



Pontos fogászati restaurációk elkészítésének feltételei: a
gingiva mikrocirkulációtól a digitális CAD/CAM eljárásokig

MTA Doktori Értekezés
Prof. Dr. Vág János

Helyreállító Fogászati és Endodonciai Klinika
Semmelweis Egyetem
2023.

Tartalomjegyzék

| | | |
|----------|---|-----------|
| 1 | RÖVIDÍTÉSEK JEGYZÉKE ÉS NOMENKLATÚRA | 8 |
| 1.1 | A GINGIVA ÉLET- ÉS KÓRÉLETTANA ÉS VÉRKERINGÉSE | 8 |
| 1.2 | DIGITÁLIS FOGÁSZAT..... | 8 |
| 1.2.1 | <i>A digitális fogászat szakirodalmában előforduló legfontosabb angol szakszavak fordítása a dolgozatban:.....</i> | 9 |
| 1.3 | STATISZTIKAI | 9 |
| 1.4 | EGYÉB | 9 |
| 2 | MTA DOKTORI ÉRTEKEZÉS ALAPJÁUL SZOLGÁLÓ SAJÁT KÖZLEMÉNYEK | 10 |
| 3 | BEVEZETÉS ÉS IRODALMI HÁTTÉR | 11 |
| 3.1 | A FOGAK FUNKCIÓJA ÉS JELENTŐSÉGÜK | 11 |
| 3.2 | A FOG KEMÉNYSZÖVET VESZTÉSÉNEK OKAI | 11 |
| 3.3 | A FOG KEMÉNYSZÖVET VESZTÉSÉNEK KÖVETKEZMÉNYEI | 12 |
| 3.4 | A FOG KEMÉNYSZÖVET HIÁNYÁNAK PÓTLÁSA | 12 |
| 3.5 | A FOGÁSZATI RESTAURÁTUMOKKAL SZEMBEN TÁMASZTOTT ELVÁRÁSOK..... | 15 |
| 3.5.1 | <i>A széli záródás fogalma.....</i> | 15 |
| 3.5.2 | <i>A széli záródás jelentősége.....</i> | 17 |
| 3.6 | A FOGMŰVEK PONTOSSÁGÁT BEFOLYÁSOLÓ TÉNYEZŐK | 18 |
| 3.6.1 | <i>A fog preparálás jelentősége.....</i> | 18 |
| 3.6.2 | <i>A lemintázás (analóg lenyomat vagy digitális szkenn) és modell készítés</i> | 21 |
| 3.6.3 | <i>Lágyszövetek állapota, előkészítése.....</i> | 22 |
| 3.6.3.1 | Az egészséges íny kialakításának jelentősége..... | 22 |
| 3.6.3.2 | A gingiva mikrocirkuláció szerkezete..... | 22 |
| 3.6.4 | <i>Vascularis hatások gingivitisben és parodontitisben</i> | 26 |
| 3.6.4.1 | Az erek makro- és mikroszkópos elváltozásai..... | 26 |
| 3.6.4.2 | A véráramlás változása | 28 |
| 3.6.5 | <i>Gingivális retrakció.....</i> | 30 |
| 3.6.6 | <i>Digitális szkenn készítése.....</i> | 34 |
| 3.6.6.1 | Intraorális szkennerek technológiái..... | 34 |
| 3.6.6.2 | A kép összefűzés (stitching) jelentősége az intraorális szkennereknél..... | 35 |
| 3.6.6.3 | Szken pontosságának mérése..... | 38 |
| 3.6.6.4 | A szkenn pontosság klinikai értelmezése..... | 41 |
| 3.6.6.5 | A szoftver- és hardverfrissítések hatása az intraorális szkennerek pontosságára | 44 |
| 3.6.6.6 | A szkenn felületek reflexiójának hatása az intraorális szkennerek pontosságára | 45 |
| 3.6.6.7 | A felhasználói tapasztalat hatása a valódiságra teljes fogíves, implantátum szkennelés esetén | 46 |
| 3.6.7 | <i>Teljes CAD/CAM munkafolyamat pontossága chairside rendszer használata esetén.....</i> | 46 |
| 4 | KÉRDÉSFELVETÉSEK ÉS CÉLKITŰZÉSEK | 49 |
| 4.1 | A KORONA KÉSZÍTÉS HATÁSA A HUMÁN GINGIVA MIKROCIRKULÁCIÓJÁRA (ESETTANULMÁNY) | 49 |
| 4.2 | A GINGIVITIS ÉS A DOHÁNYZÁS HATÁSA A HUMÁN GINGIVA VASODILATATIÓS KAPACITÁSÁRA | 49 |
| 4.3 | A RETRAKCIÓS FONAL HATÁSA A HUMÁN GINGIVA MIKROCIRKULÁCIÓJÁRA..... | 49 |
| 4.4 | A HALLGATÓI PREPARÁCIÓS KÉSZSÉG JAVÍTÁSA DIGITÁLIS KIÉRTÉKELŐ RENDSZERREL (DENTAL TEACHER)..... | 49 |
| 4.5 | AZ INTRAORÁLIS SZKENNELÉS ÖSSZEFŰZŐ HIBÁJÁNAK VIZSGÁLATA NÉGY FÉLE SZKENNELÉSI MINTÁZAT ESETÉN..... | 49 |
| 4.6 | KÉT INTRAORÁLIS SZKENNER TECHNOLÓGIA ÉS AZ INDIRECT DIGITALIZÁLÁS VALÓDISÁGÁNAK ÖSSZEHOSONLÍTÁSA IDENTIKUS-ORIGÓ MÓDSZERREL..... | 50 |
| 4.7 | A SZOFTVER- ÉS HARDVERFRISSÍTÉSEK HATÁSA AZ INTRAORÁLIS SZKENNEREK VALÓDISÁGÁRA ÉS PONTOSSÁGÁRA ELTÉRŐ REFLEKTÁLÓ FELÜLETEKEN VIZSGÁLVA | 51 |

| | | |
|----------|---|-----------|
| 4.8 | A FELHASZNÁLÓI TAPASZTALAT HATÁSA A VALÓDISÁGRA TELJES FOGÍVES, IMPLANTÁTUM SZKENNELÉS ESETÉN: ÖT KÜLÖNBÖZŐ INTRAORÁLIS SZKENNERREL VÉGZETT ÖSSZEHASONLÍTÁS | 51 |
| 4.9 | TELJES CAD/CAM MUNKAFOLYAMAT PONTOSSÁGA CHAIRSIDE RENDSZER HASZNÁLATA ESETÉN | 51 |
| 5 | ANYAG ÉS MÓDSZER | 52 |
| 5.1 | A KORONA KÉSZÍTÉS HATÁSA A HUMÁN GINGIVA MIKROCIRKULÁCIÓJÁRA (ESETTANULMÁNY) | 52 |
| 5.1.1 | A vizsgálati alany kiindulási állapota | 52 |
| 5.1.2 | A fogászati beavatkozás lépései..... | 52 |
| 5.1.3 | Vizsgálati paraméterek | 53 |
| 5.1.4 | Véráramlásmérés | 54 |
| 5.1.5 | Statisztika | 56 |
| 5.2 | A GINGIVITIS ÉS A DOHÁNYZÁS HATÁSA A HUMÁN GINGIVA VASODILATATIÓS KAPACITÁSÁRA | 56 |
| 5.2.1 | Páciensek kiválasztása | 56 |
| 5.2.2 | A marginális gingiva véráramlásának mérése | 57 |
| 5.2.3 | A szisztémás vérkeringés mérése | 57 |
| 5.2.4 | A crevicularis folyadék mérése | 57 |
| 5.2.5 | A meleg sóoldat hatása a GBF-re egészséges ínyben..... | 58 |
| 5.2.6 | Halogén lámpa által kiváltott hő hatása a GBF-re egészséges ínyben..... | 58 |
| 5.2.7 | A gingivitis hatása a hő által kiváltott hyperaemiára nemdohányzóknak és dohányzóknak | 58 |
| 5.2.8 | Statisztika | 59 |
| 5.3 | A RETRAKCIÓS FONAL HATÁSA A HUMÁN GINGIVA MIKROCIRKULÁCIÓJÁRA..... | 59 |
| 5.3.1 | A retrakciós fonal folyadék felvételének in vitro vizsgálata | 59 |
| 5.3.2 | A retrakció hatása a marginális gingiva mikrocirkulációjára, klinikai vizsgálattal | 60 |
| 5.3.2.1 | Részvevők beválogatása | 60 |
| 5.3.2.2 | Vizsgálati csoportok..... | 60 |
| 5.3.2.3 | Véráramlás mérés..... | 61 |
| 5.3.3 | Statisztika | 61 |
| 5.4 | A HALLGATÓI PREPARÁCIÓS KÉSZSÉG JAVÍTÁSA DIGITÁLIS KIÉRTÉKELŐ RENDSZERREL..... | 61 |
| 5.4.1 | A résztvevők beválogatása | 61 |
| 5.4.2 | A preparálandó kavitás meghatározása | 62 |
| 5.4.3 | Az első preparációs üreg kivitelezése | 62 |
| 5.4.4 | Preparáció értékelése | 63 |
| 5.4.5 | Második preparáció kivitelezése | 63 |
| 5.4.6 | Statisztika | 64 |
| 5.5 | AZ INTRAORÁLIS SZKENNELÉS ÖSSZEFÜZŐ HIBÁJÁNAK VIZSGÁLATA NÉGY FÉLE SZKENNELÉSI MINTÁZAT ESETÉN..... | 64 |
| 5.5.1 | Mesterminták elkészítése..... | 64 |
| 5.5.2 | Referencia szkennelés elkészítése..... | 64 |
| 5.5.3 | Intraorális szkennelés elkészítése négyféle szkennelési mintázattal | 64 |
| 5.5.4 | Egyéni koordináta rendszer és mérési pontok létrehozása | 65 |
| 5.5.5 | A teszt szkennelés deviációjának mérése..... | 66 |
| 5.5.6 | Statisztika | 67 |
| 5.6 | KÉT INTRAORÁLIS SZKENNER TECHNOLÓGIA ÉS AZ INDIREKT DIGITALIZÁLÁS VALÓDISÁGÁNAK ÖSSZEHASONLÍTÁSA IDENTIKUS-ORIGÓ MÓDSZERREL..... | 68 |
| 5.6.1 | A kadáver minták beszerzése és előkészítése..... | 68 |
| 5.6.2 | Referencia szkennelés létrehozása | 69 |
| 5.6.3 | Intraorális szkennelés elkészítése..... | 69 |
| 5.6.4 | Indirekt digitalizálás | 70 |
| 5.6.5 | Egyéni koordináta rendszer és mérési pontok létrehozása | 70 |
| 5.6.6 | Mért paraméterek és statisztika | 71 |

| | | |
|----------|---|-----------|
| 5.7 | A SZOFTVER- ÉS HARDVERFRÍSSÍTÉSEK HATÁSA AZ INTRAORÁLIS SZKENNEREK VALÓDISÁGÁRA ÉS ISMÉTELHETŐSÉGÉRE ELTÉRŐ REFLEKTÁLÓ FELÜLETEKEN VIZSGÁLVA | 71 |
| 5.7.1 | <i>Az in vitro mester modell felépítése</i> | 71 |
| 5.7.2 | <i>Szkennelés</i> | 72 |
| 5.7.3 | <i>Analízis</i> | 73 |
| 5.7.4 | <i>Statisztika</i> | 73 |
| 5.8 | A FELHASZNÁLÓI TAPASZTALAT HATÁSA A VALÓDISÁGRA TELJES FOGÍVES, IMPLANTÁTUM SZKENNELÉS ESETÉN: ÖT KÜLÖNBÖZŐ INTRAORÁLIS SZKENNERREL VÉGZETT ÖSSZEHASONLÍTÁS | 73 |
| 5.8.1 | <i>A kadáver minták beszerzése</i> | 73 |
| 5.8.2 | <i>Az implantátumok behelyezése</i> | 74 |
| 5.8.3 | <i>Referencia szkennelés létrehozása</i> | 74 |
| 5.8.4 | <i>Teszt szkennelés létrehozása</i> | 74 |
| 5.8.5 | <i>A deviációk digitális mérése</i> | 75 |
| 5.8.6 | <i>Statisztika</i> | 77 |
| 5.9 | TELJES CAD/CAM MUNKAFOLYAMAT PONTOSSÁGA CHAIRSIDE RENDSZER HASZNÁLATA ESETÉN | 77 |
| 5.9.1 | <i>A kadáver minták beszerzése</i> | 77 |
| 5.9.2 | <i>A minták előkészítése</i> | 77 |
| 5.9.3 | <i>A minta optikai szkennelése</i> | 78 |
| 5.9.4 | <i>Restaurációs tervezés</i> | 79 |
| 5.9.5 | <i>Alkalmazott marógépek</i> | 80 |
| 5.9.6 | <i>Marás beállításai</i> | 81 |
| 5.9.7 | <i>Kerámia kristallizáció</i> | 83 |
| 5.9.8 | <i>A mikro-CT felvételek elkészítése</i> | 83 |
| 5.9.9 | <i>A 2D szeletek készítése</i> | 83 |
| 5.9.10 | <i>A marginális és a belső illeszkedés digitális mérése</i> | 84 |
| 5.9.11 | <i>Statisztikai analízis</i> | 86 |
| 6 | EREDMÉNYEK | 87 |
| 6.1 | A KORONA KÉSZÍTÉS HATÁSA A HUMÁN GINGIVA MIKROCIRKULÁCIÓJÁRA (ESETTANULMÁNY) | 87 |
| 6.1.1 | <i>A plakk-index változása</i> | 87 |
| 6.1.2 | <i>A gingivális-index változása</i> | 87 |
| 6.1.3 | <i>A véráramlás változása</i> | 88 |
| 6.1.4 | <i>A véráramlás és GI összefüggése</i> | 89 |
| 6.2 | A GINGIVITIS ÉS A DOHÁNYZÁS HATÁSA A HUMÁN GINGIVA VASODILATÁCIÓS KAPACITÁSÁRA | 90 |
| 6.2.1 | <i>A meleg sóoldat hatása a GBF-re egészséges ínyben</i> | 90 |
| 6.2.2 | <i>Halogén lámpa által kiváltott hő hatása a GBF-re egészséges ínyben</i> | 91 |
| 6.2.3 | <i>A gingivitis hatása a hő által kiváltott hyperaemiára nemdohányzóknál és dohányzóknál</i> | 92 |
| 6.2.3.1 | <i>A dohányzás hatása</i> | 92 |
| 6.2.3.2 | <i>A vérkeringés, a kor és a gyulladás közötti korreláció</i> | 93 |
| 6.3 | A RETRAKCIÓS FONAL HATÁSA A HUMÁN GINGIVA MIKROCIRKULÁCIÓJÁRA | 93 |
| 6.3.1 | <i>A retrakciós fonal felvételének in vitro vizsgálata</i> | 93 |
| 6.3.2 | <i>A retrakció hatása a marginális gingiva mikrocirkulációjára, klinikai vizsgálattal</i> | 94 |
| 6.4 | A HALLGATÓI PREPARÁCIÓS KÉSZSÉG JAVÍTÁSA DIGITÁLIS KIÉRTÉKELŐ RENDSZERREL | 97 |
| 6.4.1 | <i>A kiindulási preparációk eltérései a mester mintától</i> | 97 |
| 6.4.2 | <i>A javulás mértékének összehasonlítása a két csoportban</i> | 97 |
| 6.4.3 | <i>A kezdeti (első preparáció) eltérés hatása a javulásra</i> | 100 |
| 6.5 | AZ INTRAORÁLIS SZKENNELÉS ÖSSZEFÜZŐ HIBÁJÁNAK VIZSGÁLATA NÉGY FÉLE SZKENNELÉSI MINTÁZAT ESETÉN | 101 |
| 6.5.1 | <i>A szkennelési origó illeszkedése</i> | 101 |
| 6.5.2 | <i>Az identikus pontpárok fogankénti deviációja az origóban történő illesztést követően (identikus-origó módszer)</i> | 102 |

| | | |
|----------|---|------------|
| 6.5.2.1 | A mintázat hatása az egyes fogaknál mért deviációra..... | 102 |
| 6.5.2.2 | A vestibularis és orális mérőpont közötti különbség az egyes fogaknál..... | 103 |
| 6.5.3 | <i>Három különböző módszerrel a teljes fogívre számolt átlag deviációs értékek összehasonlítása</i> 105 | |
| 6.5.4 | <i>Az origóban történt illesztés valódisága és három különböző módszerrel kapott teljes fogív deviáció közötti korreláció.....</i> | 107 |
| 6.5.5 | <i>A három különböző módszerrel kapott deviáció közötti korreláció</i> | 108 |
| 6.6 | KÉT INTRAORÁLIS SZKENNER TECHNOLÓGIA ÉS AZ INDIRECT DIGITALIZÁLÁS VALÓDISÁGÁNAK ÖSSZEHASONLÍTÁSA IDENTIKUS- ORIGÓ MÓDSZERREL..... | 109 |
| 6.6.1 | <i>Szkennerek összehasonlítása.....</i> | 109 |
| 6.6.1.1 | 3D deviáció foganként..... | 109 |
| 6.6.1.2 | A teljes fogív 3D deviációjának szórása (ismételhetőség) | 111 |
| 6.6.1.3 | Deviáció tengelyenként fogívre átlagolva..... | 112 |
| 6.6.2 | <i>Technológiák összehasonlítása</i> | 113 |
| 6.6.2.1 | 3D deviáció foganként..... | 113 |
| 6.6.2.2 | A z-tengelyen mért különbség..... | 114 |
| 6.7 | A SZOFTVER- ÉS HARDVERFRISÍTÉSEK HATÁSA AZ INTRAORÁLIS SZKENNEREK VALÓDISÁGÁRA ÉS ISMÉTELHETŐSÉGÉRE ELTÉRŐ REFLEKTÁLÓ FELÜLETEKEN VIZSGÁLVA | 115 |
| 6.7.1 | <i>A szoftver frissítés hatása a valódiságra különböző anyagcsoportokban</i> | 117 |
| 6.7.2 | <i>A szoftver frissítés hatása a precizításra különböző anyagcsoportokban</i> | 119 |
| 6.7.3 | <i>A frissített szoftververziójú szkennerek valódiság és ismételhetőségének összehasonlítása az egyes anyagok esetén.....</i> | 119 |
| 6.8 | A FELHASZNÁLÓI TAPASZTALAT HATÁSA A VALÓDISÁGRA TELJES FOGÍVES, IMPLANTÁTUM SZKENNELÉS ESETÉN: ÖT KÜLÖNBÖZŐ INTRAORÁLIS SZKENNERREL VÉGZETT ÖSSZEHASONLÍTÁS..... | 121 |
| 6.8.1 | <i>A teljes felületi deviáció, a teljes felületi illesztést követően</i> | 121 |
| 6.8.2 | <i>Implantációs platform 3D deviációja a teljes felületi illesztést követően.....</i> | 124 |
| 6.8.3 | <i>Szkennelőkulcs szögeltérések a teljes felületi illesztést követően</i> | 125 |
| 6.8.4 | <i>Implantációs platform deviáció a szkennelőkulcsok illesztését követően</i> | 126 |
| 6.8.5 | <i>Szkennelőkulcs szögeltérések a szkennelőkulcsok illesztését követően</i> | 127 |
| 6.8.6 | <i>Szkennerek összefoglaló rangsora</i> | 128 |
| 6.8.7 | <i>Három különböző módszerrel kapott átlagos deviációs értékek összehasonlítása.....</i> | 129 |
| 6.8.8 | <i>Korreláció a három féle módszerrel számolt deviációk között</i> | 130 |
| 6.9 | TELJES CAD/CAM MUNKAFOLYAMAT PONTOSSÁGA CHAIRSIDE RENDSZER HASZNÁLATA ESETÉN | 130 |
| 6.9.1 | <i>A megfigyelők közötti mérések (inter-rater) megbízhatósága és variancia komponensei</i> | 131 |
| 6.9.2 | <i>Teljes cementrés szélesség vizsgálata</i> | 131 |
| 6.9.3 | <i>Részélesség mérési helyenként</i> | 133 |
| 6.9.4 | <i>A szeletek között mért AMD különbség.....</i> | 135 |
| 6.9.5 | <i>Marás ideje.....</i> | 135 |
| 7 | MEGBESZÉLÉS | 137 |
| 7.1 | A KORONA KÉSZÍTÉS HATÁSA A HUMÁN GINGIVA MIKROCIRKULÁCIÓJÁRA (ESETTANULMÁNY) | 137 |
| 7.2 | A GINGIVITIS ÉS A DOHÁNYZÁS HATÁSA A HUMÁN GINGIVA VASODILATÁCIÓS KAPACITÁSÁRA | 139 |
| 7.2.1 | <i>A hőtestt kiváltotta hyperaemia mechanizmusa a gingivában.....</i> | 139 |
| 7.2.2 | <i>A gingiván alkalmazott hőtestt jelentősége.....</i> | 140 |
| 7.2.3 | <i>A hő indukálta hyperaemia és a gyulladás kapcsolata</i> | 141 |
| 7.2.4 | <i>A hő indukálta hyperaemia és a dohányzás kapcsolata.....</i> | 141 |
| 7.3 | A RETRAKCIÓS FONAL HATÁSA A HUMÁN GINGIVA MIKROCIRKULÁCIÓJÁRA..... | 142 |
| 7.4 | A HALLGATÓI PREPARÁCIÓS KÉSZSÉG JAVÍTÁSA DIGITÁLIS KIÉRTÉKELŐ RENDSZERREL..... | 143 |
| 7.5 | AZ INTRAORÁLIS SZKENNELÉS ÖSSZEFÜZŐ HIBÁJÁNAK VIZSGÁLATA NÉGY FÉLE SZKENNELÉSI MINTÁZAT ESETÉN..... | 144 |
| 7.5.1 | <i>Az új módszer és a régi módszerek közötti különbség.....</i> | 144 |

