrezko dituen kurbatura erradio aldaketak ematen dizkio. Modu honetan, scanbodyen posizio zehatza, eta ondorioz inplanteena, emango duen inpresio digitala eskuratzen da.

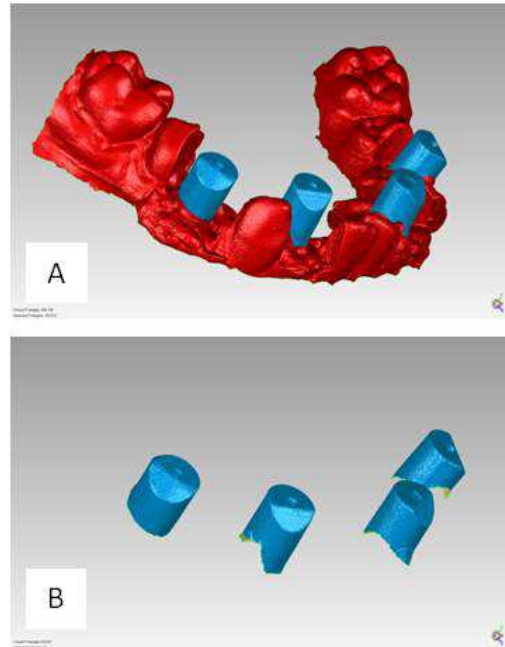


3-33. irudia: Geometria lagungarria hortz-uztaian kokaturik paziente edentuluaren eskaneaketa

3.4.4 PIEZA LAGUNGARRIAREN EZABAPEN BIRTUALA

Alderantzizko ingeniartzako softwarea erabiliz (Geomagic Studio, 3D Systems), bigarren eskaneatzean lorturiko STL fitxategitik (3.4.3) pieza lagungarria ezabatzen da. Scanbodyen ahal den azalerarik handiena utziz gelditzen den 3D sarea ezabatu behar da (3-34. irudia) eta ezabapen prozesu honetatik gelditzen diren scanbody hauek, ondorengo lerrokatzeak egin eta hortz-uztaiaren berreraikuntza birtuala egiteko erabiliko dira. Scanbody hauek dira zehaztasun handiarekin kokatutakoak eta hauetan oinarrituta eraikiko da inpresio digitala. Pieza lagungarriaren diseinuan aipatu den bezala, prozesu hau odontologian hedatua dagoen Exocad softwarea erabiliz ere egin daiteke.

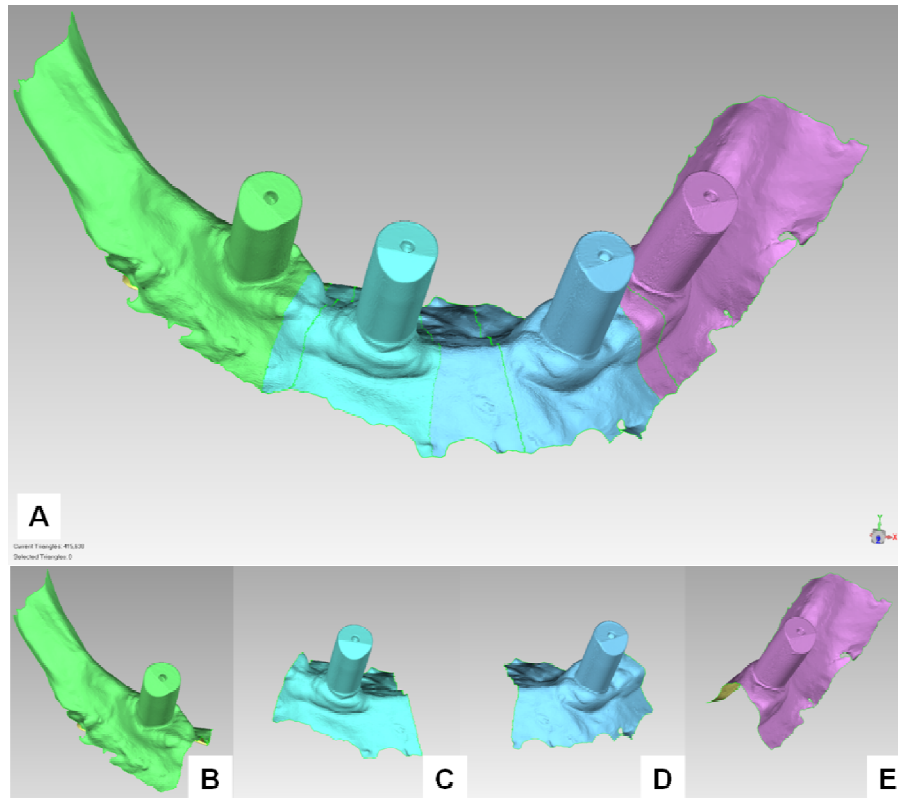
3. METODOLOGIA



3-34. irudia: A, gorriz Geomagic Studio erabiliz ezabatu behar den sarearen aukeraketa; B, pieza lagungarria ezabatu ondoren zehaztasunez kokaturiko scanbodyak

3.4.5 LEHEN INPRESIO DIGITALAREN ZATIKATZEA

Alderantzizko ingeniartzako softwarea erabiliz (Geomagic Studio, 3D Systems) lehen digitalizatze prozesuan eskuraturiko inpresio digitalaren (3.4.1) zatikatze birtuala egin behar da. Geometria lagungarriaren pieza hartz-uztaian kokatu gabe egin den eskaneatzeetatik, hartz-uztaiaren ehun bigunak erabili behar dira. Pieza lagungarria ez denez erabili, inpresio digitalean beharrezko diren ehun hauek ikusgai daude baina beraiekin batera digitalizatu diren scanbodyen kokapenak errore handiagoa du. Inpresio digitala, scanbody kopurua adina aldiz zatitu behar da, scanbody bakoitzaren inguruko ehun bigunak atzemanaz (3-35. irudia).



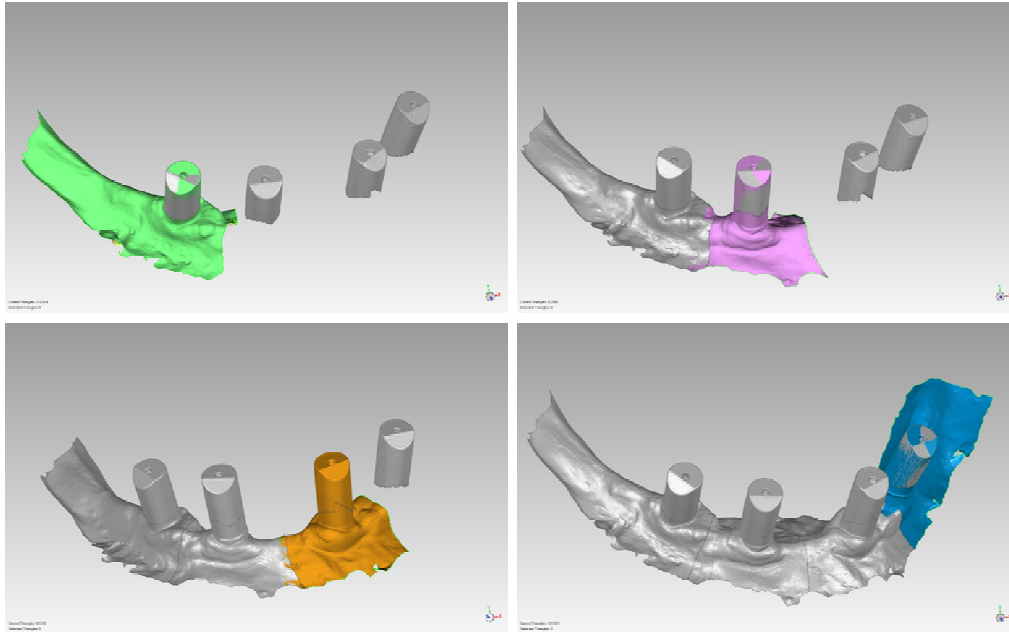
3-35. irudia: Geomagic Studio erabiliz scanbody kopurua adina aldiz zatitze prozesua

3.4.6 HORTZ-UZTAIAREN ERAIKUNTZA BIRTUALA

Berriz ere alderantzizko ingeniartzako softwarea erabiliz lehen inpresio digitalaren zatikatzetik (3.4.5) eskuraturiko atal bakoitza, bigarren inpresio digitalean isolaturiko scanbody-arekin (3.4.4) lerrokatu behar da. Zati bakoitza, dagokion scanbody-arekin. Lehenengotik zatituriko atal bakoitzak ehun bigunak jarriko ditu eta bigarrenetik eskuraturiko inpresio digitalak zehaztasun handiz kokaturiko scanbodyak. Scanbody hauek dira hain zuzen ere lerrokatzeak egiteko erabiliko direnak.

3. METODOLOGIA

Lehen inpresio digitaletik eskuraturiko lehen atala, bigarren inpresio digitaleko dagokion scanbody-arekin lerrokatzen da, bigarren atala dagokion scanbody-arekin eta horrela scanbodyak adina zati banaka-banaka lerrokatzen dira.



3-36. irudia: Hortz-uztaiaren berreraikuntza birtuala Geomagic Studio erabiliz

4. EMAITZAK

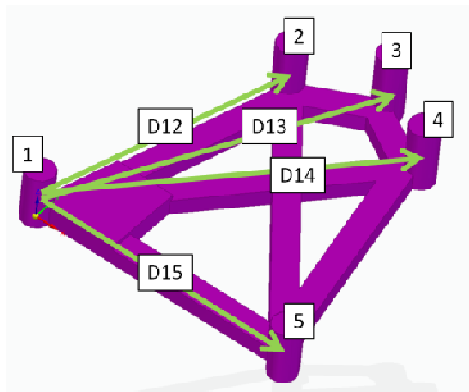
Helburuak eta berauek lortzeko jarraitutako metodologiak ere ezberdinak izanik, emaitzak ere atal ezberdinetan sailkatu dira. Batetik, eskaner intraoralen zehaztasun azterketa egiteko metodologia bat frogatu da eta metodologia hori jarraituz 3 eskaner intraoral aztertu dira; atal honetan azterketa honetan lorturiko emaitzak emango dira. Bestetik, paziente edentuluen inpresio digitalak eskuratzeko teknika bat proposatu eta aplikatu da eta teknika hori jarraituz eta jarraitu gabe lorturiko emaitzak ere emango dira. Azkenik, teknika hau eskaner intraoral ezberdinekin erabili denez, teknika honekin eta eskaner intraoral bakoitzarekin lorturiko emaitzak emango dira.

4.1 ESKANER INTRAORALEN ZEHAZTASUNA PATROI EZAGUNA ERABILIZ

Eskaner intraoralen zehaztasuna, berauekin eskuraturiko inpresio digitalen egiazkotasuna eta doitasuna neurtuz aztertu da. Egiazkotasuna eta doitasuna erreferentziatzat harturiko 4 distantzi eta 5 angelutan neurtu dira.

4.1.1 DISTANTZIA NEURKETEN EGIAZKOTASUNA

Patroia CMM-an neurtu ondoren erreferentzia distantziak neurtu eta 4-1. irudian agertzen diren balioak eskuratu ziren. Ondoren, metodologia atalean azaldu den bezala, 3 eskaner intraoraletako bakoitzarekin eta patroia hortz-uztaien kokatuta zegoelarik, 10 inpresio digital egin ziren eta inpresio bakoitzean 4 erreferentzia distantziak neurtu. Egiazkotasuna aztertzeko, distantzi guzti hauetako bakoitzak CMM-arekin eskuraturiko distantziengandik zenbateko desbideratzea zuten neurtu zen eta desbideratze horren maximo eta minimoak %95eko konfiantza tartean, batez bestekoa eta desbideratze estandar balioak kalkulatu ziren (4-1. taula).



$$D12 = 32,405 \text{ mm}$$

$$D13 = 40,263 \text{ mm}$$

$$D14 = 40,622 \text{ mm}$$

$$D15 = 32,804 \text{ mm}$$

4-1. irudia: CMM-arekin neurturiko erreferentzia distantziak

Neurketak egin ondoren erreferentzia distantzia ezberdinetan eskaner intraoral bakoitzarekin lorturiko inpresio digitaletan neurturiko emaitzak konparatu ziren. Faktore bakarreko ANOVA konparaketak ezberdintasun esanguratsuak erakutsi zituen eskaner intraoral ezberdinekin lorturiko emaitzetan, bereziki Trios eskanerra tartean egon zen kasuetan. Ebakortz guztiak barne dituelarik, hortz-uztaiaren koadrantea adierazten duten distantzietan (D12, D13 eta D14) Trios3 eskanerra, bai True Definition-arekin eta bai Itero-rekin konparatu zenean ezberdintasun

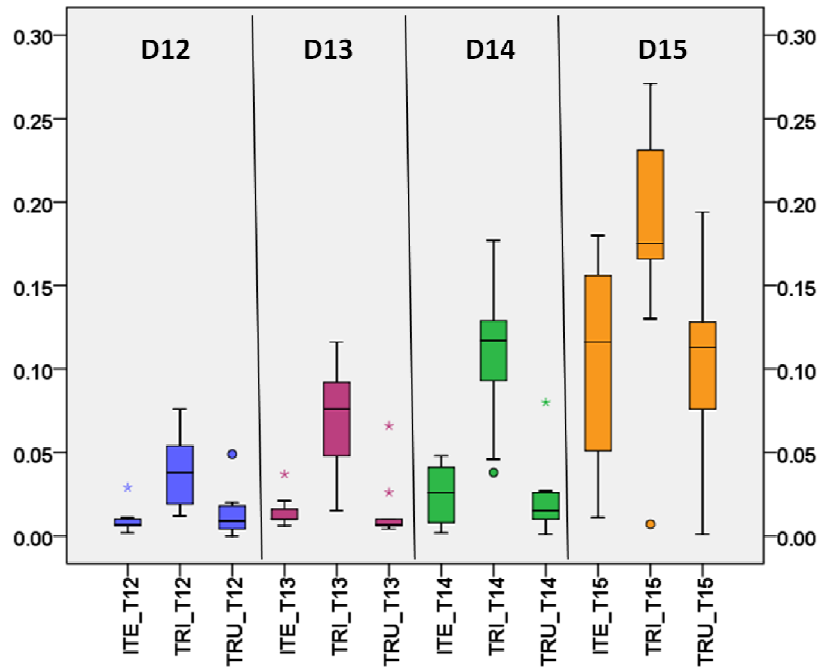
esanguratsuak azaldu ziren. Ez ordea True Definition eta Itero konparatu zirenean ($p=0,522$ D12 distantzian, $p=0,907$ D13-an eta $0,764$ D14-an). Bestalde hortz-uztai osoa adierazten duen D15 distantzian Trios3 eta True Definition konparatu zirenean ez zen ezberdintasun esanguratsurik azaldu ($p=0,141$), ezta Itero eta True Definition konparatu zirenean ($p=0,412$). Bai ordea Trios3 eta Itero konparatzerakoan ($p=0,014$).

Desbideratze minimoa D12 distantzian 10 ± 7 μm izan zen eta 42 ± 23 μm maximoa. D13 distantzian 16 ± 9 μm minimoa eta 69 ± 34 μm maximoa. D14 distantzian 21 ± 22 μm minimoa eta 109 ± 44 μm maximoa eta D15 distantzian 91 ± 63 μm minimoa eta 174 ± 77 μm maximoa. 4-1. taulan, eskaner bakoitzarekin eta erreferentzia distantzia bakoitzean neurturiko desbideratzeak laburbiltzen dira. Neurturiko desbideratzeak hortz-uztairaren eremuaren handitzearekin batera nola hasten diren eta eskaner intraoral ezberdinekin lorturiko emaitzak grafikoki 4-2. eta 4-3. irudietan ikus daitezke.

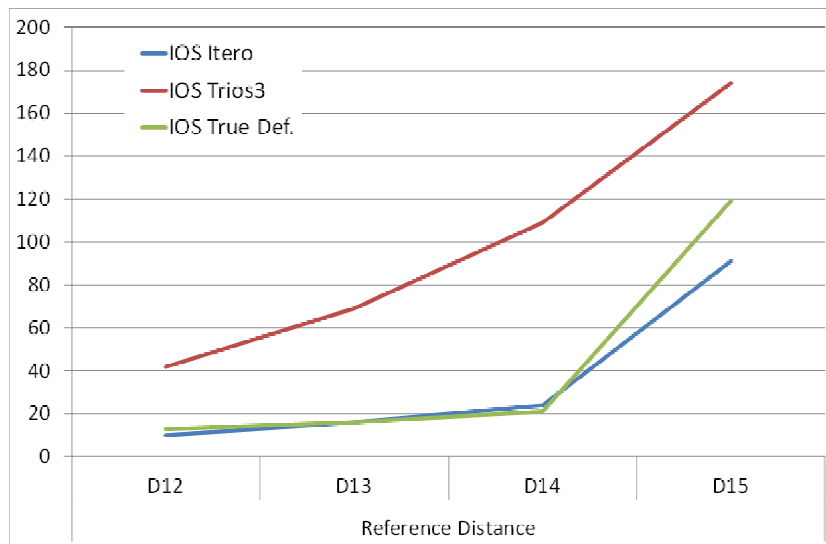
ERREF. DISTANTZIA	ESKANERRA	DESBIDERATZEA (μm)		
		KT (95%) Min.	KT (95%) Max.	Mean (DS)
D12	Itero	4	16	10 ± 7
	Trios3	24	60	42 ± 23
	True Definition	2	25	13 ± 14
D13	Itero	7	22	16 ± 9
	Trios3	43	96	69 ± 34
	True Definition	0	31	16 ± 19
D14	Itero	11	38	24 ± 17
	Trios3	75	143	109 ± 44
	True Definition	3	40	21 ± 22
D15	Itero	54	146	91 ± 63
	Trios3	115	233	174 ± 77
	True Definition	52	147	119 ± 86

4-1. taula: Erreferentzia distantzietan neurturiko desbideratzeak (KT: Konfiantza-tarte; Mean: Batez bestekoa; DS: Desbideratze estandarra)

4. EMAITZAK



4-2. irudia: Egiazkotasuna (mm) erreferentzia distantzietan eskaner intraoral bakoitzarekin



4-3. irudia: Distantziaren neurketan errorearen eboluzioa (μm)

4.1.2 DISTANTZIA NEURKETEN DOITASUNA

Metodologian azaldu den bezala, doitasuna neurtzeko ez dira kontutan hartu CMM-arekin lorturiko distantziak. Kasu honetan, eskanerren errepikakortasuna izan da aztergai, hau da, egin diren inpresio digital guztietan erreferentzi distantziak neurtu ziren eta eskaner bakoitzarekin atzemandako inpresio bakoitzean neurri hauek elkarrengandik zenbat aldentzen ziren aztertu zen.

Faktore bakarreko ANOVA konparaketak ezberdintasun esanguratsuak D12 distantzian eta Trios3 eta Itero artean bakarrik aurkitu zituen ($p=0,024$). Batez besteko doitasun balioak $10\pm 7\ \mu\text{m}$ eta $20\pm 11\ \mu\text{m}$ bitartekoak izan ziren D12 erreferentzia distantzian, $14\pm 13\ \mu\text{m}$ eta $28\pm 18\ \mu\text{m}$ bitartekoak D13 distantzian, $16\pm 18\ \mu\text{m}$ eta $33\pm 27\ \mu\text{m}$ bitartekoak D14 distantzian eta $52\pm 59\ \mu\text{m}$ eta $60\pm 58\ \mu\text{m}$ bitartekoak D15 distantzian. Erreferentzia distantzia bakoitzean eta eskaner intraoral bakoitzarekin neurturiko batez besteko doitasun balioak 4-2. taulan azaltzen dira laburbilduta.

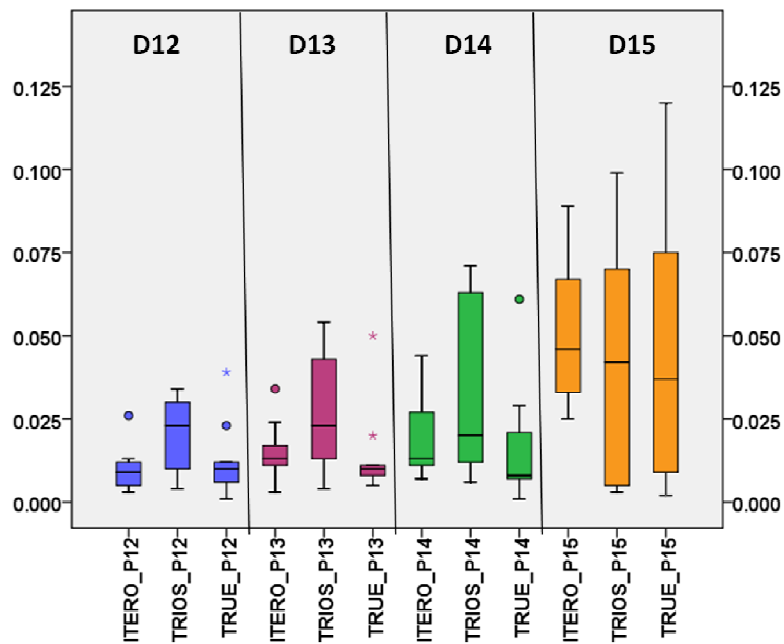
Distantzia neurketen errorearekin gertatu bezala, kutxen diagraman (4-4. irudia) argi ikusten da hortz-uztai erdiaren inpresio digitaletan (D12, D13 eta D14) Itero eta True Definition eskanerrekin lorturiko emaitzak hobeak izan zirela Trios3arekin lorturikoak baino. D15 distantzian, bai Itero-ren kasuan eta bai True Definition-arenean doitasuna nabarmen okertu ziren eta Trios3 eskanerrarena antzera mantendu zen.

Inpresio digitalen doitasuna eskaneatze eremuaren handitzearekin batera hasi egin zela ere 4-5. irudian ikus daiteke. Grafiko hauetan ere ikus daiteke neurturiko distantziaren magnitudeak baino garrantzi handiagoa duela eskaneatze eremuaren luzerak: D13 eta D14 neurriak berdintsuak diren arren doitasunak okerrera egin zuen D13-tik D14-ra, eta D15 aurreko biak baino txikiagoa izan arren, distantzia honetan doitasun balioak okerragoak izan ziren.

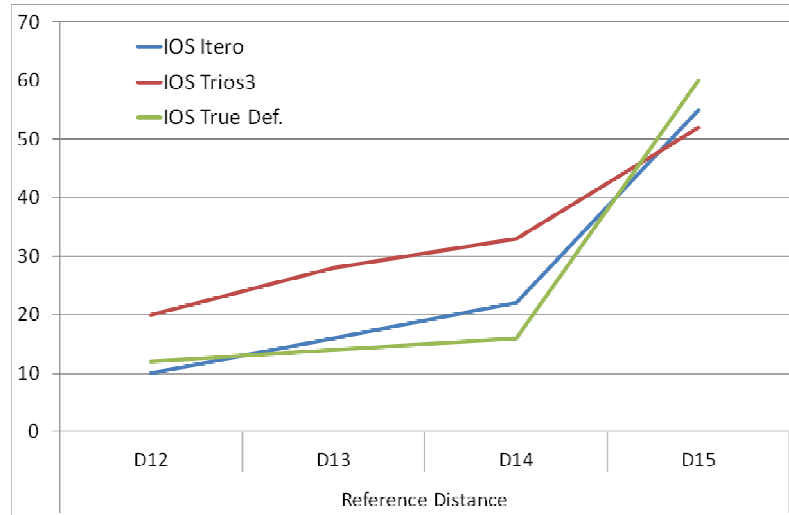
4. EMAITZAK

ERREF. DISTANTZIA	ESKANERRA	Doitasuna (μm)		
		KT (95%) Min.	KT (95%) Max.	Mean (DS)
D12	Itero	5	15	10 \pm 7
	Trios	11	28	20 \pm 11
	True Definition	4	22	12 \pm 11
D13	Itero	8	22	16 \pm 9
	Trios	14	42	28 \pm 18
	True Definition	4	25	14 \pm 13
D14	Itero	11	30	22 \pm 13
	Trios	12	54	33 \pm 27
	True Definition	3	32	16 \pm 18
D15	Itero	35	71	55 \pm 23
	Trios	7	97	52 \pm 59
	True Definition	14	80	60 \pm 58

4-2. taula: Erreferentzia distantzietan neurturiko doitasuna (KT: Konfiantza-tarte; Mean: Batez bestekoa; DS: Desbideratze estandarra)



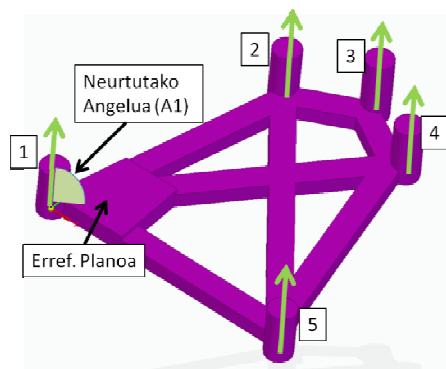
4-4. irudia: Doitasuna (mm) erreferentzia distantzietan eta eskaner intraoral bakoitza ezberdinduz



4-5. irudia: Erreferentzia distantzietan doitasunaren eboluzioa (μm)

4.1.3 ANGELU NEURKETEN EGIAZKOTASUNA

Distantzien neurketekin bezala, angeluenekin ere eskaner intraoralekin eskuraturiko inpresio digitaletatik patroiarene zenbait angelu neurtu ziren eta egiazkotasun erreferentziak konparatu. Erreferentzia angelu hauek CMM-an patroiarri eginiko neurketatik eskuratu ziren. Neurketen egiazkotasuna aztertzeko neurketen errorea izan zen kontutan. Egiazkotasun erreferentziatzat erabili ziren angeluak, 4-6. irudian azaltzen dira.



$$A1 = 89^{\circ}49'33''$$

$$A2 = -89^{\circ}53'48''$$

$$A3 = -89^{\circ}56'10''$$

$$A4 = -89^{\circ}55':50''$$

$$A5 = -89^{\circ}51'59''$$

4-6. irudia: CMM-arekin neurturiko erreferentzia angeluak

4. EMAITZAK

Metodologia atalean azaldu bezala, erreferentzia angeluak neurtu ondoren eskaner intraoralekin eskuratutako inpresio digitaletan angelu berdinak neurtu ziren eta erreferentziazkoarengandik zuten desbideratzea kalkulatu zen.

Faktore bakarreko ANOVA konparaketak orokorrean ezberdintasun esanguratsuak erakutsi zituen neurturiko angelu bakoitzean erabilitako eskanerraren arabera. Ez ordea Trios3 eta Itero-ren artean A1 eta A5 angeluetan ($p=0,874$ eta $p=0,660$ hurrenez hurren) eta Trios3 eta True Definition-aren artean A3 eta A4 angeluetan ($p=0,103$ eta $p=0,668$ hurrenez hurren)

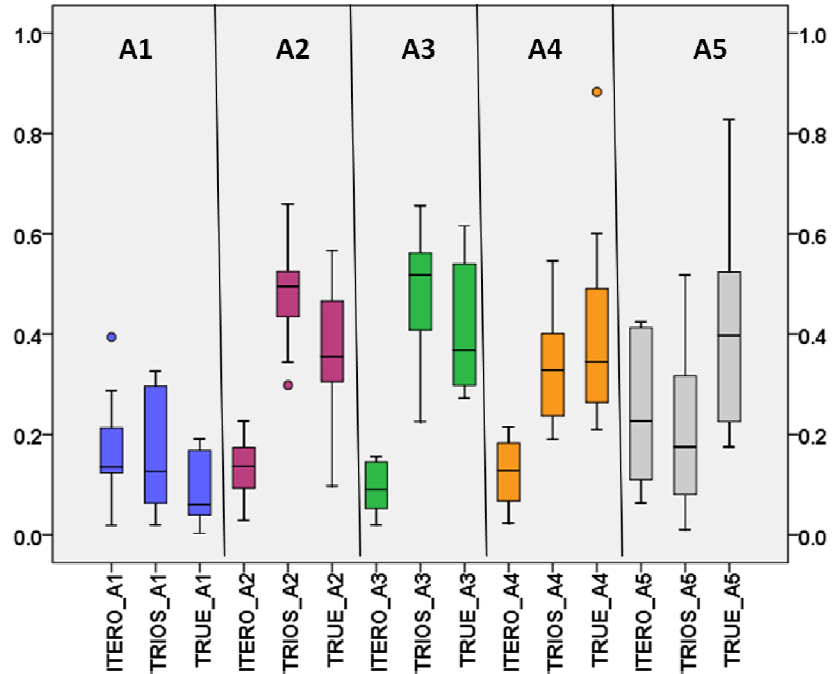
Angeluen neurketetan emandako desbideratzeetan, distantzien neurketetan ez bezala, ez zen errorearen handitzerik ikusi eskaneatze eremuaren handitzeren eraginez. Batez besteko errore minimoak A1 erreferentzia angeluan neurtu ziren ($0,082\pm 0,068^\circ$) baina maximoak A2 eta A3 angeluetan ($0,475\pm 0,107^\circ$ eta $0,484\pm 0,127^\circ$ hurrenez hurren). Erreferentzia angelu bakoitzean eskaner bakoitzarekin neurturiko errorea 4-3. taulan erakusten da laburbilduta.

ERREF. ANG.	ESKANERRA	DESBIDERATZEA (°)		
		KT (95%) Min.	KT (95%) Max.	Mean (DS)
A1	Itero	0,083	0,263	0,184±0,116
	Trios3	0,080	0,272	0,176±0,125
	True Definition	0,030	0,140	0,082±0,068
A2	Itero	0,077	0,178	0,121±0,065
	Trios3	0,393	0,558	0,475±0,107
	True Definition	0,262	0,468	0,339±0,152
A3	Itero	0,057	0,139	0,099±0,050
	Trios3	0,387	0,582	0,484±0,127
	True Definition	0,306	0,508	0,377±0,157
A4	Itero	0,074	0,178	0,117±0,070
	Trios3	0,253	0,438	0,345±0,121
	True Definition	0,235	0,575	0,38±0,223
A5	Itero	0,129	0,359	0,239±0,142
	Trios3	0,071	0,345	0,208±0,178
	True Definition	0,263	0,618	0,439±0,218

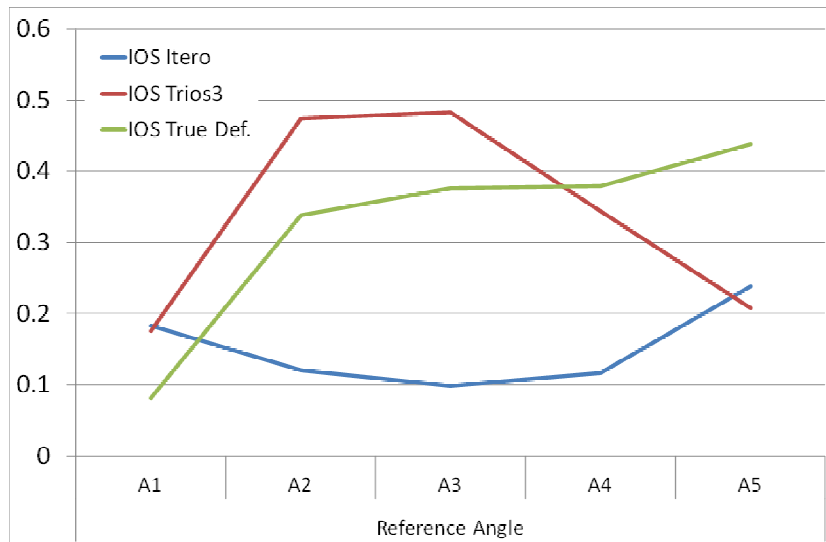
4-3. taula: Erreferentzia angeluetan neurturiko desbideratzeak (KT: Konfiantza-tarte; Mean: Batez bestekoa; DS: Desbideratze estandarra)

Kaxen grafikoan (4-7. irudia), eskaner intraoral ezberdinen artean neurtu ziren ezberdintasunak ikus daitezke beraien arteko konparaketa erraztuz. 4-8. irudian azaltzen den grafikoak berriz, angeluen neurketan eskaneatze eremuaren luzerak ez zuela angeluaren errorearen neurketan eragiten erakusten du. Era berean, Itero eskanerrak orokorrean angeluen neurketan egiazkotasun parametro hobeak eman zituela.