| | | |
|-----------|---|------------|
| 7.5.2 | <i>Az anatómiai síkokon mért deviációk jelentősége</i> | 147 |
| 7.5.3 | <i>Szkennelési mintázat hatása a valódiságra</i> | 148 |
| 7.5.4 | <i>A fogankénti mérés hatása a statisztikai modell jóságára</i> | 149 |
| 7.6 | KÉT INTRAORÁLIS SZKENNER TECHNOLÓGIA ÉS AZ INDIRECT DIGITALIZÁLÁS VALÓDISÁGÁNAK ÖSSZEHASONLÍTÁSA IDENTIKUS-ORIGÓ MÓDSZERREL | 151 |
| 7.6.1 | <i>Technológia hatása a 3D deviációra</i> | 151 |
| 7.6.2 | <i>Tengelyenkénti deviáció értékelése</i> | 155 |
| 7.6.3 | <i>A IOS pontosságot vizsgáló eljárások limitációja</i> | 155 |
| 7.6.4 | <i>Az origóba történő illesztés kritikája a fizikai lenyomattal mért adatok függvényében</i> | 156 |
| 7.7 | A SZOFTVER- ÉS HARDVERFRISÍTÉSEK HATÁSA AZ INTRAORÁLIS SZKENNEREK VALÓDISÁGÁRA ÉS ISMÉTELHETŐSÉGÉRE ELTÉRŐ REFLEKTÁLÓ FELÜLETEKEN VIZSGÁLVA | 159 |
| 7.7.1 | <i>A szoftver frissítés hatása a pontosságra</i> | 159 |
| 7.7.2 | <i>Szkennerek összehasonlítása frissített szoftver verzióval</i> | 159 |
| 7.7.3 | <i>Limitációk a vizsgálatban</i> | 160 |
| 7.8 | A FELHASZNÁLÓI TAPASZTALAT HATÁSA A VALÓDISÁGRA TELJES FOGÍVES, IMPLANTÁTUM SZKENNELÉS ESETÉN: ÖT KÜLÖNBÖZŐ INTRAORÁLIS SZKENNERREL VÉGZETT ÖSSZEHASONLÍTÁS | 161 |
| 7.8.1 | <i>Mérési módszerek összehasonlítása</i> | 161 |
| 7.8.2 | <i>A tapasztalat hatása az IOS-ek valódiságára</i> | 162 |
| 7.8.3 | <i>Szkennertípusok valódiságának összevetése</i> | 163 |
| 7.9 | TELJES CAD/CAM MUNKAFOYAMAT PONTOSSÁGA CHAIRSIDE RENDSZER HASZNÁLATA ESETÉN | 164 |
| 7.9.1 | <i>A marginális diszkrepancia mértéke és jelentősége</i> | 164 |
| 7.9.2 | <i>A cementrés beállítás hatása a marginális részre</i> | 166 |
| 7.9.3 | <i>A marginális rés mérésének limitációja</i> | 167 |
| 7.9.4 | <i>A belső cementrés jelentősége</i> | 167 |
| 7.9.5 | <i>A marógépek közötti különbség</i> | 169 |
| 7.9.6 | <i>A marási módok közötti különbség</i> | 169 |
| 8 | KÖVETKEZTETÉSEK ÉS KLINIKAI JELENTŐSÉG | 171 |
| 8.1 | A KORONA KÉSZÍTÉS HATÁSA A HUMÁN GINGIVA MIKROCIRKULÁCIÓJÁRA (ESETTANULMÁNY) | 171 |
| 8.2 | A GINGIVITIS ÉS A DOHÁNYZÁS HATÁSA A HUMÁN GINGIVA VASODILATÁCIÓS KAPACITÁSÁRA | 171 |
| 8.3 | A RETRAKCIÓS FONAL HATÁSA A HUMÁN GINGIVA MIKROCIRKULÁCIÓJÁRA | 171 |
| 8.4 | A HALLGATÓI PREPARÁCIÓS KÉSZSÉG JAVÍTÁSA DIGITÁLIS KIÉRTÉKELŐ RENDSZERREL | 171 |
| 8.5 | AZ INTRAORÁLIS SZKENNELÉS ÖSSZEFÜZŐ HIBÁJÁNAK VIZSGÁLATA NÉGY FÉLE SZKENNELÉSI MINTÁZAT ESETÉN | 172 |
| 8.6 | KÉT INTRAORÁLIS SZKENNER TECHNOLÓGIA ÉS AZ INDIRECT DIGITALIZÁLÁS VALÓDISÁGÁNAK ÖSSZEHASONLÍTÁSA IDENTIKUS-ORIGÓ MÓDSZERREL | 172 |
| 8.7 | A SZOFTVER- ÉS HARDVERFRISÍTÉSEK HATÁSA AZ INTRAORÁLIS SZKENNEREK VALÓDISÁGÁRA ÉS PONTOSSÁGÁRA ELTÉRŐ REFLEKTÁLÓ FELÜLETEKEN VIZSGÁLVA | 172 |
| 8.8 | A FELHASZNÁLÓI TAPASZTALAT HATÁSA A VALÓDISÁGRA TELJES FOGÍVES, IMPLANTÁTUM SZKENNELÉS ESETÉN: ÖT KÜLÖNBÖZŐ INTRAORÁLIS SZKENNERREL VÉGZETT ÖSSZEHASONLÍTÁS | 173 |
| 8.9 | TELJES CAD/CAM MUNKAFOYAMAT PONTOSSÁGA CHAIRSIDE RENDSZER HASZNÁLATA ESETÉN | 173 |
| 9 | SAJÁT TUDOMÁNYOS KÖZLEMÉNYEK JEGYZÉKE | 174 |
| 9.1 | PHD ÉRTEKEZÉSBEN SZEREPLŐ KÖZLEMÉNYEK | 174 |
| 9.2 | AZ MTA DISSZERTÁCIÓ TÉMÁJÁHOZ KÖTÖDŐ KÖZLEMÉNYEK | 174 |
| 9.2.1 | <i>Orális képletek vérkeringése</i> | 174 |
| 9.2.2 | <i>Digitális fogászat</i> | 176 |
| 9.3 | EGYÉB KÖZLEMÉNYEK | 176 |
| 9.4 | MTMT ÖSSZEFOGLALÓ TÁBLÁZAT | 178 |
| 10 | KÖSZÖNETNYILVÁNÍTÁS | 179 |

11 IRODALOMJEGYZÉK..... 180

1 Rövidítések jegyzéke és nomenklatúra

1.1 A gingiva élet- és kórélettana és vérkeringése

Area: a görbe alatti területet a felvétel kezdetétől a hőstimuláció után az RT pontig

BPU: blood perfusion unit – vér perfúziós egység

CMBC: concentration of moving blood cells - mozgó vörösvértestek koncentrációja

Fluxus: GBF mértékegysége LDF esetén, a Speed és CMBC szorzata

GBF: gingival blood flow – gingiva véráramlás

GCF: gingivális crevicularis folyadék, sulcusváladék

GFPA: LDF görbe mikrocirkulációs pulzus amplitúdója (minimum és maximum érték különbsége)

GFPA-bsl: GFPA a kiindulási (baseline) periódusban

GFPA-heat: GFPA a hőprovokáció után

GI: gingivális-index

LDF: laser Doppler flowmeter - lézer Doppler áramlásmérő

LPU: laser perfusion unit - lézer perfúziós egység

OCTA: optical coherence tomograph angiography – optikai koherencia tomográfia angiográf

MAX: a hőingerre adott maximális GBF változás az alapvonalhoz képest

MAX%: maximális százalékos változás

PI: plakk-index

RT: 'recovery time' - a MAX% egyharmadára való csökkenés ideje

Speed: a vörösvértestek átlagos sebessége

1.2 Digitális fogászat

AM: az approximális kazetta mélysége

AMD: abszolút marginális diszkrepancia

AW: rés axiális falnál

CAD/CAM: computer aided design/computer aided manufacturing – számítógéppel támogatott tervezés/számítógéppel támogatott gyártás

CO: rés az occlusalis terület középpontjánál

CR: a mesiobuccalis oldalon a csücsök redukció mértéke

CU: rés a csücsöknél

FL: rés a váll belső áthajlásánál

ICP: iterative closest-point

IOS: intraorális szkener

OM: az occlusiós üreg mélysége

OS1: az occlusalis kavítás két különböző pontján a szélesség mesialisan

OS2: az occlusalis kavítás két különböző pontján a szélesség distalisan

STL: sztereolitográf fájl vagy standard triangulation language

VPS: vinil-polisziloxán

VS: a mesiobuccalis váll szélessége

1.2.1 A digitális fogászat szakirodalmában előforduló legfontosabb angol szakszavak fordítása a dolgozatban:

accuracy (pontosság) = trueness (valódiság) + precision (ismételhetőség)

alignment: térbeli tárgyak egymásra illesztése

scan body: szkennelőkulcs, szkennelhető lenyomati fejek,

scanning pattern: szkennelési mintázat vagy stratégia

stitching: képek összefűzése, illesztése

superimposition: szuperimpozíció

1.3 Statisztikai

CV: variációs koefficiens

ICC: intraclass korrelációs koefficiens

SD: standard deviáció, szórás

SE: standard hiba, átlag szórása

1.4 Egyéb

mtsai: munkatársai

MTA: Magyar Tudományos Akadémia

MTMT: Magyar Tudományos Művek Tára

2 MTA doktori értekezés alapjául szolgáló saját közlemények

A közlemények után feltüntettem a folyóirat besorolását és impakt faktorát a közlemény megjelenések évében. Ezenkívül az MTMT “WoS/Scopus jelölt idézők száma disszertáció és egyéb típusúak nélkül” alapján a független és összes idézettséget adtam meg.

Összesen: IF: 17,62, összes MTMT idézettség: 198, független: 167

1. Vág, J. and A. Fazekas (2002). "Influence of restorative manipulations on the blood perfusion of human marginal gingiva as measured by laser Doppler flowmetry." J Oral Rehabil 29(1): 52-57.
Q2, IF: 0,53, összes MTMT idézettség: 11, független: 8
2. Fazekas, A., F. Csempesz, Z. Csabai and J. Vag (2002). "Effects of pre-soaked retraction cords on the microcirculation of the human gingival margin." Oper Dent 27(4): 343-348.
D1, IF: 1,17, összes MTMT idézettség: 28, független: 24
3. Molnar, E., Z. Lohinai, A. Demeter, B. Mikecs, Z. Toth and J. Vag (2015). "Assessment of heat provocation tests on the human gingiva: the effect of periodontal disease and smoking." Acta Physiol Hung 102(2): 176-188.
Q3, IF: 0,81, összes MTMT idézettség: 24, független: 16
4. Nagy, Z. A., B. Simon, Z. Toth and J. Vag (2018). "Evaluating the efficiency of the Dental Teacher system as a digital preclinical teaching tool." Eur J Dent Educ 22(3): e619-e623.
Q2, IF: 1,53, összes MTMT idézettség: 17, független: 16
5. Vag, J., Z. Nagy, B. Simon, A. Mikolicz, E. Kover, A. Mennito, Z. Evans and W. Renne (2019). "A novel method for complex three-dimensional evaluation of intraoral scanner accuracy." Int J Comput Dent 22(3): 239-249.
Q1, IF: 1,71, összes MTMT idézettség: 24, független: 18
6. Nagy, Z., B. Simon, A. Mennito, Z. Evans, W. Renne and J. Vag (2020). "Comparing the trueness of seven intraoral scanners and a physical impression on dentate human maxilla by a novel method." BMC Oral Health 20(1): 97.
Q1, IF: 2,76, összes MTMT idézettség: 45, független: 41
7. Vag, J., W. Renne, G. Revell, M. Ludlow, A. Mennito, S. T. Teich and Z. Gutmacher (2021). "The effect of szoftver updates on the trueness and precision of intraoral scanners." Quintessence Int 52(7): 636-644.
Q2, IF: 2,18, összes MTMT idézettség: 19, független: 16
8. Revell, G., B. Simon, A. Mennito, Z. P. Evans, W. Renne, M. Ludlow and J. Vag (2022). "Evaluation of complete-arch implant scanning with 5 different intraoral scanners in terms of trueness and operator experience." J Prosthet Dent 128(4): 632-638.
Q1, IF: 4,17, összes MTMT idézettség: 21, független: 19
9. Vag, J., Z. Nagy, C. Bocklet, T. Kiss, A. Nagy, B. Simon, A. Mikolicz and W. Renne (2020). "Marginal and internal fit of full ceramic crowns milled using CAD/CAM systems on cadaver full arch scans." BMC Oral Health 20(1): 189.
Q1, IF: 2,76, összes MTMT idézettség: 9, független: 9

3 Bevezetés és irodalmi háttér

A helyreállító vagy restauratív fogászat olyan szakterület, amely a fogak sérüléseinek és károsodásainak helyreállításával foglalkozik, elősegítve a fogazat egészségének és esztétikájának megőrzését. Az elmúlt évtizedben az egyre fejlődő technológiák és anyagok lehetővé tették a helyreállító fogászatban alkalmazott eljárások hatékonyságának és tartósságának jelentős javulását. Ezen disszertáció célja, hogy áttekintést nyújtson a helyreállító fogászat korszerű digitális módszereiről, anyagairól és technológiáiról. A disszertáció eredményei hozzájárulhatnak a fogászati gyakorlatban alkalmazott eljárások és anyagok fejlődéséhez, ezzel javítva a betegek fogazatának rehabilitációját és az esztétikai megjelenését.

3.1 A fogak funkciója és jelentőségük

A fogak a rágáson túl több funkciót is betöltenek, beleértve a hangképzést, a légzést, a szabad légutak fenntartását, és az arc függőleges méreteinek meghatározását. Az egyes fogcsoportok speciális szerepük van a rágásban, ami miatt néhány fog elvesztés is hosszútávon komoly egészségkárosodással járhat. A fog elvesztés történhet a fogkeményszövetének nagymértékű elvesztése vagy parodontium meggyengülése miatt.

3.2 A fog keményszövet vesztésének okai

A fog elvesztés leggyakoribb oka a fogszuvasodás vagy **caries**. A felnőttek több, mint kilencven százalékának legalább egy tömött foga van és 20-47% százalékának van aktív, nem kezelt cariese [1, 2]. Magyarországon egy 2008-ban végzett felmérés szerint, átlagosan minden felnőttnek, kortól függően 12-23 szuvas, tömött vagy szuvasodás miatt elvesztett foga van [3]. A fogszuvasodást a fogak felszínén kialakuló plakkokban megtelepedett baktériumok okozzák, amelyek savat termelnek, ami által a fog keményszövetéből az ásványi anyagok kioldódnak. Ha ez a folyamat tartósan fennáll, akkor eleinte a zománc, majd a dentin is visszafordíthatatlanul eltűnik.

Az elmúlt évtizedekben az úgynevezett nem caries eredetű keményszövet veszteségek jelentősége is megnőtt [4]. Ez részben annak köszönhető, hogy a gazdaságilag fejlett társadalmakban jelentősen nőtt a szájhygiéna, a prevenció és a fogorvosi ellátás [1, 5-7]. Ezért egyre több ember öregszi meg saját természetes fogakkal. A nem caries eredetű keményszövet veszteségeknek több típusa ismert.

Az **attríció**, vagy más néven természetes fogkopás, elsősorban a rágás során keletkezik [4]. Az **abrázió** valamely mestereséges beavatkozás, leginkább a fogmosás hatására, főleg a fogak buccalis és/vagy lingualis felszínén hoz létre keményszövet veszteséget. Civilizációs ártalom a **fogerózió** is. Egyre több savas üdítőitalt fogyasztunk, illetve nő a gyomor reflux betegség előfordulása is. A szájba folyamatosan megjelenő sav a fogak simafelszínein felmaródásokat okoz.

Ugyancsak modernkori jelenség, az **ínyrecesszió**, az íny visszahúzódása is, aminek következtében szabaddá válik a foggyökérfelszín. A gyökérfelszín vékony cement réteg borítja, amely a zománcnál jelentősen puhább anyag, így kevésbé ellenálló az abrázióval szemben, elősegítve ezzel a fognyaki kopás kialakulását.

A caries és nem caries eredetű foganyag veszteségek és az ínycsökkentés különböző mértékben, de gyakorlatilag minden embert előbb-utóbb érintenek.

3.3 A fog keményszövet veszteségének következményei

Az előrehaladott caries a fogbél gyulladását és nekrozisát okozhatja, ami gyökérkezeléshez vezet. A nagy szövethiány és a gyökérkezelés törékennyé teszi a fogakat.

A rágófelszín kopása együtt jár a harapási magasság csökkenésével, amely csökkenti a rágás hatékonyságát és jelentősen öregbíti az arc megjelenését. A rágófunkció kiesése a gastrointestinalis rendszer további szakaszainak túlterhelését okozza. Az artikuláció felborulása a temporomandibularis ízület kopását, súlyosabb esetben fájdalmat okozhat a rágóizomzatban is.

Az ínycsökkentés, a nyaki kopások jelentősen miatt szabaddá váló dentin elszíneződik, ami kedvezőtlen megjelenést, esztétikát okoz. A nyaki felszíneken megjelenő további szövetvesztések fognyaki érzékenységhöz, a fog struktúrájának gyengüléséhez, súlyosabb esetben fogbéllelhaláshoz és/vagy a fog eltöréséhez vezetnek.

3.4 A fog keményszövet hiányának pótlása

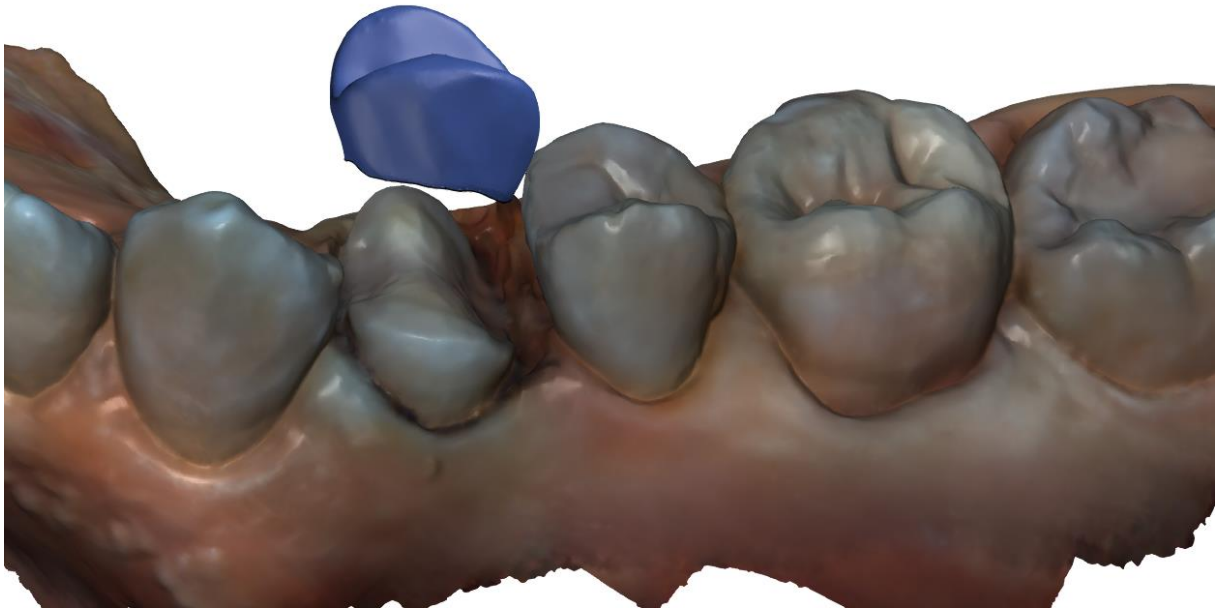
A helyreállító fogászatban alkalmazott fogászati restaurációk feladata, hogy a kialakult keményszövet hiányt pótoljuk. A hiánypótlás leggyakoribb módja, amikor plasztikus anyagot helyezünk a kavitásba, amely ott megkeményedik. Ezt nevezzük direkt tömésnek. Nagyobb fogszövet hiány esetén indirekt eljárást alkalmazunk. Indirekt restaurációnak hívjuk, amikor az szájon kívül készül el, a preparált fog másolatára (modelljére) fogtechnikai laboratóriumban vagy szék melletti chairside CAD/CAM eszközökkel.