4. EMAITZAK



4-7. irudia: Egiazkotasuna (mm) erreferentzia angeluetan eta eskaner intraoral bakoitza ezberdinduz



4-8. irudia: Angeluaren neurketan errorearen eboluzioa (μm)

4.1.4 ANGELUEN NEURKETEN DOITASUNA

Berriz ere, distantzien azterketan egin zen bezala, doitasuna aztertzeko eskaner intraoral ezberdinekin lorturiko inpresio digitaletan erreferentzia angeluak neurtu ziren eta neurriak elkarrengandik zenbat aldentzen ziren kalkulatu. Kalkulu hau, inpresio digital bakoitzeko 5 erreferentzi angeluetan errepikatu zen.

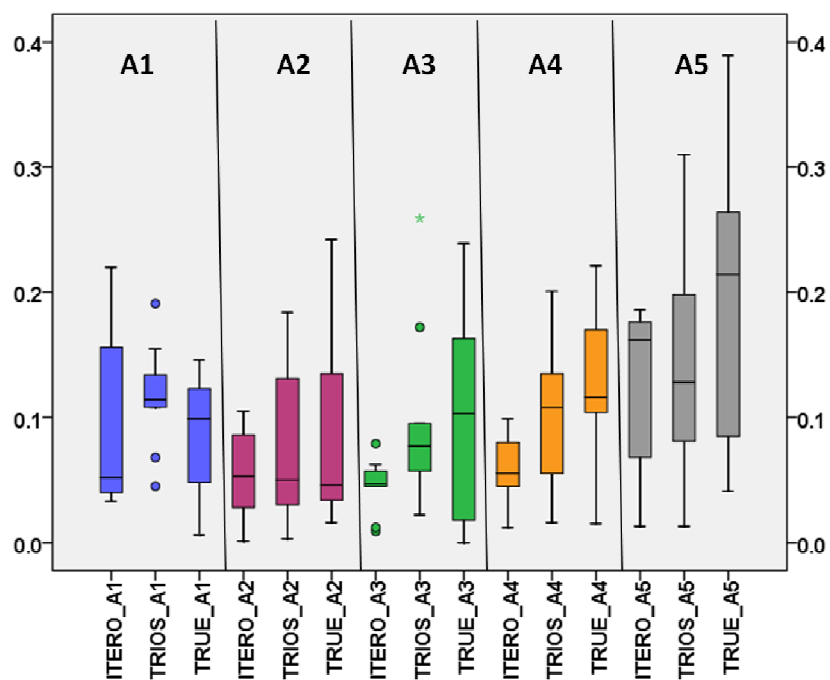
Eskaner bakoitzarekin lorturiko inpresio digital guztietan 5 erreferentzi angeluak neurturik, balio onena $0,042\pm 0,024^\circ$ izan zen Itero eskanerrarekin eta A3 erreferentzi angeluan lortua. Txarrena berriz $0,169\pm 0,126^\circ$ True Definition-arekin eta A5 erreferentzi angeluan. Batez besteko doitasun balioak erreferentzi angelu bakoitzean eta erabilitako eskanerrak ezberdinduz 4-4. taulan azaltzen dira.

ERREF. ANG	ESKANERRA	Doitasuna (°)		
		KT (95%) Min.	KT (95%) Max.	Mean (DS)
A1	Itero	0,041	0,162	0,102±0,074
	Trios3	0,084	0,150	0,117±0,043
	True definition	0,043	0,119	0,083±0,047
A2	Itero	0,024	0,080	0,053±0,034
	Trios3	0,025	0,130	0,078±0,068
	True definition	0,029	0,167	0,112±0,095
A3	Itero	0,028	0,060	0,042±0,024
	Trios3	0,039	0,154	0,097±0,074
	True definition	0,036	0,165	0,118±0,096
A4	Itero	0,034	0,081	0,06±0,03
	Trios3	0,053	0,145	0,099±0,06
	True definition	0,050	0,271	0,167±0,137
A5	Itero	0,077	0,177	0,119±0,067
	Trios3	0,069	0,215	0,142±0,095
	True definition	0,094	0,279	0,169±0,126

4-4. taula: Erreferentzia angeluetan neurturiko doitasuna (KT: Konfiantza-tarte; Mean: Batez bestekoa; DS: Desbideratze estandarra)

4. EMAITZAK

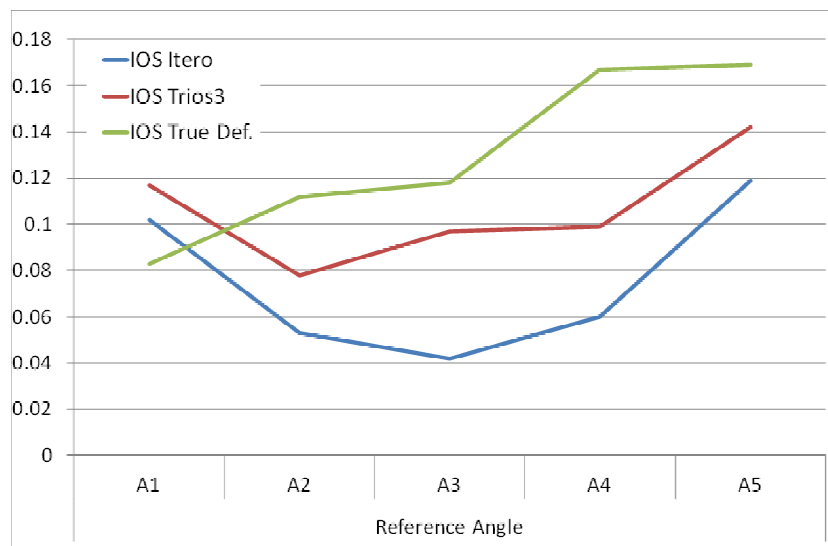
Angeluen egiazkotasunarekin ez bezala, doitasuna aztertzerakoan orokorrean ez ziren ezberdintasun esanguratsuak atzeman. A3 erreferentzia angeluan Trios3 eta Itero eskanerren artean ($p=0,032$) eta A3 eta A4 angeluetan Itero eta True Definition eskanerren artean ($p=0,027$ bietan) bakarrik azaldu ziren. Ezberdintasun esanguratsu hauek eta eskaner ezberdinekin erreferentzi angelu ezberdinen neurketan eman ziren ezberdintasunak grafikoki 4-9. irudian ikus daitezke.



4-9. irudia: Doitasuna (mm) erreferentzia angeluetan eta eskaner intraoral bakoitza ezberdinduz

Egiatzkotasuna aztertu zenean bezala, doitasun balio txarrenak A5 angeluan eman baziren ere, doitasunaren eboluzioa eskaneatze eremuaren handitzerekin batera ez zen adierazgarria. 4-10. irudian erakusten den bezala, okerrerako eboluzio hau True Definition eskanerarekin bakarrik azaldu zen, ez ordea Itero eta Trios3 eskanerrek. Azken bi hauekin doitasun balio hobekak lortu ziren A2, A3 eta A4 angeluetan.

Eta berriz ere egiazkotasuna aztertu zenean bezala, doitasun balio onenak Itero eskanerrarekin lortu ziren. Hala ere, inpresio digitaletan angeluen neurketen egiazkotasun eta doitasunaren azterketak ez zuen ondorio garbirik ateratzeko emaitzarik erakutsi.



4-10. irudia: Erreferentzia angeluetan doitasunaren eboluzioa (μm)

4.2 EREMU EDENTULUEN ESKANEAKETAN GEOMETRIA LAGUNGARRIDUN PIEZAREN ERAGINA.

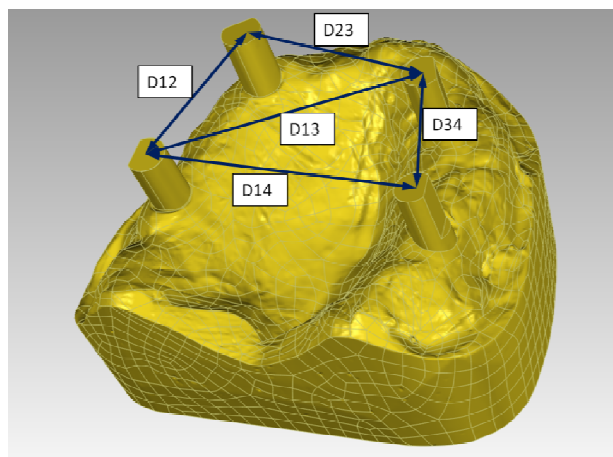
Hiru eskaner intraoralak erabiliz eskuratutako inpresio digital guztietan erreferentziatzat harturiko distantziak neurtu ondoren, emaitzen egiazkotasuna eta doitasuna aztertu ziren. Azterketa hau 2 eszenario ezberdinetan eskuraturiko inpresio digitalekin egin zen, ondoren 2 eszenario hauetan lorturiko emaitzak konparatzeko. Lehen eszenarioa, paziente edentulu baten eskaneatzea, praktika klinikoan egingo litzaketen moduan eskaneatzea izan zen; bigarrena, paziente edentulua hortzik gabeko

4. EMAITZAK

eremuak estaltzeko hortzeria simulatzen zuen pieza lagungarri bat ahoan jarrita zuelarik eskaneatzea.

4.2.1 PIEZA LAGUNGARRIAREN ERAGINA INPRESIOEN EGIAZKOTASUNEAN

Egiazkotasuna aztertu ahal izateko, altzairuzko modeloa eskaner industrial batekin (ATOS Compact Scan 5M/300, GOM) digitalizatu zen eta ondoren 3D sarean inspektiorako softwarea erabiliz (GOM Inspect, GOM), 4-11. irudian ikus daitezkeen erreferentziak neurtu ziren.



D12 = 22,401mm

D13 = 42,290mm

D14 = 44,528mm

D23 = 31,060mm

D34 = 22,970mm

4-11. irudia: ATOS-arekin neurturiko erreferentzia distantziak

Eskaner intraoralekin eskuratutako inpresio digital guztietan erreferentzia distantzia berdinak neurtu ziren eta neurri bakoitzaren errorea edo egiazkotasun erreferentziatik zuen desbideratzea kalkulatu zen. Desbideratze hauek 2 taldetan banatu ziren, pieza lagungarriarekin atzemandako inpresio digitaletan edo pieza lagungarri gabe atzemandakoetan kalkulatuak zeuden ezberdinduz. Ondoren, 2 taldeetan kalkulatoriko desbideratzeak 5 erreferentzia distantzietako bakoitzean konparatu ziren

ezberdintasun esanguratsuak ($p < 0,05$) zeuden aztertzeke. Konparaketa hau erabilitako eskaner intraorala zein zen kontutan izan gabe egin zen, helburua pieza lagungarriaren eragina eskanerra edozein zelarrik aztertzea bai zen. Konparaketa hau neurketen berdintasunerako “t” testean oinarriturik egin zen.

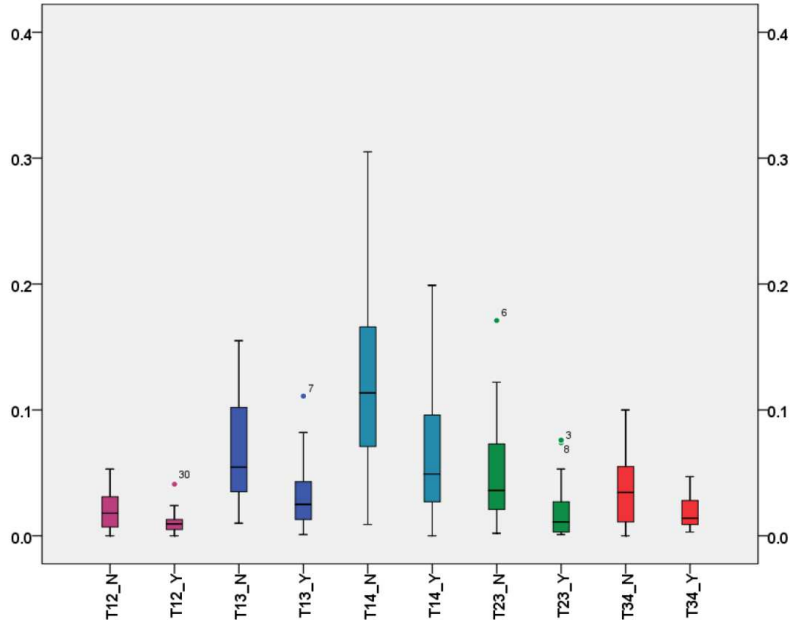
Geometria lagungarriaren piezaren erabilerak egiazkotasuna nabarmen hobetu zuen eginiko konparaketa guztietan eta erreferentzia distantzia guztietan 4-5. taulako emaitzetan ikus daitekeen bezala. Taula honetan, distantzi bakoitzean piezarekin (Txx_Y taldekoak) edo pieza gabe (Txx_N taldekoak) lorturiko desbideratzeak ikus daitezke (XX: erreferentzia distantzia bakoitza).

DESBIDERATZEAK (μm)	KT 95% Min.	KT 95% Max.	Mean (SD)
T12_N	15	27	21 \pm 16
T12_Y	8	14	11 \pm 8
T13_N	50	80	65 \pm 40
T13_Y	24	43	33 \pm 26
T14_N	95	155	125 \pm 80
T14_Y	45	83	64 \pm 51
T23_N	33	62	47 \pm 39
T23_Y	12	28	20 \pm 21
T34_N	27	49	38 \pm 29
T34_Y	13	22	18 \pm 12

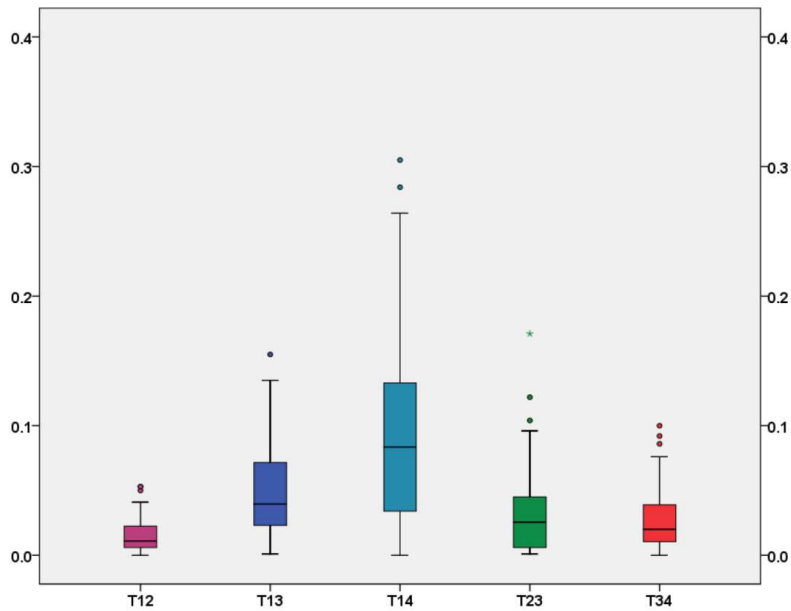
4-5. taula: Desbideratze minimo, maximo eta batez bestekoa pieza lagungarriarekin edo gabe. (pieza lagungarriarekin TXX_Y; pieza lagungarri gabe TXX_N; Mean: Batez besteko; SD: Desbideratze Estandarra)

Distantzia bakoitzean geometria lagungarriaren pieza erabilia edo erabili gabe izandako desbideratzeen konparaketa grafikoki 4-12. irudian erakusten da. Desbideratze hauen azterketatik, distantzien magnitudeak izan zuen eragina ere ikusten da, distantzia zenbat eta handiagoa izan errorea ere proportzionalki hasi zelarrik. Eta sarreran aipatu bezala, eskaneatze eremua handitu ala errorea ere handitu egin zela ikus daiteke (4-13. irudia).

4. EMAITZAK



4-12. irudia: Erreferentzia distantzia bakoitzean geometria lagungarriaren pieza erabiliz edo erabili gabe neurturiko errorea



4-13. irudia: Errorea erreferentzia distantzia bakoitzean

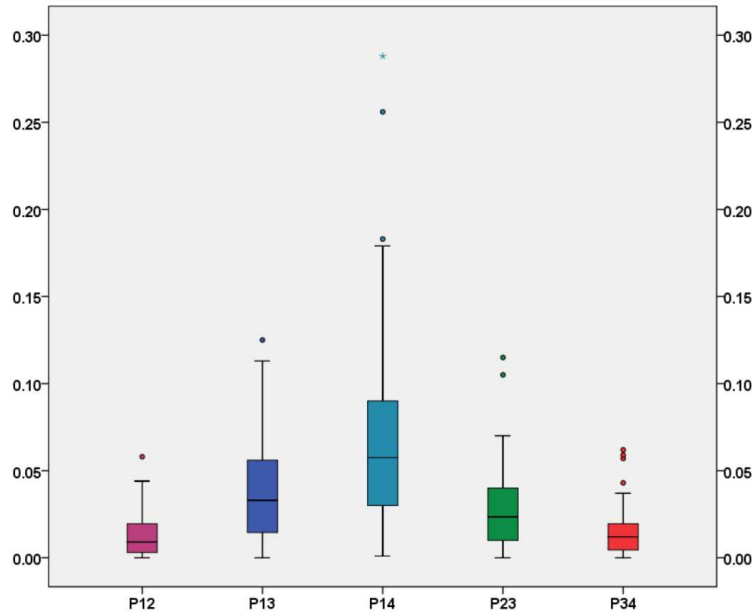
4.2.2 PIEZA LAGUNGARRIAREN ERAGINA INPRESIOEN DOITASUNEAN

Eskaner intraoralekin digitalizaturiko hortz-uztai edentuluen doitasuna aztertzeke ere bi talde ezberdindu ziren eta ondoren talde bietan lorturiko doitasun balioak konparatu. Egiatzotasuna aztertu zenean bezala, talde bat hortz-uztaia praktika klinikoan eskaneatuko litzaken moduan eskaneatuta eskuratutako inpresio digitaletan osatzen zuten (Pxx_N taldea) eta beste taldea, hortz-uztaian geometria lagungarriaren pieza jarrita zegoelarik eskuratutako inpresio digitaletan (Pxx_Y taldea) (XX: erreferentzia distantzia bakoitza).

Talde bereko inpresio digitaletan eta erreferentzia distantzia bakoitzean zeuden desberdintasunak neurtu ondoren 4-6. taulan erakusten diren doitasun balioak kalkulatu ziren. Analisi estatistikoak, D12, D13, D14 eta D34 distantzietan ezberdintasun esanguratsuak ($p < 0,05$) erakutsi zituen, ez ordea D23 distantzian.

DOITASUNA (μm)	KT 95% Min.	KT 95% Max.	Mean (SD)
P12_N	13	24	18 \pm 14
P12_Y	4	10	7 \pm 7
P13_N	34	60	47 \pm 35
P13_Y	23	41	32 \pm 24
P14_N	56	111	84 \pm 74
P14_Y	45	80	63 \pm 46
P23_N	27	48	38 \pm 28
P23_Y	14	27	21 \pm 18
P34_N	16	28	22 \pm 17
P34_Y	5	10	8 \pm 7

4-6. taula: Doitasun minimo, maximo eta batez bestekoa pieza lagungarriarekin edo gabe. (Pieza lagungarriarekin PXX_Y; pieza lagungarri gabe PXX_N; Mean:Batez besteko; SD:Desbideratze Estandarra)



4-15. irudia: Doitasuna erreferentzia distantzia bakoitzean

4.3 EREMU EDENTULUEN ESKANEAKETAN, GEOMETRIA LAGUNGARRIDUN PIEZAREN ERAGINA ESKANER EZBERDINENGAN

Metodologian azaldu den bezala, azterketa honetan ere bi eszenario ezberdindu ziren: paziente edentulu baten hortz-uztai osoaren eskaneatzea praktika klinikoan egingo litzaken moduan eta paziente beraren hortz-uztaiaren eskaneatzea eremu edentuluak hortzeria simulatzen duen pieza lagungarri batekin estalirik. Egoera bi hauetan inpresio digitalak atzeman eta beraien zehaztasuna aztertu zen baina kasu honetan, aurreko azpi-kapituluan ez bezala, azterturiko hiru eskaner intraoralekin atzemandako inpresio digitalak ezberdindu egin ziren.

Lanaren atal honetan, azterturiko distantziak, bost izatetik hiru izatera pasatu ziren bigarren eta hirugarren (D23) eta hirugarren eta laugarren (D34) scanbodyen arteko

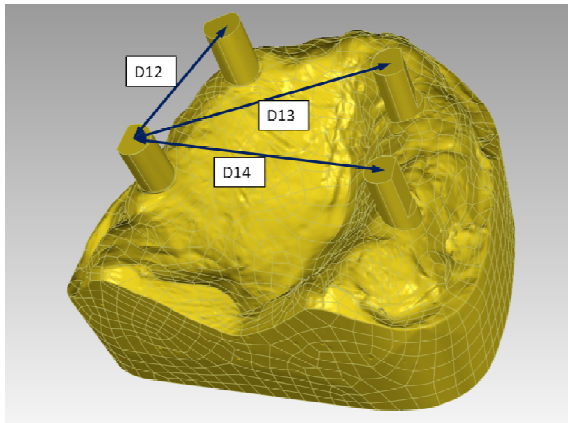
4. EMAITZAK

distantziak ez baitziren neurtu. Eskaner intraoralak ezberdinu gabe eginiko azterketa lanean distantzia hauek ez zirela esanguratsuak ikusi zen ez baitzuten nabarmentzeko emaitzarik erakutsi. Horrez gain, erreferentzia distantzia hauek ez ziren praktika klinikoan jarraituko litzaken eskaneatze prozesu batekin parekatzen, beraz, atal honetan hortz-uztai osoaren inpresio digital batean esanguratsuak izan zitezkeen 3 erreferentzia distantzi besterik ez ziren neurtu.

Eginiko azterketa honen helburua izan ez bada ere, esanguratsua da eremu edentuluak pieza lagungarria erabili gabe eskaneatzerakoan agertu ziren arazoak. Kasu askotan, scanbodyen arteko tartetean eskanerrak arazoak izan zituzten inpresio digitalak sortzeko: eskanerrak galdu egiten ziren, atzemandako irudiak ezin izaten zituzten lotu eta zenbait kasutan Metodologia kapituluko 3-20. irudian ikus daiteken bezalako akatsak gertatzen ziren hau da, eskanerrek scanbody ezberdinak bakarria balira interpretatu eta inpresio okerrak sortzen zituzten. Arazo hau batez ere Itero eskanerrarekin gertatu zen eta arazoari aurre egiteko, Itero eskanerrarekin modeloaren inpresio digitalak pieza lagungarri gabe atzemateko, scanbodyen arteko tartetean pegatinak jarri behar izan ziren eskanerrari nolabaiteko erreferentziak emateko.

4.3.1 PIEZA LAGUNGARRIAREN ETA ESKANERRAREN ERAGINA INPRESIOEN EGIAZKOTASUNEAN

Beste behin ere eskaner industrialarekin (ATOS Compact Scan 5M/300, GOM) eskuraturiko modelo digitaletik erreferentzia distantziak neurtu ziren 3D sareen inspektiorako softwarea erabiliz (GOM Inspect, GOM) ondoren kontrolerako erabili ahal izateko. Lehenago aipatu den bezala, kasu honetan 3 erreferentzia distantzia neurtu ziren (D12, D13 eta D14) ondorengo neurriak eskuratuz (4-16. irudia).



D12 = 22,401mm

D13 = 42,290mm

D14 = 44,528mm

4-16. irudia: ATOS-arekin neurturiko erreferentzia distantziak

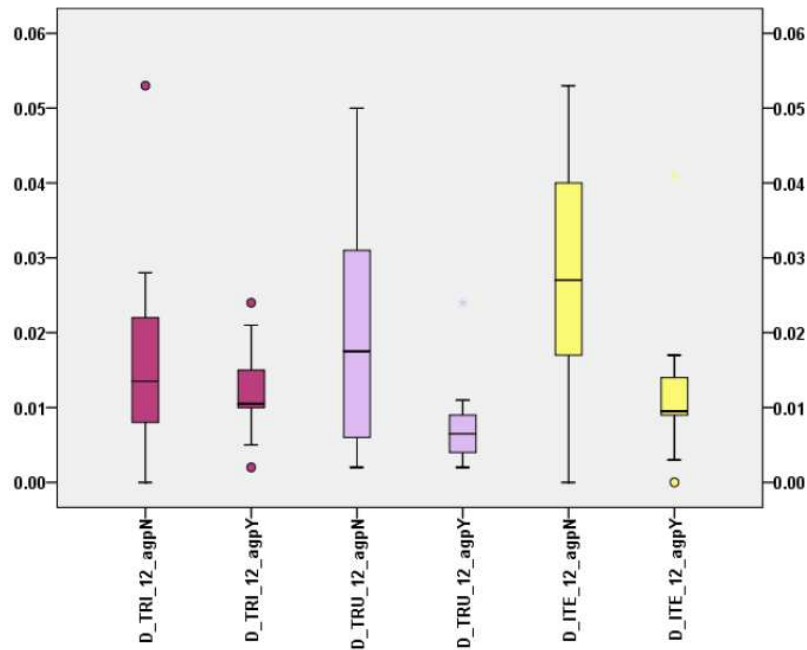
Aurreko atalean ez bezala, lan honetan konparaketak egin eta emaitzak aztertzerakoan bi aldagairen eragina aztertu zen: batetik, eskaneatzeak pieza lagungarria erabilia edo erabili gabe eginak zeuden kontutan izanik eta bestetik, inpresio digitalak atzemateko zein eskaner intraoral erabili zen kontutan izanik. Horretarako bi faktoretarako ANOVA konparaketa egin zen. Konparaketa honetan, D12 eta D13 distantzietan erabilitako eskaner intraoralak egiazkotasun balioetan ez zuela ezberdintasun esanguratsurik eragiten ($p > 0,05$) ikusi zen, bai ordea pieza lagungarriaren erabilerak ($p < 0,05$). Bien arteko elkarrekintzak ez zuten ezberdintasun esanguratsurik eragiten. Bestalde, hartz-uztai osoaren inpresioa adierazten duen D14 distantzian, analisi berberak bai erabilitako eskanerrak bai pieza lagungarriaren erabilerak egiazkotasunean ezberdintasun esanguratsuak eragiten zituela adierazi zuen ($p < 0,05$). Bien arteko elkarrekintzak ordea, ez zuten ezberdintasun esanguratsurik eragiten ($p > 0,05$). Konparaketa bakoitzean lorturiko p balioa 4-7. taulan ikus daiteke.

4. EMAITZAK

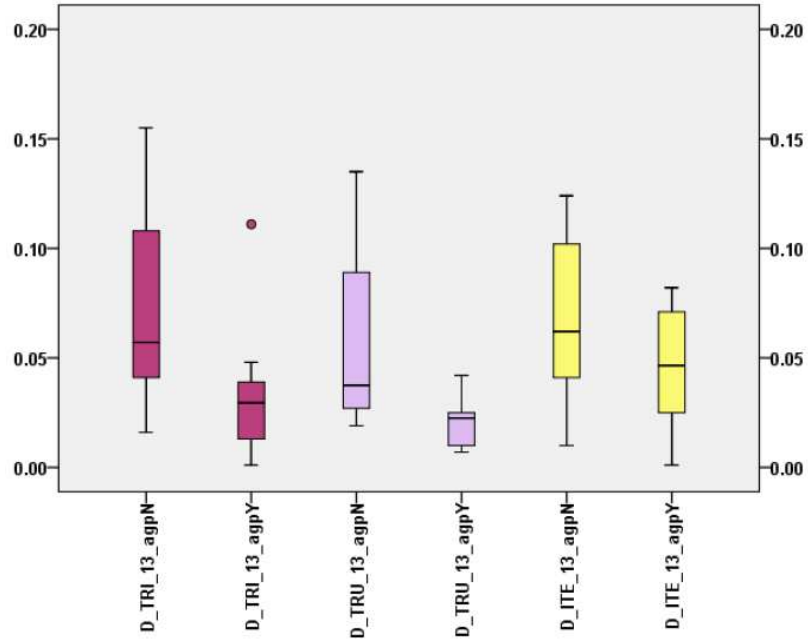
Aldagaien arteko eragin froga			
Menpeko aldagarria: desbideratzea	D12	D13	D14
ALDAGAIK	P*	P*	P*
Eskanerra	0,369	0,171	0,001
Pieza lagungarria	0,004	0,001	0
Eskanerra * pieza lagungarria	0,486	0,816	0,111

4-7. taula: 2 faktoretarako ANOVA konparaketa egiazkotasun balioentzako

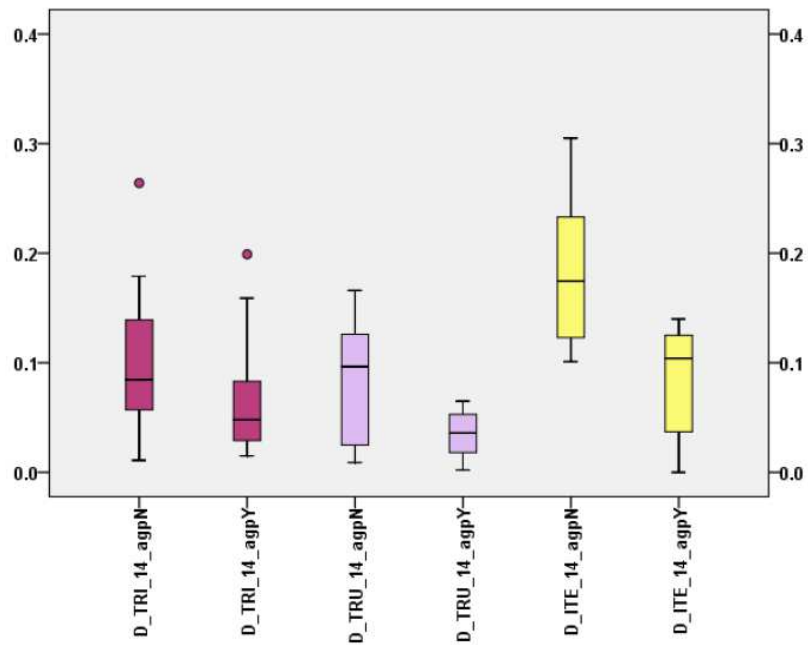
Geometria lagungarriak piezak erreferentzi distantzi bakoitzean eta erabilitako eskaner intraoralak ezberdinduz egiazkotasunean izan zuen eragina 4-17., 4-18. eta 4-19. irudietan erakusten da.