A fogtechnikai laborban az indirekt restaurátum készülhet aranyból, hagyományos öntési technikával. Manapság már gyakoribbak az esztétikus vagy fogszínű betétek, amelyek kerámiából, kompozitból vagy cirkónium-dioxidból készülnek. Az esztétikus betéteket egyre inkább **CAD/CAM eljárással** készítjük. A CAD a számítógéppel támogatott tervezést (Computer Aided Design), a CAM a számítógéppel támogatott gyártást (Computer Aided Manufacturing) jelenti. **Chairside CAD/CAM rendszerről** akkor beszélünk, ha a fogorvosi rendelőben, megtalálható mind a három elem, az intraorális szkener (IOS), a CAD és a CAM, és azok kompatibilisek egymással.

A legnagyobb előnye az indirekt restaurátumoknak a direkt tömésekkel szemben, hogy lehetővé teszi a fogkorona anatómiájának maximális lekövetését, újraépítését. Ez lehetővé teszi a rágófunkció optimális kialakítását és az ínyszövet védelmét is. Ugyancsak kiküszöbölhető a szájon kívül készült direkt kompozit tömésnél fellépő, zsugorodásból adódó stressz akkumuláció is. Az adhezív technika fejlődése kiterjesztette az esztétikus betétek felhasználási területét. Emiatt újabb nevek alakultak ki, attól függően, hogy a restauráció melyik és hány felszínen pótolja a koronát. Ugyanakkor, a CAD/CAM technológia ugyancsak lehetővé teszi, hogy a részleges koronákat egységes elvek és eljárások mentén hozzuk létre.

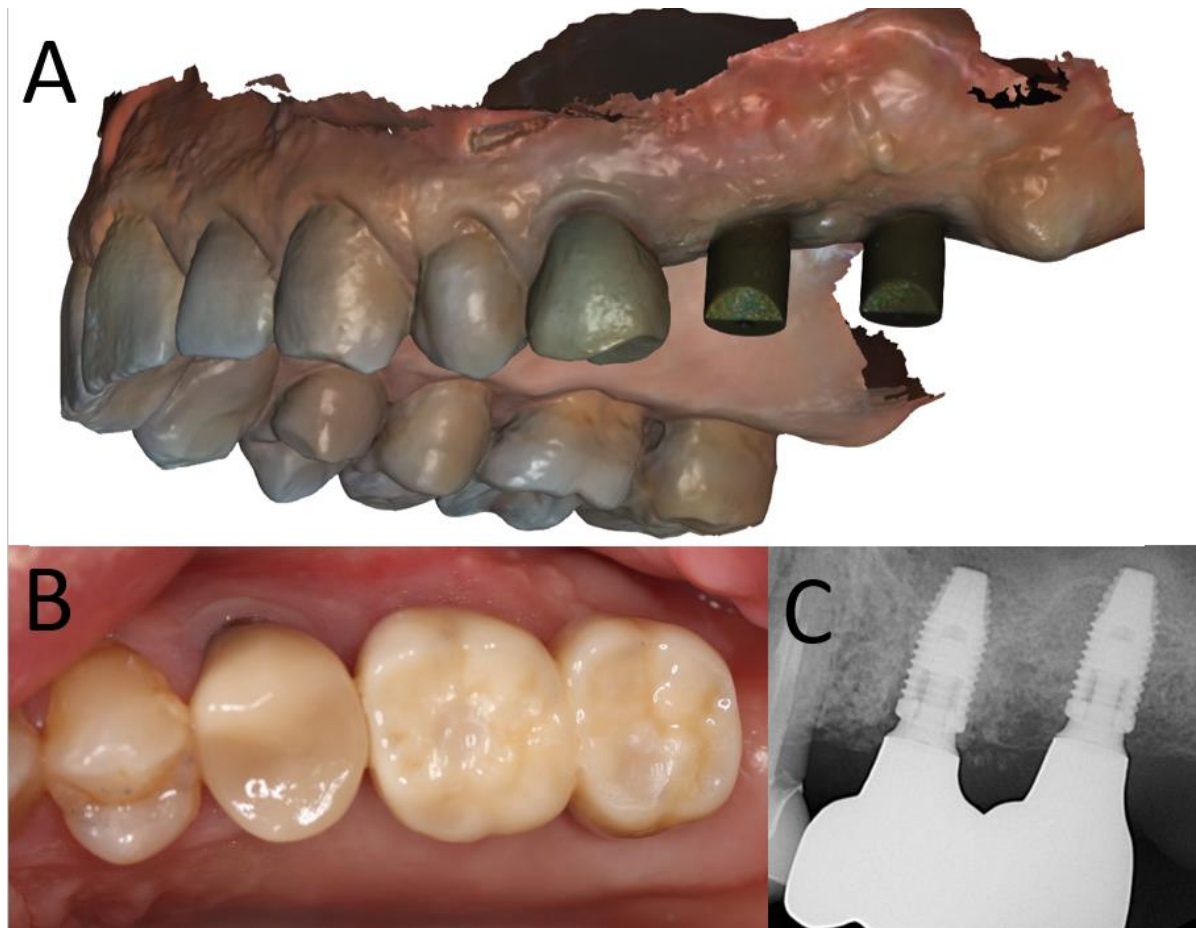
Ha a fog klinikai koronáját az összes felszínén lefedjük, akkor teljes borító koronáról beszélünk. Ha nem minden felszín érintett a helyreállításban és így nem kerül fedésre, akkor részleges koronáról beszélhetünk. A részleges korona restaurációk számos típusa kapott külön nevet a nemzetközi szakirodalomban:

- Inlay (betét): A premolárisok és molárisok I. és II. osztályú, illetve az összes fog V. osztályú üregeibe készült restauráció
- Onlay és overlay: Jellemzően a premolárisok és molárisok II. osztályú üregeibe készülnek egy vagy több (akár az összes) csücsök redukciójával (3-1. ábra).
- Endokorona: Premolárisok és molárisok gyökérkezelése esetén javasolt az összes csücsök redukciója. Ha a redukció után a buccalis és lingualis falak minimális vastagsága 2 mm marad és az ínyfél felett is minimálisan 2 mm foganyag rendelkezésre áll, akkor csapos teljes borító korona helyett, elegendő a pulpakamra területére kiterjeszteni az onlay-t, hogy további adhezív felülethez és mechanikai retencióhoz jussunk.
- Tabletop: Premolárisok és molárisok csücskeinek teljes redukciója anélkül, hogy egyéb felszínre, approximálisan, lingualisan vagy buccalisan kiterjedne az üreg gingivális irányba. Jellemzően nem szuvasodás okozta keményszövet-vesztesség, főleg attríció (vagy erózió) okozta harapás süllyedés kezelésére használjuk. Ebben az esetben az összes premoláris és moláris fog occlusalis felszínét bevonjuk, hogy helyreállítsuk az okklúziós felszín és megemeljük a harapást.
- Crownlay: A premoláris vagy moláris onlay-t vagy tabletop-ot héjszerűen kiterjesztjük az oldalsó felszínre és ott vállban (hasonlóan a korona preparáláshoz) végződik. Ha minden oldalsó felszínen vállban végződik, akkor tulajdonképpen egy supragingiválisan elkészített koronáról beszélünk.
- Pinlays: Parapulpális csappal elhorgonyozott onlay, amit az adhezív technika elterjedése miatt már nem készítünk.
- Héj (veneer): A héj egy fogszínű anyagréteg, amelyet a fog külső felületére helyezünk fel (preparálással vagy anélkül), hogy helyreállítsuk a helyi vagy általános esztétikai hibákat és/vagy a belső elszíneződéseket. A héjat készíthetünk direkt módon a szájban felépítve kompozitból, vagy indirekt módon a fogtechnikai laboratóriumban kompozitból, porcelánból, vagy préselt kerámia anyagokból.



3-1. ábra: Chairside technikával készített lítium-diszilikát kerámia onlay CAD/CAM terve (PlanCAD Easy szoftver, Planmeca, Finnország) és a preparátum színes szkenn felvétele (EmeraldS intraorális szkenn, Planmeca). A barnás csík az íny és a fog között a sulcus tágító fonal szkenn képe, amely biztosítja preparációs határ azonosítását. A jobb felső négyes fog vitalis, ezért csapos korona helyett adhezív technikával rögzített onlay-t választottam a helyreállításhoz. (Saját eset)

A szóló koronán túlmenően az elvesztett fogat, fogakat pótolhatjuk rögzített vagy kivehető fogpótlásokkal. A rögzített fogpótlást elhorgonyozhatjuk a szomszédos fogakon híd készítésével vagy az állcsontokba ültetett fogimplantátumon. Az implantátumokon lehet cementezéssel vagy csavarozással rögzíteni a fogpótlást. Az implantációs fogpótlásokat ma már készíthetjük CAD/CAM eljárással (3-2. ábra).



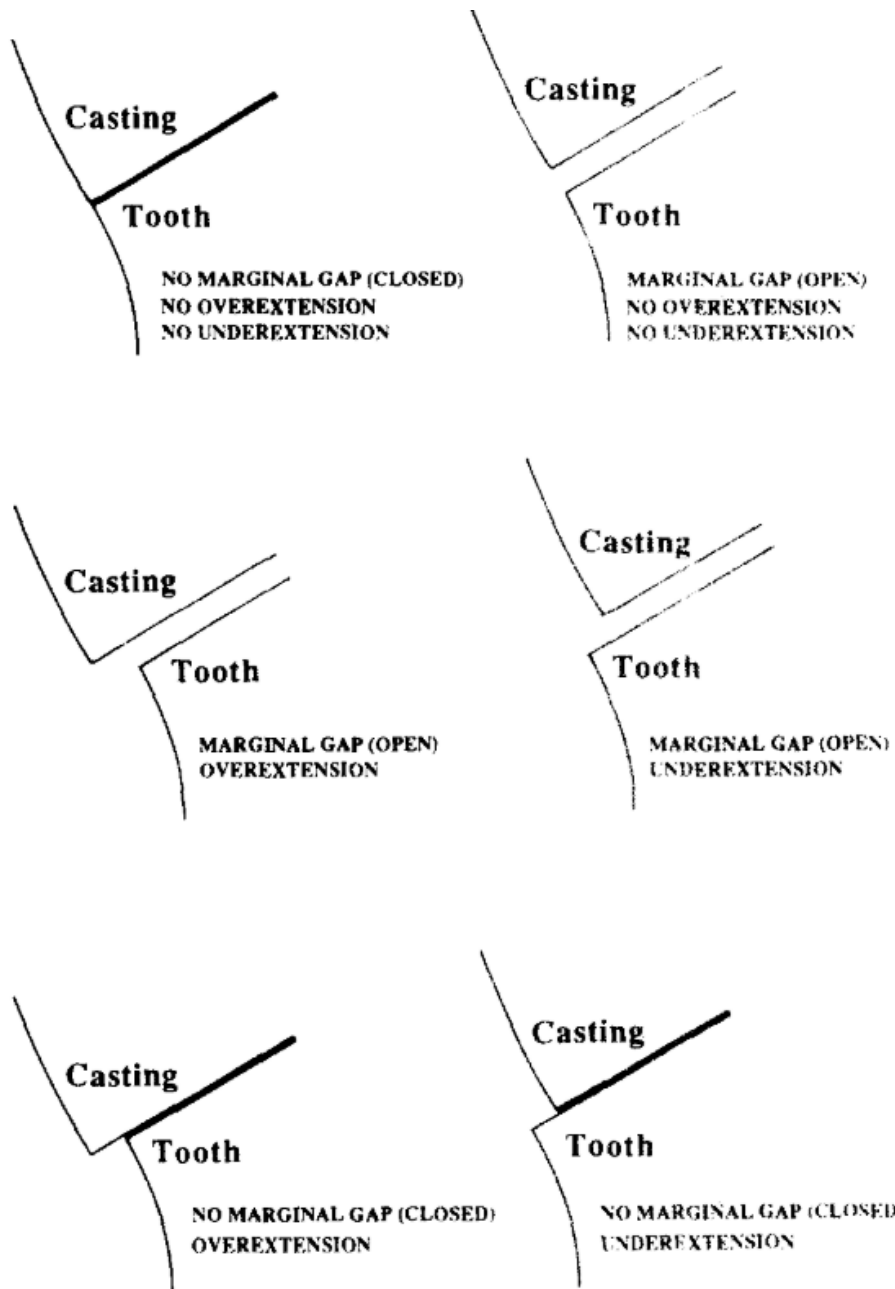
3-2. ábra: Implantátumon elhorgonyzott „full contour” cirkónium-dioxid sín a jobb felső molárisokon. (A) Digitális lenyomat szkennelőkulcsokkal (EmeraldS intraorális szkennel). (B) A kész restaurátum átadás után a szájban. (C) A kész munka röntgenképen mutatja a pontos záródást az implantátumon. (Saját eset)

3.5 A fogászati restaurátumokkal szemben támasztott elvárások

A restaurátumnak számos szempontnak, kritériumnak kell megfelelnie ahhoz, hogy visszaadja az eredeti természetes fogak összes funkcióját. Megfelelő mechanikai tulajdonságok biztosítják a rágófunkciót, a harapást, az artikulációt. A hosszú élettartamot kiemelten meghatározza a restaurátum és a fog találkozásának pontossága, az ún. széli záródás [8, 9].

3.5.1 A széli záródás fogalma

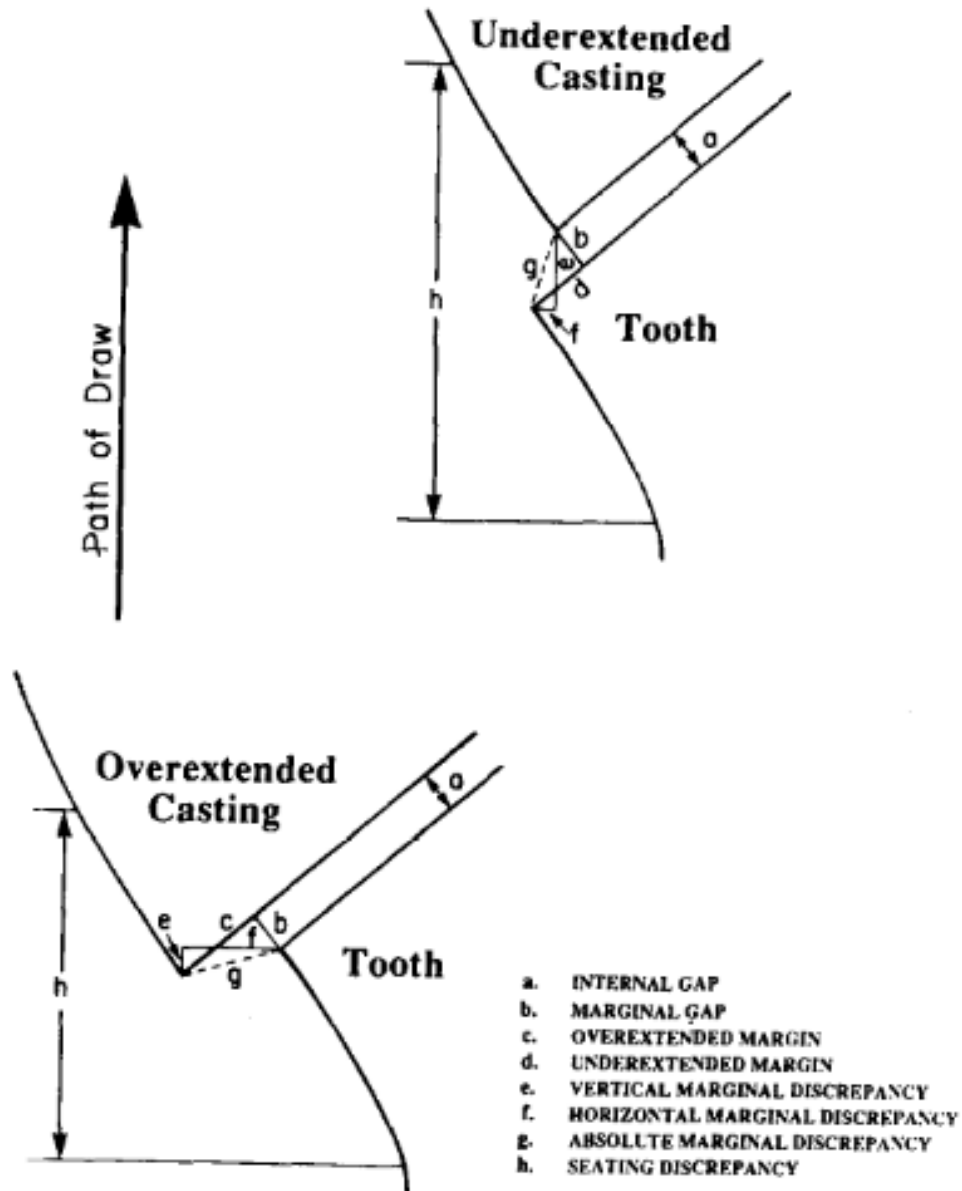
Széli záródáson az előkészített (lecsiszolt) fog preparációs határa és az elkészült restaurátum széle közötti távolságot értjük két dimenzióban (szeleteken) vizsgálva (3-3. ábra).



3-3. ábra: Különböző típusú hibás széli illeszkedése Holmes és mtsai [10] leírása alapján.

A széli pontatlanság számos módon értelmezhető a térben. Holmes és mtsai [10] pontosan definiálták a különbségeket (3-4. ábra). Ha a preparált csonk vállának szélétől merőlegest állítunk a restaurátum belső felszínére, akkor kapjuk meg a tulajdonképpeni rést a fog és a korona között, amit **marginális rést**nek nevezünk. Ugyanakkor a restaurátum lehet szűkebb vagy tágabb a foghoz képest, ezért annak széle beljebb vagy kijebb eshet a váll széléhez képest. A fog és a korona széle közötti legnagyobb távolságot **abszolút marginális diszkrepanciának** (AMD) hívjuk. Ennek vertikális és horizontális felbontása ad két további fogalmat. A korona behelyezési irányában mért, a korona és a csonk szél közötti távolságot vertikális marginális diszkrepanciának, ennek merőleges vetületét horizontális marginális diszkrepanciának nevezük. A korona belseje és a fog között a marginális széltől beljebb definiálhatjuk a belső rést, amely merőleges a restaurátum belső felszínére. A belső rés, ellentétben a marginális

réssel, nem csak a munkafolyamat hibájából jön létre. A fogtechnikus mesterségesen létrehoz egy ún. cementrést (lakozással vagy a digitális tervezés során szoftveresen), azért, hogy a restaurátumot rögzítő cement elférjen anélkül, hogy megemelje a fogművet.



3-4. ábra: A széli záródás mérésének terminológiája Holmes és mtsai szerint [10]. a: belső rés; b: marginális rés; c: elálló restaurátum szél; d: alul kontúrált restaurátum szél; e: vertikális marginális diszkrepancia; f: horizontális marginális diszkrepancia; g: abszolút marginális diszkrepancia; h: behelyezési diszkrepancia

3.5.2 A széli záródás jelentősége

A ragasztással rögzített restaurátum belső felszínének pontatlanságának számos káros következménye lehet. Egyrészt megnöveli a restaurátumot rögzítő cement vastagságát. A túl

vastag cementréteg csökkenti a retenciót, így a restaurátum könnyebben elválhat a fogtól [11]. A vastag ragasztó réteg növeli a földpát porcelán törékenységét is [12, 13].

A marginális széleken megjelenő pontatlanság növeli a széli záródás mértékét. Feltételezhető, ha a cement nagyobb felületen érintkezik a szájüreggel, akkor gyorsabban elindul annak kioldódása. Ennek ellentmond, hogy *in vitro* vizsgálatok nem tudtak korrelációt kimutatni a marginális rés szélessége és a kioldódás között, egész széles határok (0 – 831µm) esetén sem [14, 15].

Klinika megfigyelés, hogy a restaurátum pontatlansága miatt a ragasztócement túlfolyhat, és nehezen eltávolítható. A záródási vonalban, illetve alatta megtapadt cementen baktérium akkumuláció jön létre és biofilm (plakk) képződik. Hasonlóan a koronaszél eláll a fogtól, akkor nem alakul ki folyamatos átmenet a fog (cement) és a restaurátum között, ami ugyancsak plakk retenciós tényező. A itt megtapadó/felhalmozódó baktériumok fogszuvasodáshoz és a környező gingiva gyulladásához vezetnek [9]. A fogszuvasodás gyökérkezeléséhez és/vagy a fog, illetve a restaurátum elvesztéséhez vezethet. A gingivitis tartós fennállása parodontális tasak kialakulását és/vagy ínrecessziót okoz.

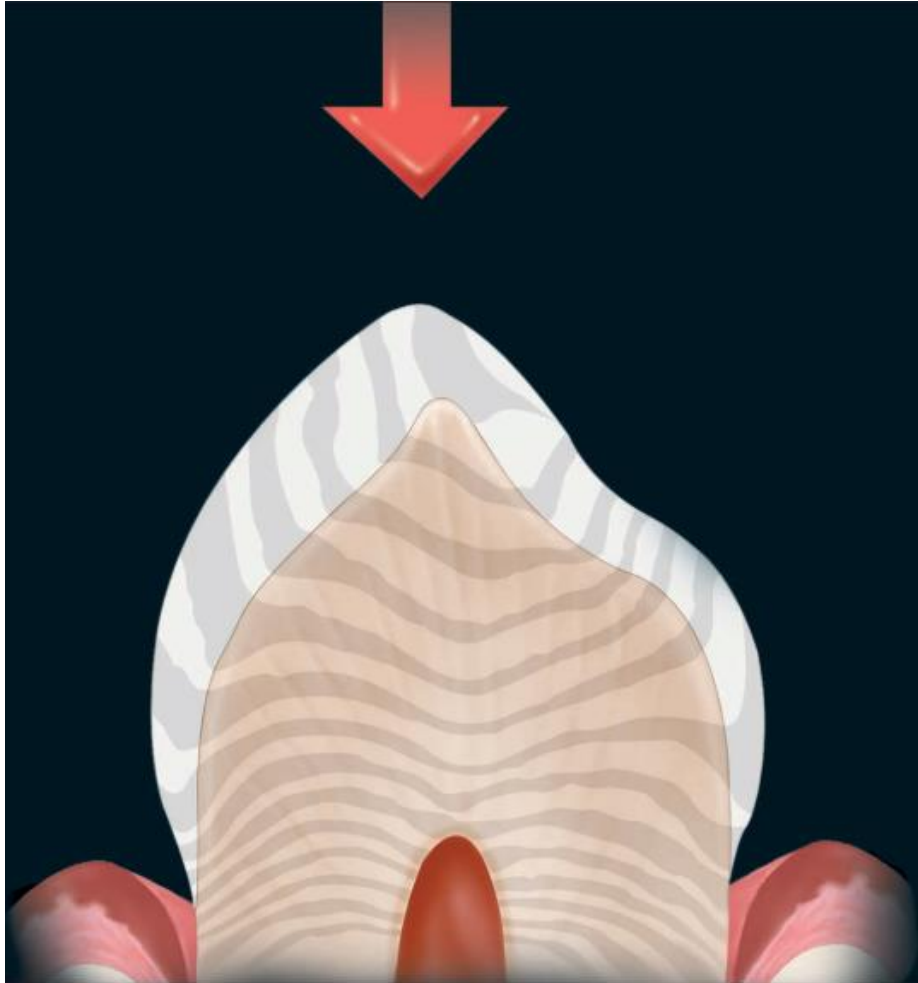
3.6 A fogművek pontosságát befolyásoló tényezők

A végleges restaurátum jó széli záródását a teljes klinikai és fogtechnikai munkafolyamat befolyásolja. Ebben a fejezetben tárgyaljuk a munkafolyamat azon lépéseit, amelyeknek szerepe lehet a pontos és tartós restaurátum elkészültében. Az itt ismertetett lépések jelentős részét vizsgálatnak vetettük alá, amelyek a disszertáció alapját képezik.

3.6.1 A fog preparálás jelentősége

A fog előkészítése (preparálása) egyértelműen hozzájárul a széli záródás pontosságához [16-18]. A fogorvosképzés egyik legfontosabb fókusza a manualitás fejlesztése és a fog preparálás minőségének, kiszámíthatóságának javítása.

A digitális technikák és a teljes kerámia restaurátumok elterjedése továbbra sem mellőzi a preparációs elvek betartásának fontosságát. Ugyanakkor hangsúlyosabban jelentkeznek a törési ellenállás, az adhezív technika és a CAD/CAM szempontjai. Ennek megfelelően pl. részleges koronához vagy onlay-hez a **dóm koncepciót** követjük [19, 20]. A fog eredetileg úgy fejlődik ki, hogy ellenálló legyen az occlusalis összenyomó erőkkkel szemben. A zománc struktúrája - a katedrálisok (dóm) építési elvének megfelelően -, átadja az erőt az alatta levő dentinnek. A zománc-dentin határt ebben az értelemben már zománc-dentin komplexnek hívjuk. A határfelület 2-300µm-es sávjában a speciális dentin szerkezet nem engedi vertikális irányba tovább terjedni a zománc felől érkező összenyomó erőt, ezzel megelőzve a repedés kialakulását (3-5. ábra).



3-5. ábra: Az occlusalis stressz eloszlásának irányultsága [21]. A szürke vonalak vastagsága korrelál a stressz mértékével.

Az occlusalis zománc megsértése esetén (caries, preparáció) a kompressziós erők a fog meghajlását fogják okozni. Ezt elkerülendő, a preparálás során próbáljuk visszaállítani a dóm elvet (3-4. ábra), azaz a kerámia restaurátum fogja helyettesíteni az eredeti „dóm” zománcot. Így nem csak a fog, hanem a restaurátum is ellenállóbb lesz a töréssel szemben. Ezért hívjuk a dóm preparálást „**antifragile**” előkészítésnek is.



3-6. ábra: Dóm preparálás CAD/CAM kerámia onlay-hez a jobb alsó hatos és ötös fogban. (Saját eset)

A preparálás fontos jellemzője még, hogy az eredeti zománcnak megfelelően hullámos lefutású. Ezzel nem csak a stressz eloszlását segítjük, hanem megnöveljük a felületet és a zománc prizmák elérhetőségét. Így tudjuk növelni a restaurátum ragasztásakor - **adhezív** technikával - létrejövő retenciós erőt.

A dóm preparálás során alkalmazott lágy átmenetek harmadik nyeresége, hogy a **CAD/CAM eljárás pontosabb** lesz. Ennek oka, hogy a fogról készült szkenn felbontása véges [22]. A térben elhelyezkedő „point cloud” vagy pont felhőt a szoftverek digitálisan háromszögekkel kötik össze. Így a preparáción belüli hirtelen éles váltások, szögletek és élek a digitális lenyomaton nem tudnak pontosan megjelenni. Továbbá a restaurátum marásakor, a maráshoz használt szerszámok (gyémánt csiszolók) vastagsága adott, ezért a vékony éles szélek esetén CAM szoftver túl- vagy alulmarást fog létrehozni. Ennek problematikáját a megbeszélés fejezetben (7.9 fejezet, 7-10. ábra) részletesen bemutatom.

Korábban [16] az E4D CAD/CAM rendszerrel (D4D Richardson, Texas, USA) előállított 75 korona széli illeszkedését vizsgálták. A koronákat különböző minőségben előkészített csonkokra készítették el és csoportosították azokat: kiváló, megfelelő vagy gyenge. A szerzők szignifikáns korrelációt találtak a marginális illeszkedés és a csonkelőkészítés minősége között. A kiváló csoportban a széli rész 38,5µm volt átlagosan, a megfelelőnél 58,3µm,

míg a gyenge esetén 90,1 µm. Tehát a preparátum minősége jelentős hatással van a CAD/CAM rendszerrel gyártott koronák széli záródására.

Különbséget találtak a szkenek pontosságában a koronához, az onlay-hez, és a hídhoz előkészített fogak között [22]. Nagyobb törési ellenállást és jobb széli záródást tapasztaltak a CAD/CAM kerámia koronáknál, ha a fogakat lekerekített vállal (chamfer) készítették elő, szemben a szögletes vállas (shoulder) preparációval [17, 23].

Tekintettel arra, hogy a preparáció minőségének fontossága megkérdőjelezhetetlen a fogorvostan-hallgató készségének ilyen irányú fejlesztése nagyon fontos. A fogászati digitális technológia elterjedése a fogorvosképzés, az oktatás irányában is fejlődést hozott. Az elmúlt években számos szoftver került a piacra, amelyek célja a hallgatói preparáció összehasonlítása az oktató által készített ideális, azaz a mester preparációval. Ezen az elven működnek az alábbi szoftverek: Dental Teacher (KaVo Dental, Németország), Romexis Compare (Planmeca, Finnország) [24], DentSim (Image Navigation Ltd.) [25], Simodont Dental Trainer (Moog Industrial Group) [26] PrepCheck (Dentsply Sirona, U.S.) [24]. A mester és a teszt preparációról szkenn készül, amelyek szuperimpozíciójával szintériképpen lehet vizuálisan megjeleníteni a különbségeket, és az eltérés nagysága metrikusan meghatározható [24, 27, 28]. Ezek a szoftverek objektív visszajelzést adnak a hagyományos szubjektív oktatói visszajelzésekhez képest. A pre-klinikai fogászatban használt digitális oktatási eszközök hatékonyságának vizsgálata elsősorban a hallgatók és az oktatók értékelésre összpontosít [24, 28-30] és nem vizsgálják azt, hogy mennyire képes segíteni a hallgatók fejlődését. Munkacsoportunk feltételezte, hogy ezek a szoftverek képesek optimalizálni a tanulási folyamatot is, a vizuális visszacsatolás révén.

3.6.2 A lemintázás (analóg lenyomat vagy digitális szkenn) és modell készítés

A preparált fogat le kell mintáznunk ahhoz, hogy szájon kívül elkészíthessük a fogművet. **Hagyományos eljárásnál** valamilyen puha, képlékeny anyagot – pl. vinil-polisziloxán (VPS), vagy poliéter – helyezünk a szájba, ahol az megkeményedik. Megkötés után eltávolítjuk és gipsszel (esetleg műanyaggal) kiöntjük és modellt készítünk. A preparált csontmodelljére vagy hagyományos mintázással, öntéssel, préskerámia stb. eljárással készülhet fogmű. Vagy ún. **indirekt CAD/CAM eljárással**. Ennek során a gipsz modellt beszkennelejük fogtechnikai (másnéven labor- vagy asztali-) szkennelvel és digitálisan CAD/CAM eljárással készítjük el a fogpótlást.

A harmadik eljárás a **teljesen digitális munkafolyamat**, amikor IOS-sal 3D-ben digitalizáljuk a szájképleteket, beleértve preparált fogat is.

A teljesen digitális munkafolyamatnak előnye, hogy az IOS használata kellemesebb a pácienseknek, mint a hagyományos lenyomat. Lehetőséget ad további és azonnali szájon kívüli diagnosztikára: caries, harapás, párhuzamosságok, alámenős részek, interocclusalis térköz meghatározása, és a preparálás ellenőrzése. A szkennel elektronikusan továbbíthatjuk a fogtechnikai laborba, időt és pénzt spórolva. A CAD/CAM gyártási folyamathoz nem kell konvertálnunk a lenyomatot, hiszen már digitálisan rendelkezésünkre áll. A modellek tárolása akár hosszútávon, igazságügyi szempontok miatt, könnyen megoldható [31-34]. Az intraorális szkennelés készítésének és pontosságának a tudományáról, nehézségeiről, megválaszolendő kérdéseiről, és a szakirodalmáról a 3.6.6. fejezetben részletesen szólnunk.

3.6.3 Lágyszövetek állapota, előkészítése

3.6.3.1 Az egészséges íny kialakításának jelentősége

A fogágybetegségek kialakulásának legfontosabb etiológiai tényezője a foglepedéket tartalmazó baktériumok felhalmozódása, amelyet a nem megfelelő szájhigiéncia, valamint a hibás korona és a fogíny kontúrok okoznak [9, 35-37]. A nem megfelelő korona záródás következtében létrejövő durva cementfelület - amely elősegíti a plakk felhalmozódását -, több négyzet millimétert is elérhet koronánként [38]. Az egészséges, vérzés mentes marginális gingiva fontos tényező a sikeres fogászati lenyomatvételhez [39]. Ha a pontatlan és irritáló restaurátumok már több éve léteznek, a fogíny károsodik. Ezért a koronák eltávolítása után, az egészséges mucogingivális architektúra kialakulásához 1-3 hónap szükséges [40]. Ebben az időszakban a betegnek megfelelően elkészített ideiglenes fogpótlást kell viselnie. Ugyanakkor a fogorvos által önkötő műgyantából készített ideiglenes korona felülete nem polírozható teljesen egyenletesre, így a korona felülete önmagában is plakk megtartó tényezőként szolgálhat [41].

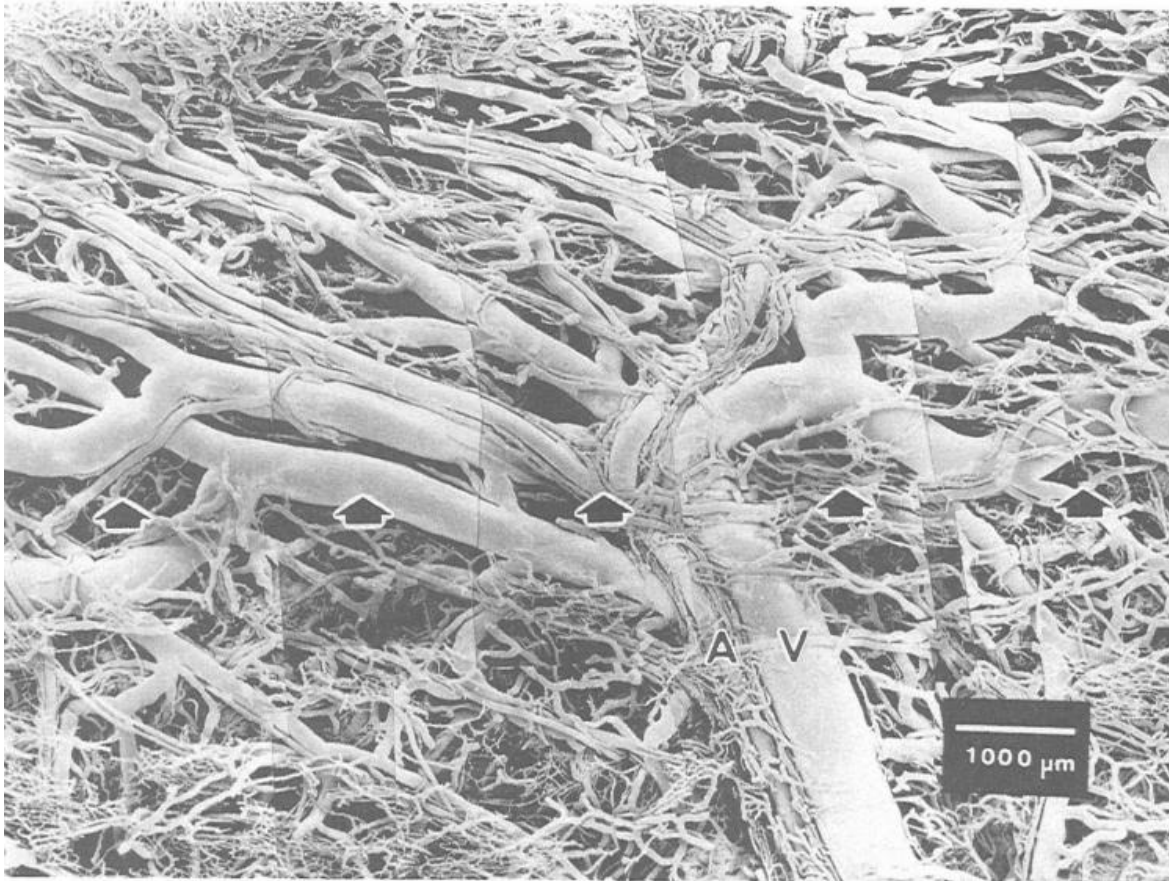
3.6.3.2 A gingiva mikrocirkuláció szerkezete

A gingivális sulcus (crevicularis) epithelium a parodontium ereivel, míg a buccalis hám alatti erek a vestibulum ereivel folytonosak [42]. A crevicularis és a buccalis subepithelialis érhálózatok között számos anastomizáló ér található a szabad ínyben [42]. A buccalis gingivát ellátó alveoláris nyálkahártya (vestibulum) artériái elágaznak és arteriolákká alakulnak [43] (3-7. ábra).



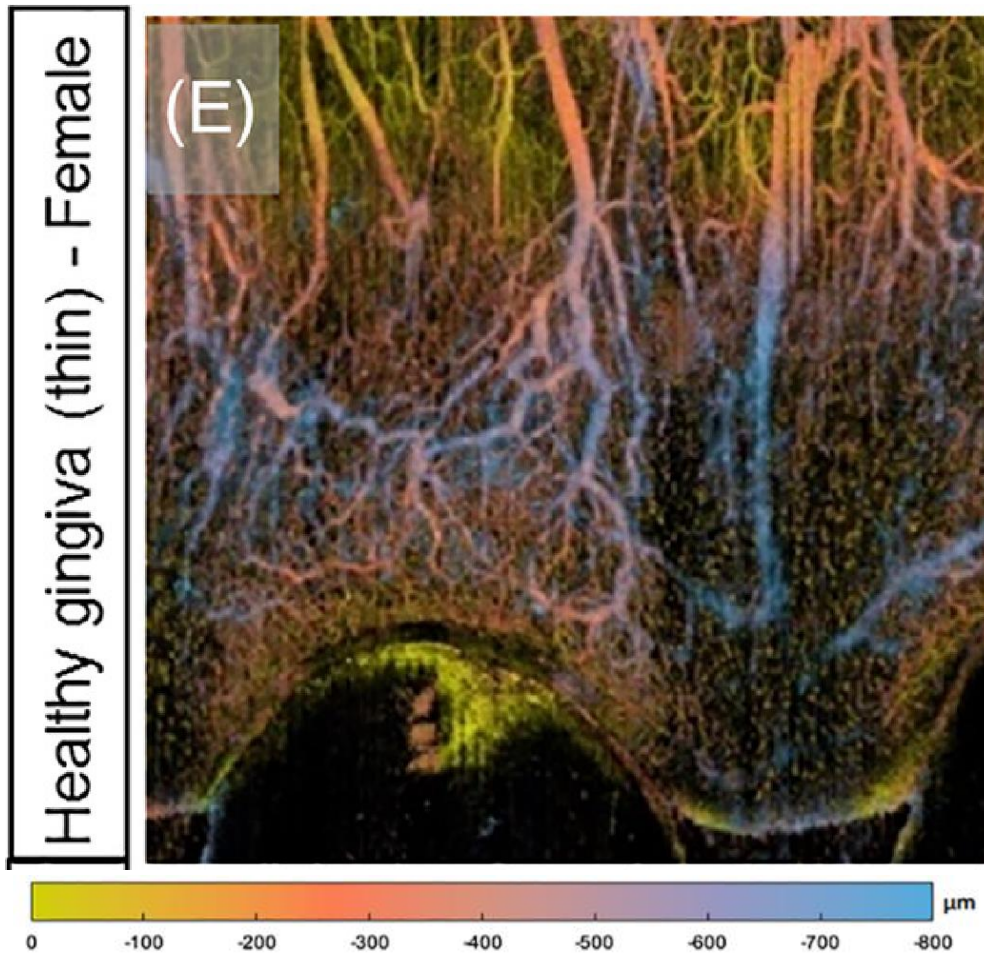
3-7. ábra: Az artériás hálózat eloszlása a felső (maxilla) szemfogak előtt és után humán kadáverekben latex milk injektálási technikával megjelenítve [43]. Az elmozdítható mucosa és feszes íny határát követve a vestibulum felől érkező artériák apró, kissé széttérő ágakra oszlanak. Ahogy az erek közelednek a marginális gingivához és a papillához, az artériás hálózat száma nő, átmérőjük pedig csökkent. Megfigyelhető az árkád kollaterális anastomosisok mintázata a mucogingivális junctio mentén.

Ahogy a feszes ínyen áthaladó arteriolák elérik a crestalis csontot 25-44 μ m átmérőjűvé szűkülnek [42, 44] (3-8. ábra). Hasonlóan a parodontium felől jövő kis artériák is arteriolákká keskenyednek a gingiva szélénél.



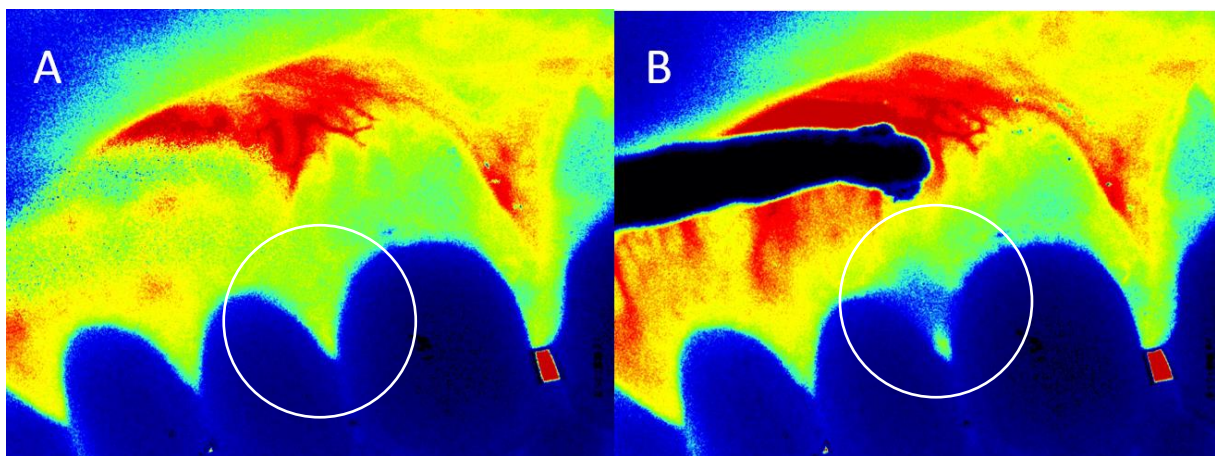
3-8. ábra: Az artéria (A) és a véna (V) fő törzsei a lamina propria alatt, a mucogingivális junction túli íny régióban (fekete nyilak) legyezőszerűen ágaznak el [44].