4-17. irudia: Desbideratzeak D12 distantzian



4-18. irudia: Desbideratzeak D13 distantzian



4-19. irudia: Desbideratzeak D14 distantzian

4. EMAITZAK

Egiazkotasunaren azterketa erreferentzia distantzi bakoitzean burutu zen, kasu bakoitzean erabilitako eskaner intraorala ezberdinduz eta eskaneatzeak pieza lagungarria hortz-uztaian kokaturik zegoen ala ez ezberdinduz. Erreferentzia distantzi guztietan (D12, D13 eta D14) Levene testak ezberdintasun esanguratsuak erakutsi zituen True Definition-arekin pieza erabilia edo erabili gabe eskuratutako inpresioetan ($p < 0,05$). Trios3 eta Itero eskanerrekin eskuratutako inpresioetan ez ziren ezberdintasun esanguratsuak aurkitu ($p > 0,05$)

Geometria lagungarriaren piezarekin eta pieza gabeko inpresio digitaletan erreferentzi neurriak neurtu eta kontrolekoekin konparatu ondoren kalkulaturako desbideratzeak 4-8. taulan ikus daitezke. (Pieza lagungarri gabeko inpresio digitaletan neurturiko balioak *agp_N* taldean ikus daitezke eta pieza lagungarriarekin eginiko inpresio digitaletan neurturiko balioak *agp_Y* taldean; *agp*: *auxiliary geometry part*).

Taulan ikus daitekeen bezala, geometria lagungarriaren pieza erabiliz eginiko inpresio digitaletan, neurturiko erreferentzi distantzia guztietan eta eskaner intraoral guztiekin egiazkotasuna hobetu egin zen.

			KT 95% Min.	KT 95% Max.	Batez bestekoa (μm)
D12	TRI Group	agp_N	6	27	17 \pm 15
		agp_Y	7	17	12 \pm 7
	TRU Group	agp_N	8	32	20 \pm 16
		agp_Y	4	12	8 \pm 6
	ITE Group	agp_N	14	38	26 \pm 17
		agp_Y	4	20	12 \pm 11
D13	TRI Group	agp_N	38	101	70 \pm 44
		agp_Y	12	56	34 \pm 31
	TRU Group	agp_N	27	84	55 \pm 40
		agp_Y	12	28	20 \pm 11
	ITE Group	agp_N	41	97	69 \pm 39
		agp_Y	26	66	46 \pm 28
D14	TRI Group	agp_N	48	155	101 \pm 75
		agp_Y	30	116	73 \pm 61
	TRU Group	agp_N	43	126	85 \pm 58
		agp_Y	19	51	35 \pm 22
	ITE Group	agp_N	139	239	189 \pm 70
		agp_Y	46	121	83 \pm 52

4-8. taula: Eskaner bakoitzarekin eta erreferentzi distantzia bakoitzean neurturiko desbideratze balioak

4.3.2 PIEZA LAGUNGARRIAREN ETA ESKANERRAREN ERAGINA INPRESIOEN DOITASUNEAN

Doitasuna ere erreferentzia distantzia bakoitzean aztertu zen inpresio digitalak pieza lagungarriarekin edo gabe eginak izan ziren ezberdinduz eta kasu bakoitzean erabilitako eskaner intraorala zein izan zen kontutan izanik. Bi faktoreentzako ANOVA testa egin zen erabilitako eskanerrak, pieza lagungarriaren erabilerak edo bien arteko interakzioak neurrien doitasunean eraginik zuen aztertzeko. Test honen arabera, D12 eta D13 distantzietan pieza lagungarriaren erabilerak eragina zuen eta pieza erabilia edo erabili gabe neurturiko doitasun balioak ezberdintasun

4. EMAITZAK

esanguratsuak erakutsi zituzten ($p < 0,05$). Erabilitako eskanerrak edo eskaner eta piezaren erabileraren arteko interakzioak ordea, ez zuten ezberdintasun esanguratsurik eragiten ($p > 0,05$). Bestalde, D14 distantzian, erabilitako eskanerrak eragina izan zuen kalkulaturiko doitasunean ezberdintasun esanguratsuak emanez ($p < 0,05$). Geometria lagungarridun piezaren erabilerak eta honen interakzioak erabilitako eskanerrarekin ez zuten ezberdintasun esanguratsurik erakutsi ($p > 0,05$). Konparaketa bakoitzean lorturiko p balioa 4-9. taulan ikus daiteke.

Aldagaien arteko eragin froga			
Menpeko aldagarria: desbideratzea	P12	P13	P14
ALDAGAIAK	P*	P*	P*
Eskanerra	0,478	0,118	0,048
Pieza lagungarria	0	0,049	0,174
Eskanerra * pieza lagungarria	0,509	0,387	0,263

4-9. taula: 2 faktoretarako ANOVA konparaketa doitasun balioentzako

Geometria lagungarridun piezaren erabilera bakarrik kontutan izanik, Levene testak emaitza ezberdinak erakutsi zituen. D12 distantzian, Trios3 eskanerra erabiliz eta pieza lagungarria erabilia edo erabili gabe eskuraturiko inpresio digitalen doitasunean ezberdintasun esanguratsuak eman ziren. True Definition eta Itero eskanerrak erabiliz eskuratutakoetan ordea ez ziren ezberdintasun hauek eman. Bestalde, D13 eta D14 distantzietan, alderantzizkoa gertatu zen. Trios3 eskanerrarekin eskuratutako inpresio digitalen doitasunean ez ziren ezberdintasun esanguratsuak eman geometria lagungarridun pieza erabilia edo erabili gabe. Bai ordea True Definition eta Itero eskanerrekin eskuratutako inpresioetan.

4-10. taulan erreferentzia distantzia bakoitzean eta erabilitako eskaner intraorala kontutan harturik, neurtutako doitasun minimo, maximo, batez bestekoa eta desbideratze estandarra ikus daitezke. (Pieza lagungarri gabeko inpresio digitaletan

neurturiko balioak agp_N taldean ikus daitezke eta pieza lagungarriarekin eginiko inpresio digitaletan neurturiko balioak agp_Y taldean; agp : *auxiliary geometry part*).

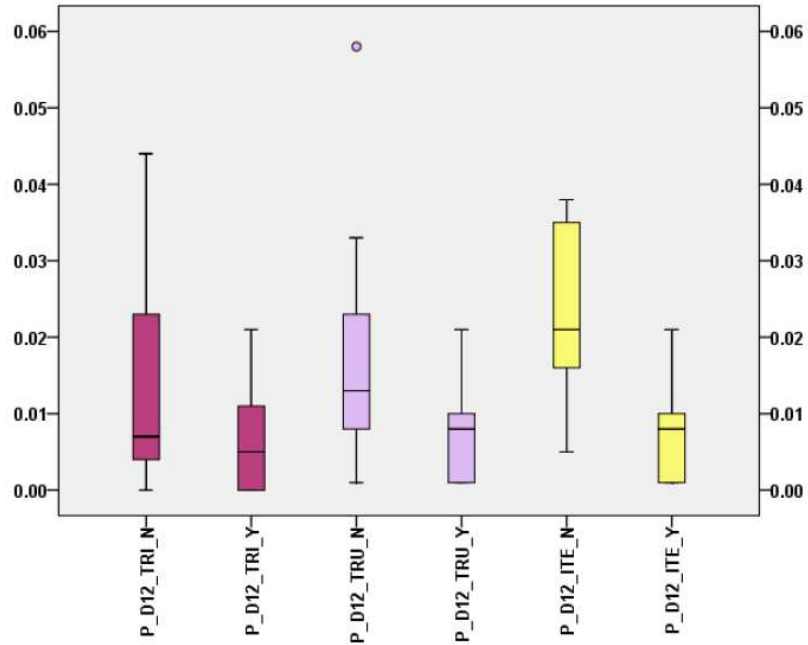
			KT 95% Min.	KT 95% Max.	Batez bestekoa (μm)
D12	TRI Group	agp_N	0	44	14±15
		agp_Y	0	21	7±7
	TRU Group	agp_N	1	58	18±17
		agp_Y	1	21	8±6
	ITE Group	agp_N	5	38	23±11
		agp_Y	1	21	8±6
D13	TRI Group	agp_N	6	89	37±30
		agp_Y	4	106	34±30
	TRU Group	agp_N	2	125	47±44
		agp_Y	2	34	19±11
	ITE Group	agp_N	0	86	58±29
		agp_Y	10	86	44±23
D14	TRI Group	agp_N	6	163	55±47
		agp_Y	5	179	70±61
	TRU Group	agp_N	1	183	78±62
		agp_Y	7	70	35±22
	ITE Group	agp_N	11	288	118±97
		agp_Y	33	162	83±38

4-10. taula: Eskaner bakoitzarekin eta erreferentzi distantzia bakoitzean neurturiko doitasun balioak

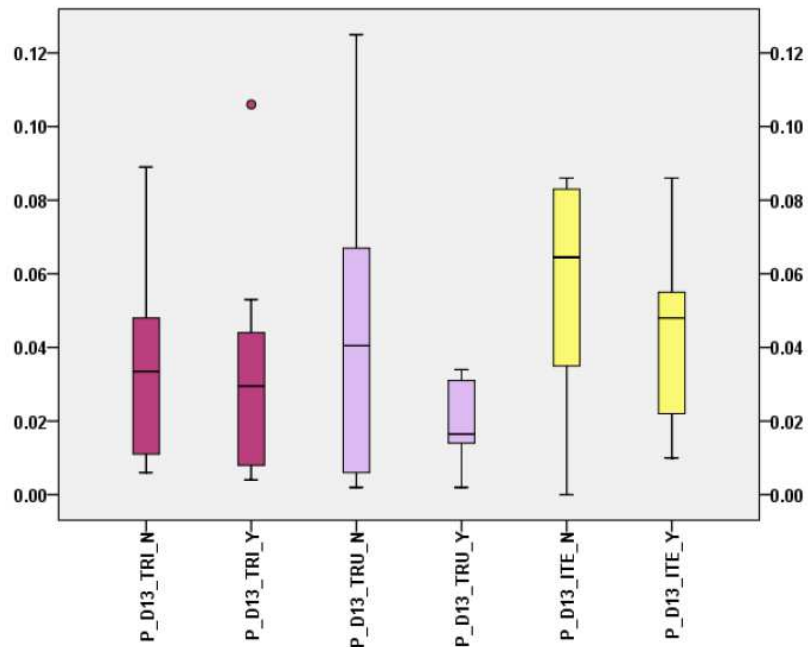
Egiazkotasuna aztertu zenean bezala, 4-20., 4-21. eta 4-22. irudietan erakusten diren grafikoetan, erreferentzia distantzi bakoitzean neurturiko doitasuna ikus daiteke. Grafiko hauetan, erabilitako eskanerrak ezberdintzen dira eta neurketak geometria lagungarriaren piezarekin eskuratutako inpresioetan edo pieza gabekoetan eginak zeuden (Y: $agpY$ taldea eta N: $agpN$ taldea).

Kalkulatutako doitasun balioak argi erakutsi zuten geometria lagungarriaren piezaren erabilerak, inpresio digital doia goak eskuratzen laguntzen zuela.

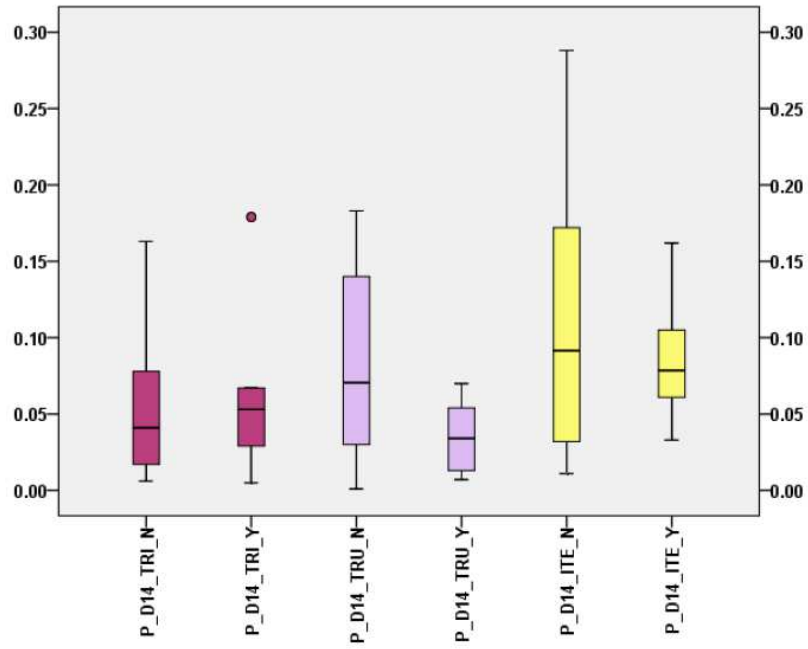
4. EMAITZAK



4-20. irudia: Doitasuna D12 distantzian



4-21. irudia: Doitasuna D13 distantzian



4-22. irudia: Doitasuna D14 distantzian

4. EMAITZAK

5. EZTABAIDA

Lehenengo eskaner intraoralaren sorreratik urte asko igaro diren arren, eta tarte honetan merkaturatutako gailuak asko izan, oraindik gehiago garatu eta batez ere hobetu daitezkeen gailuak dira. Baina hobetu behar honek ezin du eragotzi eskaner intraoral hauek odontologiako lan-fluxuaren parte izatea, neurri batean metodo konbentzionala jarraituz eginiko inpresioekin baino emaitza hobeak lortzen direlako [80–82, 84–89, 91–99]. Eskaner hauek oraindik asko erabiltzen den metodo konbentzionala hobetzera datorren gailuak dira, baina helburuak pazientearentzako erosoagoa eta dentistentzako eraginkorragoa den moduan errestituzio lan hobeak egitea izan behar du, eta ez metodo konbentzionalarekin lortzen diren emaitzak berdintzea.

Hamarkada askotan prozedura konbentzionalak erabiltzen ibili ondoren, prozedura hauek asko hobetu dira, bai prozesuei dagokienean eta baita erabiltzen diren materialei dagokienean. Urteetako eboluzio honen ondoren, inpresio konbentzionalak egiteko prozesuetan gehien erabiltzen diren materialak polieterra eta polivinilosiloxanoa dira [14] eta material hauen erabilerarekin inpresioen egonkortasun dimentsional egokiak lortu dira eta batez ere, inpresioen doitasun maila

handia. Zenbait ikerlarik argitaraturiko lanen arabera, oraindik prozedura konbentzionalak jarraituz, prozedura digital berriak jarraituz baino emaitza hobek lortzen dira [101, 116, 117, 122].

Hala ere, prozesuetan eta erabilitako materialetan hobekuntza egon den arren, badaude zenbait faktore prozesu konbentzionalak jarraituz eginiko inpresioetan errorea sartzan dutenak. Inpresio prozesuan zehar eman daitezkeen temperatura aldaketek, inpresioen artean igarotako denborak, isurketa prozesuak, igeltsuaren gainazal hezetasunak eta desinfekzio prozesuek inpresioaren zehaztasunean eragiten dute. Baita moldea gogortzeko erabiltzen diren produktuek eta laborategietan burutzen diren argizari isuriketa, estalketa, galdaketa eta prentsatze operazioek [14].

Testuinguruan azaldu den bezala, prozedura konbentzionala jarraituz eginiko inpresioek beste errore iturri batzuk ere badituzte. Batzuk, igeltsuzko modeloetan gertatzen diren inplanteen mugimenduen ondorioz [16–18] eta beste batzuetan inpresioen atzemate prozesuetan gerta daitezkeen zehaztasun galerengatik: inpresio materialaren edo urkilen aukeraketaren ondorioz [19, 20], inpresio prozesuen planteamendu ezegokiaren eraginez [18], inplanteek izan ditzaketen inklinazioak eragindakoak [21] edo inpresio elementuen berezko doikuntza arazoengatik gertatutakoak [22]. Biltegiatze denborak eta klinikatan eman daitezkeen hezetasun baldintzak ere modu ezberdinean eragiten dute egonkortasun dimentsionalean modeloak egiteko erabili den materialaren arabera [15]. Guzti honez gain, zenbait kasutan eremu kritikoetan hutsune eta burbuilak agertu daitezke eta igeltsuzko modeloen distorsioak, uzkurdurak edo handitzeak jasan ditzakete [23].

Arao hauei aurre egiteko, azken hamarkadetan gertatu den teknologia berrien garapenarekin, hortz-uztaien inpresioak atzemateko bide berriak zabaldu dira. Bide berri hauek eskaner intraoralak bezalako gailu berrien erabilera ekarri dute eta lehen modeloak aurreko mendeko 80. hamarkadan agertu baziren era [7], garapen askoren ondoren azken hamarkada honetan odontologiako lan-fluxuan integratzen hasiak dira.

Lan fluxuetan ematen ari den integrazio hau bermatzeko, eskaner intraoralak asko aztertu dira, batetik erabiltzaile izan behar duten dentistei beraien lan-fluxuan sartzeko azterketa erraztuz; bestetik, garatzaile diren enpresei norantz jo dezaketen erakutsiz. Azterketa lan hauetan eskaner intraoralak zein praktika klinikotan erabili daitezkeen aztertu izan da [45], hortzeriaren inpresioak egin behar zaizkien pazienteak nahiago dituztela frogatu da [45, 47, 48, 70, 149], baita odontologiako lan-fluxuetan denborak eta kostuak murriztu direla [54, 56, 57, 59–61, 63–67]. Baina batez ere, eskaner intraoralekin lortzen diren inpresio digitalen zehaztasuna edo inpresio digital hauen baliagarritasuna aztertu dira.

Lan hauek metodologia ezberdinak jarraituz, kasu kliniko ezberdinetarako eta eskaner intraoral ezberdinak aztertuz egin izan dira eta egindako bibliografiaren azterketak, eskaner intraoralen zehaztasuna aztertzeko metodologia berria definitzen lagundu du.

5.1 AURRETIK EGINIKO ESKANER INTRAORALEN ZEHAZTASUN AZTERKETAK

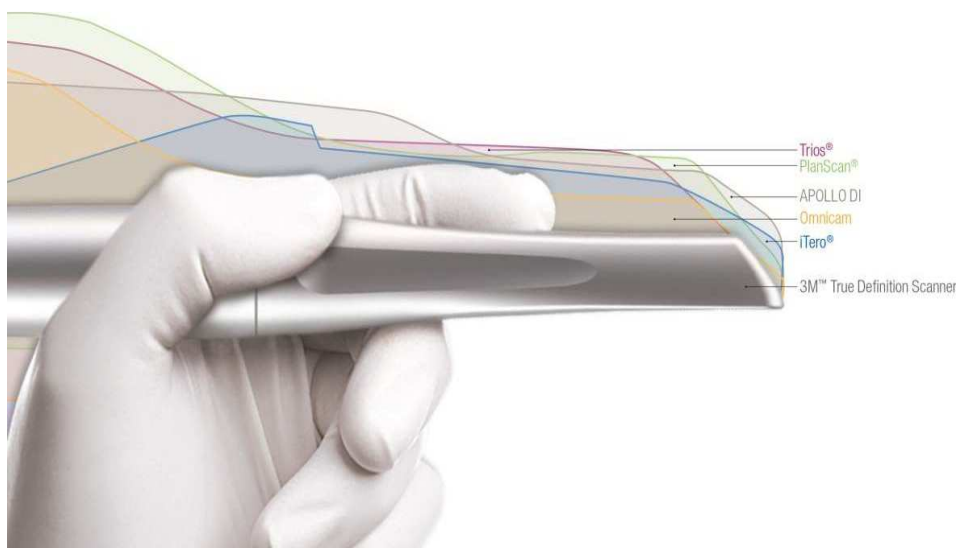
Odontologian CAD/CAM-aren lehen urratsak eskaner intraoralen eskutik eman ziren eta lehen modeloak aurkeztu zirenetik beraien zehaztasuna eta baliagarritasuna aztertu duten lanak etengabe argitaratu dira. Lan hauen irakurketa orokor bat eginik garbi dago eskannerrek eskaintzen dituzten abantailak gero eta nabarmenagoak direla eta zenbait kasutarako dagoeneko ez da eztabaidatzen beraien baliagarritasuna. Baina ikerlan ezberdinak banaka-banaka aztertuta, ezin daiteke konkretatu eskaner baten zehaztasuna zenbatekoa den. Ez da existitzen adostutako protokolorik zehaztasun azterketa hauek nola egin definitzen duenik eta ondorioz, argitaratutako lanak adina emaitza daudela esan daiteke.

Tesi honetan, metodologia ezberdinak jarraituz argitaraturiko zenbait lan aztertu dira eta hauetako batzuen emaitzak eman. Azterketa honen ondorioz, beste lan batzuen

gabezia eta indar-guneak identifikatu ahal izan dira ondoren, eskaner intraoralen zehaztasuna aztertzeko proposaturiko metodologia berriaren diseinuan eraginez.

5.1.1 IN-VITRO EGINIKO IKERKUNTZA LANAK

Eskaner intraoralen baliagarritasuna neurtzeko jarraituriko metodologiak aztertuz, in-vitro eginikoek aipamen berezia merezi dute. Eskaner hauen izenak berak (intraoral), esaten du zein funtziotarako sortuak izan diren: eskaneatzeak aho barruan egiteko. Gailuaren diseinua ere horretarako egokitutakoa da eta honen neurria, erosotasuna eta erabilgarritasuna, fabrikatzaile ezberdinek kompetentziarengandik bereizteko erabiltzen duten argudiotako bat da (5-1. irudia).



5-1. irudia: 3M etxeak True Definition eskaneraren hagatxo merkatuko txikiena dela erakusteko argitaratutako irudia

Aho barruan erabiltzeko diseinatuak egon arren, ikerlan gehienak in-vitro edo ahoz kanpo eginikoak dira. Lan hauetatik, ondorio asko atera daitezkeen arren, emaitzak ezin daitezke praktika klinikoan emango liratekeenekin berdindu. Azterketak in-vivo egiteak zailtasun handiak ditu eta zailtasun hauek eskanerren zehaztasunean negatiboki eragingo luketela aurreikustea zentzuzkoa da.

Praktika klinikoan inpresio digitalen zehaztasunean negatiboki eragingo duten faktoreak, esan bezala, asko dira. Eskaner guztiak ikusgai diren eremuak bakarrik grabatu ditzaketen sistema optikoak dira eta ondorioz ahoan (in-vivo) aurkitu daitezkeen odol eta txistuak eragin ezkorra dute eta irakurketa akatsak sor ditzakete; maila azpi-gingibaleko bukaera mugek eta bereziki hagin eremuetan egon daitezkeen espazio arazoek ere, asko konplikatzen dute eskaneatze prozesua [47, 52, 53, 69, 71, 74–77, 128] eta pazientearen mugimenduek ere negatiboki eragiten dute [112, 115].

Honez gain, in-vitro eginiko lan ezberdinetan modelook egiteko silikonak [23, 95, 112], poliuretanoa [13, 115, 117], igeltsua [111], edota metala [101, 116] erabili izan dira eta lehenengo biek argiaren difusore bezala eragin dezaketen bezala, metalak argia islatzeko gaitasuna du. Material hauen ezaugarriak, gizakion hortzeriak berezkoa duen zeharrargitasunarekin alderatuz ere ezberdinak dira, eta kasu batzuetan estaldura behar duten eskanerrak abantaila egoeran jarri ditzaketen bezala, beste kasu batzuetan estaldurarik behar ez dituztenak jarri ditzakete [123].

In-vivo-ko baldintzak berdintzeko asmoz, eskaner intraoralen baliagarritasuna aztertzeko eginiko in-vitro-ko beste lan batean, prestatuturiko modeloan giza hortzeriaren esmalte eta dentinak duten zeharrargitasuna eta errefrakzio indizea berdintzea bilatu zen [150]. Baina zeharrargitasunaz gain badaude beste faktore batzuk gizabanakoaren ezaugarri direnak, besteak beste opakutasuna, iridiszentzia, gainazaleko distira, fluoreszentzia, hortzeriaren adinaren eragina edo esmaltearen eta bere azpiko dentinaren lodiera edo kolorea [151]. Ezaugarri guzti hauek berriz ere, azterketa honetan lorturiko emaitzak, in-vivo eginiko batengandik alden du egingo lituzkete.

Modeloekin hortzeriaren erreplika hobeto edo txarragoak lortu daitezke baina ez dira kontutan hartzen hortzeria inguratzen dituzten beste ehunak (ezpainak, masailak, mingaina, aho sabaia edo aho azpia) eta hauek errealitate klinikoan agertu egiten dira eta eragina dute. Eskaner intraoralek, eskaneatze prozesuan jasotzen dituzten irudiak

josteko patroien ezagutza erabiltzen dute. Horretarako azalera partzial ezberdinak gainjartzen dituzte modeloak eraikitzeko [152] eta eskaneatzeek nahi eta nahi ez ehun hauek sartuko dituzte. Neurketan zehar ehun bigun hauen edozein mugimenduk eskanerraren joskera ezegokia eragin dezake. Arrazoi guzti hauek, in-vivo eginiko azterketa batean emaitzak okerragoak izango lirakekeela onartzera eramaten du.

In-vitro eginiko lanen artean ere, eskaner intraoralen zehaztasuna aztertzeaz gain, modu konbentzionalen lorturiko emaitzak eta modu digitalean lorturikoak konparatzen dituzten azterketa lanak egin dira. Lan hauetatik datu interesgarriak atera daitezkeen arren, kontzeptualki eskaner intraorala integratzearen helburutik aldentzen dute. Teknologia berri hau integratzearekin hortzen errestaurazio prozesuetara hobekuntza ekarri nahi da eta ez modu konbentzionalen lortzen diren emaitzak berdintzea.

Modu konbentzionalen lorturiko inpresioak egiazkotasun erreferentziatzat hartuz, modu konbentzional hau jarraituz pilatzen diren erroreak [14–23] mespretxatu egiten dira. Ondorioz, egiazkotasun erreferentziatzat modu konbentzionalen lorturiko modelo bat izateak edo modu digitalean eginiko inpresio bat modu konbentzionalen eginiko batengandik zenbat aldentzen den jakiteak ezin du inpresio digitalen zehaztasuna ezagutzeko balio.

Inpresio digitalen zehaztasuna ezagutzeko, azterketak in-vivo egitea komeni dela onartu arren, in-vitro egin direnetatik zenbait ondorio atera daitezke: prozedura digitalen abantailak konbentzionalekiko, eskanerrak erabilgarri izan daitezkeen aplikazio ezberdinetarako baliagarritasuna, eskaneatze eremuaren handitzerekin batera ematen den zehaztasun galera edo eskanerrekin lortu daiteken zehaztasun mailaren ideia bat. Eskaner intraoralek izan duten garapena ere ikus daiteke urteetan zehar egin diren ikerlanen emaitzetan azaltzen diren zehaztasun balioen hobekuntza ikusirik. Horren adibide da CEREC etxeko eskanerra erabiliz hortz-uztai osorako eginiko bi azterketetatik ondorioztatu daitekeena: bi urtetako epean metodologia

berdina eta ikerlari berdinek eginiko lanetan egiazkotasun eta doitasun balioak nabarmen hobetu ziren eskaner berdinen bi bertsio konparatuz [101, 116].

Esan den bezala, argitaraturiko azterketa ezberdinek inpresio digitalen zehaztasun balioak ematen dituzte eta jakina da emaitza hauek ekarpen garrantzitsua izan arren, ezin direla kasu kliniko batean lortuko liratekeen balio bezala interpretatu. Zehaztasuna aztertzeko lan hauek egiteko erabilitako metodologia ere kontutan izan beharreko gaia da, izan ere, argitaratzen diren balioak batzuetan kasu kliniko konkretu baten lorturikoak izan daitezke, hortz-uztaiaren eremu jakin batean, desbideratzeak magnitude ezberdinetan kalkulaturikoak, teknika edo erreminta ezberdinak erabiliz edota zehaztasun kontzeptuaren interpretazio ezberdinak eginez.

Honen erakusle dira Patzelt-ek hortz-uztai osoko inpresio digitalen zehaztasuna aztertuz 2013 eta 2014ean argitaraturiko bi lanen emaitzak [13, 115]. Lan hauetan, eskaner intraoral berdinek aztertu zituzten baliabide berdinek erabiliz, baina jarraituriko metodologiak ezberdinak izan ziren eta ondorioz, emaitzak ere. Metodologia bat edo beste jarraituz, eskaner berdinek egiazkotasun eta doitasun balio ezberdinak eman zituzten eta metodologia hauek azterturik, emaitzak logikoak izan zirela baieztatu daiteke. Izan ere, egiazkotasun eta doitasun balio okerragoak ematen zituzten lanean, prozesuan errorea gehitu lekioken azpi-prozesu bat gehiago erabili zuten (CEREC Bluecam eskanerrarekin lorturiko emaitzak salbuespena izan ziren).

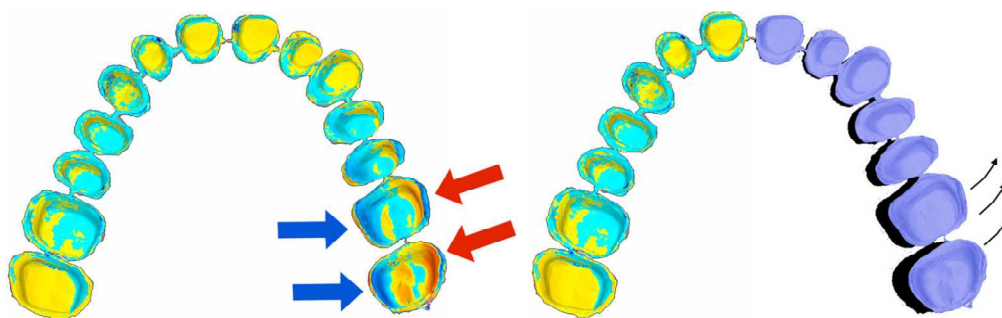
Zenbait eskaner intraoralen katalogo komertzialek, eskaner intraoralen zehaztasuna aztertu duten ikerlanen emaitzak gordinek erakusten dituzte konpetentziarengandik ezberdintzeko, baina aipaturiko kasu honek argi erakusten du ikerketak egiteko jarraitutako metodologiek eragina dutela inpresio digitalen kalkulaturiko zehaztasun balioetan.