Ezek az arteriolák párhuzamosan futnak a fogíny szélével, majd kisebb arteriolákra és prekapilláris arteriolákra ágaznak, amelyek 15-18 μm vastagságúak [42]. A 8-30 μm széles vénás kapillárisok posztkapilláris venulákba torkollnak, amelyek a szabad íny szél buccalis és crevicularis oldalai között félúton, a felszintő 250-500 μm -re mélyebben helyezkednek el. A posztkapilláris venulák és a vénás kapillárisok gyakran anastomizálnak egymással a buccalis és az orális gingiva felszínével párhuzamos síkban, és végül kis venulákat képeznek apicalisan. Az alveoláris nyálkahártyában lévő venulák is anastomizálnak, és kis vénákat képeznek, amelyek a vestibulum mentén futnak. Sokáig elfogadott volt, hogy a feszes ínyben már csak a mikrocirkuláció erei - arteriolák, venulák és kapillárisok - találhatóak, melyek átmérői 100 μm -nél kisebbek [42]. Ugyanakkor újabb vizsgálatok szerint [45] a mélyebb rétegekben egy-egy nagyobb ér (200-500 μm), kis artéria is felfedezhető (3-9. ábra).



3-9. ábra: Az egészséges íny mélység-színkódolt optikai koherencia tomográfia angiogramja (OCTA), vékony íny fenotípusú nő esetén [45]. Láthatóak a sűrű anastomózisok és néhány nagyobb átfutó ér (kék) is a mélyebb rétegekben. A színskala a réteg mélységet mutatja.

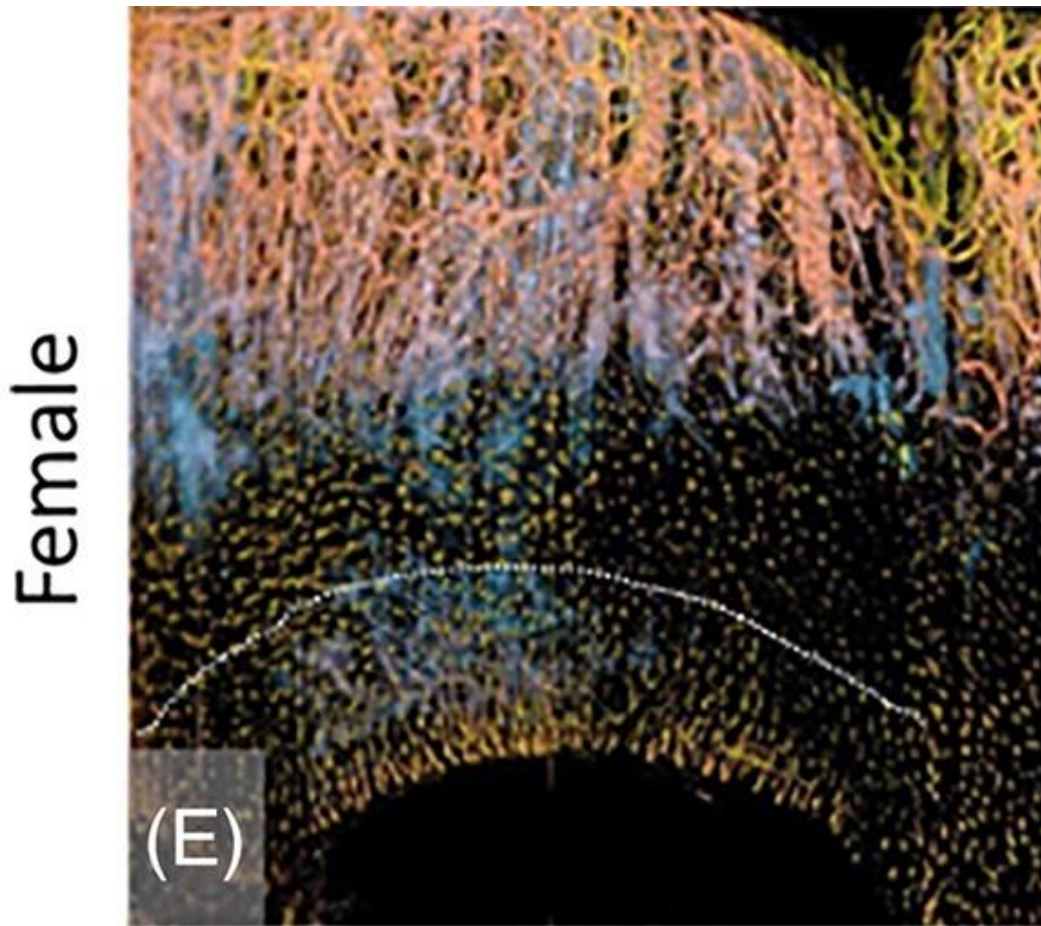
Saját vizsgálataink szerint [43], az átmenő artériák sokszor nem vesznek részt a feszes íny terület vérellátásában, hanem azon áthaladnak, egyenesen az ínypapillához (3-10. ábra).



3-10. ábra: A bal felső metszők véráramlás szintérképe laser speckle contrast imagerrel (LASCA) a feszes íny felé tartó kis artéria (piros csík) leszorítása előtt (A) és után (B) (munkacsoportunk mérései, [43]). A melegebb színek nagyobb véráramlásra utalnak. Látható,

hogy a feszes ínynek nem változott a véráramlása, ugyanakkor a papilla elkékült (ischemia), ami arra utal, hogy a leszorított vestibularis ér a papillát látja el.

A gingivában ismétlődő kapilláris egységeket lehet látni. Ez minimum két terminális artériás kapillárist, négy posztkapilláris venulát és néhány összekötő eret foglal magába [42]. Ezek az egységek ismétlődnek, 400-1000 μ m szélességűek és az ínyszéltől 300-500 μ m-re terjednek ki. Az egységek között átfedések vannak. Optikai koherencia tomográfia angiográfia (OCTA) vizsgálatok - amelyek a funkcionáló kapillárisokat mutatják -, rendkívül sűrű, szinte egymásba érő hálózatot mutatnak, mintegy 6-7 kapilláris kacs figyelhető meg milliméterenként [45] (3-11. ábra). Az érdenzitás 0,33, ami azt jelenti, hogy a tér egyharmadát erek töltik ki [46]. A diffúziós távolság kb. 70 μ m-es (a táplált szövet legnagyobb távolsága a kapillárisoktól). Korroziós érfeltöltések képén [44, 47] a szabad ínyszélnél mintegy 50-60 μ m távolságok vannak a kapilláris kacsok között, míg a feszes ínyben a kacsok szinte átfednek, 20-30 μ m távolságra egymástól. A nagy felbontású vital mikroszkópos felvételek szerint 45-50 μ m egy kapilláris kacs szélessége [48]. A denzitás nagyon hasonló az egér agy felületén mérthez (denzitás: 0,3) [49]. A retinában ennél magasabb értéket találtak (0,40-0,50) [50]. A vázizomban kimutatták, hogy az oxigénfogyasztás és a funkció megnövekedése jelentősen növeli az aktív kapillárisok számát [51]. A vázizom prekapilláris sphinctereinek megnyílásával az ötödére csökken az aktív kapillárisok közötti távolság: 200-800 μ m-ről 60-70 μ m-re [52]. A méretek összevetése az mutatja, hogy egészséges gingivában nyugalmi körülmények között olyan sűrű a nyitott kapillárisok száma, mint a vázizomban aktivitás esetén. Ez arra utal, hogy a gingivában a kapillárisok nagy része nyitva van nyugalmi körülmények között, amelyet korábbi vizsgálatok is megerősítenek [53, 54].



3-11. ábra: Az egészséges íny mélység-szinkódolt optikai koherencia tomográfia angiogramja (OCTA) vékony íny fenotípus esetén (nő alany, 1 mm-nél nagyobb mélység). Fehér pontozott vonal jelzi a szabad ínybarázdát [45].

Bőrben az OCTA módszerrel kimutatható a post-occlusió reaktív hyperaemia során megnövekvő működő kapillárisok száma [55]. Ezzel szemben a gingivában a mikrocirkulációs erek méreténél nagyobb méretű erek sűrűbb előfordulása figyelhető meg gyulladásban [45]. Ennek oka, hogy a gingivában a szabályozás a nagyobb arteriolák, rezisztencia erek szintjén valósul meg. Az arteriolák a mucogingivális junctio és a feszes íny területén helyezkednek el. Ha valóban a kapillárisok kinyitása csak minimálisan vesz részt a véráramlás szabályozásában, akkor az érhálózat terminális szintjén (főleg a marginális gingivában) a szabályozás csak a véráramlás sebességének fokozódásával történhet. A 4.2 vizsgálatunkban igyekszünk ezt megválaszolni.

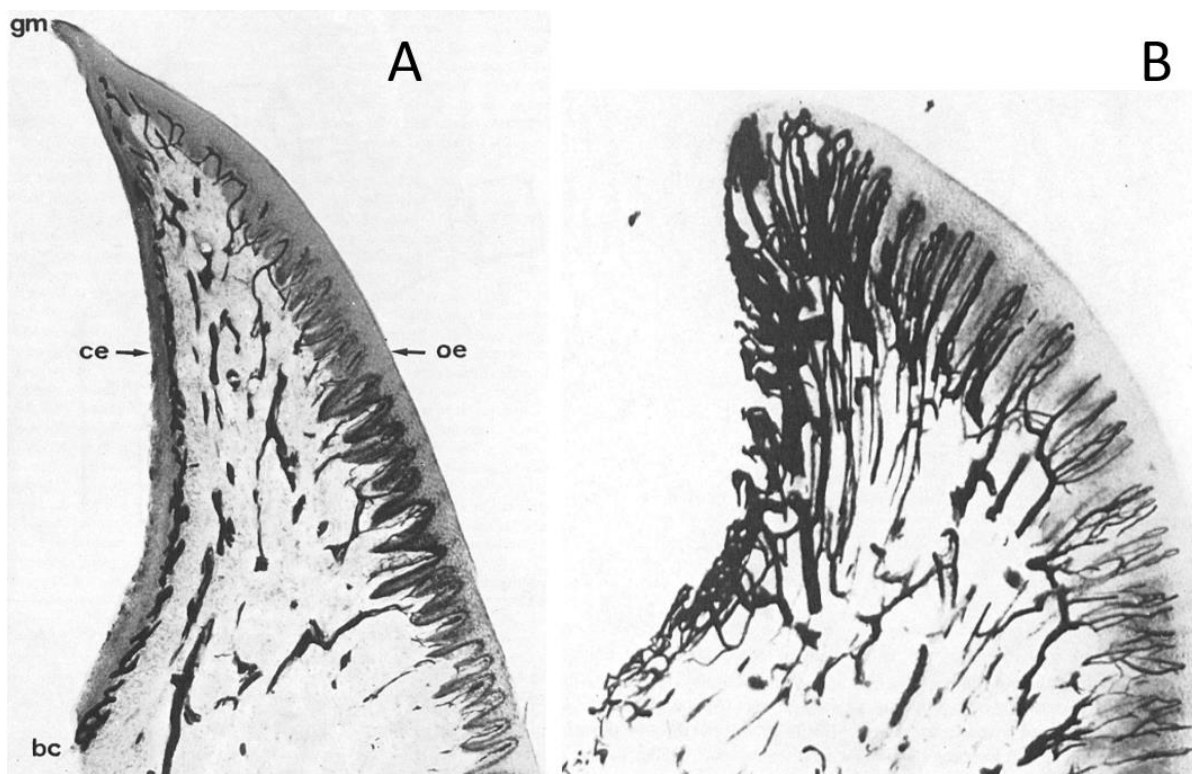
3.6.4 Vascularis hatások gingivitisben és parodontitisben

3.6.4.1 Az erek makro- és mikroszkópos elváltozásai

A destruktív fogágybetegség továbbra is az emberiség és a háziasított állatok leggyakoribb fertőzései közé tartozik [56]. Ez az alattomos betegségfolyamat fokozatosan vezet a fogatlanná váláshoz, a fogat tartó lágyszövet és csontszövet elvesztése miatt. A fogínygyulladást és a parodontitist bakteriális plakk okozza. A gingivitis mindig megelőzi a parodontitist. A gingivitis önmagában még egy jóindulatú, visszafordítható folyamat, ellentétben a parodontitis-

el. A gyulladás az összes szöveti egységet érinti: epithelium, epithelialis tapadás, kötőszövet, csont, parodontális rostok stb. Jelen disszertációban kizárólag a vascularis hatásokkal foglalkozunk.

Parodontitisben a tasak alján **megnő az erek száma**, ellentétben a gingivitisszel és a kezdeti, minimális gyulladással [57]. Gingivitisben és parodontitisben a sulcus hámja alatt a **kapillárisok tekervényessé** válnak, de megnő a **magas endothelszerű sejtet** tartalmazó posztkapilláris venulák száma is [57, 58]. A venulákon keresztül történik a lymphocytá infiltráció [59], hasonlóan, mint a nyirokcsomókban [60, 61]. Állatkísérletek is igazolták, hogy a posztkapilláris venulák 2-3-szorosra tágulnak gyulladásban [42]. Krónikus gingivitisben nem csak a crevicularis, hanem az oralis epithelium alatt levő erek is érintettek; a kapilláris hurkok megnyúlnak [62] (3-12. ábra).



3-12. ábra: A kutya szabad ínszélének bucco-lingualis szövettani metszete. Szén-zselatin injekció, hematoxilin-eozin, 70x. (A) Klinikailag egészséges fogíny. Az oralis epitheliumnál (oe) megfigyelhető kapilláris hurkok nem láthatók a crevicularis oldalon (ce). (B) Krónikusan gyulladt ínszövet. Látható az erek kiterjedt burjánzása, a kacsok megnyúlása, mind az oralis epithelium alatt, mind a crevicularis oldalon egészen annak bázisáig. oe: oralis epithelium; ce: crevicularis epithelium; gm: „gingival margin”, marginális gingiva; bc: „base of crevice”, a sulcus alja [62].

Az **erek kitágulnak** parodontitisben, kisebb értágulat figyelhető meg intenzívebb gingivitisben, még kisebb kezdeti gyulladásban [57, 63]. A kezdeti tágulatot, krónikus gyulladás esetén a **kapillárisok elzáródása** követi. Az egészséges, nem gyulladt gingivában a kapillárisok nagy része eleve nyitva van [53], így a kapillárisok további megnyílásával nem számolhatunk gyulladásban. Három héttel a parodontitis kifejlődése után, majmokban is

megfigyelték az **erek számának növekedését és a kollaterálisok** - a gyökérhártya plexus felől a marginális gingiva felé - száma is fokozódott [64]. Ami arra utal, hogy vérkeringési zavarban szenvedő gingiva a gyökérhártya felől próbál kompenzálni, pótolni. Macskákban és kutyákban is megfigyelték, hogy az arteriolák 5-10 μ m-rel kitágulnak, 400-1000 μ m-rel hosszabbá válnak és **csavart kacsok** képződnek [42]. Parodontitisben a kanyargós erek megjelentését patkány, vadászgörény, oposszum, macska, kutya vizsgálatok is megerősítik [62, 65, 66].

Humán vizsgálat szerint, krónikus parodontitisben elsősorban a tasak alján és főleg a 25 μ m-nél nagyobb erek száma nő meg, ellentétben a kezdeti gingivitisszel, ahol még nincs érszaporulat [67]. A fenti vizsgálatok arra utalnak, hogy a változások elsősorban a kapillárisok szintjén történnek, ami érthető, hiszen az arteriolák csak csekély számban vannak jelen a teljes marginális gingiva területén, függetlenül a gyulladás meglététől [57]. Az érexpansió jelenségét néhány vizsgálatban nem figyelték meg [68, 69]. Ez arra vezethető vissza, hogy az experimentális gingivitist rövid időre váltották ki, tipikusan 3-4 hétre.

Az intenzív angiogenesis és kapilláris dilatáció nagyon hasonló ahhoz, amit más szisztémás gyulladással betegségekben is megfigyeltek [56]. Megtalálhatóak pl.: rheumatoid arthritisben [70], psoriasisban [71] és eger krónikus gyulladással leziókban [72]. Érdekes megemlíteni, hogy azóta számos szisztémás betegséggel összefüggésbe hozták a parodontitist [73], köztük a rheumatoid arthritisszel is [74] és a psoriasisal [75, 76].

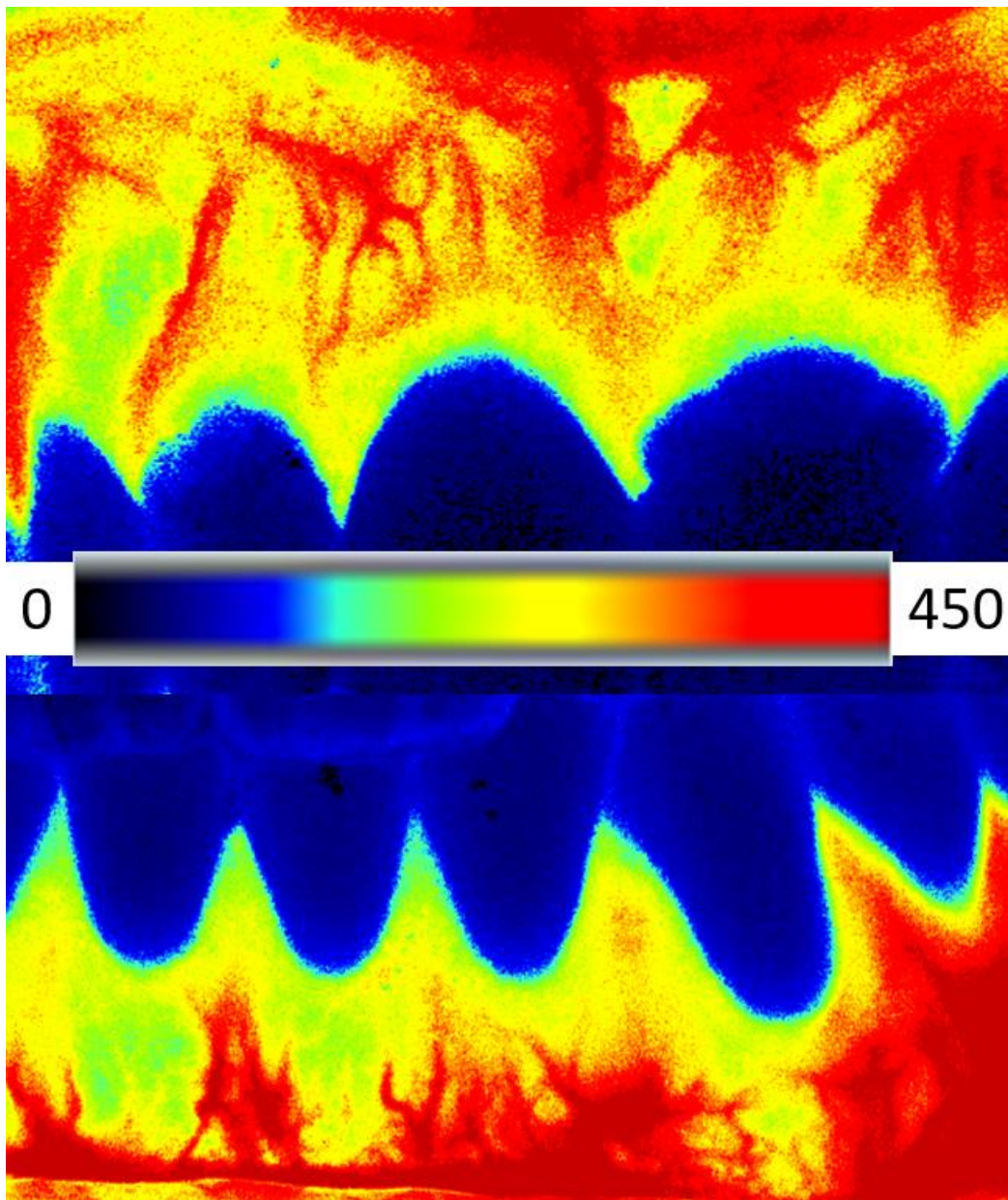
3.6.4.2 *A véráramlás változása*

A parodontális gyulladásnak a nyugalmi (nem stimulált) fogíny véráramlására gyakorolt hatását vizsgálva ellentmondó eredményeket találtak. Kutyában megnövekedett véráramlást mutattak ki olyan ínygyulladásban, ami mellett csontvesztés is volt (parodontitis) [77, 78]. Ugyancsak kutyában nem találtak szignifikáns összefüggést a gingivális-index, a GCF és a véráramlás között, és a gyulladás megszüntetése sem eredményezett véráramlás csökkenést [79]. Klinikai (humán) vizsgálatban a kísérletileg kiváltott ínygyulladás csökkent véráramlást eredményezett a fogínyben [80, 81], ugyancsak csökkent a véráramlás parodontitisben szenvedő betegeknél [82]. Ellenben a nem experimentális ínygyulladás fokozott véráramlást eredményezett [81] és a parodontitis megszüntetése csökkentette a véráramlást [83].