Tesi honetan aurkeztu diren atal nagusi bietan ere eskaner intraoral berdinekin atzemandako inpresio digitalak aztertu dira. Inpresio digital guztiak teknikari berdinek eta instalazio berdinetan eginikoak izan ziren baina inpresio digitalak kasu

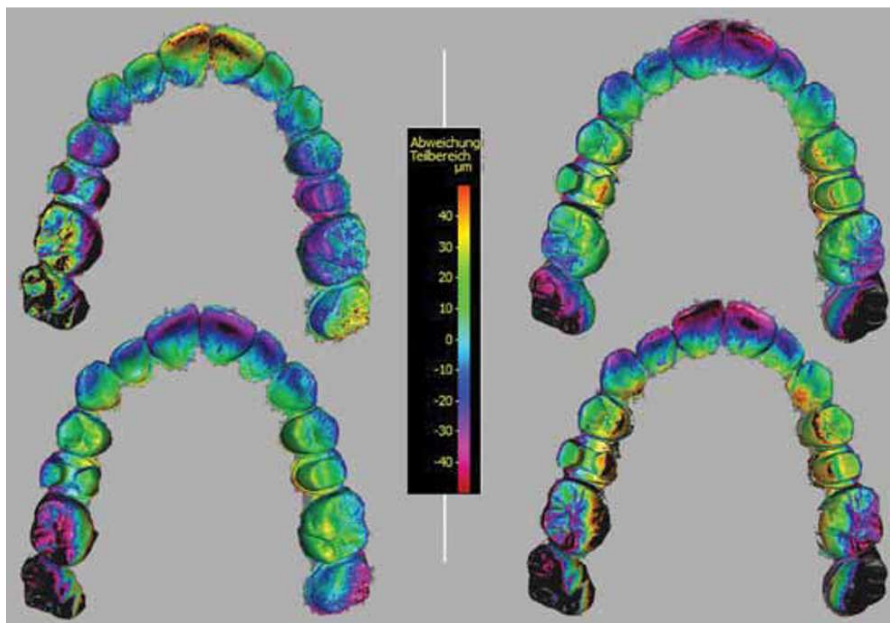
batean hortz-uztai edentulu batenak izan ziren eta beste batean patologia gabeko hortzeria guztia zuen hortz-uztai batenak. Emaitzetan ikus daiteken bezala, hortzeria osoa zuen hortz-uztairen inpresio digital zehatzenak Itero eskanerrarekin lortu ziren eta edentuluaren inpresio digitalen kasuan, Itero eskanerrarekin atzemandakoak zehaztasun gutxienekoak izan ziren. Honek ere frogatu egiten du zehaztasuna aztertze metodologiak zenbaterainoko eragina izan dezakeen lorturiko emaitzetan.

Emaitzen azterketa orokorragoa eginik, zenbait ondorio garrantzitsu atera daitezke. Besteak beste, eskaner intraoralak eremu txikien inpresio digitalak egiteko baliagarriak direla [31, 59, 60, 64, 65, 101, 102, 153–156], baina hortz uzta osoan oraindik desbideratze handiak ematen direla eta inpresio konbentzionalak zehatzagoak direla [31, 48, 61, 70, 101, 102, 150, 153–156].

Hortz uzta osoan desbideratze hauek non gertatzen diren deskribatzerakoan ere adostasuna dago. Desbideratzeak, kasu gehienetan hortzeriaren atzealdean eta hagin eremuetan ematen dira [13, 31, 48, 61, 70, 101, 102, 153, 154]. Desbideratze hauen kokapena eta noranzkoa, 5-2. eta 5-3. irudietan ikus daitezke.



5-2. irudia: Gainjarritako dataseten desbideratzea plano horizontalean. Gezi urdinek desbideratze negatiboak; gezi gorriek, desbideratze positiboak. Eskumako irudian desbideratzea noranzkoa



5-3. irudia: Egiazkotasunean eta doitasunean ikusitako desbideratzeak. (A) Doitasunaren desbideratzea. (B) Egiazkotasunaren desbideratzea [101]

5.1.2 IN-VIVO EGINIKO IKERKUNTZA LANAK

Lanak in-vivo egiteak duen zailtasunagatik in-vitro eginikoak baino gutxiago dira. Lan hauen artean eskanerren zehaztasuna definitzeko ekarpen interesgarriak egin dira, bereziki koroa baten fabrikaziorako eta estereomikroskopia erabiliz [92, 118]. Baina eremu zabalagoak aztertzeko zailtasun gehiago aurkitu dira eta autore batzuk ezinezkotzat ere jo dute [45, 93, 100, 119]. Hori dela eta lan batzuetan eskaner intraoralen doitasuna besterik ez da aztertu [93, 100]. Jakina da, doitasuna garrantzizkoa den parametroa dela eta zehaztasun maila ona lortzeko ezinbestekoa (ISO 5725), baina doitasun maila on batek ez du ziurtatzen eskaner baten zehaztasuna, eta zehaztasuna da hain zuzen ere eskaner intraoralen baliagarritasuna bermatuko duena.

Lan hauetatik, koadrante batean eskaner intraoralekin lorturiko inpresio digitalak, prozedura konbentzionala jarraituz lorturikoak besteko doitasuna dutela ondorioztatu

zen [93]. Baina inpresio digitala hortz-uztai osoarena denen berriz, lehenago in-vitro eginiko lanen azterketan aipatu den bezala, konbentzionalek oraindik doitasun hobea dutela ere ondorioztatu zen [100].

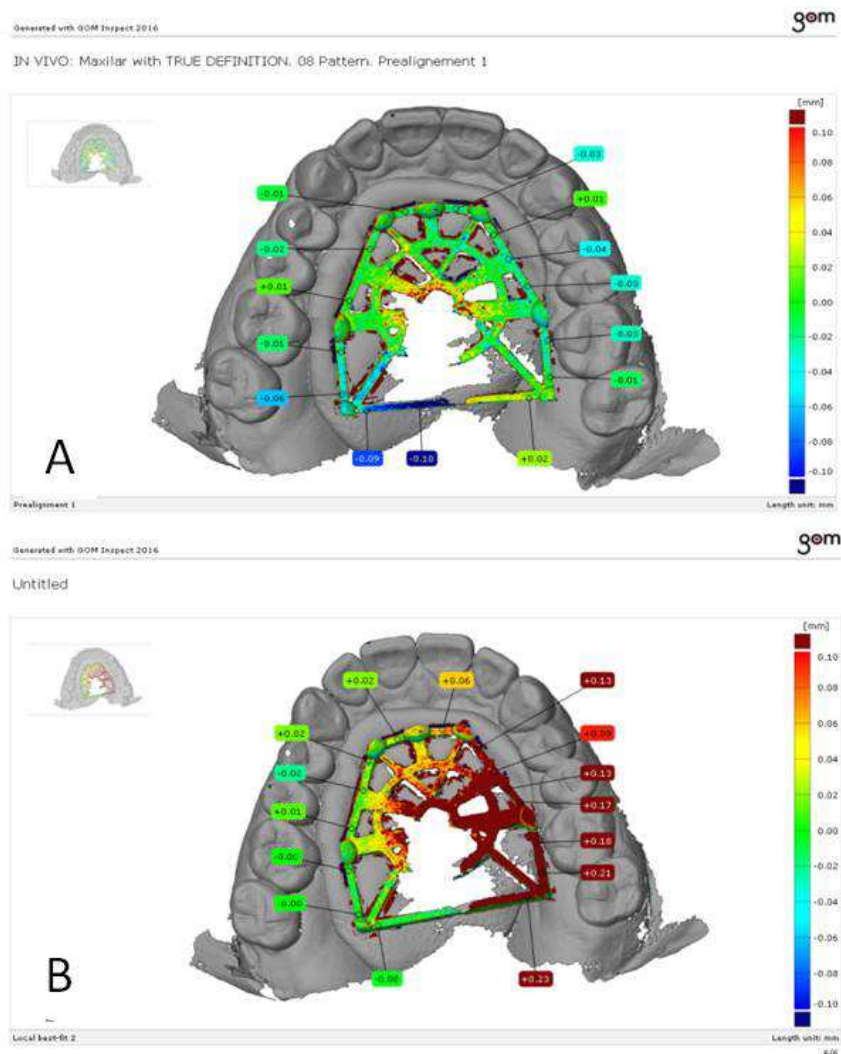
Beste ikerlari batzuk ordea, eskaner intraoralekin lorturiko inpresio digitalen egiazkotasuna aztertu dute [120–123]. Baina lan hauetan erabilitako metodologiak elkarren artean ezberdinak izanda ere badituzte zenbait mugapen.

Zhang-en lanean paziente errealean inpresioak egin ziren modu konbentzionala eta digitala jarraituz, ondoren bi metodoak neurri zehatz batzuk erabiliz konparatzeko [120]. Egiazkotasun erreferentziak, eskuzko kalibre batekin hartu zituzten eta mikrak neurtu, neurketa prozesuak berak sortzen duen ziurgabetasunarekin. Zhang-ek berak kalibre batekin neurturiko erreferentziak konparatzeaz gain, alderantzizko ingeniartzako softwarea ere erabili zuen inpresio digitalak gainjarri eta konparatzeko.

Alderantzizko ingeniartzako softwarea erabiliz, azalaren lerrokatzeak egin eta eskaner intraoralen zehaztasuna aztertu duten lanak ugariak dira baina beraien mugapenak dituzte (metodologia hau, Lee-ren ikerketan [121] ere erabiltzen da). Zhang-en lan honetan, beste batzuetan bezala, konparaketak egiteko alderantzizko ingeniartzako softwareek eskaintzen dituzten lerrokatze automatikorako erremintak erabili ziren eta lerrokatze prozesu hauetan, 3D sareetako beste erreferentziarik eman ezean, software ezberdinek desbideratze minimoak emango dituzten lerrokatzeak bilatzen dituzte. Lerrokatzeak, automatikoki egin beharrean, irizpide konkreturen bat jarraituz egingo balira (inplante bat dagoen tokian edo eskaneatzea hasi den eremuan zerao bilatuz adibidez) desbideratzeak ezberdinak izango lirarteke.

Lerrokatzeak modu batean edo bestean egiteak, kalkulaturiko desbideratzeetan izan dezaken eragina, eranskinetako 10.3 atalean azaltzen den aurre-estudioan ikus daiteke. Lan honetan ere alderantzizko ingeniartzako softwarea erabiliz (GOM Inspect, GOM) STL fitxategi ezberdinak lerrokatu ziren. Lerrokatzeak egiteko, 5-4. irudian koloreztatuta azaltzen den patroia erabili zen. Irudi bietan lerrokatutako sareak

berdinak dira baina 5-4 A irudian azaltzen den lerrokatzea, softwareak eskaintzen duen lerrokatze automatikorako erreminta erabiliz egin zen eta 5-4 B irudian azaltzen denak, lerrokatzea digitalizatzeko prozesua hasi zen eremuan eginik. Kolore mapa bidez ezberdintasunak nabarmen ikus daitezke.



5-4. irudia: A, lerrokatze automatikoa. B, ezkerreko haginetik gertuen dagoen erpinean eginiko lerrokatzea

5-4 B irudian azaltzen den lerrokatzea elementu geometrikoetan oinarriturikoa da. Ezkerreko haginetik gertuen dagoen erpinean zero errorea bilatuz egin zen, hau da, eskaneatze prozesua hasi zen eremuan errorearik ez zegoela onartuz. Bigarren parekatze honetan desbideratze handiagoak ikusten dira, bereziki eskaneatze prozesua bukatu zen hortz-uztai eremuan, eskuineko haginak dauden eremuan.

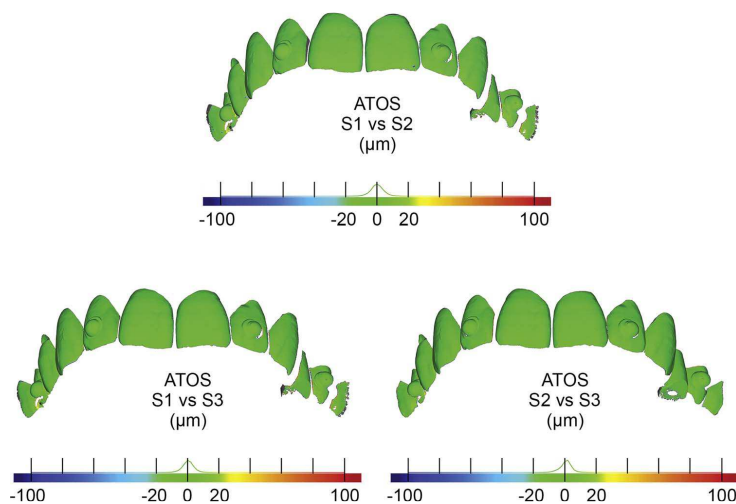
Beraz, eskaner intraoralen zehaztasuna alderantzizko ingeniartzako softwarea eta STL ezberdinak gainjarriz aztertu den kasuetan, kontutan izan behar da lerrokatze prozesu hori nola egin den eta neurtzen ari diren desbideratzeak kasu erreal baten eman daitezkeenekin alderatu daitezkeen.

Eskaner intraoralen zehaztasuna hortz-uztai osoan eta in-vivo aztertu duten beste bi lan interesgarritan ere alderantzizko ingeniartzako softwarea erabili zen, baina lehenago aipaturiko kasuetan ez bezala, ez zituzten software honen lerrokatze automatikorako erremintak erabili [123, 157]. Bi lan hauetan lerrokatzeak egiteko elementu geometrikoak erabili ziren, kasu bietan esferak. Kuhr-en lanean, diametro jakindun esfera batzuk pazienteen hortz-uztaian finkatzeko metodologia diseinatu zuten (2-35. irudia) [157]. Horrez gain, esferak imantaturiko txantiloia erabiliz guztiz finkaturiko posizioan itsatsi zirela azaltzen da. Teorikoki metodologia egokia dirudien arren, praktikan eskanerren zehaztasuna aztertzeko zenbait puntu kritiko izan ditzake. Bereziki, prozesu guztian zehar esferen posizioa guztiz egonkor bermatzeak zailtasunak dituelako eta horrela adierazten da argitaraturiko lanean ere. Horrez gain eskaner intraoralaren errepikakortasuna aztertu nahi izan balute, esferak hortz-uztaian finkatuta daudelarik hainbat eskaneatze egin beharko lituzkete esferen egonkortasuna bermatzeko zailtasunak areagotuz. Edonola ere eta kontzeptualki, kontrolerako neurri jakin batzuk zehazteak, 3D irudi osoak automatikoki lerrokatu eta sareen arteko distantziak aztertzeko baina fidagarritasun handiagoa du.

Nedelcu-k ere alderantzizko ingeniartzako softwarea erabiliz elementu geometrikoak erabili zituen eskaner intraoralen zehaztasuna aztertzeko [123]. Kasu honetan, esfera

erdiak hortz-uztaiko ebakortzetan itsatsi zituzten eta egiazkotasun erreferentzia lortzeko, eskaner industrial batekin eskaneatu (2-37. irudia). Metodologia honetan, esfera erdien egonkortasuna, aurretik azalduko metodologian baino bermatuago zegoen arren, egiazkotasun erreferentziak gizaki baten eskaneatzenetik lortzeko zalantzak sortzen ditu. Mota honetako eskanerak oso sentikorak dira edozein bibrazio edo mugimenduri eta mugimenduak, gizakiarenak berezkoak diren ezaugarriak dira (arnasketa prozesu berean edo bihotz taupadak, eskanerak detektatu ditzaken mugimenduak eragiten dituzte eta mugimendu hauekin ezin daiteke eskaneatu).

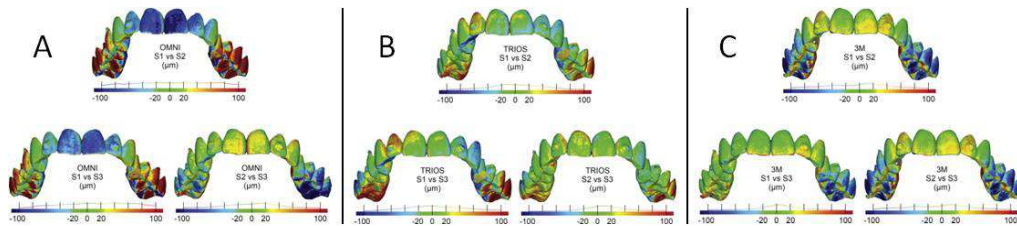
Baina mugimenduez gain, eskaner industrial honekin eskaneatzerakoan, ezinezkoa da hortz-uztai osoa atzematea. 5-5. irudian ikus daitekeen bezala, haginak, gainazal oklusalak edo hortz-uztaren mihi aldeko aurpegiak ezin izan zituzten eskaneatu eta ondorioz erreferentziatzat erabili ziren sareak mugatuak ziren. Desbideratzeak eremu honetan bakarrik neurtu zitezkeen eta bibliografiaren arabera kritikoak diren hagin eremuak ezin izan zituzten aztertu.



5-5. irudia: ATOS-arekin lorturiko STL fitzategien doitasun azterketa. Eskaneatu gabeko eremuak ikusgai [123]

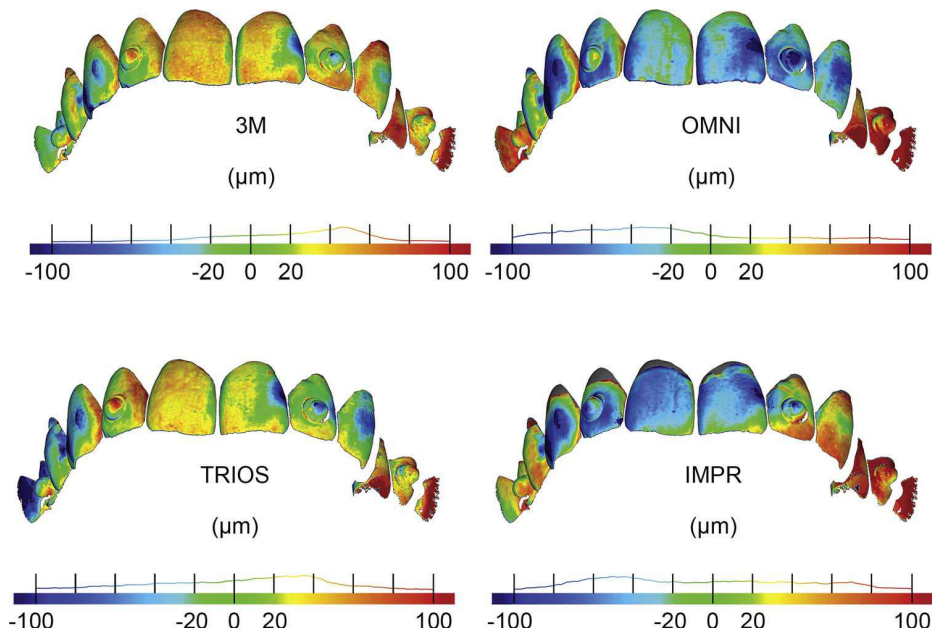
5. EZTABAIDA

Doitasun azterketak egiteko, hartz-uztai osoaren erreplikak diren sareak erabili ziren bezala (5-6. irudia), egiazkotasuna aztertzeko, hartz-uztaiaren azalera palatinoa besterik ezin izan zuten erabili (5-7. irudia).



5-6. irudia: Doitasun azterketarako sareen gainjartzeak eskaner intraoral ezberdinekin [123]

Desbideratze patroia ere lehenago aipatu den berdina izan zen. Aztertutako hiru eskanerren artean neurtutako desbideratzeen balioak ezberdinak izan arren, guztietan errepikatu zen patroia berbera, hau da, hagnetatik gertuen zeuden eremuetan ematen ziren desbideratze handienak.



5-7. irudia: Egiazkotasun azterketarako sareen gainjartzeak ematen duen kolore mapa [123]

Eskaner intraoralen zehaztasuna aztertzeko in-vivo egin diren lan ezberdinen analisitik ere konfirmatu daiteke ez dagoela eskaner intraoralen zehaztasuna finkatzeko metodologia edo protokolo normalizaturik. Egin diren azterketak emaitza ezberdinak erakusten dituzte eta eskaner batzuk emaitza okerragoak ematen dituztela nabarmen ikusten den arren, zein den eskaner zehatzena esateko modurik ez dago.

5.2 PROPOSATURIKO METODOLOGIEN EMAITZEN AZTERKETA

Gaiaren egoeraren azterketatik bi behar atzeman ondoren bi esperimentazio lan ezberdin burutu ziren. Batetik eskaner intraoralen zehaztasunaren azterketarako metodologia proposamen eta azterketa eta bestetik, paziente edentuluen hortz-uztai osoaren eskaneatzea hobetzen lagunduko duen teknikaren proposamen eta azterketa.

5.2.1 ESKANER INTRAORALEN ZEHAZTASUNA

Egindako lan honetatik bi emaitza esanguratsu ezberdin behar dira. Etorkizunean egin nahi diren lanak kontuan izanik, ekarpen garrantzitsuena eskaner intraoralen zehaztasunaren azterketa egiteko erabili den metodologia bera izan da. Metodologia honek posible egiten du eskaner intraoralen egiazkotasun eta doitasunaren azterketa in-vivo egitea eta hau da hain zuzen ere, bai dentistek bai gailu hauen garatzaileek behar duten azterketa. Lan honetan aipatu izan den bezala, eskaner intraoralak aho barruan erabiltzeko diseinatuak izan dira eta baldintza horietan ematen dituzten emaitzak dira ezagutu beharrekoak.

Bestalde, metodologia hau aplikatuz gaur egun merkatuan dauden eta erreferentziazkoak diren 3 eskaner intraoral ezberdin aztertu eta konparatu dira eta lorturiko emaitzak garrantzitsuak izan daitezke teknologia hau klinikan integratu nahi duten dentistentzako.

5.2.1.1 *Metodologia*

Lan honetan, digitalki atzemandako hartz-uztaien inpresioen egiazkotasuna eta doitasuna ezagutzeko metodologia berri bat aurkeztu da. Metodologia hau, lan honetarako bereziki diseinaturiko patroï baten erabileran oinarritzen da. Patroï honek, distantzia eta angelu jakin batzuk neurtzea errazten duen geometria du eta hartz-uztaian kokatzeko bereziki diseinaturikoa izan da.

Eskaner intraoralen zehaztasuna aztertzeke, patroï baten neurri ezagunetan oinarrituriko ikerlanak edo ahoz kanpo neurturiko erreferentzia distantzia batzuetan oinarriturikoak, lehenago ere egin izan dira [111, 117, 122, 158]. Baina proposaturiko metodologia honekin, Gth-ek proposaturikoarekin ez bezala [117] errearen eboluzioa hartz-uztai osoan zehar aztertu daiteke. Honela, inpresio digitalek izan dezaketen zehaztasuna jakin daiteke hartz bakar batetarako erreaurazioan, zubi batetarakoan, hartz multzo batetarakoan edo hartz-uztai osorako erreaurazioa denean.

Esan bezala, proposaturiko metodologiarekin aipaturiko egiazkotasun erreferentziak gaitasun handiko makina batekin neurtzea posible da eta honela zenbait ikertzailek planteaturiko arazoa [45, 93, 100] gaintu egiten da, inpresio digitalen egiazkotasuna neurtzea posible eginez. Horrez gain, distantzia hauek denboran zehar egonkor mantenduko direla bermatu daiteke (aipaturiko Kuhr-en lanean ez bezala [122]) eta neurketa hauek errazteke eta inpresio digital guztietan neurketak berdín egingo direla ziurtatzeko, Gth-ek, Van de Meer-ek edo Kuhr-ek berak [111, 117, 122] argitaraturiko lanetan bezala, elementu geometrikoak erabiltzea proposatzen da. Kasu honetan, zilindroak.

5.2.1.2 *Datuen analisisa*

Emaitzen azterketa hasi aurretik nabarmendu beharra dago eskaner intraoralen azterketa egiteke metodologia honek dituen mugapenak. Batetik, esperimantazioa

patologia gabeko eta hortzeria osoa duen modelo batetan egin dela. Lan honetan bertan, hortz-gabeko eremuetan inpresio digitalak eskuratzeko ematen diren zailtasunak aipatu dira eta lanaren bigarren atalean arazo hau gainditzeko teknika proposatu da.

Tesi honetan inpresio digitalen zehaztasuna aztertuz egin diren lan ezberdinetan, modelo ezberdin bi erabili dira. Bata eskaner intraoralen zehaztasuna aztertzeko aipatu den modelo horzduna eta bestea edentulua. Emaitzetan ikusi denez, Itero eskannerrekin horzdun modeloaren inpresio digitaletan zehaztasun balio onenak lortu dira eta eskaner berarekin modelo edentuluaren inpresio digitaletan berriz okerrenak. Honek agerian uzten du, erabilitako modelook baduela eragina emaitzetan.

Bestetik, nabarmendu beharra dago eskaner intraoralekin hortz-uztaiak digitalizatzeko prozesuan, patroia ahoan kokatuta egoteak ere inpresio hauen zehaztasunean eragin dezakeela. Geometria lagungarridun piezaren diseinuan ez bezala, patroiak ez du hortzeriaren antzik, baina gerta daiteke duen geometriak eskannerrei inpresio digitalak egiten laguntzea. Hau da, neurri batean, geometria lagungarridun piezaren funtzioa egitea.

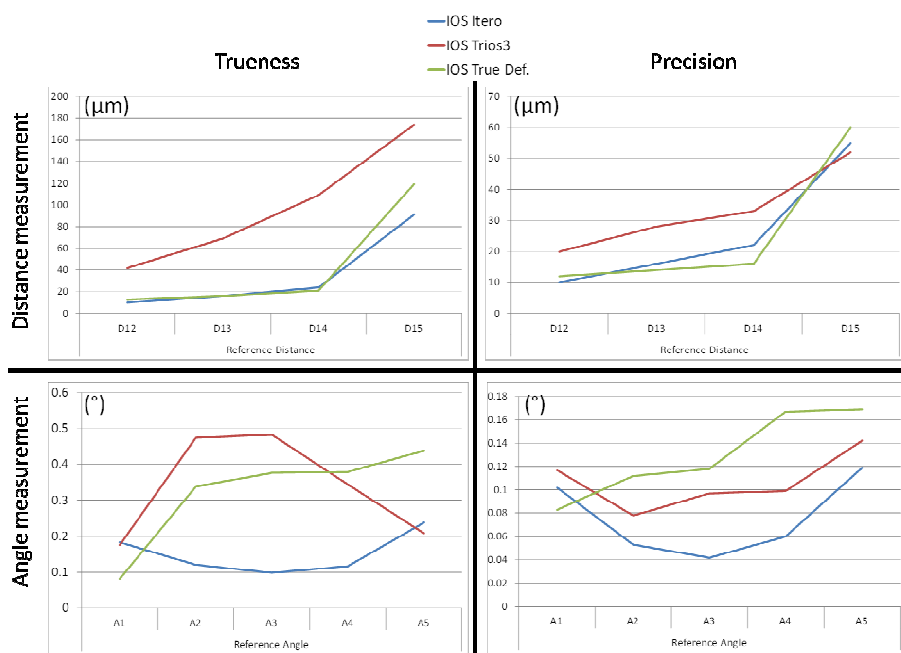
Hiru eskaner intraoralen zehaztasuna aztertzeko eginiko lan honetan, distantzien eta angeluen errorearen neurketak emaitza ezberdinak erakutsi dituzte. Distantzietan dagokionez, emaitzek beste lan batzuetan ondorioztaturikoa konfirmatzen dute [13, 31, 48, 61, 70, 101, 102, 153, 154]; hau da, egiazkotasunak eta doitasunak eskaneatze eremuaren handitzerekin batera okerrera egiten dute.

Erabilitako eskaner intraoralak ezberdintzerakoan, 5-8. irudiak erakusten duen bezala, emaitza onenak True Definition eta Itero eskannerrekin atzemandako inpresio digitaletan neurtu ziren. Bereziki eskaneatze eremua ebakortzak barne dituen koadrante batetaraino heltzen zenean. Distantzia hauetan (D12 eta D13), aipaturiko

5. EZTABAIDA

eskaner biek in atzemandako inpresioek $25\mu\text{m}$ -tik beherako batez besteko desbideratzeak izan zituzten eta maximoa $40\mu\text{m}$ -takoa (%95 konfiantza tartean).

Hortz-uztaiaren eremu honetan, desbideratze handienak Trios3 eskanerrarekin neurtu ziren, maximoa $143\mu\text{m}$ -tara iritsiz (%95 konfiantza tartean) eta batez bestekoa $109\pm 44\mu\text{m}$ -tara. Desbideratze hauek D14 erreferentzia distantzian neurtu ziren.



5-8. irudia: Egiazkotasunaren eta doitasunaren eboluzioa distantzia eta angeluen neurketan

Inpresio digitalen baliagarritasunari dagokionez eta testuinguruan azaldu den bezala desbideratze onargarri maximoak zenbatekoak izan daitezkeen ezin daiteke zehaztu. Desbideratze maximo onargarriak $100\mu\text{m}$ -tan finkatu dituzten lanak aintzat hartuta [125] Itero eta True Definition eskanerrekin eta ebakortzak barne dituen koadrante bateko inpresio digitalak bakarrik lirateke onargarriak. Beste lan batzuk ordea, desbideratze maximo onargarriak $150\mu\text{m}$ -tan finkatu dituzte [131, 132], eta honela bi eskaner hauekin atzemandako hortz-uztai osoko inpresio digitalak onargarriak izango lirateke. Hortz-uztai osoa adierazten duen D15 distantzian neurturiko batez besteko

desbideratzea $91\pm 61\mu\text{m}$ -takoa izan zen Itero eskanerrarekin eta $119\pm 61\mu\text{m}$ -takoa True Definition-arekin eta desbideratze maximoak (%95eko konfiantza tartean) $146\mu\text{m}$ eta $147\mu\text{m}$ -takoak hurrenez hurren. Distantzia honetan, desbideratze handienak berriz ere Trios3 eskanerrarekin neurtu ziren $174\pm 77\mu\text{m}$ -tako batez bestekoa eta $233\mu\text{m}$ -tako maximoa neurtuz (%95 Konfiantza tartea).

Desbideratzeen azterketarekin jarraituz, ezin daiteke baieztatu hauek erreferentzi distantziaren magnitudearen arabekoak direnik. D13 eta D14 distantziak ia berdinak izan arren, desbideratze handiagoak neurtu ziren D14 distantzian. Garbiago ikus daiteke D15 distantzia aztertzerakoan: erreferentzi distantzia hau D13 eta D14 baino txikiagoa izan arren eta D12-ren oso antzerakoa, distantzi honetan desbideratzeak nabarmen handiagoak izan ziren.

Doitasunari dagokionez eta berriz ere 5-8. irudian ikus daiteken bezala, joera berdina ikusten da. Doitasun balioak okerrera egiten dute eskaneatze eremuaren handitzearekin batera. $97\mu\text{m}$ eta $80\mu\text{m}$ -tako doitasun desbideratze maximoak neurtu ziren, Trios3 eta True Definition eskanerrekin, hurrenez hurren eta D15 erreferentzia distantzian. Ebakortzak barne dituen koadrante bateko inpresio digitalen doitasunari dagokionez, emaitza onenak True Definition eta Itero eskanerrarekin neurtu ziren eta okerrenak Trios3 eskanerrarekin.

Angeluen neurketetatik ezin da ondorioztatu erroreak gora egiten duela eskaneatze eremuaren handitzerekin batera. Hala ere, 5-8. irudian ikus daiteke egiazkotasun eta doitasun emaitza onenak berriz ere, Itero eskanerrarekin lortu zirela. Emaitza hauek ez ziren A1 eta A5 angeluetan neurtu, eskaner ezberdinen artean diferentzia txikienak eman ziren erreferentzia angeluetan hain zuzen ere, bai ordea A2, A3 eta A4 erreferentzia angeluetan. Azken angelu hauetan eman ziren desbideratze txikienak eta Itero eta beste eskaner bien arteko diferentzi handienak. Itero-rekin neurturiko desbideratzeak $0,121\pm 0,065^\circ$, $0,099\pm 0,050^\circ$ eta $0,117\pm 0,070^\circ$ -takoak izan ziren A2,

5. EZTABAIDA

A3 eta A4 angeluetan eta doitasuna $0,053\pm 0,034^\circ$, $0,042\pm 0,024^\circ$, $0,060\pm 0,030^\circ$ eta $0,119\pm 0,067^\circ$ A2, A3, A4 eta A5 erreferentzia angeluetan.

Angeluen desbideratzei dagokienez, kasu guztietan Andriessen-ek ezarritako desbideratze maximo onargarriaren azpitik zeudela nabarmendu behar da. Andriessen-ek maximo hau $0,4^\circ$ -tan finkatu zuen [125].

Inpresio konbentzionalaren kasuan ez bezala, inpresio digitaletan erroreak, eskannerrek egiten dituzten irudien loturetan dute jatorria. Lotura bakoitzean errorea sartzen da, eta jakina da baita, zenbat eta eremu zabalagoa eskaneatu behar den, orduan eta irudi lotura gehiago beharko direla inpresio digitala lortzeko. Hau honela izanik, zentzuzkoa da emaitzek erakutsitako desbideratzeen handitzea. Baina errore pilaketa honek errore absolutuan eragingo duen arren, eragin hau ez da zertan irudi kopuruari proportzionala izan. Bi irudiren artean gertatzen den erroreak, deformazioa noranzko batean eragin dezaken bezala, beste batek kontrakoan eragin dezake aurrekoa zuzenduz. Lotura bakoitzean sortzen diren deformazioek infinitu noranzko izan ditzakete, eta litekeena da, beste errore batzuk aurrekoak ez guztiz zuzentzea, baina ezin daiteke esan ezta eskaneatze eremu batean gertatzen den azken errorea, lotura bakoitzean gertatu diren erroren batura denik.

Eskaner intraoralekin, inpresio digitala sortzeko prozesuan gertatzen diren erroreak aztertu eta hortz-uztai osoan duten eragina ezagutzeko, lotura bakoitzean gertatzen den errorea aztertu beharko litzateke. Honek eskaneatze prozesuan eskanerrak atzematen dituen irudi guztietara sarbidea eskatuko luke eta gaur eguneko eskannerrek ez dute aukera hau eskaintzen.

5.2.2 EDENTULUEN HORTZ-UZTAIAREN INPRESIO DIGITALA

Lanaren helburua dentistentzako eta hortz-laborategietako teknikarientzako baliagarria izan daiteken teknika bat eskaintzea izan da. Teknika honekin, paziente

edentuluena hortz-uztaien inpresio digital zehatzak atzematea bilatu da eta horretarako teknikaren baliagarritasuna frogatu egin da in-vitro eginiko entsegu batean.

Ikerlan ezberdinek frogatu dute paziente edentuluena hortz-uztaien inpresio digitalak atzemateak zailtasun handiak dituela, kasu batzuetan atzematea bera ezinezko bihurtuz [125, 130]. Hortzeria duten hortz-uztaietan ohikoak diren forma anatomikoak ez izateak edota hortz ezberdinen arteko tarte edentuluetan gertatzen diren azalera homogeneoek asko zailtzen dute eskaner intraoralek egin behar dituzten best-fit lotura prozesuak [126, 127]. Lan honetan, eremu edentuluetan gertatzen diren irregulartasun anatomiko ezak inpresio digitalen zehaztasunean duten eragin ezkorra frogatzen da.

Hau frogatzeko, eremu edentuluetan hortzeria simulatzen zuen pieza bat jarri eta pieza honek eskanerrari zenbateraino laguntzen dion aztertu zen. Kim-ek eskaner intraoralek eremu edentuluetan markak aurkitzeak, inpresio digitalen erakuntza prozesuan lagundu egiten zuela frogatu zuen [130], eta hortan oinarrituz, proposaturiko teknika honetan geometria lagungarridun pieza baten erabilera proposatzen da. Pieza honek eskanerrari irregulartasunak edo kurbatura erradio aldaketak ematen dizkio, best-fit lotura prozesua erraztuz eta 3D irudi zehatzagoa atzematea ahalbidetuz.

Bi eszenario ezberdinetan atzemandako inpresio digitalen egiazkotasuna eta doitasuna konparatu ziren. Metodologia atalean azaldu den bezala, kasu batean inpresio digitalak ohiko praktika klinikoan paziente edentulu bateri egingo litzaizkioken bezala egin ziren, eta bigarren kasuan eremu edentuluak geometria lagungarridun pieza batekin estalita zeudelarik. Pieza honek edentuluak ez duen hortzeria simulatzen du. Emaitzek erakutsi zuten kasu guztietan bai egiazkotasuna eta bai doitasuna hobetu egin zirela (4-5. eta 4-6. taulak).

Baina hobekuntza egoteak berak ez du zuzenean teknika honen baliagarritasuna bermatzen. Inpresio digitalen zehaztasuna, edo zuzenagoa izanez, inpresio digital

5. EZTABAIDA

hauetatik abiatuz sorturiko protesi edo errestituzio lanen zehaztasuna, parametro onargarri batzuen barruan egon behar da. Zenbait ikerlanek protesietako egiturak hartz-uztaian kokatuta dauden inplanteetan pasiboki doitzeko izan dezaketen desbideratze onargarri maximoa neurtu dute eta erreferentziatzen erabili daitezken balio batzuk eman ere.

Desbideratze maximo hauek norabide ezberdinetan, maila azpi-gingibalean edota hezurak onartu dezaketen deformazio maximoan neurtu dituzte [125, 136, 138, 139], baina lan honetan neurtutako desbideratzeak Carr-ek eta Jemt-ek eman zituztenekin parekatu daitezke. Ikertzaile hauek kasu batean $95\mu\text{m}$ -tan eta beste batean $150\mu\text{m}$ -tan finkatu zituzten doikuntza pasiborako desbideratze onargarri maximoak [140, 141].

Lan honetan aurkeztutako emaitzetan, geometria lagungarriaren pieza erabili zenean inpresio digitaletan neurturiko erreferentzia distantzien batez besteko egiazkotasuna $11\pm 8\mu\text{m}$ eta $64\pm 51\mu\text{m}$ artekoa izan zen; pieza hau erabili ez zenean berriz, $21\pm 16\mu\text{m}$ eta $125\pm 80\mu\text{m}$ artekoa. Balio hauek, lehenago aipaturiko desbideratze onargarri maximoak kontutan izanik, pieza lagungarria erabiliz atzemandako inpresio digitalen baliagarritasuna konfirmatuko lukete. Hala ere, nabarmendu beharra dago, balio hauek bataz bestekoak direla eta zenbait kasutan balio hauen gaineko desbideratzeak neurtu zirela. Era berean, kapitulu honen hasieran azaldu diren mugapenak (erabilitako modeloaren izaerari ta azterketa in-vitro eginikoa izateari loturikoak) gogoraraztea ere beharrezkoa da.

Emaitza okerrenak edo desbideratze balio maximoak bai egiazkotasunari dagokionez bai doitasunari, D14 erreferentzia distantzian neurtu ziren. Honek zenbait ikerlanek argitaratutakoa baieztatu zuen: eskaneatze eremua zenbat eta handiagoa izan errorea orduan eta handiagoa dela. Lehenago aipatu izan den bezala, errestituzioak hartz-uztaiaren eremu txiki bati eragiten diotenean (hartz batetatik hasi eta 3-5 hortzen tartea) inpresio digitalak onargarriak edota inpresio konbentzionalak baino zehatzagoak dira, baina errestituzio hauek hartz-uztai eremu osoari eragiten

dietenean, inpresio digitalekin lorturiko emaitzak ez dira onargarriak. Baieztapen hauek konfirmatu egin ziren geometria lagungarridun pieza gabe eginiko inpresioetan. Geometria lagungarridun pieza erabilia eginiko inpresio digitaletan berriz, neurtu ziren batez besteko desbideratzeak onargarri diren maximoetatik behera zeuden. Honek, orain arte argitaratu denaren aurka, hartz-uztai osoko inpresio digitalak baliagarriak direla konfirmatuko luke, beti ere, azterketak in-vitro egin zirela kontutan izanik.

Geometria lagungarridun pieza erabiliz atzemandako inpresio digitalak zehatzagoak eta baliagarriak direla frogatu zen, baina errestraurazioak diseinatu eta fabrikatzeko, beharrezkoa izan zen pieza lagungarri hau erakutsiko ez zuen inpresio digitala eraikitzea. Errestraurazio lana burutu ahal izateko, laborategiko teknikariek hartz-uztaiko ehun bigunak ikusi behar dituzte eta pieza lagungarriarekin eginiko inpresioek, ehun hauek pieza lagungarriarengatik estalita dituzte (3-27. irudia eta 3-33. irudiak). Horretarako atzemandako bi STL fitxategi konbinatuz inpresio digital erabilgarria sortzeko teknika proposatu da.

Inpresio digitalak bi STL fitxategi konbinatuz eraikitzeko teknika, estereofotogrametrian oinarrituriko PIC Camera (PIC DENTAL) erabiliz egiten diren inpresio digitaletan ere erabiltzen da zehaztasun handiko inpresio digitalak lortuz [147, 148]. Baina lan honetan proposaturiko metodologiak, estereofotogrametrian oinarritutakoarekiko abantailak ditu: esanguratsuen, konbinatu behar diren bi STL fitxategiak gailu berarekin atzematzen direla da. Estereofotogrametriak, eskaner intraorala eta ahoz kanpoko kamera bat erabiliz bi fitxategi sortzen ditu. Dentistek bi gailu hauek klinikan izan beharko lituzkete edo ohikoagoa den kasuetan, zerbitzua azpikontratatu. Honek, kamera duen enpresarekin eta pazientearekin hitzordua adostea eskatzen du eta gaur egun oraindik ez da dentistentzako eskuragarri dagoen sistema. Lan honetan bi STL fitxategi konbinatuz inpresio digitalak eraikitzeko proposatzen den teknikak, bi inpresio digitalak gailu berarekin egitea ahalbidetzen du

(eskaner intraorala) prozesua bideragarriago bihurtuz eta dentisten lana erraztuz, batik batik eskaner intraorala gero eta hedatuagoa den gailua delako.

Lehen urrats honetan, geometria lagungarridun piezaren erabilerak edozein eskaner intraoralekin atzemandako inpresio digitalen hobekuntza eragiten zuela frogatu nahi izan zen. Horretarako, esperimentazioa prozesu guztia erabili ziren eskaner intraoralak ezberdindu gabe egin zen. Helburua, errestaurazio lanetan dentistentzako erronka nagusienetakoa den edentuluaren kasuarentzako soluzio bat proposatzea izan zen. Emaitzek, lehenago aipaturiko mugapenak kontuan izanik, aurkeztutako teknika ekarpen garrantzitsua dela erakutsi zuten.

5.2.3 GEOMETRIA LAGUNGARRIDUN PIEZAREN ERAGINA ESKANER INTRAORAL EZBERDINEKIN

Geometria lagungarridun piezaren eragina eskaner intraorala edozein delarik ere aztertu ondoren, pieza honen erabilerak eskaner ezberdinengan izan zezakeen eragina aztertu zen. Eginiko frogak, sektoreko profesionalentzako beste ekarpen batzuk ere baditu, izan ere, azterturiko zein eskaner intraoralekin atzematen diren inpresio digital zehatzenak erakutsi da. Inpresio digital ezberdinetan kalkulaturiko zehaztasuna kontutan izanik, praktika klinikoan pieza lagungarri gabe egiten diren inpresio digitalak, aztertutako zein eskanerrekin egin daitezkeen modu zehatzenean ere erakusten da. Gaiaren egoeran azaldu den bezala azken urteotan eskaner ezberdinen artean zeintzuk diren zehatzenak aztertzen dituzten ikerketa ugari argitaratu dira, berauen erabiltzaile izan behar diren dentistek eskatzen duten ezagutza edo orientazioaren adierazle.

Aurreko ataleko emaitzak errepikatuz, neurketek erakutsi zuten eremu edentulua geometria lagungarridun piezarekin estaltzen denean, inpresio digitalak hobetu egiten direla. Emaitza hauek azterturiko 3 eskaner intraoralekin errepikatu ziren. Esanguratsua da erreferentzia distantzia txikienetan (D12 eta D13) pieza

lagungarriaren erabilerak ezberdintasun esanguratsuak eragin zituela eta erabilitako eskanerrak ordea, ez. Hau da, hortz-uztai erdiaren inpresio digitaletan zehaztasun balio berdintsuak neurtu ziren azterturiko hiru eskaner intraoralekin. Hortz-uztaiaren eremu zabalagoi eragiten dieten errestaurazio lanetarako ordea (D14), bai pieza lagungarriaren erabilerak baita inpresio digitalak atzemateko erabilitako eskaner intraoralak, ezberdintasun esanguratsuak eragin zituzten inpresio digitaletan.

Eskanerren azterketa egin aurretik espero liteken bezala, emaitzek erakutsi zuten azterturiko hiru eskaner intraoralekin atzemandako inpresio digitalen zehaztasuna ezberdina zela. Hala ere, lehenago aipatutako oseointegrazio ikerketetan oinarriturik [138–141], azterturiko 3 eskanerrekin atzemandako inpresio digitalak onargarriak izango lirateke koadrante batetarainoko errestaurazio edo hortz-protesi lanak burutzeko. Tarte honetan $101\mu\text{m}$ -tako desbideratze maximoa neurtu zen baina batez besteko desbideratze handiena $70\pm 44\mu\text{m}$ -takoa izan zen. Hortz-uztai osoan berriz (D14 distantzia) $239\mu\text{m}$ -tako desbideratze maximoa neurtu zen eta bataz besteko desbideratze okerrena $189\pm 70\mu\text{m}$ -takoa, biak Itero eskanerrarekin eta pieza lagungarria erabili gabe. Desbideratze hauek balio onargarri maximoetatik gorakoak dira.

5.2.4 LANAREN MUGAPEN ESANGURATSUENAK

Lan honetan egin ziren inpresio digitalen hiru azterketak bi modelo erabiliz egin ziren (kasu batean diagnostikaturiko patologia gabeko igeltsuzko modeloa eta beste bietan hortz-uztaian lau inplante dituen edentulu baten altzairuzko modeloa). Eskaner intraoralen zehaztasun analisia, igeltsuzko modeloa erabiliz gauzatu zen; edentuluen inpresio digitala hobetzeko metodologia frogatzeko lan bietan, altzairuzko modeloa. Jakina da in-vitro eginiko lanen eta in-vivo eginiko lanen artean emaitza ezberdinak lortzen direla. Odolak, txistuak, maila azpi-gingibaleko bukaera mugek, pazientearen mugimenduek, modeloa egiteko erabili den materialak edota gizabanakoaren

ezaugarri den hortzeriaren ezaugarriek eragina dute inpresio digitalen emaitzetan [13, 23, 95, 101, 112, 115–117, 123, 128, 150–152].

Aipaturiko faktore hauek nola eragiten dutenaren erakusle, Itero eskanerrarekin lorturiko emaitzak izan daitezke. Patroi bat erabiliz eskaner intraoralak aztertu ziren atalean, Itero eskanerrarekin lortu ziren emaitza onenak; edentuluen inpresio digitalak hobetzeko pieza lagungarria erabiliz eginiko lanean berriz, eskaner honekin neurtu ziren desbideratze handienak. Lan bietan eskaner bera erabili zen, instalazio berdinetan eta teknikari berdinak digitalizatu zituen modeloak. Baina lehenengo kasuan modeloa igeltsuzkoa izan zen eta bigarrenean altzairuzkoa. Altzairuzko modeloa mekanizatu ondoren granailatu egin zen eta eskaneatu aurretik hautsezatu baina hala ere, gerta litezken distirak emaitzetan eragin zezaketen.

Eskaner intraoralen zehaztasuna neurtzeko proposaturiko metodologian, modeloa igeltsuzkoa izateagatik izan zezakeen arazoez gain, patroiaren erabilerak berak ere, emaitzetan eragin zezakeen. Hortz-uztaian, arrotza den pieza bat sartzeak eskanerraren irudien lotura lanean eragin dezake. Neurri batean edentuluen inpresioak hobetzeko aurkeztutako metodologiaren antzera, patroiak pieza lagungarriaren funtzioa egin dezakeelako eta irudien arteko lotura lana erraztu. Hala ere, patroia bere zati handiengan eremu homogeneoz osaturik dago eta eskanerrak bere best-fit lotura prozesuan errazago aurkitzen ditu erradio kurbatura edo kolore aldaketak modeloko hortzerian. Baina ukazina da, patroia hortz-uztaian elementu arrotza dela eta hau kokaturik edo kokatu gabe dagoenean inpresio digitalen arteko ezberdintasunak aztertu beharko lirakeela faktore honen eragina baztertzeko.

Paziente edentuluen inpresio digitalak hobetzeko proposaturiko metodologian, aipagarria da Itero eskanerrarekin altzairuzko modeloa eskaneatzeko aurkitu ziren arazoak. Arazo hauek, eremu homogeneoak aurkitu izan zituenean bakarrik gertatu ziren eta ez geometria lagungarriaren pieza kokaturik zegoenean. Hala ere, pieza lagungarri gabeko modeloaren inpresio digitala beharrezkoak zirenez, arazoari

konponbidea bilatzeko modeloa hautsezatu egin zen eta eremu edentuluetan zehar pegatinak jarri ziren. Arazo hau, lanaren atal honetan erabili den modeloa altzairuzkoa izateak eragindakoa izan daiteke edo eskaner honek eremu edentuluak eskaneatzeko benetako arazoak dituelako. Itero eskanerrak inpresio digitalak atzemateko ez du hautsezatzerik behar eta horrek, altzairuzko modeloen gerta litezkeen distiren arazoa kontrolaturik dutela pentsatzera eramaten du. Itero eskanerrak, eremu edentuluaren inpresio digitalak sortzeko irudien best-fit loturak egiteko arazoak izan ditzakeela interpretatu daiteke. Andriessen-ek ere 2014-an argitaraturiko lanean Itero eskanerrarekin arazo ugari izan zituen eremu edentuluak eskaneatzeko eta 25 pazienterentzako eginiko inpresio digitaletatik bakarra izan zen baliagarria. Lan honetan izan diren arazo berdinak deskribatu zituen; gailuak erreferentziak galdu egiten zituela, irudiak gaizki lotzen zituela edo inpresio digital okerrak sortzen zituela.

Paziente edentuluaren inpresio digitalak atzemateko proposaturiko metodologiari dagokionez, kontuan izan beharrekoa da ere, ohiko praktika klinikoan egiten ez diren pausu batzuk eman beharra daudela. Batetik, pieza lagungarria diseinatu eta fabrikatu behar da; bestetik, hortz-uztaiaren bi eskaneatze egitea beharrezkoa da (pieza lagungarriarekin eta pieza lagungarri gabe) eta azkenik inpresio digitalak konbinatu egin behar dira.

Bi eskaneatze egiteari dagokionez, hortz-uztai osoaren digitalizatze prozesua batez beste 2 minututatik beherakoa dela esan beharra dago (denbora ez da lan honetan azterturiko gaia izan baina egin diren hortz-uztaiko eskaneatze guztiak 4 minututatik beherakoak izan dira). Bi inpresio digitalen konbinazioari dagokionez, esan beharra dago ere, aurkeztu den lan honetan alderantzizko ingeniartzako software bat erabili den arren, odontologian ezaguna den Exocad softwarea erabiliz ere egin ahalko litekeela. Horrez gain, prozesu hau eskaner intraoralen softwarean erraz integratu ahalko liteke.

5. EZTABAIDA

Guzti honek inpresio digitalen atzemate prozesua konplikatzen duela dirudien arren emaitzek frogatu dute metodologia eta pieza lagungarriaren erabilerarekin paziente edentuluentzako errestitaurazio lan zehatzagoak egin daitezkeela, errestitaurazio lan oker batek eragin ditzaken arazo guztiak saihestuz.

6. ONDORIOAK

Lan honetan bi helburu ezberdin dira eta bakoitzarentzako metodologia bat proposatu eta frogatu da. Batetik, eskaner intraoralekin atzematen diren inpresio digitalen zehaztasuna aztertzeke metodologia, eta bestetik, pazienteen eremu edentulu zabalen inpresio digitalen zehaztasuna hobetzekoa.

Inpresio digitalen zehaztasuna ezagutzea beharrezkoa da orain arte prozedura konbentzionalak jarraituz egiten diren inpresioek duten zehaztasuna hobetzen duten ezagutzeko. Paziente edentuluen inpresio digitalak hobetzeko metodologia proposatzeak, kasu hauek dituzten behar bereziei erantzutea du helburu. Inplanteen gainean finkatu beharreko errestraurazioek, hortzen gainean finkatu beharrekoak baino desbideratze txikiagoak onartzen dituzte eta honek errestraurazio hauek fabrikatzeko behar diren inpresio digitalak zehaztasun handikoak izatea eskatzen du. Baina zehaztasun handiena behar duten kasu hauetan gertatzen dira hain zuzen ere eskanerrentzako zailtasun handienak: eremu edentuluen inpresio digitalen atzematea.

6.1 ESKANER INTRAORALEN ZEHAZTASUNA

Eskanerren zehaztasuna aztertzeko erabili den metodologia baliagarria dela frogatu da. Erabilitako patroia eskaneatzeko ez da arazorik izan, ez eta ondoren egin beharreko neurketak egiteko. Horrez gain, patroia erabilerak zenbait ikerlarirentzako arazo izan den egiazkotasun erreferentzia izatea baliatu du eta eginiko azterketan doitasunaz gain egiazkotasuna ere aztertu ahal izan da. Helburu nagusia proposatu den metodologiaren baliagarritasuna frogatzea izan da, etorkizuneko lanetan metodologia bera paziente errealekin eta in-vivo frogatu ahal izateko.

Metodologia frogatzeko, 3 eskaner intraoralen azken bertsioekin atzemandako inpresio digitalen zehaztasuna aztertu da. Eskaner hauek, 3M ESPE etxeko True Definition 5.1.1 software bertsioarekin, Align Technology Inc. etxeko Itero 1.5.0.361 software bertsioarekin eta 3 Shape A/S etxeko Trios3 2015-1 software bertsioarekin izan dira. Emaitzek erakutsi dute Itero eskanerraren azken bertsioarekin lortzen direla inpresio digital zehatzenak

Inpresio digitaletatik abiatuz egin beharreko errestituzioak hartz batetakoak, hartz kopuru ezberdineko zubietakoak edo hartz-uztai osoarenak izan daitezke. Emaitzek erakutsi dute errestituzio beharreko eremua txikia denean, hau da, digitalizatu beharreko hartz-uztai zatia txikia denean, inpresio digitalen zehaztasunean ez dagoela ezberdintasun handirik eta aztertutako 3 eskanerrek lortzen direla emaitza onargarriak. Eskaneatu beharrekoa hartz-uztai osoa denean, eskanerraren izaerak garrantzia du, eta kasu honetan, distantzien neurketak aztertuz, Itero eskanerrek lortu dira desbideratze emaitza onenak. Doitasunari dagokionean ere emaitza onenak Itero eskanerrek lortu direla konfirmatu daiteke, nahiz eta kasu honetan True Definition-arekin lorturikoak parekoak izan. Angeluen neurketari dagokionez ez dira ezberdintasun esanguratsuak aurkitu. Beste behin ere emaitza onenak Itero

eskanerrarekin lortu dira, baina guztiekin ere egiazkotasun eta doitasun balio onargarriak neurtu dira.

Orokorrean, eta oseointegrazio ikerketetatik ateratako desbideratze onargarri maximoak kontutan harturik, azterturiko 3 eskaner intraoralekin atzemandako hortz-uztai erdiaren inpresio digitalak onargarriak dira. Hortz-uztai osoko inpresio digitalen kasuan, Itero eta True Definition eskanerrekin atzemandakoak ere onargarriak dira, ez ordea Trios3 eskanerrarekin atzemandakoak.

6.2 HORTZ-UZTAI EDENTULUAREN INPRESIO DIGITALA HOBETZEKO METODOLOGIA

Paziente edentuluen hortz-uztaien inpresio digitalak hobetzeko aurkeztu den metodologia baliagarria dela frogatu da. Emaitzek erakutsi dute geometria lagungarriaren erabilerak lagundu egiten diola eskaner intraoralari inpresio digital zehatzagoak atzematzen. Hobekuntza azterturiko edozein eskanerrekin neurturiko doitasun eta egiazkotasun balioetan ikusi da, baita aztertutako erreferentzia distantzia guztietan. Hau da, errestaurazioa behar duen hortz-uztai eremua edozein delarik ere, pieza honen erabilerak inpresio digital zehatzagoak atzematzen laguntzen du.

Proposaturiko metodologia 3 eskaner intraoralekin atzemandako modelo edentulu baten inpresio digitalen zehaztasuna aztertuz erabili da. Pieza lagungarriaren erabilerarekin 3 eskanerrekin atzemandako inpresio digital guztietan hobetu dira egiazkotasuna eta doitasuna, eta lan honetan aztergai izan ez bada ere, eskaneatze prozesua bera erraztu egiten da. Pieza lagungarria hortz-uztaian kokatuta dagoenean digitalizatzeko errazago eta azkarrago egiten baitira.

6. ONDORIOAK

Lan honetan, emaitzek konfirmatu dute eskaneatze eremua handitu ahala inpresio digitalen zehaztasuna okertu egiten dela. Koadrante baterainoko distantzietan, eta oseointegrazio lanetatik ateratako desbideratze onargarri maximoak kontutan harturik, inpresio digitalek zehaztasun maila onargarria dutela baieztatu daiteke. Baieztapen honek, azterturiko edozein eskanerrekin atzemandako inpresio digitaletarako balio du. Hertz-uztai osoaren inpresio digitalen zehaztasuna aztertzerakoan, desbideratzeak nabarmen handitzen direla ikusi arren, tarte onargarrien barruan daudela konfirmatu daiteke, beti ere pieza lagungarriaren erabilerarekin. Eskaner intraoralak ezberdindu, edentuluen kasuan, inpresio digital zehatzenak Trios3 eta batez ere True Definition-arekin atzemandakoak izan dira eta okerrenak Itero eskanerrarekin atzemandakoak. Honek ondorioztatzen du Itero eskanerrak inpresio digitalak sortzeko egiten dituen best-fit loturak ez direla Trios3 eta True Definion eskanerrek egiten dituztenak bezain egokiak.

7. ETORKIZUNeko LANAK

Dokumentu honetan aurkeztutako lanek eskatzen duten hurrengo pausu argiena, azterketa hauek paziente errealean in-vivo egitea da. Bai dentistek bai eskaner intraoralen fabrikanteek eskaner hauekin praktika kliniko errealean lortu ditzaketen zehaztasun maila ezagutzea behar dute. Eginiko lanak oraindano egin diren askoren antzera, in-vitro egin izanak, azterturiko eskanerrak baldintza berdintsuetan konparatzeko aukera ematen du, baina benetan interesgarria eskaner hauek ahoan erakusten duten portaera ezagutzea da.

Azterketa lan hau in-vivo egin ahal izateko, gizakiarenak berezkoak diren ezaugarri ezberdinengatik eta eskaneatzeak aho barruan egin beharagatik, konplikazio teknikoak gainditu beharko dira eta emaitza okerragoak izatea aurreikusten da. Era berean, ikerlanean gizakien anatomiaren parte diren aho barrunbeak eskaneatu ahal izateko, kasu hauetarako legeak exijitzen duen araudia zorrotz bete behar da eta horretarako baimen berezia lortu. Baimen hau, zilegitutako Etika Komisio batek eman behar du.

7. ETORKIZUNEN LANAK

Lan hau burutzen ari den ikertaldeak lehen pausu hau betea du eta Euskal Herriko Unibertsitateko Etikako Komisioaren baimena jasoa gizakiekin azterketa hau egin ahal izateko (10.5 Eranskina). Lan hau aurkezten den unean, in-vivo egin nahi den analisiren lehen urratsak ematen hasiak dira Produktu Diseinurako Laborategiko ikertzaileak (7-1. irudia).



7-1. irudia: Paziente erreal baten hortz-uztaren eskaneatze prozesurako prestaketa

Eskaner intraoralen zehaztasuna in-vivo aztertzeaz gain, interesgarria izango litzateke paziente edentulu batentzako hortz-uztai osorako egitura bat fabrikatzea lan honetan azaldu den metodologia erabiliz. Honek, eskaner intraoralen zehaztasuna aztertzeak baino erabilgarritasun handiagoa izan dezake praktika klinikorako, baina egin behar den analisirako zailtasun handiagoak ere.

Hortz-uztai osorako errestituzio lana behar duen paziente bat aurkitzeaz gain, proposaturiko teknika erabilita eta erabili gabe 2 egitura ezberdin fabrikatu beharko lirateke. Ondoren, fabrikaturiko egitura bietako zein den doiago kokatzen dena neurtu beharko litzateke, hau da, doitasun pasibo egokienarekin. Neurketa hau egiteak ere zailtasunak izan ditzake. Baina, errepikakortasuna bermatzeko prozesua paziente bakarrarentzako barik paziente gehiagorentzako errepikatu beharko litzateke aurretik azalduko zailtasuna biderkatuz.

8. LANAREN EKARPENAK

Lan hau aurkezten den unean *The Journal Of Prosthetic Dentistry* aldizkarian (www.thejpd.org) geometria lagungarridun piezaren erabilera eta geometria lagungarri honen erabilerarekin loturiko emaitzak argitaratzen dituen bi artikulua onartuta eta “*article in press*” moduan online argitaratuak daude:

- Obtaining reliable intraoral digital impressions for an implant-supported complete-arch prosthesis: A dental technique [159]
- Accuracy analysis of complete-arch digital scans in edentulous arches when using an auxiliary geometric device

The Journal Of Prosthetic Dentistry, Elsevier editorialeko prostodontzian espezializaturiko aldizkaria da eta Thomson Reuters-ek argitaratzen duen JCR (Journal Citation Report) zerrendan agertzen da. 2017 urteko datu esanguratsuenak 8-1. Taulan ikus daitezke.