Az ellentmondó eredmények egyik lehetséges magyarázata a gyulladás időbeli és térbeli változása. Legújabb humán OCTA vizsgálatok is igazolták, hogy a 3 hét hosszúságban kiváltott gingivitis vascularis hatásai reverzibilisek [84]. A gingivitis előrehaladtával (fennállás idejétől függően) és egyéni érzékenységtől függően is változhat a véráramlás.

Másik lehetséges magyarázat, hogy lézer Doppler áramlásméréssel (LDF) mért véráramlás nagymértékben függ a szonda elhelyezkedésétől és a páciens általános egészségi állapotától. Továbbá a cirkadián ritmus [85], a szisztémás vérnyomás [86], a testhőmérséklet [87] vagy a fogmosás [81, 88, 89] mind befolyásolja az íny vérkeringését. Bár nem állnak rendelkezésre adatok a fertőtlenítő szájöblítők, az evés és az ivás GBF-re gyakorolt hatásáról, ezek szintén befolyásolhatják a méréseket. A LDF-el csak végtelenül sok ismételt méréssel lehet térbeli információhoz jutni, hiszen a nem egyidőben mért véráramlásba beleszól az időbeli fluktuáció és a szonda fejének átmérője, ami csak 1 mm. Néhány korábbi mérés már talált különbséget a felső és alsó állcsont és a marginális gingiva, papilla, vestibulum között [77, 90-92]. Ugyanakkor egészen a közelmúltig, a gingiva mikrocirkulációjának térbeli

heterogenitásáról nem állt rendelkezésre megfelelő információ. Munkacsoportunk laser speckle contrast imagerrel végzett vizsgálatai század milliméter pontossággal (0,02mm/pixel) tárták fel a vérkeringés térbeli variációit (3-13. ábra).



3-13. ábra: A gingiva mikrocirkuláció térbeli variációja laser speckle contrast imagerrel. Minden pixel 0-2000 laser speckle perfusion unit értéket vehet fel, a speckle mintázat elmosódásának függvényében. A melegebb színek nagyobb véráramlást mutatnak. A gingiva nagy része a 0-450-es tartományba belefér. A marginális gingiva (zöldes színek) inkább 200 alatt van, míg a vestibulum felé egyre több 400 feletti (piros) érték található. Itt már a kis artériák is kirajzolódnak. (Saját mérés)

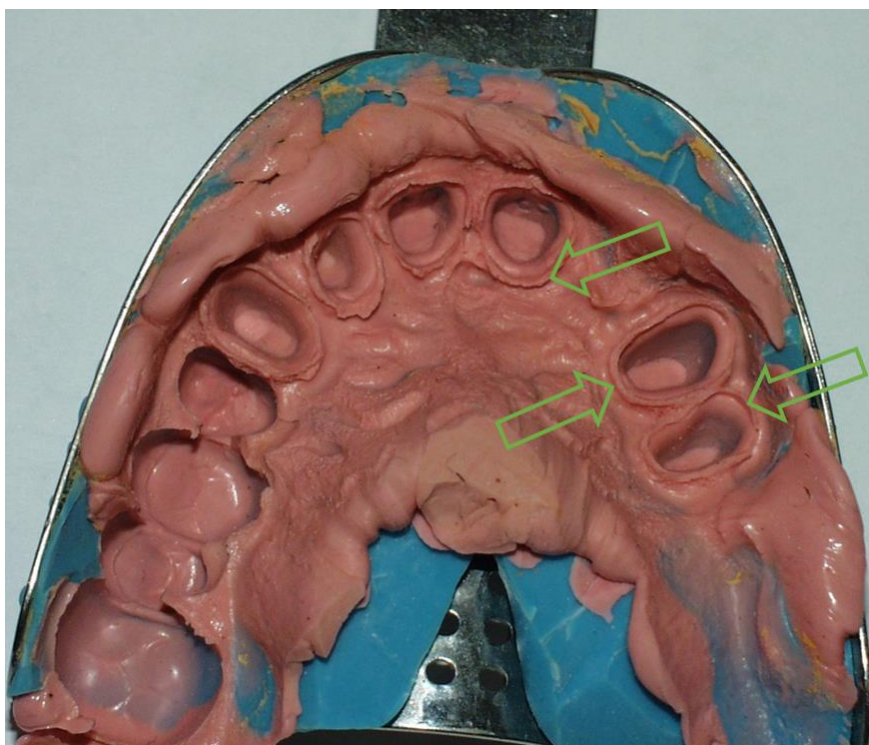
Az idő- és térbeli variációt és a külső tényezektől függést úgy lehet csökkenteni, ha valamilyen provokációs, pl. post-occlusiós reaktív hyperaemia vagy hő tesztet alkalmazunk [93]. A vasodilatációs tesztek másik előnye, hogy felvilágosítást adnak a véredények

működésének épségéről is [94, 95]. Ennek megfelelően laser Doppler méréseink előtt és közben a fenti tényezőket standardizáltuk és a gingivitis érfunkcióra gyakorolt hatását hőszettel vizsgáltuk (5.2 alfejezet).

Az elmúlt két évtized során különböző klinikai, mikrobiológiai, biokémiai és szövettani technikákat alkalmaztak a fogínygyulladás diagnosztizálására [96, 97]. Ezeknek a módszereknek azonban alacsony a specificitásuk és az érzékenyséjük. Az ínszél vérátáramlásának eltolódása az alapszintről lehet az első jel, amely megjósolja a patológiás események kialakulását. Így a véráramlás monitorozása prognosztikai markerként is szolgálhat.

3.6.5 Gingivális retrakció

Minden olyan restaurátumnál, amelyiknél a széle az ínszéllel egy szintben van (paragingivális) vagy az alá ér (subgingivális), a marginális gingiva pozícióját meg kell változtatni, hogy a fog preparált és preparálatlan felszínének találkozását lemintázhassuk. Sulcus tágításnak vagy gingivális retrakciónak nevezzük azt a folyamatot, amikor a marginális gingivát buccalis és apicalis irányba átmenetileg elmozdítjuk. A gingiva reverzibilis elmozdítása lehetővé teszi a fizikai vagy analóg lenyomat bejutását a preparációs szélek alá (3-14. ábra). Intraorális szkennelésnél, lehetővé teszi a szkennerek optika rálátását a preparációs szélekre (3-15. ábra).



3-14. ábra: Analóg, kétfázisú, kétlépéses vinil-polisziloxán lenyomat fémkerámia hídhoz. A nyilak mutatják a preparációs széleket és a sulcusba befolyó higan folyó lenyomatanyagot. (Saját eset)



3-15. ábra: Hidpillérhez preparált jobb felső hatos subgingivális preparációs határral. (A) A klinikai fotón jól látszik a sulcus tágító fonál, ugyanakkor az a preparációs határ szélét lefedi. Hagyományos lenyomatnál ezért kell kivenni és gyorsan, még az íny visszaborulása előtt bejuttatni a lenyomatanyagot a sulcusba. (B) A digitális lenyomatnál létrehozott színes szkenen jól látható a fonál és így a preparációs határ meghatározható. (C) A fekete-fehér szkenen is kivehető a fonál helye, aminek belső széle jelöli ki a preparációs szélt (zöld nyilak). (Saját eset)

A gingivális retrakciónál arra is figyelünk, hogy az alkalmazott technika ne okozzon vérzést, illetve vérzés esetén csillapítsa azt. Továbbá, a sulcus váladék elválasztását is csökkentse. Ugyanis a fizikai lenyomatanyag bejutását meggátolja bármilyen folyadék jelenléte, pl. vér, sulcus váladék vagy nyál. Ha ezekre nem figyelünk, akkor a lenyomat elhúzódik, pontatlan lesz.

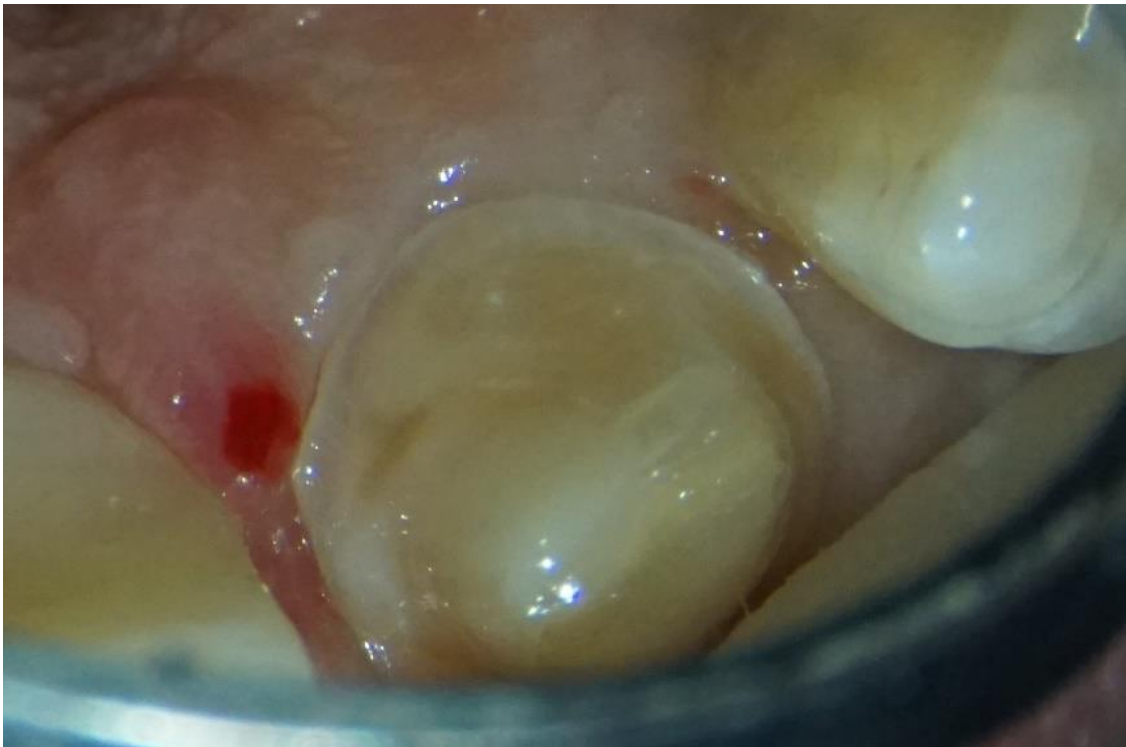
A vér az optikai szkennelést is zavarja, ugyanis a vörösvértestek elnyelik a kék fényt, amit a legtöbb szkennelő használ, hogy mintázatot vetítsen a felszínre. Így a vérző területeken nem képződik adatpont.

Előrehaladott gyulladás esetén a véráramlás fokozódik (3.6.4.2 fejezet), ami nehezíti a lenyomatvételt (analóg és digitális) és ínycsökkentést okozhat, így a végleges restaurátum szél kedvezőtlen lesz esztétikailag. Ugyanakkor számos esetben a gyulladás ellenére el kell készíteni a restaurátumot. Például az esztétikai és funkcionális okokból ideglenes hídhoz lenyomatot kell venni, a régi, elálló szélű restaurátum eltávolítása után. Más esetben, proximális inlay üregnél, a subgingivális szuvasodás miatt ínycsökkentés van, de a gyógyuláshoz elengedhetetlen, hogy a végleges restaurátum minél hamarabb elkészüljön. Subgingivális nyaki lézióknál ajánlatos azonnal végleges tömést készíteni, ugyanis ideiglenes tömés mellett nehezen tud egészséges íny kialakulni (3-16. ábra).



3-16. ábra: Bal felső frontfogak nyaki lézióinak tömésével való ellátásához sulcus tágító fonalakat helyeztem be, hogy a gyulladás okozta vérzést és sulcusváladék képződést meggátoljam. (Saját eset)

A gingivális retrakció meggátolja a preparálásnál fellépő vérzést is, hiszen subgingivális határ esetén megsérülhetnek az erek [98] (3-17. ábra).



3-17. ábra: Palatinálisan megsérült az íny a bal felső nagymetsző preparálása közben. Mikroszkópos felvétel. (Saját eset)

A gingivális retrakciót számos módon elvégezhetjük. Választhatjuk a marginális gingiva egy részének sebészi eltávolítását. Erre leginkább elektroautert vagy lágy lézert szoktak alkalmazni. A sebészi módszer hátránya, hogy nehéz kiszámítani, hogy a gingiva széle hol fog megállapodni a regeneráció után. A nem kívánatos ínrecesszió miatt a preparációs szél supragingiválissá válhat és így a fog- vagy koronapótlás széle nem fogja lefedni a teljes klinikai koronát. A gyökérfelületnek a restaurátumtól eltérő színe kedvezőtlen esztétikai eredményt okoz (3-18. ábra).



3-18. ábra: Vékony ín típusú páciensnél kifogástalan szájhigiéniával és pontos koronák mellett is 1 évvel a végleges restauráció beragasztása után ínrecesszió jött létre. (Saját eset)

Ennek megfelelően, legtöbbször a kemo-mechanikai tágítást használjuk, amivel elérhetjük a gingiva szél sérülésmentes, reverzibilis áthelyezését apicalis irányba. A mechanikai hatást egy fonállal vagy gumival érjük el, amit a gingivális sulcusba rövid időre behelyezünk. Azért, hogy elkerüljük a vérzést is, a retrakciós fonalat vérzéscsillapító oldatokba áztatjuk használat előtt, vagy már gyártás során impregnálják azokat. A retrakciós fonalak gyógyszerek nélkül, a szöveti kompresszióknak köszönhetően alkalmasak lehetnek vérzéscsillapításra, de vérzéscsillapító vagy vasoconstrictor anyaggal átitatva tartósabb hatást lehet elérni [99, 100]. Ennek jelentősége ott van, hogy a fonal eltávolításra kerül közvetlenül a fizikai lenyomat előtt, hogy az be tudjon hatolni a sulcusba. Ha a mechanika nyomás megszűnik, a vérzés újra elindulhat a kémiai ágens hiányában.

Számos impregnáló oldat használatos. Az alumínium-klorid (AlCl_3), alumínium-szulfát, az adrenalin, és többek között a cink-klorid is elterjedt [101]. Egyes vizsgálatok szerint a fonalat AlCl_3 -oldatba helyezve vérzést csillapít úgy, hogy közben csökken a sulcus folyadék mennyisége [102]. de Camargo és munkatársai [103] megfigyelték, hogy a fonal impregnálására használt hemosztatikus oldatok (AlCl_3 , vas-szulfát - $\text{Fe}_2(\text{SO}_4)_3$) nem változtatták meg a lenyomatanyagok polimerizációját és pontosságát, de módosíthatják a felületi részletgazdagságot [104]. Ezért a szerzők azt ajánlják, hogy a VPS lenyomat használata előtt teljesen mossuk ki ezeket az anyagokat a mintázandó felületről, ami további vérzést indukálhat. A rövid távú használat során a fogíny nem sérül, míg a 30 percnél hosszabb

behatásnál a sulcus epithelium megsérülhet és több mint 10 nap kell a regenerációjához [101, 105, 106].

Az ideális retrakciós technika nem vált ki szisztémás vérkeringési hatást. Az adrenalinnal átitatott fonal esetén vérnyomás és pulzusszám emelkedést mértek páciensekben, miután a fonalat a gingivális sulcusba helyezték [100]. Ugyanakkor a placebo csoportban is - ahol a fonalat nem áztatták vasoactiv anyagba -, emelkedtek a szisztémás paraméterek. A két emelkedés között csak mérsékelt különbség volt. A placebo fonal használata után készült lenyomatok 75%-a vért mutatott a felületen, és a lenyomatok 60%-át meg kellett ismételni. Ezért aktív anyagot nem tartalmazó fonal retrakció céljából ellenjavallt [100]. Másik klinikai vizsgálatban, 8% adrenalinnal átitatott 2,54 cm hosszú fonal behelyezése egészséges sulcusba nem okozott vérnyomás vagy pulzusszám emelkedést, annak ellenére, hogy a katekolamin szint emelkedett a vérben [107]. Ugyancsak nem emelkedett az artériás vérnyomás kutyákban, 8% adrenalinnal átitatott fonal alkalmazásakor, de a pulzusszám szignifikánsan fokozódott 10 ütés/perccel [108]. Bár a szisztémás hatás nehezen volt kimutatható, felvetődik, hogy rizikó páciensekben [109, 110] a túlzott használat esetleg szisztémás vérkeringési problémát okoz, ezért náluk ajánlatos kerülni a használatát. Adsztringensek esetén, mint az alumínium-oxid vagy alumínium-szulfát oldatok, nem várunk szisztémás vérkeringési hatást [101]. Nem figyeltek meg sem katekolamin szint, sem szisztémás vérkeringési változásokat alumínium-klorid esetén [107, 108]. Ugyanakkor az adrenalinnal átitatott fonal hatékonyabban tágította a sulcust, mint a nem impregnált vagy alumínium-kloridos fonal [108].

Az eddigi vizsgálatok azonban nem szolgáltatott adatokat az ínyszövet mikrocirkulációjának változásairól retrakciós beavatkozás során. Holott **a vérkeringés erősen meghatározza a vérzés intenzitását és a sulcusváladék képződését** is [111].

3.6.6 Digitális szkennelés készítése

3.6.6.1 Intraorális szkennelés technológiák

Az első IOS rendszer elvét egy komplett chairside CAD/CAM rendszer részeként, 1973-ban Francois Duret, a lyoni Claude Bernard egyetem munkatársa, szabadalmaztatta [112, 113]. Miután se fogászati marógép, se tervező program nem volt, ezért csak komplett rendszerek tervezésének és építésének volt értelme. A következő években a szabadalom alapján meg is épült az első fogászati chairside CAD/CAM rendszer. A következő IOS rendszert, ugyancsak egy komplett chairside rendszer részeként, a nyolcvanas évek első felében, a Marco Brandestini mérnök és Werner H. Mörmann parodontológus közösen fejlesztette, a Zürichi Egyetemen [114]. A rendszernek a CEREC nevet adták, ami annyit tesz angolul, hogy Chairside Economical Restoration of Esthetic Ceramics. A következő évtizedekben több tucatnyi gyártó állt a fejlesztések mögé (Planmeca, Align Technologies, 3Shape, Dentsply, Shining3ddental, Medit, Eighteeth stb.) és forgalmaz IOS-t a piacon. Sajnos a legtöbbször az IOS belsejében működő technológia nehezen kinyomozható, a gyártók sokszor nem adnak meg részletes technikai adatokat. Ugyanakkor a piacvezető szkennerekhez kapcsolódó tudományos publikációkból látható, hogy számos optikai mechanizmussal próbálkoztak illetve alkalmaznak [115-118]:

1. **Trianguláció ('triangulation')**. A szkennelés lézert fényt vetít a fogfelületre és a visszaverődő képet a szkennelés kamerája rögzíti. A lézert forrás és a kamera közötti távolság és az általuk

bezárt szög ismert. Ezért a visszaverődő fény beesési szögéből meghatározható a lézerforrás és a tárgy felülete közötti távolság. A gyorsabb leképzés érdekében nem egy lézer pontot, hanem mintázatot, általában csíkokat, vetítenek a felületre ('structured light'). Így egyszerre sokkal több adat érkezik be és a vonalak görbülete segíti a képek egymásra illesztését és a 3D kép kialakítását.

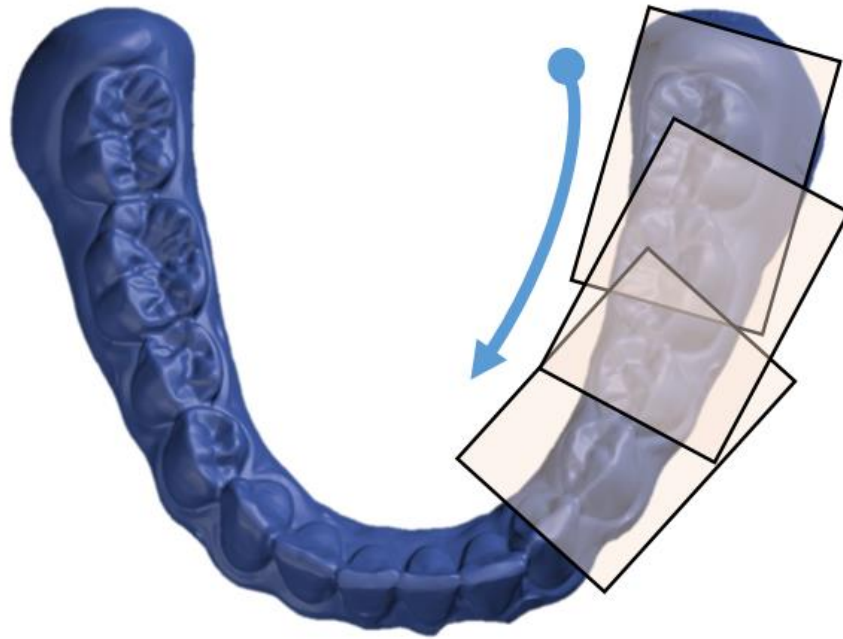
2. **Párhuzamos konfokális mikroszkópia ('parallel confocal microscopy')**. A szkennelő lézert fényt vetít egy lyukon keresztül a fogra. A képkészítő a célpont fókusz síkjában van, és az érzékelő előtti kis rekesz blokkol minden, a fókusz sík felett vagy alatt érkező fényt. Csak az éles kép éri el az érzékelőt és kizárja az élettelen adatokat. A konfokális rendszerek mélységében felszeletelik az objektumot (tomográfia), és több ezer adatszeletet fűznek össze a 3D kép létrehozásához. Hátránya, hogy a szkennelő fejben mozgó alkatrész van és a kicsi rekesz nyílás miatt nagy fényerőségre van szükség.
3. **Harmonika perem interferometria ('accordion fringe interferometry')**. Két fényforrást használ, hogy interferencia minta jöjjön létre, úgynevezett „peremmintát”. A minta eltorzul az objektum egyedi görbülete alapján. A peremmintázat torzulását „peremgörbületnek” nevezik. A peremgörbület felületi adatpontjait egy nagyfelbontású videokamera rögzíti, amely körülbelül 30°-kal van eltolva a projektortól. A távolságmérést az adott szögből „leolvasott” mintázat torzulásából lehet kiszámítani.
4. **Háromdimenziós mozgás közbeni videó ('Three-dimensional in-motion video')**. Három apró videokamera az objektívnál elhelyezve képet készít a fogról. Mozgatás közben videósorozatban rögzítenek, és valós időben modelleznek. Két adatpont egyidejűleg két perspektívából látszik, amiből kiszámítható a távolságuk.
5. **Aktív hullámfront-mintavétel ('active wavefront sampling')**. Csak egyetlen kamerát használ. A legegyszerűbb formájában egy tengelyen kívül forgó apertúrát tartalmaz. Ez a mozgás a célpontok elforgását hozza létre a képsíkon. A célpontok mélységi információi kinyerhetők az egyes pontok által létrehozott kör elmosódási sugarából.

Bár sokféle optikai megoldás létezik, a legelterjedtebb és a jelenleg a piacon elérhető szkennerek **leginkább az aktív triangulációt vagy a konfokális technológiát alkalmazzák.**

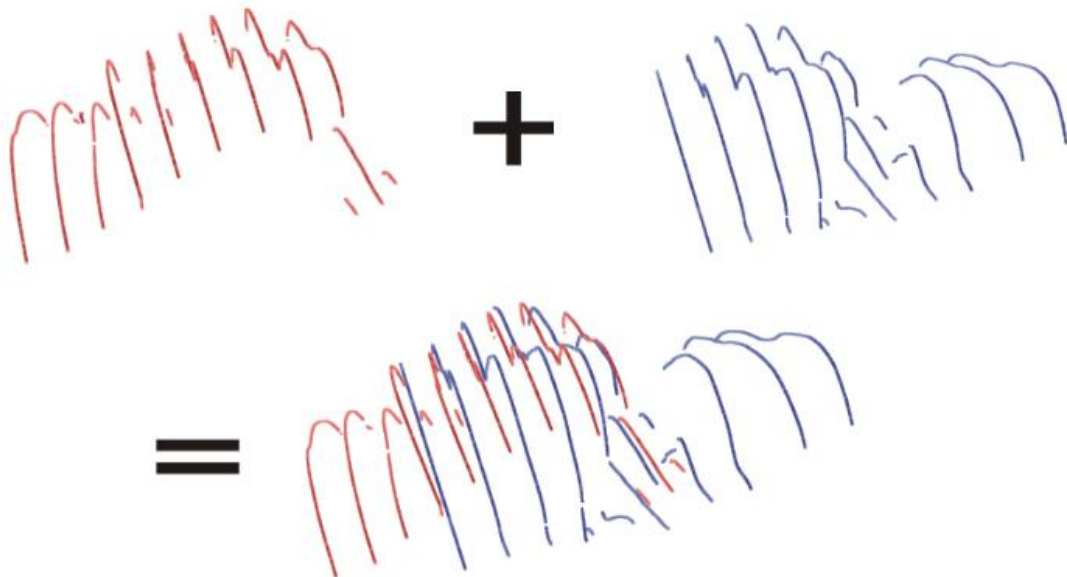
3.6.6.2 A kép összefűzés (stitching) jelentősége az intraorális szkennereknél

Az IOS-ok általános használata a 2010-es évek második felében, a gyors fejlődésnek köszönhetően rohamosan terjedni kezdett. Alkalmazási területük az egy fog pótlásától, a három egységből álló hidakig és mostanság már a teljes fogív-rehabilitációig terjed [115, 119, 120]. A restaurátumok csak annyira lehetnek pontosak, mint azok a modellek, amelyekről készültek. Ezért a teljes fogív szkennelés pontosságának elemzése kritikus fontosságú a klinikai felhasználás ellenőrzéséhez és az újonnan megjelenő technológiák értékeléséhez.

Az IOS behatárolt méretű látómezője miatt egyetlen kép nem képes lefedni a fog összes felületét, nemhogy a teljes fogívet. Az IOS folyamatos mozgásakor a külön álló képek között átfedések keletkeznek, amelyeken közös kép információ van (3-19. ábra). Az átfedő részek segítségével az egymást követő képeket szkennelés közben regisztrációs algoritmusok fűzik össze (3-20. ábra). Így egy egységes felületi modell készül a teljes fogról, majd a teljes fogívről [121].



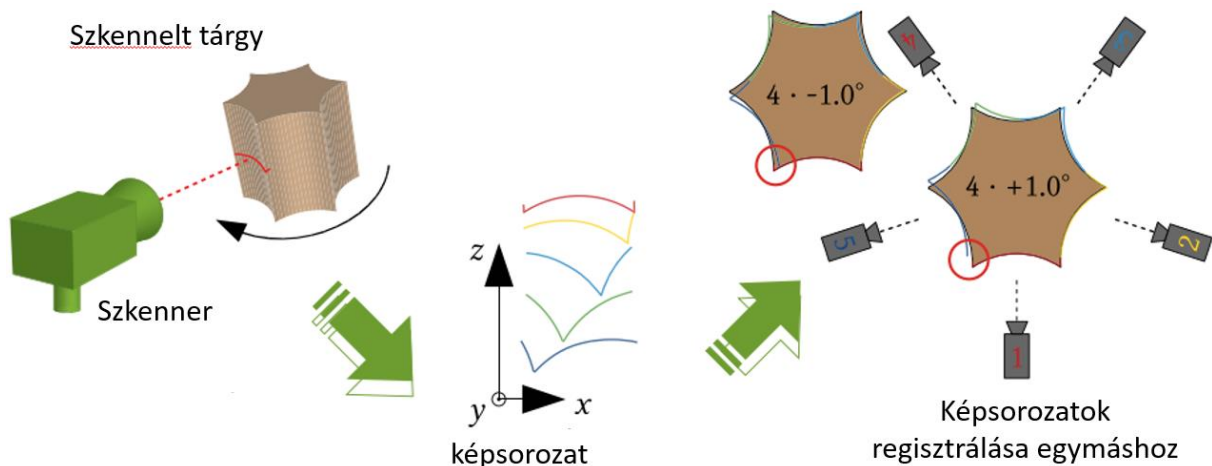
3-19. ábra: Az intraorális szkennelés folyamata. Sok 1-2 cm² nagyságú 3D képet készít a szkennel (fekete téglalap keretek), amelyeket azután az átfedő részek segítségével összefűz. A szkennelés irányát a kék nyíl szimbolizálja. (Saját rajz)



3-20. ábra: Két 3D szkennelési kép az átfedő felületek segítségével történő összefűzésének illusztrációja [122].

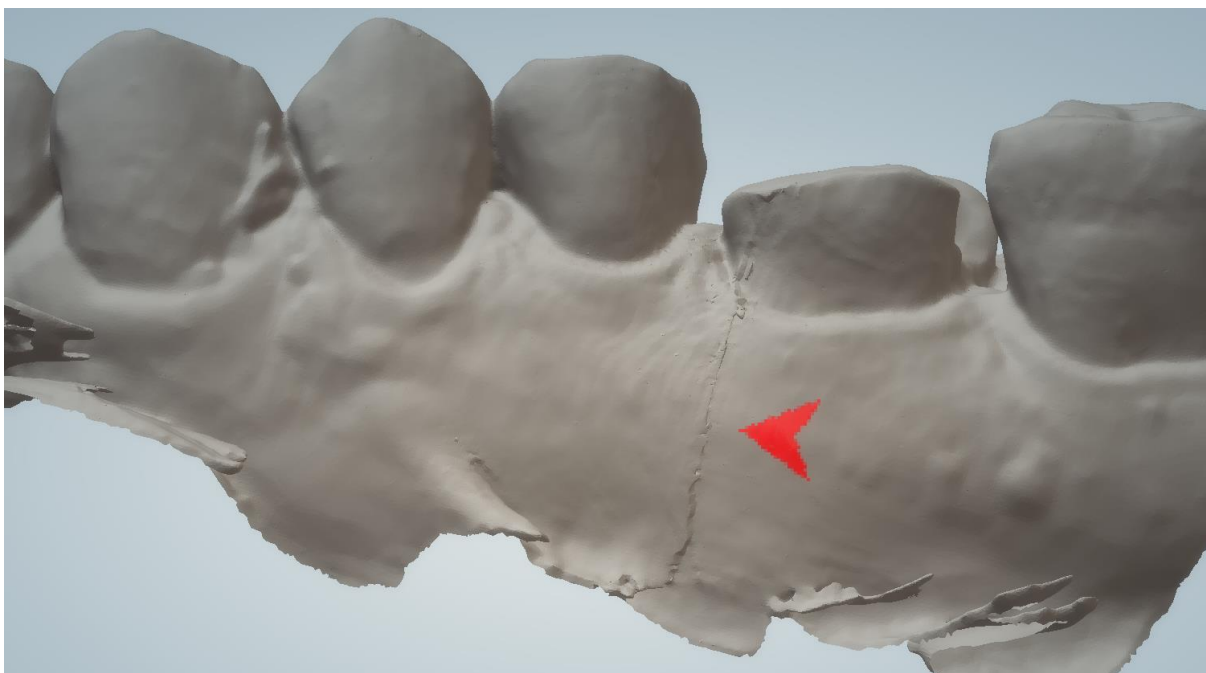
Az egyedi képek regisztrálására, egyesítésére, **összefűzésére** az ún. stitching mechanizmusra, különböző módszereket és algoritmusokat fejlesztettek és fejlesztenek ki [122-125]. Az összefűzés azonban elkerülhetetlenül tartalmaz hibát, amely a szkennelés előrehaladásával felhalmozódhat, hiszen sok ezer képet kell egymáshoz illeszteni [121, 125-127].

A 3D szkennelés alkalmazásának tipikus példája, amikor egy tárgyat egy forgó asztalra helyeznek a szkenneléshez. A tárgy lassú körbe forgása során a szkennerek folyamatosan képeket készítenek. Ha a szkennerek minden összefűzésénél hibáznak, akkor a végén a felhalmozódott regisztrációs probléma azt eredményezi, hogy a tárgy felülete nem fog egy síkban találni. Mivel zárt testről van szó, megfelelő algoritmus, a tárgy felületi morfológiáját használva képes utólag kompenzálni a „loop closure”/hurokzárási problémát [128] (3-21. ábra).



3-21. ábra: A hurokzárási probléma bemutatása Weise és mtsai által [128] készített és általam módosított sematikus rajzzal. Egy forgó fogaskereket öt eltérő irányból szkennelünk, majd a képeket egymáshoz illesztjük, azaz regisztráljuk. A mindössze $\pm 1^\circ$ -os képpáronkénti illesztési hiba jelentős felületi eltérést eredményez mire a szkennelés körbe ér. A tárgynak önmagába kellett volna záródnia, ehelyett lépcső keletkezett (piros körök jelzik).

Ugyanakkor a teljes fogív szkennelés során a képek hosszú lineáris összefűzése miatt ez sokkal nehezebb. Az egymás melletti képek szinte csak egy oldalon érintkeznek és nem jön létre önmagába záródó hurok, ami információt adna a torzulás mértékére [126]. További nehézség, hogy klinikai körülmények között szabadkézzel végezzük a szkennerek mozgását, ami szabálytalan ívet ír le. Ezért feltételezhető, hogy az összefűzési hiba függ a szkennelési stratégiától, azaz a szkennerek fej mozgásának a nyomvonalától (ezt szkennelési mintázatnak is hívják). Vizsgálati eredmények is utalnak arra, hogy a stratégia és a szkennelés kiinduló pontja befolyásolhatja az összefűzés pontosságát, de függhet a szkennerek által alkalmazott 3D technológiától is [129, 130]. A korábbi szkennerek verzióknál kezdő felhasználóknál gyakran tapasztalható volt, hogy fantomkép jelent meg és a szkennerek erősen torzult (3-22. ábra), ami a szkennelési mintázat fontosságára utal [131-133].



3-22. ábra: A 2009-ben fejlesztett Planscan (Planmeca) IOS-sal készített kvadráns szken felvételen látható (piros nyíl) az összefűzés pontatlansága. (Saját eset)

Ugyanakkor a mintázat hatásának kimutatása nem egyértelmű. Például hat különböző IOS-sal végzett szextáns szkennelések során nem sikerült statisztikailag szignifikáns különbséget találni a szkennelési mintázatok között [134]. Hasonlóan egy konfokális elven működő IOS esetén a szkennelési mintázat hatását a valódiságra nem, csak az ismételhetőségre tudták kimutatni [135]. Mások szerint, az IOS technológiától függően, a szkennelési mintázat jelentősen befolyásolta a teljes fogív szkennelés pontosságát [136]. A vizsgálatok eredményei és a klinikai gyakorlat közötti ellentmondás az IOS pontosságának elemzésére jelenleg alkalmazott módszerekből eredhet. A legtöbbször alkalmazott pontosságot mérő módszerek nem alkalmasak az összefűzés hibájának kimutatására, amit 3.6.6.3.2 fejezetben ismertetünk. **Ezért is dolgoztunk ki egy új szkenneri vizsgálati módszert, amely érzékenyen mutatja az összeillesztésből adódó hibát.**

3.6.6.3 Szken pontosságának mérése

3.6.6.3.1 A pontosság statisztika fogalmi

A digitális szakirodalomban a lenyomatok **pontossága** („accuracy”) az **ismételhetőség** („precision”) és a **valódiság** („trueness”) alapján határozható meg [137]. A fogalmak megfelelnek a mérési pontossággal kapcsolatos ISO standardban meghatározottal (ISO 5725-1 "International Organization for Standardization”) [138].

Az **ismételhetőség** („precision”) megmutatja, hogy az ugyanazon az objektumon végzett mérések (vagy tesztvizsgálatok) milyen közel állnak egymáshoz. Szűkebb értelemben az ismételhetőséget („repeatability”) a megismételt mérések véletlenszerű („random”) hibájaként mérjük jellemzően ugyanazon tárgyon, ugyanazon eszközzel, ugyanazon kezelő által. A precíziós mérés tágabb kiterjesztése a **reprodukálhatósági** vizsgálat („reproducibility”). Ugyanazt a tárgyat egy másik laboratóriumban és/vagy egy másik megfigyelő méri. A

szkenner pontosságának vizsgálatánál leginkább ismételtetési vizsgálatot végeznek, azaz ugyanaz a személy, ugyanabban az időpontban, ugyanúgy, ugyan azzal a szkennelendő tárggyal több szkent készíti ugyanazon a modellről. Ezek legtöbbször *in vitro* vizsgálatok. A szkennelendő tárgy (a mérés tárgya, 'unit of measurement') maga a szkennelendő tárgy, általában egy állcsont vagy fogív modell, nem szokott változni. Ugyanakkor, azok a vizsgálatok, amelyek többféle modellen – pl. változó a hiányzó és meglévő fogak elrendezése vagy különböző fogászati restaurátum anyagokat tartalmazó fogak -, tesztelik a szkennereket, jobban mutatják a klinikai használhatóságot. A több modellt alkalmazó vizsgálatok tulajdonképpen reprodukálhatóságot mérnek az ismételtetés helyett. A kétféle pontosság mérés elkülönítését ebben a magyar nyelvű dolgozatban következetesen ismételtetésnek és reprodukálhatóságnak fogom nevezni az itt leírtaknak megfelelően.

A **valódiság** határozza meg a tesztszkennelvény által végzett mérés és a valódi érték közötti torzulást (deviációt) vagy különbséget. Statisztikában szokás ezt bias-nak is nevezni. A valódi értéket, vagyis a referencia szkent (szokták mester szkennelvénynek is nevezni), optikai vagy mechanikai letapogatás alapján működő nagy pontosságú ipari szkennelvényvel szokták létrehozni [139, 140]. A teszt szkennelvényeket a referencia szkennelvényhez különböző digitális módszerekkel tudjuk viszonyítani, amit a következő fejezetben ismertetek.

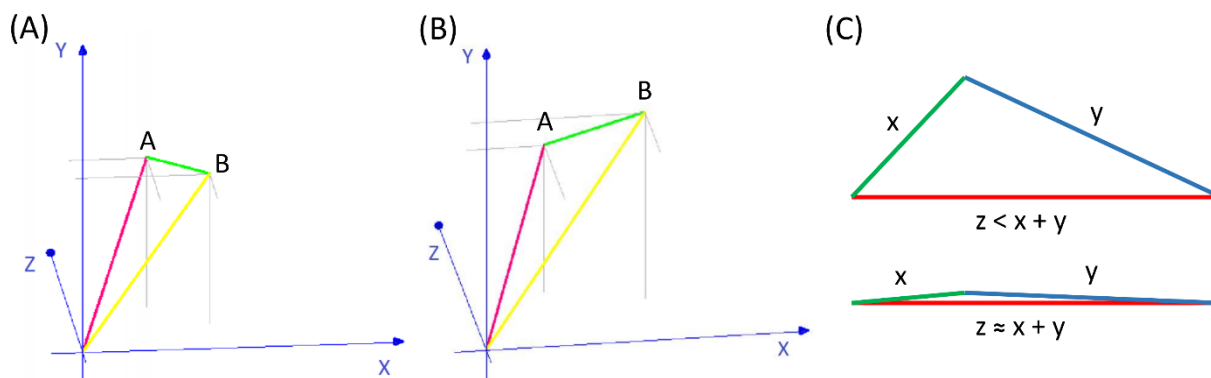
3.6.6.3.2 Szken pontosság mérésének módszerei és problematikája

Az IOS-ok pontosságának vizsgálatára két fő módszer terjedt el:

1. A távolság mérése két pont között. Megmérjük két kitüntetett pontnak a távolságát a referencia mintán is és a teszt mintán is. Majd a két mérés közötti különbséget vesszük a pontatlanság mérőszámának [141-145].

Hátránya:

- a. A pontok kiválasztás a referencia és a teszt mintán pontatlan, hiszen nem szabályos geometriájú testeket mérünk, hanem szabálytalan fogfelületeket.
- b. Ha csak tetszőlegesen kiválasztott pontokat mérünk és a torzulás a köztes helyeken jön létre, akkor azok ki is olthatják egymást [146], így alul becsüljük a valódi eltérést. Ráadásul a köztes területek torzulásáról nem kapunk információt.
- c. A lineáris távolságmérés egy vonalat használ, ezért két dimenziós. Ezért akár háromdimenziós térben ugyanazt a távolságot mérhetjük, akkor is, ha az egyik pont elmozdult a térben, tehát torzulás jött létre (3-23. ábra, A). A torzulás egy pont relatív elmozdulásaként definiálható, amely a valós – 3D térben a három lehetséges lineáris vektor (x, y, z) eredőjéből jön létre [147]. A három vektor egymásra merőleg. Az ilyen ortogonális tengelyrendszert euklideszi rendszernek nevezik, és ez az euklideszi geometria alapja. Ezért a helyes torzulás csak mindhárom irányú elmozdulás felhasználásával és a teljes eltérés Pitagorasz-tétellel történő kiszámításával értékelhető [147, 148] (3-23. ábra A és B). Ellenkező esetben alul becsülheti az eltérést. Ugyanis a háromszög egyenlőtlenségi tétel miatt, két pont távolságának különbsége mindig kisebb, mint a két végpont közötti valós távolság [149] (3-23. ábra C). Az egyetlen kivétel az, ha az elmozdulás pont abban a dimenzióban jön létre, ahogy a távolságmérés is történik. Ennek nyilván nagyon kicsi a valószínűsége. Ezért fontos, hogy mind a három irányba mérjük meg az elmozdulást.