8. LANAREN EKARPENAK

JOURNAL OF PROSTHETIC DENTISTRY					
Ezagutza arloa: Odontologia, ahoko kirurgia eta medizina					
ISSN: 0022-3913 eISSN: 1097-6841	JCR Year	Sailkapena	Kuartil	JIF	JIF Pertzentila
	2017	20/95	Q1	2,347	78,571

8-1. taula: Journal of Prosthetic Dentistry aldizkariaren JCR puntuazio eta sailkapenak

9. ERREFERENTZIAK

1. EAMBES > About EAMBES > Biomedical Engineering. <http://eambes.org/About-EAMBES/Biomedical-Engineering>.
2. National Commission on Recognition of Dental Specialties and Certifying Boards Specialty Definitions. <https://www.ada.org/en/ncrdscb/dental-specialties/specialty-definitions>.
3. Sanz M, Widström E, Eaton KA (2008) Is there a need for a common framework of dental specialties in Europe? *Eur. J. Dent. Educ.* 12:138–143
4. Widström E, Eaton K (2006) Factors guiding the number of dental specialists in the European Union and Economic Area. *Nor. Tann. Tid.*
5. Seemann R, Flury S, Pfefferkorn F, et al (2014) Restorative dentistry and restorative materials over the next 20 years: A Delphi survey. *Dent Mater.* vol. 30, no. 4, pp. 442–448
6. American College of Prosthodontists (2010) Digital Technology in Prosthodontics - Historical and Future Perspectives. In: *Perspectives in Prosthodontics: 1970-2010*. pp 80–86
7. Duret F, Preston JD (1991) CAD/CAM imaging in dentistry. *Curr Opin Dent* 1:150–154
8. Solaberrieta E, Minguez R, Barrenetxea L, Etxaniz O, Goicoechea N, Otegi

9. ERREFERENTZIAK

- J.R, Arias A, Brizuela A (2015) Integración de la ingeniería en la odontología. *DYNA Ing E Ind* 90:26–29
9. Endo T, Finger WJ (2006) Dimensional accuracy of a new polyether impression material. *Quintessence Int* 37:47–51
 10. Shafa S, Zaree Z, Mosharraf R (2008) The effects of custom tray material on the accuracy of master casts. *J Contemp Dent Pract* 9:49–56
 11. Shetty P, Rodrigues S (2006) Accuracy of elastomeric impression materials on repeated pours. *J Indian Prosthodont Soc* 6:68
 12. Wöstmann B, Rehmann P, Balkenhol M (2009) Accuracy of impressions obtained with dual-arch trays. *Int J Prosthodont* 22:158–60
 13. Patzelt SBM, Emmanouilidi A, Stampf S, et al (2014) Accuracy of full-arch scans using intraoral scanners. *Clin Oral Investig* 18:1687–1694
 14. Chochlidakis KM, Papaspyridakos P, Geminiani A, et al (2016) Digital versus conventional impressions for fixed prosthodontics: A systematic review and meta-analysis. *J. Prosthet. Dent.* 116:184–190.e12
 15. Chandran DT, Jagger DC, Jagger RG, Barbour ME (2010) Two- and three-dimensional accuracy of dental impression materials: Effects of storage time and moisture contamination. *Bio-Medical Materials and Engineering*. pp 243–249
 16. Vigolo P, Majzoub Z, Cordioli G (2003) Evaluation of the accuracy of three techniques used for multiple implant abutment impressions. *J Prosthet Dent* 89:186–192
 17. Assunção WG, Tabata LF, Cardoso A, et al (2008) Prosthetic Transfer Impression Accuracy Evaluation for Osseointegrated Implants. *Implant Dent* 17:248–256
 18. Baig MR (2014) Accuracy of impressions of multiple implants in the edentulous arch: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 29:869–80
 19. Aguilar ML, Elias A, Vizcarrondo CET, Psoter WJ (2010) Analysis of three-dimensional distortion of two impression materials in the transfer of dental implants. *J Prosthet Dent* 103:202–209
 20. Burns J, Palmer R, Howe L, Wilson R (2003) Accuracy of open tray implant

- impressions: An in vitro comparison of stock versus custom trays. *J Prosthet Dent* 89:250–255
21. Akalin ZF, Ozkan YK, Ekerim A (2013) Effects of implant angulation, impression material, and variation in arch curvature width on implant transfer model accuracy. *Int J Oral Maxillofac Implants* 28:149–57
 22. Teo JW, Tan KB, Nicholls JI, et al (2014) Three-dimensional accuracy of plastic transfer impression copings for three implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 29:577–84
 23. Hack GD, Patzelt SBM (2015) Evaluation of the Accuracy of Six Intraoral Scanning Devices: An in-vitro Investigation. *Am Dent Assoc* 10:1–5
 24. Christensen GJ (2008) Will Digital Impressions Eliminate the Current Problems With Conventional Impressions? *J Am Dent Assoc* 139:761–763.
 25. Christensen GJ (2009) Impressions Are Changing: deciding on conventional, digital or digital plus in-office milling. *J Am Dent Assoc* 140:1301–1304
 26. Londono J, Abreu A, Baker PS, Furness AR (2015) Fabrication of a definitive obturator from a 3D cast with a chairside digital scanner for a patient with severe gag reflex: A clinical report. *J Prosthet Dent* 114:735–738
 27. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D (2008) Digital dentistry: An overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J* 204:505–511
 28. Rekow ED (2006) Dental CAD/CAM systems. A 20-year success story. *J Am Dent Assoc* 137:5S–6S
 29. Bernedo S (2016) Estudio comparativo de un sistema de impresión convencional y el sistema digital Trios. Universidad Complutense de Madrid
 30. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, et al (2009) A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J* 28:44–56
 31. Güth J-F, Keul C, Stimmelmayer M, et al (2013) Accuracy of digital models obtained by direct and indirect data capturing. *Clin Oral Investig* 17:1201–1208
 32. Quaas S, Rudolph H, Luthardt RG (2007) Direct mechanical data acquisition of dental impressions for the manufacturing of CAD/CAM restorations. *J Dent*

35:903–908

33. Fasbinder DJ (2006) Clinical performance of chairside CAD/CAM restorations. *J Am Dent Assoc* 137:22S–31S
34. Logozzo S, Kilpelä A, Mäkynen A, et al (2014) Recent advances in dental optics - Part II: Experimental tests for a new intraoral scanner. *Opt Lasers Eng* 54:187–196
35. Richert R, Goujat A, Venet L, et al (2017) Intraoral Scanner Technologies: A Review to Make a Successful Impression. *J. Healthc. Eng.* 2017:1–9
36. Kravitz ND, Groth C, Jones PE, et al (2014) Intraoral digital scanners. *J Clin Orthod* 48:337–347
37. Logozzo S, Zanetti EM, Franceschini G, et al (2014) Recent advances in dental optics - Part I: 3D intraoral scanners for restorative dentistry. *Opt Lasers Eng* 54:203–221
38. Pawley JB, Masters BR (2008) *Handbook of biological confocal microscopy*
39. Minsky M (1961) *Microscopy Apparatus*
40. El-Hakim S, Beraldin J-A, Blais F (1995) A Comparative Evaluation of the Performance of Passive and Active 3-D Vision Systems. 2646:
41. Schmitt JM (1999) Optical coherence tomography (OCT): a review. *IEEE J Sel Top Quantum Electron* 5:1205–1215
42. Nolte DD (2012) *Optical Interferometry for Biology and Medicine*, Springer
43. Frigerio F (2013) *Methods and apparatus for 3D surface imaging using active wave-front sampling*
44. 3M ESPE (2009) Lava COS Technical Data Sheet. <http://multimedia.3m.com/mws/media/6323230/lava-cos-technical-data-sheet.pdf>
45. Mangano F, Gandolfi A, Luongo G, Logozzo S (2017) Intraoral scanners in dentistry: A review of the current literature. *BMC Oral Health* 17:149
46. Ting-shu S, Jian S Intraoral Digital Impression Technique: A Review. *J Prosthodont* 24:313–321

47. Imburgia M, Logozzo S, Hauschild U, et al (2017) Accuracy of four intraoral scanners in oral implantology: a comparative in vitro study. *BMC Oral Health* 17:92
48. Ahlholm P, Sipilä K, Vallittu P, et al (2018) Digital Versus Conventional Impressions in Fixed Prosthodontics: A Review. *J. Prosthodont.* 27:35–41
49. Means CR, Flenniken IE (1970) Gagging--a problem in prosthetic dentistry. *J Prosthet Dent* 23:614–20
50. Rosted P, Bundgaard M, Fiske J, Pedersen AML (2006) The use of acupuncture in controlling the gag reflex in patients requiring an upper alginate impression: an audit. *Br Dent J* 201:721–725
51. Muir JD, Calvert EJ (1988) Vomiting during the taking of dental impressions. Two case reports of the use of psychological techniques. *Br Dent J* 165:139–41
52. Zimmermann M, Mehl A, Mörmann WH, Reich S (2015) Intraoral scanning systems - a current overview. *Int J Comput Dent* 18:101–29
53. Martin CB, Chalmers E V., McIntyre GT, et al (2015) Orthodontic scanners: what's available? *J Orthod* 42:136–143
54. Yuzbasioglu E, Kurt H, Turunc R, Bilir H (2014) Comparison of digital and conventional impression techniques: evaluation of patients' perception, treatment comfort, effectiveness and clinical outcomes. *BMC Oral Health* 14:10
55. Joda T, Brägger U (2016) Patient-centered outcomes comparing digital and conventional implant impression procedures: a randomized crossover trial. *Clin Oral Implants Res* 27:e185–e189
56. Burhardt L, Livas C, Kerdijk W, et al (2016) Treatment comfort, time perception, and preference for conventional and digital impression techniques: A comparative study in young patients. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 150:261–267
57. Grünheid T, McCarthy SD, Larson BE (2014) Clinical use of a direct chairside oral scanner: An assessment of accuracy, time, and patient acceptance. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 146:673–682
58. Wismeijer D, Mans R, van Genuchten M, Reijers HA (2014) Patients' preferences when comparing analogue implant impressions using a polyether

- impression material versus digital impressions (Intraoral Scan) of dental implants. *Clin Oral Implants Res* 25:1113–1118
59. Schepke U, Meijer HJA, Kerdijk W, Cune MS (2015) Digital versus analog complete-arch impressions for single-unit premolar implant crowns: Operating time and patient preference. *J Prosthet Dent* 114:403–406.e1
60. Sakornwimon N, Leevailoj C (2017) Clinical marginal fit of zirconia crowns and patients' preferences for impression techniques using intraoral digital scanner versus polyvinyl siloxane material. *J Prosthet Dent* 118:386–391
61. Goracci C, Franchi L, Vichi A, Ferrari M (2016) Accuracy, reliability, and efficiency of intraoral scanners for full-arch impressions: A systematic review of the clinical evidence. *Eur. J. Orthod.* 38:422–428
62. Yuzbasioglu E, Kurt H, Turunc R, Bilir H (2014) Comparison of digital and conventional impression techniques: evaluation of patients' perception, treatment comfort, effectiveness and clinical outcomes. *BMC Oral Health* 14:10
63. Lee SJ, Gallucci GO (2013) Digital vs. conventional implant impressions: Efficiency outcomes. *Clin Oral Implants Res* 24:111–115
64. Joda T, Brägger U (2015) Time-Efficiency Analysis Comparing Digital and Conventional Workflows for Implant Crowns: A Prospective Clinical Crossover Trial. *Int J Oral Maxillofac Implants* 30:1047–1053
65. Joda T, Lenherr P, Dedem P, et al (2017) Time efficiency, difficulty, and operator's preference comparing digital and conventional implant impressions: a randomized controlled trial. *Clin Oral Implants Res* 28:1318–1323
66. Joda T, Brägger U (2015) Digital vs. conventional implant prosthetic workflows: a cost/time analysis. *Clin Oral Implants Res* 26:1430–1435
67. Patzelt SBM, Lamprinos C, Stampf S, Att W (2014) The time efficiency of intraoral scanners: An in vitro comparative study. *J Am Dent Assoc* 145:542–51
68. Kugel G (2014) Impression-taking: conventional methods remain steadfast as digital technology progresses. *Compend Contin Educ Dent* 35:202–3
69. Aragón MLC, Pontes LF, Bichara LM, et al (2016) Validity and reliability of intraoral scanners compared to conventional gypsum models measurements: a systematic review. *Eur J Orthod* 38:429–434

70. Chochlidakis KM, Papaspyridakos P, Geminiani A, et al (2016) Digital versus conventional impressions for fixed prosthodontics: A systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent* 116:184–190.e12
71. Lawson NC, Burgess JO (2015) Clinicians reaping benefits of new concepts in impressioning. *Compend Contin Educ Dent* 36:152–3
72. Lecocq G (2016) Digital impression-taking: Fundamentals and benefits in orthodontics. *Int Orthod* 14:184–194
73. Park H-R, Park J-M, Chun Y-S, et al (2015) Changes in views on digital intraoral scanners among dental hygienists after training in digital impression taking. *BMC Oral Health* 15:151
74. Lee SJ, MacArthur RX, Gallucci GO (2013) An evaluation of student and clinician perception of digital and conventional implant impressions. *J Prosthet Dent* 110:420–423
75. Marti AM, Harris BT, Metz MJ, et al (2017) Comparison of digital scanning and polyvinyl siloxane impression techniques by dental students: instructional efficiency and attitudes towards technology. *Eur J Dent Educ* 21:200–205
76. Lim JH, Park JM, Kim M, et al (2017) Comparison of digital intraoral scanner reproducibility and image trueness considering repetitive experience. *J Prosthet. Dent.* 30:442–448
77. Kim J, Park J-M, Kim M, et al (2016) Comparison of experience curves between two 3-dimensional intraoral scanners. *J Prosthet Dent* 116:221–230
78. Mandelli F, Ferrini F, Gastaldi G, et al (2017) Improvement of a Digital Impression with Conventional Materials: Overcoming Intraoral Scanner Limitations. *Int J Prosthodont* 30:373–376
79. Agnini A, Agnini A (2015) *Digital dental revolution : the learning curve.* Quintessenza Edizioni
80. Benic GI, Mühlemann S, Fehmer V, et al (2016) Randomized controlled within-subject evaluation of digital and conventional workflows for the fabrication of lithium disilicate single crowns. Part I: digital versus conventional unilateral impressions. *J Prosthet Dent* 116:777–782
81. Abdel-Azim T, Rogers K, Elathamna E, et al (2015) Comparison of the marginal fit of lithium disilicate crowns fabricated with CAD/CAM technology by using conventional impressions and two intraoral digital

- scanners. *J Prosthet Dent* 114:554–559
82. Kim JH, Jeong JH, Lee JH, Cho HW (2016) Fit of lithium disilicate crowns fabricated from conventional and digital impressions assessed with micro-CT. In: *Journal of Prosthetic Dentistry*. pp 551–557
83. Anadioti E, Aquilino SA, Gratton DG, et al (2014) 3D and 2D Marginal Fit of Pressed and CAD/CAM Lithium Disilicate Crowns Made from Digital and Conventional Impressions. *J Prosthodont* 23:610–617
84. Anadioti E, Aquilino SA, Gratton DG, et al (2015) Internal fit of pressed and computer-aided design/computer-aided manufacturing ceramic crowns made from digital and conventional impressions. *J Prosthet Dent* 113:304–309
85. Ng J, Ruse D, Wyatt C (2014) A comparison of the marginal fit of crowns fabricated with digital and conventional methods. *J Prosthet Dent* 112:555–560
86. Rödiger M, Heinitz A, Bürgers R, Rinke S (2017) Fitting accuracy of zirconia single crowns produced via digital and conventional impressions—a clinical comparative study. *Clin Oral Investig* 21:579–587
87. Gherlone E, Mandelli F, Capparè P, et al (2014) A 3 years retrospective study of survival for zirconia-based single crowns fabricated from intraoral digital impressions. *J Dent* 42:1151–1155
88. Berrendero S, Salido MP, Valverde A, et al (2016) Influence of conventional and digital intraoral impressions on the fit of CAD/CAM-fabricated all-ceramic crowns. *Clin Oral Investig* 20:2403–2410
89. Tamim H, Skjerven H, Ekfeldt A, Rønold H (2014) Clinical Evaluation of CAD/CAM Metal-Ceramic Posterior Crowns Fabricated from Intraoral Digital Impressions. *Int J Prosthodont* 27:331–337
90. Zarauz C, Valverde A, Martinez-Rus F, et al (2016) Clinical evaluation comparing the fit of all-ceramic crowns obtained from silicone and digital intraoral impressions. *Clin Oral Investig* 20:799–806
91. Vennerström M, Fakhary M, Von Steyern P (2014) The fit of crowns produced using digital impression systems. *Swed Dent J* 38:101–110
92. Pradies G, Zarauz C, Valverde A, et al (2014) Clinical evaluation comparing the fit of all-ceramic crowns obtained from silicone and digital intraoral impressions based on wavefront sampling technology. *J Dent* 43:201–208

93. Ender A, Zimmermann M, Attin T, Mehl A (2016) In vivo precision of conventional and digital methods for obtaining quadrant dental impressions. *Clin Oral Investig* 20:1495–1504
94. Shembesh M, Ali A, Finkelman M, et al (2017) An In Vitro Comparison of the Marginal Adaptation Accuracy of CAD/CAM Restorations Using Different Impression Systems. *J Prosthodont* 26:581–586
95. Ahrberg D, Lauer HC, Ahrberg M, Weigl P (2016) Evaluation of fit and efficiency of CAD/CAM fabricated all-ceramic restorations based on direct and indirect digitalization: a double-blinded, randomized clinical trial. *Clin Oral Investig* 20:291–300
96. Su TS, Sun J (2016) Comparison of marginal and internal fit of 3-unit ceramic fixed dental prostheses made with either a conventional or digital impression. *J Prosthet Dent* 116:362–367
97. Selz CF, Bogler J, Vach K, et al (2015) Veneered anatomically designed zirconia FDPs resulting from digital intraoral scans: Preliminary results of a prospective clinical study. *J Dent* 43:1428–1435
98. Ueda K, Beuer F, Stimmelmayer M, et al (2016) Fit of 4-unit FDPs from CoCr and zirconia after conventional and digital impressions. *Clin Oral Investig* 20:283–289
99. Almeida e Silva JS, Erdelt K, Edelhoff D, et al (2014) Marginal and internal fit of four-unit zirconia fixed dental prostheses based on digital and conventional impression techniques. *Clin Oral Investig* 18:515–523
100. Ender A, Attin T, Mehl A (2016) In vivo precision of conventional and digital methods of obtaining complete-arch dental impressions. *J Prosthet Dent* 115:313–320
101. Ender A, Mehl A (2013) Accuracy of complete-Arch dental impressions: A new method of measuring trueness and precision. *J Prosthet Dent* 109:121–128
102. Amin S, Weber HP, Finkelman M, et al (2017) Digital vs. conventional full-arch implant impressions: a comparative study. *Clin Oral Implants Res* 28:1360–1367
103. Lee SJ, Betensky RA, Gianneschi GE, Gallucci GO (2015) Accuracy of digital versus conventional implant impressions. *Clin Oral Implants Res* 26:715–719

9. ERREFERENTZIAK

104. Papaspyridakos P, Chen C-J, Gallucci G, et al (2014) Accuracy of Implant Impressions for Partially and Completely Edentulous Patients: A Systematic Review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 29:836–845
105. Zimmermann M, Mehl A (2015) Virtual smile design systems: a current review. *Int J Comput Dent* 18:303–17
106. Lee JH (2014) Accelerated techniques for a post and core and a crown restoration with intraoral digital scanners and CAD/CAM and rapid prototyping. *J Prosthet Dent* 112:1024–1029
107. Chalmers E V., McIntyre GT, Wang W, et al (2016) Intraoral 3D scanning or dental impressions for the assessment of dental arch relationships in cleft care: Which is superior? In: *Cleft Palate-Craniofacial Journal*. pp 568–577
108. Lanis A, Alvarez del Canto O (2015) The Combination of Digital Surface Scanners and Cone Beam Computed Tomography Technology for Guided Implant Surgery Using 3Shape Implant Studio Software: A Case History Report. *Int J Prosthodont* 28:169–178
109. Stapleton BM, Lin WS, Ntounis A, et al (2014) Application of digital diagnostic impression, virtual planning, and computer-guided implant surgery for a CAD/CAM-fabricated, implant-supported fixed dental prosthesis: A clinical report. *J Prosthet Dent* 112:402–408
110. Martin CB, Chalmers E V., McIntyre GT, et al (2015) Orthodontic scanners: what's available? *J Orthod* 42:136–143
111. van der Meer WJ, Andriessen FS, Wismeijer D, Ren Y (2012) Application of intra-oral dental scanners in the digital workflow of implantology. *PLoS One* 7:1–8
112. Omar Ali A (2015) Accuracy of Digital Impressions Achieved from Five Different Digital Impression Systems. *Dentistry* 5:300
113. Fukazawa S, Odaira C, Kondo H (2017) Investigation of accuracy and reproducibility of abutment position by intraoral scanners. *J Prosthodont Res* 61:450–459
114. Güth J-F, Runkel C, Beuer F, et al (2017) Accuracy of five intraoral scanners compared to indirect digitalization. *Clin Oral Investig* 21:1445–1455
115. Patzelt SBM, Bishti S, Stampf S, Att W (2014) Accuracy of computer-aided design/computer-aided manufacturing-generated dental casts based on

- intraoral scanner data. *J Am Dent Assoc* 145:1133–1140
116. Ender A, Mehl A (2014) In-vitro evaluation of the accuracy of conventional and digital methods of obtaining full-arch dental impressions. *Quintessence Int* 46:9–17
 117. Güth JF, Edelhoff D, Schweiger J, Keul C (2016) A new method for the evaluation of the accuracy of full-arch digital impressions in vitro. *Clin Oral Investig* 20:1487–1494
 118. Syrek A, Reich G, Ranftl D, et al (2010) Clinical evaluation of all-ceramic crowns fabricated from intraoral digital impressions based on the principle of active wavefront sampling. *J Dent* 38:553–559
 119. Zimmermann M, Koller C, Rumetsch M, et al (2017) Precision of guided scanning procedures for full-arch digital impressions in vivo. *J Orofac Orthop* 78:466–471
 120. Zhang F, Suh K-J, Lee K-M (2016) Validity of Intraoral Scans Compared with Plaster Models: An In-Vivo Comparison of Dental Measurements and 3D Surface Analysis. *PLoS One* 11:e0157713
 121. Lee K-M (2018) Comparison of two intraoral scanners based on three-dimensional surface analysis. *Prog Orthod* 19:6
 122. Kuhr F, Schmidt A, Rehmann P, Wöstmann B (2016) A new method for assessing the accuracy of full arch impressions in patients. *J Dent* 55:68–74
 123. Nedelcu R, Olsson P, Nyström I, et al (2017) Accuracy and precision of 3 intraoral scanners and accuracy of conventional impressions: A novel in vivo analysis method. *J. Dent.* 69:110–118
 124. Basaki K, Alkumru H, De Souza G, Finer Y (2017) Accuracy of Digital vs Conventional Implant Impression Approach: A Three-Dimensional Comparative In Vitro Analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 32:792–799
 125. Andriessen FS, Rijkens DR, Van Der Meer WJ, Wismeijer DW (2014) Applicability and accuracy of an intraoral scanner for scanning multiple implants in edentulous mandibles: A pilot study. *J Prosthet Dent* 111:186–194
 126. Vandeweghe S, Vervack V, Dierens M, De Bruyn H (2016) Accuracy of digital impressions of multiple dental implants: An in vitro study. *Clin Oral Implants Res* 28:648–653

9. ERREFERENTZIAK

127. Flügge T, Att W, Metzger M, Nelson K (2016) Precision of Dental Implant Digitization Using Intraoral Scanners. *Int J Prosthodont* 29:277–283
128. Boeddinghaus M, Breloer ES, Rehmann P, Wöstmann B (2015) Accuracy of single-tooth restorations based on intraoral digital and conventional impressions in patients. *Clin Oral Investig* 19:2027–2034
129. Paspaspyridakos P, Gallucci GO, Chen CJ, et al (2016) Digital versus conventional implant impressions for edentulous patients: Accuracy outcomes. *Clin Oral Implants Res* 27:465–472
130. Kim J-EE, Amelya A, Shin Y, Shim J-SS (2017) Accuracy of intraoral digital impressions using an artificial landmark. *J Prosthet Dent* 117:755–761
131. Heckmann SM, Karl M, Wichmann MG, et al (2004) Cement fixation and screw retention: parameters of passive fit. An in vitro study of three-unit implant-supported fixed partial dentures. *Clin Oral Implants Res* 15:466–473
132. Jemt T, Lie A (1995) Accuracy of implant-supported prostheses in the edentulous jaw: analysis of precision of fit between cast gold-alloy frameworks and master casts by means of a three-dimensional photogrammetric technique. *Clin Oral Implants Res* 6:172–80
133. Howell KJ, McGlumphy EA, Drago C, Knapik G (2013) Comparison of the accuracy of Biomet 3i Encode Robocast Technology and conventional implant impression techniques. *Int J Oral Maxillofac Implants* 28:228–40
134. Eliasson A, Örtorp A (2012) The Accuracy of an Implant Impression Technique Using Digitally Coded Healing Abutments. *Clin Implant Dent Relat Res* 14:e30–e38
135. Giménez B, Özcan M, Martínez-Rus F, Pradies G (2014) Accuracy of a digital impression system based on parallel confocal laser technology for implants with consideration of operator experience and implant angulation and depth. *Int J Oral Maxillofac Implants* 29:853–62
136. Kan JYK, Rungcharassaeng K, Bohsali K, et al (1999) Clinical methods for evaluating implant framework fit. *J Prosthet Dent* 81:7–13
137. Jemt T, Hjalmarsson L (2012) In Vitro Measurements of Precision of Fit of Implant-Supported Frameworks. A Comparison between “Virtual” and “Physical” Assessments of Fit Using Two Different Techniques of Measurements. *Clin Implant Dent Relat Res* 14:e175–e182

138. Christensen GJ (1966) Marginal fit of gold inlay castings. *J Prosthet Dent* 16:297–305
139. Dodmon HW (1982) Disparity in expert opinion on size of acceptable margin openings. In: *Oper Dent*. pp 97–101
140. Carr AB, Toth B (1995) Fit discrimination of full arch implant frameworks. *J Dent Res* 74–151
141. Jemt T (1991) Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Brånemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants* 6:270–276
142. Kim Y, Oh T-J, Misch CE, Wang H-L (2004) Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clin Oral Implants Res* 16:26–35
143. Bacchi A, Consani RLX, Mesquita MF, dos Santos MBF (2013) Effect of framework material and vertical misfit on stress distribution in implant-supported partial prosthesis under load application: 3-D finite element analysis. *Acta Odontol Scand* 71:1243–1249
144. Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY. (2003) Clinical complications with implants and implant prostheses. *J. Prosthet. Dent.* 90:121–132
145. Seitz SD, Zimmermann RL, Hendricson WD (2016) Expansion of a Predoctoral Surgical Implant Selective for Dental Students. *J Dent Educ* 80:328–33
146. Fluegge T, Att W, Metzger M, Nelson K (2017) A Novel Method to Evaluate Precision of Optical Implant Impressions with Commercial Scan Bodies-An Experimental Approach. *J Prosthodont* 26:34–41
147. Peñarrocha-Oltra D, Agustín-Panadero R, Bagán L, et al (2014) Impression of multiple implants using photogrammetry: Description of technique and case presentation. *Med. Oral Patol. Oral Cir. Bucal* 19:366–371
148. Pradies G, Ferreira A, Özcan M, et al (2014) Using stereophotogrammetric technology for obtaining intraoral digital impressions of implants. *J Am Dent Assoc* 145:338–344
149. Ting-shu S, Jian S (2015) Intraoral Digital Impression Technique: A Review. *J*

Prosthodont 24:313–321

150. Renne W, Ludlow M, Fryml J, et al (2017) Evaluation of the accuracy of 7 digital scanners: An in vitro analysis based on 3-dimensional comparisons. *J Prosthet Dent* 118:36–42
151. Xiong F, Chao YL, Zhu ZM (2008) Translucency of newly extracted maxillary central incisors at nine locations. *J Prosthet Dent* 100:11–17
152. Nedelcu RG, Persson ASK (2014) Scanning accuracy and precision in 4 intraoral scanners: An in vitro comparison based on 3-dimensional analysis. *J Prosthet Dent* 112:1461–1471
153. Flügge T V., Schlager S, Nelson K, et al (2013) Precision of intraoral digital dental impressions with iTero and extraoral digitization with the iTero and a model scanner. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 144:471–478
154. Ting-shu S, Jian S (2015) Comparison of repeatability between intraoral digital scanner and extraoral digital scanner: An in-vitro study. *J Prosthodont Res* 59:236–242
155. Seelbach P, Brueckel C, Wöstmann B (2013) Accuracy of digital and conventional impression techniques and workflow. *Clin Oral Investig* 17:1759–1764
156. Gjelvold B, Chrcanovic BR, Korduner EK, et al (2016) Intraoral Digital Impression Technique Compared to Conventional Impression Technique. A Randomized Clinical Trial. *J Prosthodont* 25:282–287
157. Kuhr F, Schmidt A, Rehmann P, Wöstmann B (2016) A new method for assessing the accuracy of full arch impressions in patients. *J Dent* 55:68–74
158. Shim JS, Lee JS, Lee JY, et al (2015) Effect of software version and parameter settings on the marginal and internal adaptation of crowns fabricated with the CAD/CAM system. *J Appl Oral Sci* 23:515–522
159. Iturrate M, Minguez R, Pradies G, Solaberrieta E (2018) Obtaining reliable intraoral digital scans for an implant-supported complete-arch prosthesis: A dental technique. *J Prosthet Dent*. (in press)

10. ERANSKINAK

10.1 ARGITARATURIKO ARTIKULUA

Obtaining reliable intraoral digital impressions for an implant-supported complete-arch prosthesis: A dental technique

ABSTRACT

This article describes a technique for obtaining an accurate complete-arch digital impression for an edentulous patient. To achieve this, an auxiliary polymeric device that simulates a denture is designed, fabricated, and placed in the mouth. This device, having the geometry of a typical dental arch, facilitates the digitalization of the edentulous complete arch. This is because the change in radius of the curvature (change of geometry) enables the scanner to perform a more accurate alignment. Initially, the necessary location of the implants is acquired, and then the soft tissue is added.

This technique can achieve accurate complete-arch digital impressions. The distances between implants are closer to the gold standard when using this auxiliary geometry piece than those obtained without using it.

INTRODUCTION

The use of computer-aided design and computer-aided manufacturing (CAD-CAM) technologies in dentistry has continued to grow. Among many other applications, one of the most developed has been replacing conventional dental impressions with digital impressions.^{1,2} For implant dentistry, the clinical validity of the digital impression is determined by the passive fit between the superstructure and the implants.³ However, an acceptable misfit value is yet to be determined.⁴ Excessive misfit may lead to mechanical failures or biological complications.^{5,6}

The trueness and precision of intraoral scanners have been evaluated.⁷⁻¹⁸ However, accuracy is still a problem, particularly for complete-arch impressions, as the acquisition of larger areas with an intraoral scanner is more challenging.¹⁹ One difficulty is in joining the multiple captures obtained with the cameras of the intraoral scanners.²⁰ With the standard method or with stereophotogrammetry, the impressions are obtained in a single step, although for devices using stereophotogrammetry it is necessary to later make an image of the soft tissues. However, with intraoral scanners, the impression process involves multiple captures over time, the number of which increases with the area to be restored. The scanner software creates the 3-dimensional (3D) impression by aligning the different captured images. In each alignment an error occurs, and the more alignments there are, the greater the accumulated error. In addition, these alignments are more complicated in situations where the geometry has no change in radius of curvature, such as the spaces between implants in edentulous patients.^{17,21,22} The scanner requires an irregular shape with no repetitive adjacent surface structures for an accurate digital impression. This is why obtaining the complete-arch digital impression of an edentulous patient is challenging.

A system using stereophotogrammetry technology (PIC Camera; PIC DENTAL) seeks to overcome this challenge by using an extraoral camera. This camera provides a standard tessellation language (STL) file where targets (PIC Abutments; PIC DENTAL) placed on the implants, are highly accurately positioned. By complementing this STL file with a dental digital impression, a highly accurate complete-arch impression is achieved.^{4,23} The dental digital impression can be obtained with an intraoral scanner or by digitalizing a gypsum cast with a laboratory scanner.

The objective of this technique was to describe a way to obtain accurate complete-arch digital impressions without stereophotogrammetry technology. The technique requires a single device: the intraoral scanner. However, the area must be scanned twice to restore and build the digital impression by combining 2 STL files.

TECHNIQUE

The technique consists of obtaining 2 different STL files. One provides an accurate position of the scannable impression copings (Scan Body; Straumann), with the surrounding soft tissues hidden. The second STL file provides an image of the soft tissues, and the digital impression is achieved by combining the 2 files.

1. Make an implant-level digital complete-arch impression of the edentulous patient, including the scannable impression copings (Scan Body; Straumann, with an intraoral scanner (TRUE DEFINITION, Hardware version 6.0; 3M ESPE) (Fig. 1).

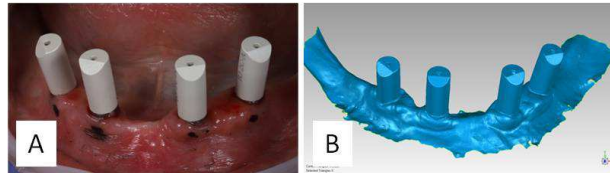


Figure 1 A, Edentulous case with 4 scannable impression copings. B, STL file after scanning. STL, Standard tessellation language

2. Based on the STL file obtained in Step 1 and using a 3D-design software (Solid Edge; Siemens), design the auxiliary device, which fits in the patient's mouth. This design will depend on the number and position of the scannable impression copings and must leave them visible for the intraoral scanner. The design broadly replicates a complete denture (Fig. 2)

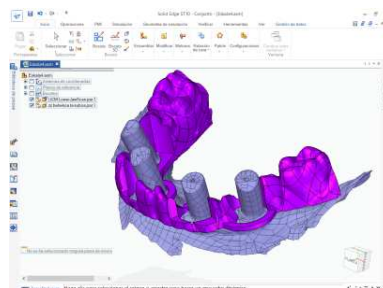


Figure 2, Auxiliary device design process

3. Fabricate the auxiliary device in acrylonitrile butadiene styrene (ABS) with a 3D printer (3D Dimension Elite; Stratasys). ABS is a common nontoxic thermoplastic polymer. Among other features, it is opaque and shows in the scan.

4. Seat the auxiliary device in the patient's mouth, leaving the upper side of the scannable impression copings visible, and lute it into place with light-polymerizing resin (CONLIGHT, Kuss Dental)

5. Make a second complete-arch digital impression of the edentulous patient with the intraoral scanner. As the auxiliary device provides the scanner with shapes that

facilitate the alignment of the multiple images, an accurate position is achieved of the scannable impression copings and consequently of the implants (Fig. 3).

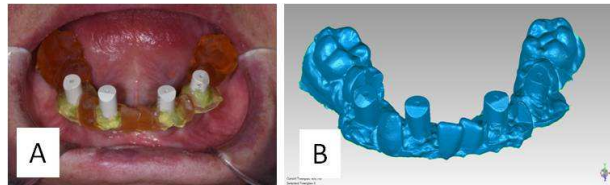


Figure 3 A, Auxiliary device fixed to edentulous jaw with scannable impression copings. B, STL file after scanning. STL, Standard tessellation language

6. Using reverse engineering software (Geomagic Studio; 3D Systems), remove the auxiliary device from the digital impression (Fig 4). Leaving as much surface area as possible of the scannable impression copings, erase the rest of the mesh. These impression copings will be the reference position for constructing the definitive digital complete-arch impression.

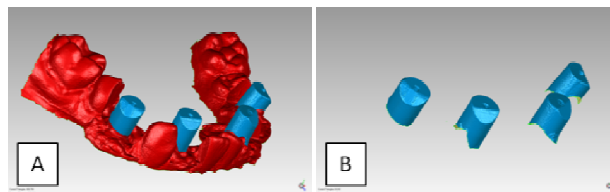


Figure 4 A, Selection of auxiliary device and soft tissues with reverse engineering software. B, Reference position of scannable impression copings after erasing auxiliary and soft tissues

7. Using the reverse engineering software, virtually partition the digital impression achieved in the first step. Split the image obtained from the scanning without the auxiliary device into as many parts as scannable impression copings (Fig.5).

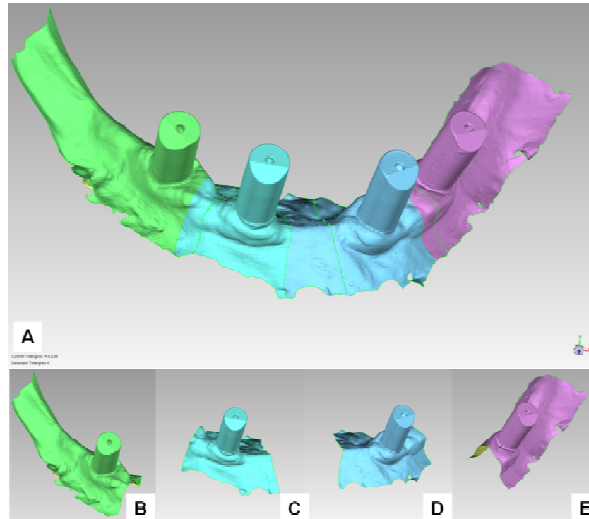


Figure 5 A, Virtual partition of digital impression of complete arch. B, C, D, E, Each splitted part of complete arch

8. Using the reverse engineering software, align each part of the split digital impression (obtained in Step 6) with the accurately positioned scannable impression copings (obtained in Step 7). These accurately-positioned scannable impression copings are those obtained with the auxiliary device. This device reduces the error in distances between scannable impression copings (Fig.6).

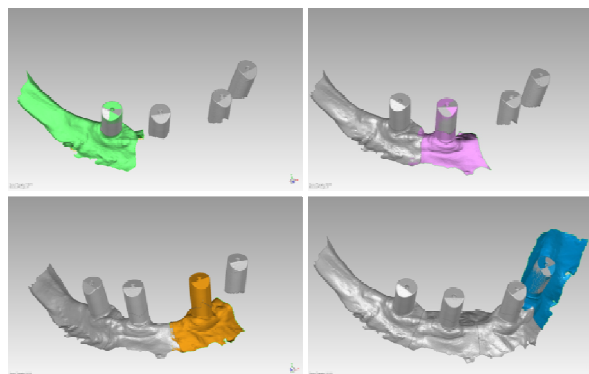


Figure 6 Construction of digital complete-arch impression

DISCUSSION

This technique offers a solution for obtaining complete-arch digital impressions of edentulous patients, where scanning could be complicated.¹⁷ The scanner requires an irregular shape with no repetitive adjacent surface structures to perform accurate digital impressions and in edentulous patients, this is what is missing.

The use of the auxiliary device fills this deficit. Its use has some drawbacks—it must be fabricated, properly fixed in the mouth, and requires 2 scans—all of which increase material costs and time. However, a single intraoral scanner is used and is applicable to both complete and partial-arch restorations.

SUMMARY

The technique presented improves the accuracy of a complete-arch impression for an edentulous patient. In areas with homogeneous geometry, a low-cost and easy-to-manufacture device with auxiliary geometry manufactured in ABS with a 3D printer was added.

By combining scans and using reverse engineering software, an accurate complete-arch impression of an edentulous patient is achieved.

REFERENCES

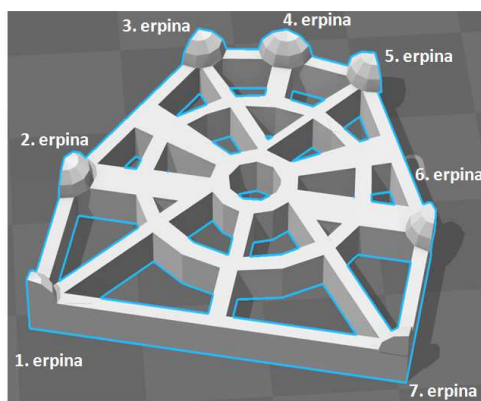
1. Kim J-E, Amelya A, Shin Y, Shim J-S. Accuracy of intraoral digital impressions using an artificial landmark. *J Prosthet Dent* 2017;117:755-61.
2. Rekow ED. Dental CAD/CAM systems. *J Am Dent Assoc* 2006;137:5S-6S.
3. Branemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent* 1983;50:399-410.
4. Pradíes G, Ferreiroa A, Özcan M, Giménez B, Martínez-Rus F. Using stereophotogrammetric technology for obtaining intraoral digital impressions of implants. *J Am Dent Assoc* 2014;145:338-44.
5. Giménez B, Özcan M, Martínez-Rus F, Pradíes G. Accuracy of a digital impression system based on active wavefront sampling technology for implants considering operator experience, implant angulation, and depth. *Clin Implant Dent Relat Res* 2015; 17: e54-e64.
6. Winter W, Mohrle S, Holst S, Karl M. Bone loading caused by different types of misfits of implant-supported fixed dental prostheses: a three-dimensional finite element analysis based on experimental results. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010;25:947-52.

10. ERANSKINAK

7. Hack GD, Patzelt SBM. Evaluation of the accuracy of six intraoral scanning devices: an in-vitro investigation. *Am Dent Assoc* 2015;10:1-5.
8. Omar Ali A. Accuracy of digital impressions achieved from five different digital impression systems. *Dentistry* 2015;5. doi:10.4172/2161-1122.1000300.
9. Patzelt SBM, Emmanouilidi A, Stampf S, Strub JR, Att W. Accuracy of full-arch scans using intraoral scanners. *Clin Oral Investig* 2014;18:1687-94.
10. Patzelt SBM, Bishiti S, Stampf S, Att W. Accuracy of computer-aided design/computer-aided manufacturing-generated dental casts based on intraoral scanner data. *J Am Dent Assoc* 2014;145:1133-40.
11. Ender A, Mehl A. Accuracy of complete-arch dental impressions: a new method of measuring trueness and precision. *J Prosthet Dent* 2013;109:121-8.
12. Ender A, Mehl A. In-vitro evaluation of the accuracy of conventional and digital methods of obtaining full-arch dental impressions. *Quintessence Int* 2014;46:9-17.
13. van der Meer WJ, Andriessen FS, Wismeijer D, Ren Y. Application of intra-oral dental scanners in the digital workflow of implantology. *PLoS One* 2012;7:1-8.
14. Güth JF, Edelhoff D, Schweiger J, Keul C. A new method for the evaluation of the accuracy of full-arch digital impressions in vitro. *Clin Oral Investig* 2016;20:1487-94.
15. Syrek A, Reich G, Ranftl D, Klein C, Cerny B, Brodesser J. Clinical evaluation of all-ceramic crowns fabricated from intraoral digital impressions based on the principle of active wavefront sampling. *J Dent* 2010;38:553-9.
16. Zarauz C, Valverde A, Martínez-rus F, Hassan B, Pradies G. Clinical evaluation comparing the fit of all-ceramic crowns obtained from silicone and digital intraoral impressions. *Clin Oral Investig* 2016;20:799-806.
17. Andriessen FS, Rijkens DR, Van Der Meer WJ, Wismeijer DW. Applicability and accuracy of an intraoral scanner for scanning multiple implants in edentulous mandibles: a pilot study. *J Prosthet Dent* 2014;111:186-94.
18. Ender A, Attin T, Mehl A. In vivo precision of conventional and digital methods of obtaining complete-arch dental impressions. *J Prosthet Dent* 2016;115:313-20.
19. Flügge T, Att W, Metzger M, Nelson K. Precision of dental implant digitization using intraoral scanners. *Int J Prosthodont* 2016;29:277-83.
20. Zimmermann M, Koller C, Rumetsch M, Ender A, Mehl A. Precision of guided scanning procedures for full-arch digital impressions in vivo. *J Orofac Orthop / Fortschritte der Kieferorthop{ä}die* 2017. doi:10.1007/s00056-017-0103-3.
21. Anh JW, Park JM, Chun YS, Kim M, Kim M. A comparison of the precision of three-dimensional images acquired by 2 digital intraoral scanners: effects of tooth irregularity and scanning direction. *Korean J Orthod* 2016;46:3-12.
22. Vandeweghe S, Vervack V, Dierens M, De Bruyn H. Accuracy of digital impressions of multiple dental implants: an in vitro study. *Clin Oral Implants Res* 2016;28:648-53.
23. Peñarrocha-Oltra D, Agustín-Panadero R, Bagán L, Giménez B, Peñarrocha M. Impression of multiple implants using photogrammetry: description of technique and case presentation. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2014;19:366-71.

10.2 AURRE-ESTUDIOAREN TXOSTENA

Aurre-estudioan eskaner intraoral ezberdinak erabiliz patroia hortz-uztaian kokaturik duen modeloa eskaneatu zen. Kasu batzuetan in-vitro eta beste batzuetan in-vivo. Era berean eta egiazkotasun erreferentzia izateko, patroia ATOS eskanerrarekin eskaneatu eta ondoren GOM Inspect 2016 (GOM) softwarea erabiliz STL fitxategien konparaketak egin ziren. Patroia 10-1. irudian erakusten da eta bertan patroiarekin diren eta erreferentziatzen diren 7 erpinak zeintzuk diren zehazten da.



10-1. irudia: Aurre-estudioan erabilitako patroia erreferentziatzen diren erpinen izendapenarekin

Aurre-estudioan ATOS eskanerrarekin atzemandako patroia STL fitxategia eta eskaner intraoralekin atzemandakoak lerrokatu ziren. Lerrokatze hau egiteko GOM Inspect softwareak aukera ezberdinak eskaintzen ditu eta euren batzuk frogatu ziren modu batera edo bestera lerrokatuta ezberdintasunak zeuden aztertzeko.

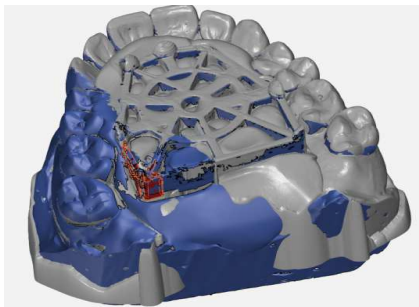
10.2.1 TRIOS ESKANERRAREKIN ATZEMANDAKO INPRESIOAK

Lehenengo konparaketak Trios2 eskanerrarekin atzemandako inpresio digitalekin egin ziren. Best-fit bidezko bi lerrokatze ezberdin frogatu ziren eta elementu geometrikoetan oinarrituriko (“by geometric element”) beste lerrokatze bat.

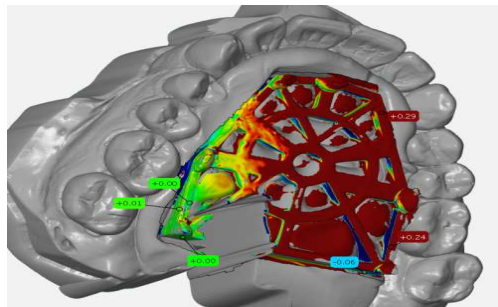
10. ERANSKINAK

10.2.1.1 *Best-fit 1 lerrokatzea.*

Patroia eta Trios3-arekin eskuratutako STL-a lehenengo erpinean best-fit bat eginez lerrokatu zen. Best-fit-a egiteko, 10-2. irudian gorritz ikus daiteken triedroaren inguruko eremu mugatua hartu zen.



10-2. irudia: Trios-arekin lehen best-fit-a egiteko erabili den patroia eremua



10-3. irudia: Triosarekin lehenengo konparaketaren emaitza kolore-mapan

Lehenengo konparaketan (10-3. irudia) ikusten da erpin horren inguruan, lerrokatzea ona bada ere, angelazio akatsa dagoela: best-fit-a egiteko erabili den erpinean batez besteko desbideratzea 0 den bitartean, 7. erpinean 0,2mm-tik gorako desbideratzeak neurtu ziren. 10-1. taulan, 5 desbideratze etiketen balioak ikus daitezke. 10-4. eta 10-5. irudietan etiketa horien kokapena.

Alignment	Deviation Label	Deviation (mm)
Bes-fit 1	Surface comparison 6.2.avg 7	0,00
Bes-fit 1	Surface comparison 6.2.avg 8	0,02
Bes-fit 1	Surface comparison 6.2.avg 9	0,00
Bes-fit 1	Surface comparison 6.2.avg 10	0,24
Bes-fit 1	Surface comparison 6.2.avg 11	-0,06

10-1. taula: Triosarekin lehen best-fitarekin neurturiko batez besteko desbideratzeak mm-tan

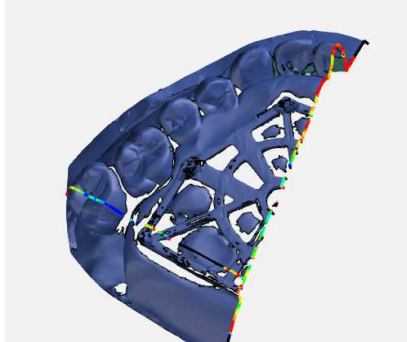
10. ERANSKINAK

10-7. irudian kolore-mapak erakusten duen bezala, patroia ren goiko plano horizontalean lerrokatzeak emaitza hobek erakutsi zituen. Baina alboko aurpegietan diferentziak garrantzitsuak izaten jarraitzen zuten (10-8. irudia). Kolore gorriak erakusten du eskaner intraoralarekin lorturiko inpresio digitala erreferentziazkoaren gaintik dagoela, hau da desbideratze positiboak eta urdinaren inguruko koloreek azpitik edo desbideratze negatiboak. Mapa kolorea kontutan izanik eta zenbakizko balioak aztertzen hasi gabe, eskaner intraoralak patroia handitu egiten zuela ikus zitezkeen. Desbideratzeen balioak 10-2. taulan ikus daitezke.

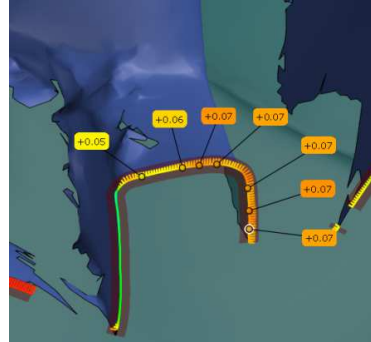
Alignment	Deviation Label	Deviation (mm)
Bes-fit 2	Surface comparison 6.2.avg 7	0,00
Bes-fit 2	Surface comparison 6.2.avg 8	0,02
Bes-fit 2	Surface comparison 6.2.avg 9	0,00
Bes-fit 2	Surface comparison 6.2.avg 10	0,21
Bes-fit 2	Surface comparison 6.2.avg 11	0,01
Bes-fit 2	Surface comparison 6.2.avg 12	0,09
Bes-fit 2	Surface comparison 6.2.avg 13	0,18

10-2. taula: 2. best-fitarekin azalaren artean neurturiko batez besteko desbideratzeak mm-tan

Bigarren best-fit honetan ere, patroia ren lehen erpinean desbideratze balio txikiak neurtu ziren eta 4., 5., 6. eta 7. erpinetan desbideratzeak handitu egiten ziren. Desbideratze hauek zein norabidetan gertatzen ziren garbiago ikusteko, erpinen arteko besoetan zeharkako ebakidurak egin ziren. 10-9. irudian 3 eta 4 erpinen arteko ebakidura ikusten da eta 10-10. irudian desbidera etiketak, hauek zein noranzkotan gertatzen diren nabarmenduz.



10-9. irudia: 3 eta 4 erpinen arteko ebakidura



10-10. irudia: 3 eta 4 erpinen arteko desbideratzeak

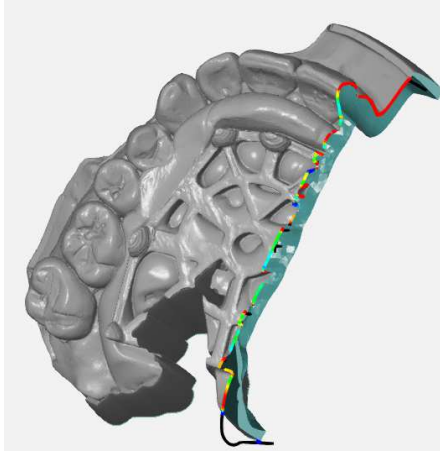
3 eta 4 erpinen arteko ebakiduran desbideratze etiketek erakusten zituzten balioak 10-3. taulan ikusten dira, guztiak +/-0,1 mm-tako tolerantzia barruan.

Element	Tol -	Tol +	Dev	Out
Plane 4 +0,00 mm.dXYZ.1	-0,10	0,10	0,05	-
Plane 4 +0,00 mm.dXYZ.2	-0,10	0,10	0,06	-
Plane 4 +0,00 mm.dXYZ.3	-0,10	0,10	0,07	-
Plane 4 +0,00 mm.dXYZ.4	-0,10	0,10	0,07	-
Plane 4 +0,00 mm.dXYZ.5	-0,10	0,10	0,07	-
Plane 4 +0,00 mm.dXYZ.6	-0,10	0,10	0,07	-
Plane 4 +0,00 mm.dXYZ.7	-0,10	0,10	0,07	-

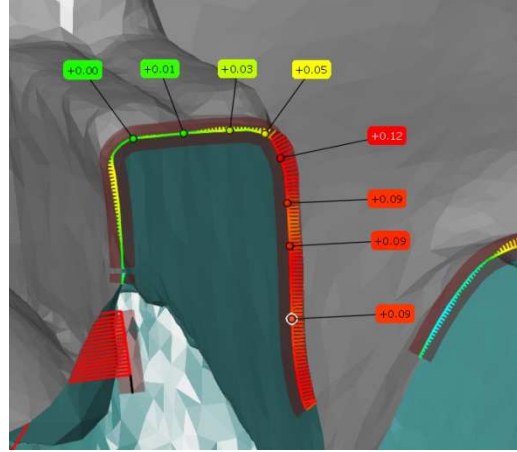
10-3. taula: 3 eta 4 erpinen arteko desbideratzeen zenbatekoa mm-tan

4 eta 5 erpinen arteko ebakidura 10-11. irudian ikusten da eta desbideratze etiketek 10-12. irudian desbideratzearen norabidea eta zenbatekoa erakusten dute. 10-4. taulan ikus daitezkeen balioek erakusten duten bezala, tolerantziaz kanpo puntu bakarra badago ere, zenbait puntu ezarritako muga baliora gerturatu egiten ziren.

10. ERANSKINAK



10-11. irudia: 4 eta 5 erpinen arteko ebakidura

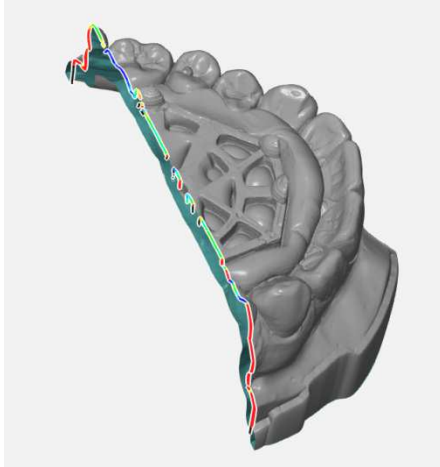


10-12. irudia: 4 eta 5 erpinen arteko desbideratzeak

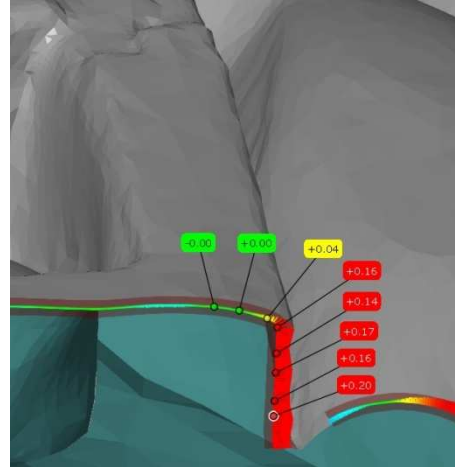
Element	Tol -	Tol +	Dev	Out
Plane 5 +0,00 mm.dXYZ.1	-0,10	0,10	0,00	-
Plane 5 +0,00 mm.dXYZ.2	-0,10	0,10	0,01	-
Plane 5 +0,00 mm.dXYZ.3	-0,10	0,10	0,03	-
Plane 5 +0,00 mm.dXYZ.4	-0,10	0,10	0,05	-
Plane 5 +0,00 mm.dXYZ.5	-0,10	0,10	0,12	0,02
Plane 5 +0,00 mm.dXYZ.6	-0,10	0,10	0,09	-
Plane 5 +0,00 mm.dXYZ.7	-0,10	0,10	0,09	-
Plane 5 +0,00 mm.dXYZ.8	-0,10	0,10	0,09	-

10-4. taula: 4 eta 5 erpinen arteko desbideratzeen zenbatekoa mm-tan

5 eta 6 erpinen arteko ebakidura 10-13. irudian ikusten da eta desbideratzeen norabide eta zenbakizko balioa, 10-14. irudian azaltzen diren etiketek ematen dute. 10-5. taulak, zenbait puntu tolerantziatik kanpo daudela erakusten du.



10-13. irudia: 5 eta 6 erpinen arteko ebakidura

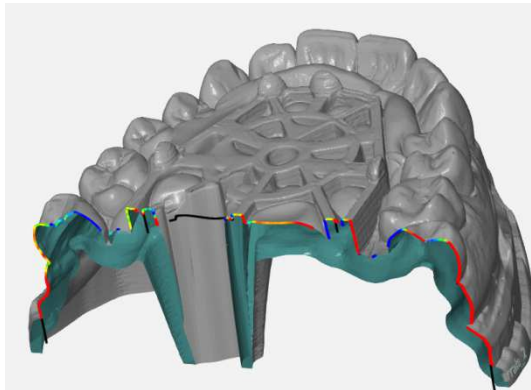


10-14. irudia: 5 eta 6 erpinen arteko desbideratzeak

Element	Tol -	Tol +	Dev	Out
Plane 7 +3.00 mm.dXYZ.1	-0,10	0,10	-0,00	-
Plane 7 +3.00 mm.dXYZ.2	-0,10	0,10	0,00	-
Plane 7 +3.00 mm.dXYZ.3	-0,10	0,10	0,04	-
Plane 7 +3.00 mm.dXYZ.4	-0,10	0,10	0,16	0,06
Plane 7 +3.00 mm.dXYZ.5	-0,10	0,10	0,14	0,04
Plane 7 +3.00 mm.dXYZ.6	-0,10	0,10	0,17	0,07
Plane 7 +3.00 mm.dXYZ.7	-0,10	0,10	0,16	0,06
Plane 7 +3.00 mm.dXYZ.8	-0,10	0,10	0,20	0,10

10-5. taula: 5 eta 6 erpinen arteko desbideratzeen zenbatekoa mm-tan

Eta azkenik, 6 eta 7 erpinen arteko ebakidura. 10-15. irudian eta desbideratze hauen zenbakizko balio eta norabideak 10-16. irudian eta 10-6. taulan.



10-15. irudia: Triosarekin 6 eta 7 erpinen arteko ebakidura



10-16. irudia: Triosarekin 6 eta 7 erpinen arteko desbideratzeak

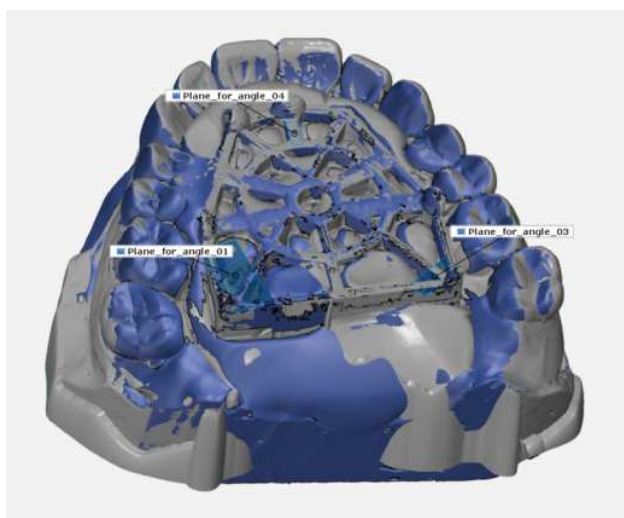
Element	Tol -	Tol +	Dev	Out
Plane 1 -3.00 mm.dXYZ.1	-0,10	0,10	0,01	
Plane 1 -3.00 mm.dXYZ.2	-0,10	0,10	0,05	
Plane 1 -3.00 mm.dXYZ.3	-0,10	0,10	0,21	0,11
Plane 1 -3.00 mm.dXYZ.4	-0,10	0,10	0,19	0,09
Plane 1 -3.00 mm.dXYZ.5	-0,10	0,10	0,20	0,10
Plane 1 -3.00 mm.dXYZ.6	-0,10	0,10	0,21	0,11

10-6. taula: Triosarekin 6 eta 7 erpinen arteko desbideratzeen zenbatekoa mm-tan

Eskaneatze prozesuetan, angelu erroreak ere eman ziren eta errore hauek baloratzeko patrioiaren 3 eremutan planoak sortu eta plano hauen normalen arteko diferentziak neurtu ziren. Hau da, ATOS-arekin atzemandako irudian sorturiko planoen normalaren eta eskaner intraoralarekin atzemandako irudian sorturiko planoen normalaren arteko diferentziak. 10-17. irudian erakusten den bezala, patrioiaren 1, 4 eta 7 erpinen inguruan “Plane_for_angle_1”, “Plane_for_angle_4” eta “Plane_for_angle_3” planoak sortu ziren. Plano hauen normalak erreferentziatzko STL fitxategian eta eskaner intraoralekin lorturikoen artean konparatu ziren. Lorturiko balioak 10-7. taulan ikusi daitezke.

Element	Deviation (°)
Angle Plane 1	0,81
Angle Plane 2	1,08
Angle Plane 3	0,11

10-7. taula: 1, 4 eta 7 erpinetan neurturiko angelu desbideratzea



10-17. irudia: Triosarekin 1, 4 eta 7 erpinetan erabilitako planoak angelu akatsa neurtzeko

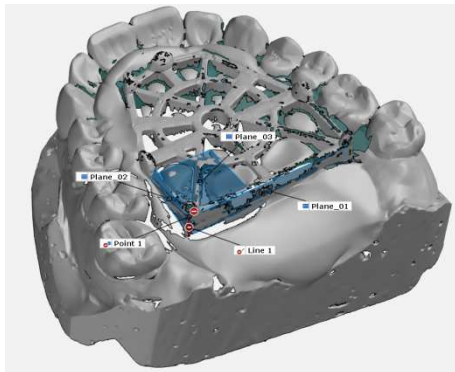
10.2.1.3 *Elementu geometrikoetan oinarrituriko lerrokatzeak.*

GOM Inspect softwareak lerrokatzeak egiteko eskaintzen duen beste aukera bat, elementu geometrikoen parekatzeak erabiltzean oinarritzen da. Kasu honetan lehen erpineko triedroa osatzen duten 3 plano sortu ziren erreferentziazko elementuan eta berauei gehien gerturatzen zitzaizkien beste 3 Trios3-arekin atzemandako irudian. Ondoren alboetako plano bertikalen arteko ebakidura zuzenak sortu ziren eta azkenik zuzen hauek goialdeko edo plano horizontalarekin sortzen zituzten ebakidura puntuak. Honekin bilatu zen parekatzea ondorengoa zen: atzealdeko plano bertikal pareta, ebakidura zuzen pareta eta puntu pareta erabiliz STL fitxategi biak lerrokatzea. 10-18. irudian lerrokatzea egiteko sortu ziren geometriak ikus daitezke eta 10-19. irudian lerrokatze hori egiteko erabili zirenak. 10-20. irudian 3 elementu geometriko

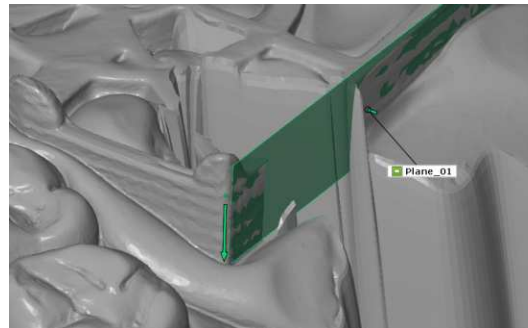
10. ERANSKINAK

parea erabiliz lerrokatzearen emaitza eta 10-21. irudian azalera bien arteko konparaketa. Irudietan, Best-Fit 1-ean lorturikoaren emaitza antzerakoak azaldu ziren. Lerrokatzea egiteko oinarritzat hartu zen erpinean, bai kolore mapak bai desbideratze etiketek zerotik gertu zeuden balioak erakutsi zituzten baina erpin honetatik urrundu ala neurriak handitu egin ziren. Best-fit-1-ean gertatu bezala, angulazio errorea gertatu zen baina arazoa ez zen eskanerrak sorturikoa baizik eta lerrokatzean sorturikoa. 10-22. irudian, 7. erpinaren alboetako horma bertikaletan zeuden desbideratzeak ikus daitezke eta erpin bereko goialdean edo plano horizontalean zeuden desbideratzeekin konparaketa egin.

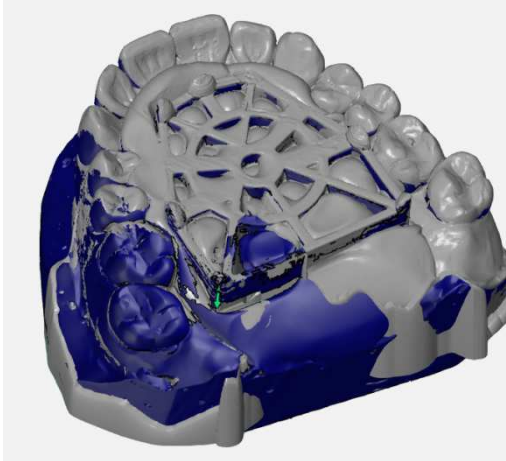
Aipatu beharra dago baita, alboko hormetan neurturiko desbideratzeak, Best-fit-2-an 6 eta 7 erpinen arteko ebakiduran (10-16. irudia) lorturikoen parekoak zirela beraz arazoa lerrokatzean sarturiko angulazio akatsean dagoela konfirmatu daiteke.



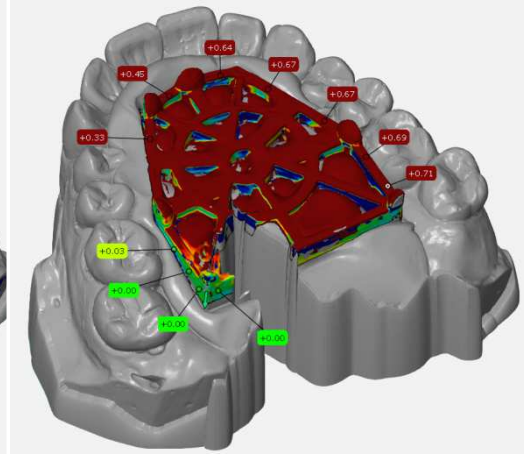
10-18. irudia: Elementu geometriko bidez eginiko lerrokatzerako sorturiko elementuak



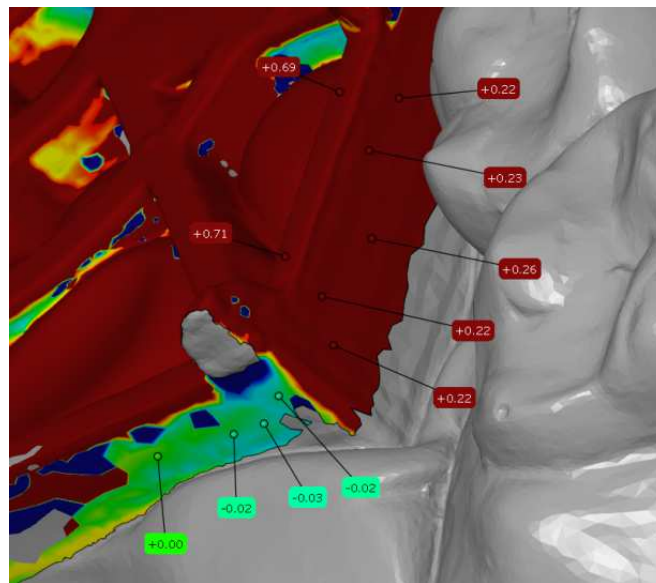
10-19. irudia: Elementu geometriko bidez eginiko lerrokatzerako erabilitako elementuak



10-20. irudia: Planoa-zuzena-puntua elementuekin lerrotzea



10-21. irudia: Planoa-zuzena-puntua elementuekin lerrotzerakoan konparaketa



10-22. irudia: Triosarekin elementu geometriko bidezko lerrotzean 7. erpinaren alboko azaleretan desbideratzeen kolore mapa

10. ERANSKINAK

	Element	Tol -	Tol +	Dev	Out
Patroian goialdean desbideratzeak	Surface comparison 1.1	-0,10	0,10	0,00	-
	Surface comparison 1.2	-0,10	0,10	0,00	-
	Surface comparison 1.3	-0,10	0,10	0,00	-
	Surface comparison 1.4	-0,10	0,10	0,03	-
	Surface comparison 1.5	-0,10	0,10	0,33	0,23
	Surface comparison 1.6	-0,10	0,10	0,45	0,35
	Surface comparison 1.7	-0,10	0,10	0,64	0,54
	Surface comparison 1.8	-0,10	0,10	0,67	0,57
	Surface comparison 1.9	-0,10	0,10	0,67	0,57
	Surface comparison 1.10	-0,10	0,10	0,69	0,59
	Surface comparison 1.11	-0,10	0,10	0,71	0,61
7. erpinaren alboko horman desbideratzeak	Surface comparison 1.12	-0,10	0,10	0,22	0,12
	Surface comparison 1.13	-0,10	0,10	0,22	0,12
	Surface comparison 1.14	-0,10	0,10	0,26	0,16
	Surface comparison 1.15	-0,10	0,10	0,23	0,13
	Surface comparison 1.16	-0,10	0,10	0,22	0,12
7. erpinaren atzealdeko horman desbideratzeak	Surface comparison 1.17	-0,10	0,10	-0,02	-
	Surface comparison 1.18	-0,10	0,10	-0,03	-
	Surface comparison 1.19	-0,10	0,10	-0,02	-
	Surface comparison 1.20	-0,10	0,10	0,00	-

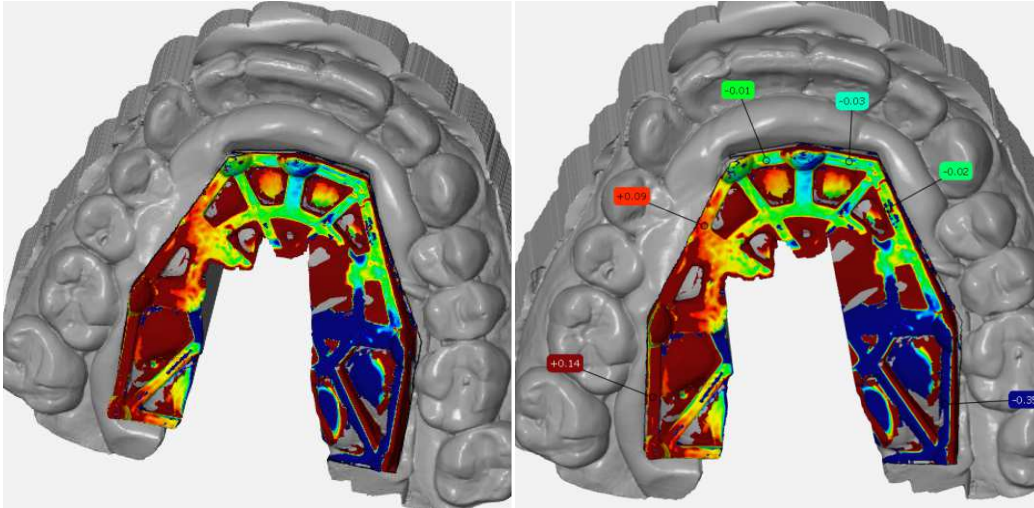
10-8. taula: geometria bidezko lerrotatzean plano-zuzena-puntua erabiliz neurturiko desbideratzeak

10.2.2 PLANSKAN ESKANERRAREKIN ATZEMANDAKO INPRESIOAK

Trios3-arekin eginiko frogak egin ondoren, frogak beste eskaner batekin atzemandako inpresio digitalekin errepikatu ziren. Nahiz eta dagoeneko patroia diseinua eta erreferentzi distantziak definitzeko modua aldatu beharra ikusi zen, beste eskaner batzuekin sortu zitezkeen arazoak aurreikusi nahi izan ziren.

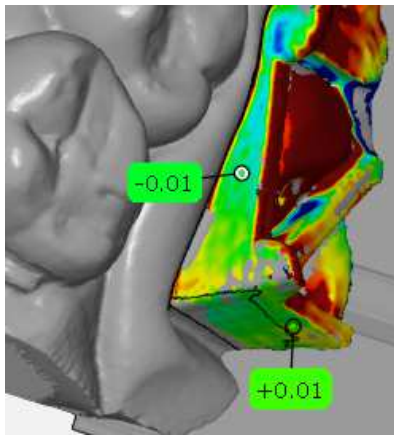
Trios3-arekin egin bezala eta irizpide berberak jarraitzeko eskaner intraoralarekin eta ATOS-arekin lorturiko STL biak patroia erreferentziatzen hartuta best-fit bidez parekatu ziren. Oraingoan ere best-fit-a egiteko, lehen erpinaren inguruko eremuaren

alboko aldeak hartu ziren eta patroiaren goialdeko azalera horizontala. Trios3-arekin eginiko frogetan best-fit 2 bezala definitu zena.

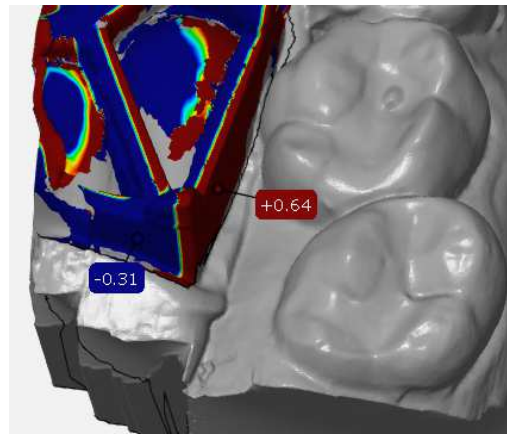


10-23. irudia: Patroiaren goiko planoan desbideratzen kolore mapa

10-24. irudia: Patroiaren goiko planoan desbideratze etiketak



10-25. irudia: Patroiaren lehen erpinaren alboetako azaleretan batzbesteko desbideratze etiketak



10-26. irudia: Patroiaren 7. erpinaren alboetako azaleretan batzbesteko desbideratze etiketak

10. ERANSKINAK

10-25. eta 10-26. irudia alderatuz, nabarmen ikusi zen hortz-uztai osoan pilaturiko errorea handia zela. Patroiaren 7.erpineko albokoko aldeetan batez besteko desbideratzeak 0,6mm-tik gorakoak ziren lehen erpineko alboko aurpegiak, batez besteko 0,01mm-tako desbideratzearekin, ondo parekatuta egon arren. Erpin bi hauen alboko aurpegietan eskaner intraoralarekin eta ATOS-arekin atzemandako STL fitxategien artean neurturiko desbideratzeak 10-8. taulan ikus daitezke.

Location	Element	Property	Dev
1. erpina	Surface comparison 6.2.avg 2	avg(dXYZ)	0,01
1. erpina	Surface comparison 6.2.avg 1	avg(dXYZ)	-0,01
7.erpina	Surface comparison 6.2.avg 5	avg(dXYZ)	-0,31
7.erpina	Surface comparison 6.2.avg 4	avg(dXYZ)	0,64

10-9. taula: Best-fitua egin ondoren lehen eta zazpigarren erpinetako alboetako azaleretako desbideratzeak

10-23. irudian eta 10-24. irudian ikusten den bezala, patroiaren gainaldean ezin daiteke esan Planscan-arekin lorturiko irudiak desbideratze patroi logikoa jarraitzen duenik eta hala erakusten dute 10-10. taulan azaltzen diren baloreek.

Location	Element	Property	Dev
1-2 erpina	Surface comparison 6.2.avg 3	avg(dXYZ)	0,14
2-3 erpina	Surface comparison 6.2.avg 6	avg(dXYZ)	0,09
3-4 erpina	Surface comparison 6.2.avg 7	avg(dXYZ)	-0,01
4-5 erpina	Surface comparison 6.2.avg 9	avg(dXYZ)	-0,03
5-6 erpina	Surface comparison 6.2.avg 8	avg(dXYZ)	-0,02
6-7 erpina	Surface comparison 6.2.avg 10	avg(dXYZ)	-0,35

10-10. taula: Best-fitua egin ondoren, erpinen arteko plano horizontaleko desbideratzeak

Eskaner intraoralarekin lorturiko hortz-uztai osoaren inpresio digitalaren eta ATOS-arekin lorturiko STL-aren arteko desbideratzeak neurtzeko, aurreko Trios3-arekin eginiko konparaketan bezala 3. eta 4. erpinen artean ebakidura egin ziren (10-27. irudia), baita 4. eta 5. erpinen artean (10-29. irudia), 5. eta 6. erpinen artean (10-31. irudia) eta 6. eta 7. erpinen artean (10-33. irudia).

Desbideratzeen balioei dagokionez 10-11. taulan aipaturiko erpinen artean neurturiko balioak ikus daitezke.

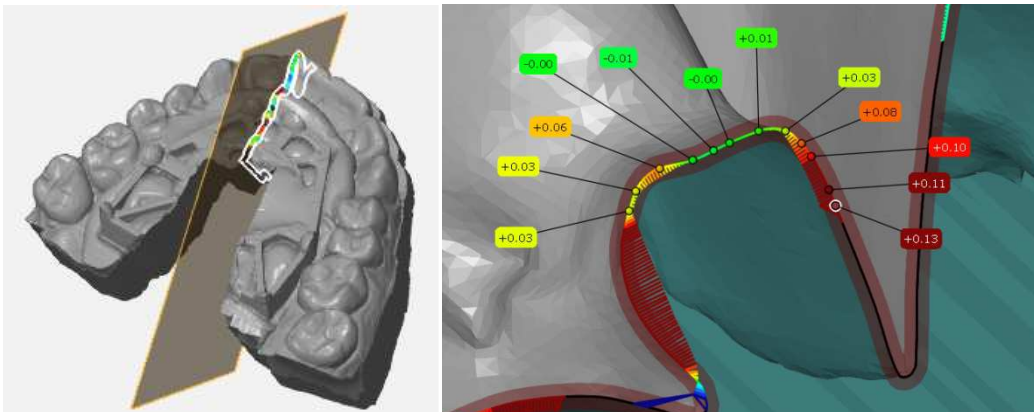
Location	Element	Tol .	Dev	Out
3-4 erpinen artean	Plane 1 -1.00 mm.dXYZ.1	±0,10	0,03	-
3-4 erpinen artean	Plane 1 -1.00 mm.dXYZ.10	±0,10	0,10	-
3-4 erpinen artean	Plane 1 -1.00 mm.dXYZ.11	±0,10	0,11	0,01
3-4 erpinen artean	Plane 1 -1.00 mm.dXYZ.12	±0,10	0,13	0,03
3-4 erpinen artean	Plane 1 -1.00 mm.dXYZ.2	±0,10	0,03	-
3-4 erpinen artean	Plane 1 -1.00 mm.dXYZ.3	±0,10	0,06	-
3-4 erpinen artean	Plane 1 -1.00 mm.dXYZ.4	±0,10	-0,00	-
3-4 erpinen artean	Plane 1 -1.00 mm.dXYZ.5	±0,10	-0,01	-
3-4 erpinen artean	Plane 1 -1.00 mm.dXYZ.6	±0,10	-0,00	-
3-4 erpinen artean	Plane 1 -1.00 mm.dXYZ.7	±0,10	0,01	-
3-4 erpinen artean	Plane 1 -1.00 mm.dXYZ.8	±0,10	0,03	-
4-5 erpinen artean	Plane 1 -1.00 mm.dXYZ.9	±0,10	0,08	-
4-5 erpinen artean	Plane 2 -1.00 mm.dXYZ.1	±0,10	0,34	0,24
4-5 erpinen artean	Plane 2 -1.00 mm.dXYZ.10	±0,10	-0,09	-
4-5 erpinen artean	Plane 2 -1.00 mm.dXYZ.11	±0,10	-0,00	-
4-5 erpinen artean	Plane 2 -1.00 mm.dXYZ.12	±0,10	0,07	-
4-5 erpinen artean	Plane 2 -1.00 mm.dXYZ.13	±0,10	0,14	0,04
4-5 erpinen artean	Plane 2 -1.00 mm.dXYZ.14	±0,10	0,18	0,08
4-5 erpinen artean	Plane 2 -1.00 mm.dXYZ.15	±0,10	0,20	0,10
4-5 erpinen artean	Plane 2 -1.00 mm.dXYZ.16	±0,10	0,20	0,10
4-5 erpinen artean	Plane 2 -1.00 mm.dXYZ.17	±0,10	0,44	0,34
4-5 erpinen artean	Plane 2 -1.00 mm.dXYZ.2	±0,10	0,25	0,15
4-5 erpinen artean	Plane 2 -1.00 mm.dXYZ.3	±0,10	0,10	0,00
4-5 erpinen artean	Plane 2 -1.00 mm.dXYZ.4	±0,10	-0,00	-
4-5 erpinen artean	Plane 2 -1.00 mm.dXYZ.5	±0,10	-0,02	-
4-5 erpinen artean	Plane 2 -1.00 mm.dXYZ.6	±0,10	-0,03	-
4-5 erpinen artean	Plane 2 -1.00 mm.dXYZ.7	±0,10	-0,00	-
4-5 erpinen artean	Plane 2 -1.00 mm.dXYZ.8	±0,10	0,04	-
4-5 erpinen artean	Plane 2 -1.00 mm.dXYZ.9	±0,10	-0,05	-
5-6 erpinen artean	Plane 3 +0,00 mm.dXYZ.1	±0,10	0,00	-
5-6 erpinen artean	Plane 3 +0,00 mm.dXYZ.10	±0,10	0,37	0,27
5-6 erpinen artean	Plane 3 +0,00 mm.dXYZ.11	±0,10	0,42	0,32

10. ERANSKINAK

Location	Element	Tol .	Dev	Out
5-6 erpinen artean	Plane 3 +0,00 mm.dXYZ.12	±0,10	0,40	0,30
5-6 erpinen artean	Plane 3 +0,00 mm.dXYZ.2	±0,10	-0,03	-
5-6 erpinen artean	Plane 3 +0,00 mm.dXYZ.3	±0,10	-0,05	-
5-6 erpinen artean	Plane 3 +0,00 mm.dXYZ.4	±0,10	-0,02	-
5-6 erpinen artean	Plane 3 +0,00 mm.dXYZ.5	±0,10	0,00	-
5-6 erpinen artean	Plane 3 +0,00 mm.dXYZ.6	±0,10	0,02	-
5-6 erpinen artean	Plane 3 +0,00 mm.dXYZ.7	±0,10	0,09	-
5-6 erpinen artean	Plane 3 +0,00 mm.dXYZ.8	±0,10	0,32	0,22
5-6 erpinen artean	Plane 3 +0,00 mm.dXYZ.9	±0,10	0,35	0,25
6-7 erpinen artean	Plane 4 -2.00 mm.dXYZ.1	±0,10	0,49	0,39
6-7 erpinen artean	Plane 4 -2.00 mm.dXYZ.2	±0,10	0,41	0,31

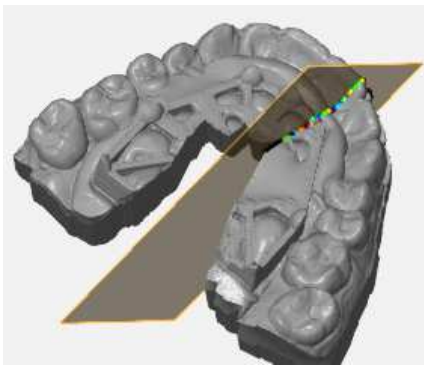
10-11. taula: Patroiaren erpinen arteko ebakiduretan neurturiko desbideratzeak

6. eta 7. erpinen artean, ez ziren etiketa gehiago eman eremu horretan dagoen desbideratzearen ondoren, programak arazoak zituelako erlazioak egiteko. Neurtutako diferentzia 10-35. irudian ikusten da garbi. Urdinez erreferentziazko eskanerarekin eskaneaturiko irudia da eta gris kolorean Planscan eskaner intraoralarekin lorturiko irudia.

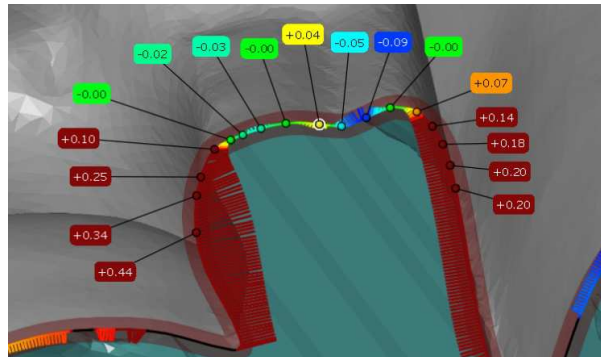


10-27. irudia: 3 eta 4 erpinen arteko ebakidura

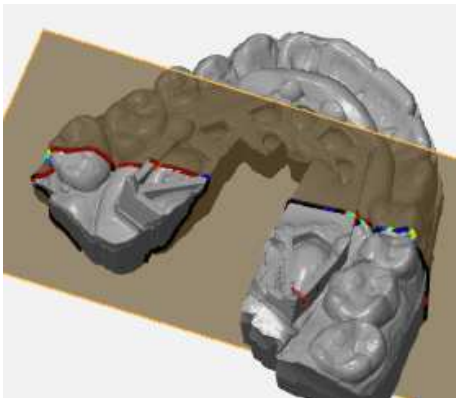
10-28. irudia: 3 eta 4 erpinen arteko ebakiduran desbideratzeak



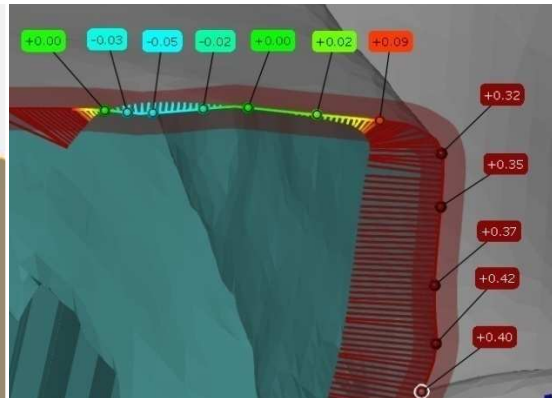
10-29. irudia: 4 eta 5 erpinen arteko ebakidura



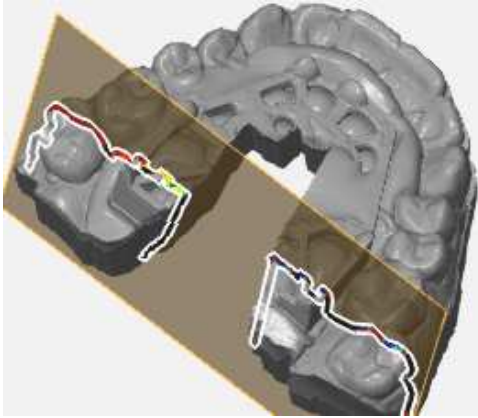
10-30. irudia: 4 eta 5 erpinen arteko ebakiduran desbideratzeak



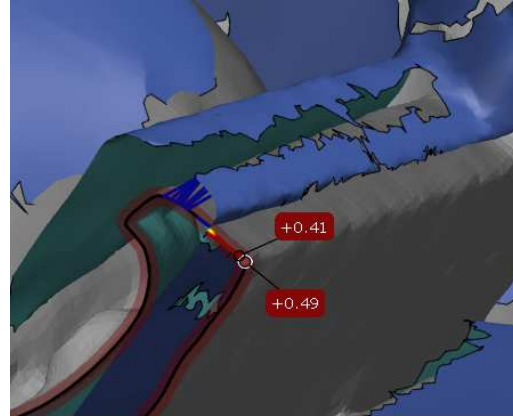
10-31. irudia: 5 eta 6 erpinen arteko ebakidura



10-32. irudia: 5 eta 6 erpinen arteko ebakiduran desbideratzeak



10-33. irudia: 6 eta 7 erpinen arteko ebakidura

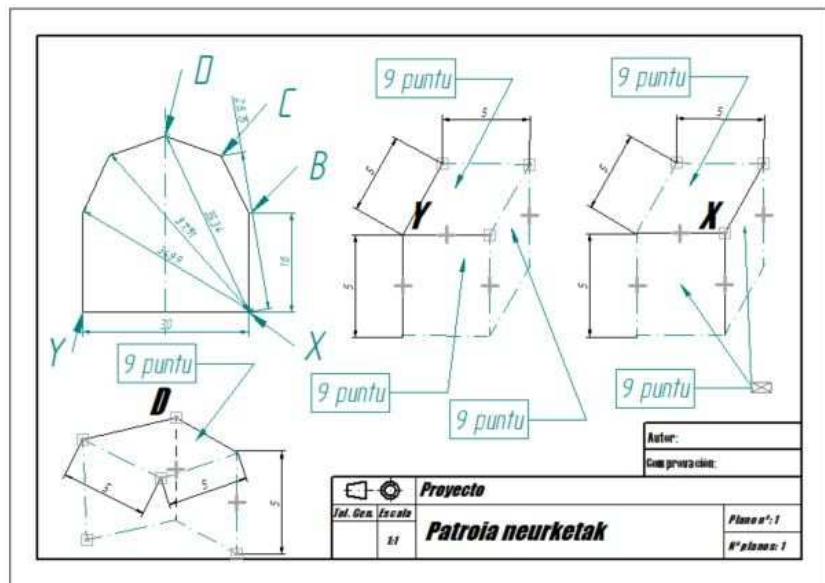
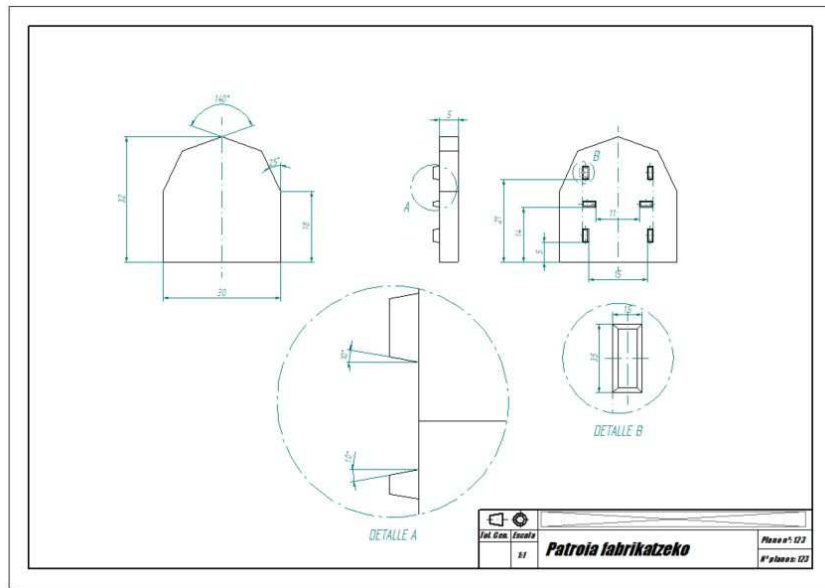


10-34. irudia: 6 eta 7 erpinen arteko ebakiduran desbideratzeak



Eskaner intraoralen zehaztasuna aztertzeko prozesua birdiseinatu beharra ikusi zen. Patroiari dagokionez diseinua, erabili beharreko materiala eta fabrikazio prozesuak eragina izan zezaketela ikusi zen. Bereziki erreferentziak sortzeko azalera handiagoak behar ziren, erreferentzia distantziak zehatz definitzeko geometriak eta fabrikazio prozedurak diseinaturiko geometria ere zehatz fabrikatzea ahalbidetu behar zuen. Horrez gain, patroia material biobateragarria erabiliz fabrikatu beharra zegoela argi ikusten zen etorkizunean eskanerrekin atzemandako zehaztasun azterketak in-vivo egitea aurreikusten zelako eta esterilizazio prozesuetan ematen diren tenperatura eta presio baldintzak deformatu gabe jasango lituzken materialean.

10.3 NEURKETA PATROIAREN PLANOAK

10.3.1 PATROIAREN 1. BERTSIOAREN PLANOAK



10.4 ETIKA KOMISIOAREN BAIMENA

 <p>Universidad del País Vasco</p>	 <p>Euskal Herriko Unibertsitatea</p>	<p>NAZIOARTEKO BKAINASUN CAMPUSA CAMPUS DE EXCELENCIA INTERNACIONAL</p>	<p>IKERKETA SAILEKO ERREKTOREORDETZA OFFICE OF THE DEPUTY RECTOR FOR RESEARCH</p>
---	--	---	---

REPORT OF THE ETHICS COMMITTEE ON RESEARCH INVOLVING HUMAN BEINGS, HUMAN SAMPLES AND DETAILS (CEISH-UPV/EHU)

I, **M^a Jesús Marcos Muñoz** as Secretary of the CEISH of the University of the Basque Country (UPV/EHU),

HEREBY CERTIFY

That this Ethics Committee on Research Involving Human Beings (CEISH-UPV/EHU, Official Gazette 32, 17/2/2014) **Has assessed** the proposal by the researcher: Mr. Mikel Iturrate Mendieta, M10_2017_008, for the conducting of the research project: *"Alderantzizko Ingeniaritzaren integrazioa odontologiko lan luxu digitalean/Integración de la Ingeniería inversa en el flujo de trabajo digital en Odontología"*.


And, considering that

1. The research is justified on the grounds that its intended purpose will increase knowledge and will be beneficial to society to a sufficient extent to render any nuisance or risks foreseeable assumable.
2. The capabilities of the research team and the resources available are suitable for the project.
3. The proposal meets the methodological and ethical requirements for its implementation, according to the criteria for best practices in scientific research.
4. The regulations in force are met, including the authorisations, agreements and compacts required for its implementation.

Has, at a meeting held on 22 June 2017 (minutes nº 89/2017), issued a FAVOURABLE REPORT for the conducting of the said project by the research team:

- Mikel Iturrate Mendieta
- Eneko Solabarrieta Méndez

Signed in Leioa on 6th July 2017


M^a Jesús Marcos Muñoz
GIEB-UPV/EHUko idazkari teknikoa
Technical Secretary of the CEISH-
UPV/EHU