3-23. ábra: (A) Egy példa, amelyben a piros vonallal az origó (ez lehet egy meghatározott mérőpont a mintán) és az A pont távolságát mérjük a referencia mintán. Az A mérési pont elmozdult A-ból B-be a derékszögű koordinátarendszerben a tesz mintán (szkenen). Az elmozdulást, tulajdonképpen a torzulást, zöld vonal jelzi. A sárga vonal a pirosnak megfelelő mérésünk a tesz mintán. A piros vonal és a sárga vonal hossza hasonló vagy akár ugyanaz is lehet, miközben a zöld vonal hossza számottevő. (B) Egy másik esetben a mért pont távolabb is került az origótól, tehát megnőtt a piros és a sárga vonal között különbség. Ezért itt már kimutatható a torzulás, de a különbség (=sárga-piros) kisebb, mint a valódi elmozdulás a 3D térben (zöld vonal). Ennek oka háromszög egyenlőtlenség tétele, ami a (C) ábrán látható. Azaz a háromszög két befogójának összege mindig nagyobb, mint az átfogó. Azaz piros és sárga vonal különbsége mindig kisebb lesz, mint a zöld vonal (valódi elmozdulás). Esetleg extrém esetben pont akkora. (fiam, ifj. Vág János műszaki rajza)

2. Elterjedtebb módszer amikor a referencia és a tesz szkent egymásra illesztik úgy, hogy a sok ezer pont („point cloud”) egyszerre kerüljön a lehető legközelebb egymáshoz [22, 141, 150-153]. Az ennek alapjául szolgáló algoritmus a referencia szkenn pontthalmazához legközelebb eső pontokat keresi az aktuális mintán, az ún. „iterative closest-point” (ICP) algoritmus segítségével [154, 155]. Az ICP standard módszerré vált a 3D-s illesztésben és a pontosság vizsgálatában [156, 157]. Az illesztés után kiszámoljuk az „átlagos” távolságot a két felszín között, ami a két felszín közötti térfogat és párosított felszínek területének hányadosa.

Hátránya:

- a. Az ICP algoritmus a legközelebb eső pontok között mér, ami nem feltétlen az egymásnak megfeleltethető pontok közötti távolságot jelenti. Az ICP algoritmus két felszín megpróbál a legközelebb hozni egymáshoz anélkül, hogy figyelembe venné, hogy az **anatómiailag identikus** (pl. csücskök, korona szélek), azaz egymásnak megfelelő, pontok kerüljenek egymáshoz legközelebb. Így a nagy területű, kevés információt tartalmazó, nagyobb torzulással létrejövő felszín (pl. nyálkahártya) fogja meghatározni az illesztést.
- b. Az ICP során az összehasonlításra kerülő szkenn egymásba fonódnak, térben keresztezik, metszik egymást. Ez a valóságban nem jöhet létre, hiszen mind a fogak, mind a restaurátumok szilárd testek, korlátozott rugalmassággal. Ezért, a mért felszínek közötti távolságból nem lehet következtetni az adott szkenn alapján készülő fogpótlás pl. széli záródására, akkor sem, ha a gyártás pontatlanságát zérusnak

vesszük. A klinikailag releváns kérdés az lenne, hogy a szkennelési pontatlanság mennyiben járul hozzá a fogpótlás pontatlanságához.

- c. Különböző mérések terjedtek el a felszínek közötti távolság kiszámítására, ami nehezíti az egyes tanulmányok összevetését.
 - i. átlagos abszolút eltérés (mean absolute distance, MAD) [158]: a negatív (a referencia szkennelés alatt levő teszt szkennelési pontok) és a pozitív (a referencia szkennelés felett levő teszt szkennelési pontok) eltérések abszolút értékét veszi és az összes értéket megátlagolja.
 - ii. négyzetes középérték (root mean squared, RMS) [159]: A negatív és pozitív eltéréseket négyzetre emeli, összeadja, elosztja a pontok számával, majd négyzetgyököt von. A négyzetes középérték érzékenyebb a kiugró értékekre, mint az átlagos abszolút eltérés [160], ezért valamelyest nagyobb értéket ad.
 - iii. $(90^\circ - 10^\circ)/2$, ahol 90° a 90. percentilis és 10° a 10. percentilis jelenti [161].

Ellentétben a fogas mintákkal, az elmozdulás háromdimenziós mérése - a Pitagorasz-tétel és a Descartes-koordináták alapján -, meglehetősen gyakori az **implantátumokról** történő mintakészítés [162] és a guided implantációs műtét [163] pontosságának vizsgálatában. Azonban sokáig csak rövid, néhány fogas mintát használtak az IOS pontossági vizsgálatára [164]. Implantációs fogpótlások esetében a referencia és a tesztmintán egymásnak megfeleltethető, identikus pontok egyértelműen kiválaszthatók a szkennelőkulcs szabályos geometrikus formája miatt [165], míg a természetes fogakon elhorgonyzott és megtámasztott restaurátumok esetén az identikus pontok meghatározása a preparált felszíneken nehézségekbe ütközik. Kivéve, ha az intraorális szkennelés előtt markereket jelölünk meg a csomópontokon vagy szabályos mértani testeket rögzítünk a fogakhoz [140, 166].

Összefoglalva elmondhatjuk: eddig nem sikerült az alábbi gyakorlati kérdésre választ adni, hogy **Mekkora és hol jön létre a teljes fogíven az összefűzésből adódó torzulás?**

Fontos megjegyezni, hogy mivel az utóbbi években mind az intraorális-, mind az extraorális szkennerek pontossága nagymértékben fejlődött, így a különbségek kimutatására egyre finomabb módszerre van szükség.

További probléma, hogy pontos referencia-szkennelés elsősorban ipari optikai szkennerekkel [167-169] vagy koordinált mérőgéppel (coordinate measuring machine) [140, 168, 170] hozható létre. Az ipari szkennerek valóságos szigorú kalibrációs feltételeken alapul [171]. Ezért a kutatók általában elfogadják a gyártó által megadott valóságra vonatkozó specifikációt. A saját vizsgálatainkban is használt ATOS Core (Carl Zeiss GOM Metrology, Németország) a digitális fogászat egyik leggyakrabban használt ipari szkennere, 1µm-es hibával. Azonban kobalt-krom-molibdén komplett állcsontív modell használatakor rosszabb volt az ismételhetsége (8µm), mint a gyári adat [168]. Ezenkívül az ipari szkennerek bizonyos korlátokkal rendelkeznek az IOS-hoz képest. Szűk területekre, például az approximális területekre, nehezen látnak rá [172]. Ez limitálja a tesztmodellek típusát.

3.6.6.4 A szkennelés pontosság klinikai értelmezése

A 3.5.2 alfejezetben feltártuk a restaurátumok széli záródásának jelentőségét, mint a fogpótlás pontosságának egyik legfontosabb kritériumát. Kérdés, hogy a elkészült fogpótlás

marginális rése vagy diszkrepanciája mennyire vetíthető előre az IOS-ok - a 3.6.6.3.2 alfejezetben ismertetett módszerekkel - mért pontatlanságából.

3.6.6.4.1 Fogakon elhorgonyzott fogpótlás esetén

Egy közelmúltbeli szisztematikus áttekintés és meta-analízis azt találta, hogy a legtöbb tanulmány a 120 μ m-es vagy annál kisebb széli rést klinikailag elfogadhatónak tartja az indirekt CAD/CAM restaurátumok esetében [173, 174]. Ezek az eredmények összhangban vannak a McLean által már 1971-ben a hagyományos indirekt restaurációs eljárásokkal kapcsolatban publikált eredményeivel [175].

Több fogon elhorgonyzott fogpótlás esetén az egyes koronák pontatlansága megnőhet a köztök levő összekötő részek (hídtestek) torzulása miatt. Ezt a torzulást a természetes fogaknál a parodontális rostok képesek kompenzálni. A parodontális rostok mérése során, a vizsgált fogak többségben 250 μ m-t (átlag 220 μ m) mértek és csak néhány esetben volt 90 μ m [176]. Ennek megfelelően, egyes szerzők a pontatlanság toleranciáját 90 μ m-ben határozzák meg [177]. Ha egy több tagú hídnál az egyes csomópontoknál 120 μ m pontatlanságot elfogadunk, akkor a híd test torzulása az egyes pillérek között egy további 90 μ m-et képes elfogadni. Tehát szóló koronáknál a marginális résnek 120 μ m-nél kisebbnek kell lennie, de az egész fogmű torzulása lehet ennél nagyobb, ha a parodontális rostok azt kompenzálják. Ugyanakkor ebből még mindig nem lehet egyértelműen meghatározni a szkenn pontosságát, hiszen a fogmű gyártása is hibával jár.

Ragasztott fogműnél, még további kompenzáló tényező a cementrés, amit 30-200 μ m közé állítanak a fogtechnikusok [16, 143, 178-191]. Ez a rés elsődlegesen a ragasztócementnek hivatott helyett biztosítani. Ugyanakkor segíthet a munkafolyamat során fellépő hibák kiegyenlítésében is.

Valódiság szempontjából a fogpótlás munkafolyamatának egyes lépéseinek hibái részben kiolthatják egymást. Például a szkenn során két pillér között nő a távolság, míg a gyártás során a híd zsugorodik. Az egyes lépések hibáit elemző vizsgálatok eredményeit csak akkor lehet összeadni, hogy ha ugyanazzal a módszerrel mérték és előjelet alkalmaztak. Ugyanakkor a 3.6.6.3.2 alfejezetben ismertetett módszerek abszolút értékben határozzák meg a valódiságot és/vagy nem jelölnek meg identikus pontokat, amit a fizikai fogpótláson is meg azonosítani lehetne.

A random hiba, vagy ismételhetőség, ugyan összeadódik az egyes lépések során, de nem közvetlenül. Matematikailag a szórás négyzete, a varianciák adódnak össze, az euklideszi távolságon (vektorok) alapulva, tulajdonképpen a Pitagorasz törvény 3D-ben történő alkalmazásával [192, 193]. Ami mindig kevesebb, mint az egyes hibák (szórások = ismételhetőség) összeadásából adódik.

Ráadásul az in vitro szélizáródási hiba tehát a valódiság (átlagos zsugorodás vagy tágulás) és az ismételhetőség összegéből jön létre. A klinikai marginális rést több tag esetén még a fogak mozgathatósága is meghatározza. Összefoglalva, azt mondhatjuk, hogy a végleges restaurátum illeszkedés feltételezhetően jobb, mint az egyes lépések hibái, amelyet jól

Jó példa a kioltásra, az indirekt digitalizálás folyamata, ami három lépést, a fizikai lenyomatot, a gipszelést és a laborszkenelés foglalja magába. Az egyes lépéseket 3D illesztésen alapuló vizsgálatok valódiság értékei a következők voltak.

1. VPS lenyomat + gipsz modell = 28 μ m [194].
2. A gipsz modell laborszkennerrel (D800, 3Shape, Dánia) történő digitalizálás = 46 μ m [151].
3. VPS lenyomat + gipsz modell + laborszkennelés (D800) = 53 μ m [195].

Látható, hogy az 1. és 2. hibaérték összege (28+46 = 74 μ m) nagyobb, mint 3. teljes folyamat (53 μ m) valósága. A kioltáson kívül a kisebb összértéket okozhatja az is, hogy a 3D illesztéses módszer az abszolút értékeket átlagolja, tehát nem előjeles.

Másik példában, az eredeti modelltől VPS lenyomatot vettek, majd beszkenneleltek D810 (3Shape) laborszkennerrel [170]. Az identikus mérőpontpárok 3D elmozdulása (abszolút értéken mért valóság) 318 μ m volt. Ha ezt követően gipszel kiöntötték és beszkenneleltek, akkor csak 287 μ m elmozdulás mértek az eredeti modellhez képest. Ha a lineáris távolsággal határozták meg az előjeles valóságot, akkor a lenyomatnál 200 μ m-et, a gipszelésnél 113 μ m-et mértek. Tehát két egymást követő munkafolyamat végeredménye kedvezőbb lett, mint az első lépés után mért függetlenül attól, hogy abszolút vagy előjeles (zsugorodás vs. tágulás) módszert alkalmaztak.

Összefoglalva, ha pontos határértéket nem is tudunk megállapítani az IOS-ok klinikailag elfogadható hibájára vonatkozólag, az megállapítható, hogy az előjeles valóság nagyjából a 100-120 μ m körül lehet teljes fogas állcsont esetén, míg abszolút értékben ennek fele [196-199].

3.6.6.4.2 *Implantátumon elhorgonyzott fogpótlás esetén*

Az IOS technológia az elmúlt évtized során sokat fejlődött, ezért a klinikusok elkezdtek alkalmazni őket a teljes implantációs protézisekkel történő szájrehabilitációhoz is. A szkener típusáról és mérési módszerétől függően a valóságértékek széles tartományban változtak, 31 μ m és 810 μ m között [141, 169, 200-204]. A digitális lenyomat nagy eltérése az implantátum protézis hibás illeszkedését eredményezheti, ami növeli a mechanikai feszülést. Ez a rögzítőcsavar [205], a fejrész vagy a kerámia leplezés [206] törését okozhatja. Hovatovább, a csavar kilazulását is előidézheti [207].

Jelenleg nincs közvetlen bizonyíték arra vonatkozóan, hogy mekkora szkennelési hiba fogadható el a teljes fogíves implantátumon elhorgonyzott fogpótlások esetében. Elvileg az osseointegrált implantátumtest csak 10-50 μ m-es "mozgást" tud tolerálni (ellentétben a természetes fogak paradontális rostjaival) [208-210].

A digitalizálás után, a restaurátum elkészítése marad az egyetlen jelentős hibaforrás. A modern laboratóriumi eljárásokban a gyártási hiba a 25-43 μ m tartományba esik [211-213]. Ezért az IOS hibája hasonló tartományban kell essen, hogy a teljes hiba (misfit) 50 μ m alatt maradjon [210]. Egy klinikai vizsgálatban, 45 implantátumra készített rögzített fogpótlásnál mindössze 3 vallott kudarcot 2 éves követés után, ami 93,3%-os sikerességi arányt jelez [214]. Öt esetben azonban a marginális adaptáció a kipróbálás során nem volt optimális, ezért a hídvezet manuálisan adaptálni kellett. Ezekben az esetekben a beszkennelel szkennelőkulcsokra a fogtechnikai szoftverben ráillesztett gyári CAD szkennelőkulcs fájlok több, mint 30 μ m-rel eltértek. A klinika vizsgálat eredménye, mindenképpen ígéretes, és egyben jelzi, hogy digitális lenyomat valóságának 30 μ m-en körül kell lennie.

A fogakra készült fogpótlásokhoz hasonlóan a gyártási folyamat hibája itt is kiegyenlíthető:

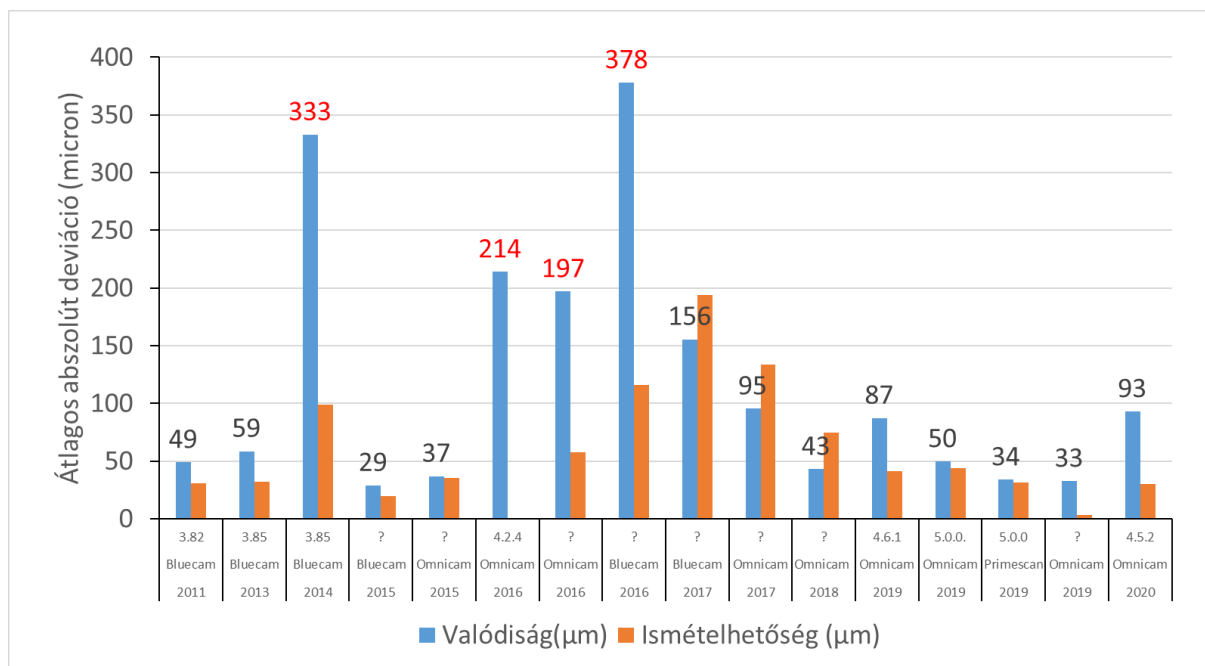
1. A fogpótlás gyártásának „tisza” pontatlansága implantátumra készült teljes fogív hidak esetén 105-281 μ m közé esett [212]. Öntéssel készült króm-kobalt hídnál a legrosszabb illeszkedésű mintánál 281 μ m, titánnál 130 μ m, míg CAD/CAM-mel készült titán hídnál 105 μ m volt.
2. Teljes fogívre készült implantátumon elhorgonyzott CAD/CAM híd elkészítése után vizsgálták az illeszkedést a híd és az implantátum platform széle között, 'egy-csavaros' teszt (Sheffield-teszt) segítségével [213]. A hiba tartalmazza a mester modell digitalizálását laborszkennerrel és a CAD/CAM titán váz elkészítését. A résszélesség 4-83 μ m közé esett. (A kerámiarétegek felvitele és égetése nem változtatott a résszélességen.) Ez az érték sokkal kisebb, mint az 1. pontban mért "tisza" gyártásból adódó érték.

3.6.6.5 A szoftver- és hardverfrissítések hatása az intraorális szkennerek pontosságára

Inokoshi és munkatársai 1992-ben [215] frissített CEREC CAD szoftverrel (Dentsply Sirona) készült betétek marginális illeszkedésében jelentős javulást találtak a régebbi verzióval készülthöz képest. Hasonlóan szoftver frissítés hatására a korona belső felszínének pontossága jelentősen javult CEREC rendszerénél [182]. A vizsgálatok a teljes chairside folyamatot nézték, így a szkennelés és a marási folyamat külön-külön hozzájárulása a pontossághoz nem volt értékelhető. Ugyanakkor, a szoftver és hardver frissítés IOS pontosságára kifejtett hatásáról csak kevés az irodalmi adat: a CEREC rendszer szoftverfrissítése jelentős javította a hozzátartozó IOS, az Omnicam (Dentsply Sirona) pontosságát [216].

Ha évszám szerint sorba rakjuk közel 10 év a CEREC rendszer pontosságát vizsgáló publikációit [151, 166, 195, 199, 217-223], akkor olyan, mintha a szkennerek nem fejlődtek volna (3-24. ábra). Ez ellentétben áll a klinikai tapasztalatainkkal. A bevont vizsgálatok mindegyike a szuperimpozíciós teljes felület illesztést használta teljes állcsonton. Ugyanakkor csak két vizsgálat [166, 219, 221] specifikálta az átlagos abszolút deviáció számítási módját. A 3.6.6.3.2 alfejezetben ismertettem a szuperimpozíciós módszerek hátrányait, többek között a számítási módok közötti eltérést, ami okozhatja, hogy nem látszik a fejlődés. Ezenkívül, a szoftver verziókat nem adta meg a cikke fele.

A hardver és szoftver verziók hatását tehát csak független vizsgálatban tudjuk meghatározni.



3-24. ábra: Az CEREC rendszerhez tartozó intraorális szkennerek teljes állcsont szkennelés esetén mért valódisága és ismételhetősége 2011. és 2020. között megjelent publikációkban. (saját ábra)

3.6.6.6 A szkennelés reflexiójának hatása az intraorális szkennerek pontosságára

Feltételezhető, hogy az optikai szájszkennerek gyártása során a fejlesztések korlátozott számú fényvisszaverő felületre vannak optimalizálva. A szájbán, ugyanakkor számos eltérő optikai tulajdonságú felület van, átlátszó zománc, kevésbé transzparens dentin, csillogó fémek, különböző áttetszőségű kompozitok és kerámiák stb.

Az IOS rendszerek valódiságát korábban egynemű anyagból készül fém, műanyag, kerámia vagy gipsz modelleken vizsgálták, amelyek nem reprezentálják pontosan a szájüregben lévő anyagokat [199, 218, 224-227]. Az eltérő reflexió, törési és áttetsző képességű anyagok különböző pontossággal szkennelhetők [228, 229]. A nagy fényvisszaverő képességű anyagok felhasználása a referencia modellek gyártása során (például fémötvözetek és bizonyos műgyanták) olyan optikai tulajdonságokkal rendelkező felületet hoznak létre, amely kihívást jelenthet az IOS rendszerek számára. Ha kevésbé áttetsző vagy fényvisszaverő anyagokat használunk a referencia mintához (pl. gipszet vagy műanyagot), a klinikai valóságnál ideálisabb szkennelési környezet jöhet létre [230]. A jó fényvisszaverő felületre érkező fénysugarak a beesési szög alapján verődnek vissza. Emiatt azok a felületek, ahol a beeső fénysugarak visszaverődése szétszórta, diffúz, sokkal ideálisabb pásztázási felületet jelentenek, mivel a szkennelés által kibocsátott fény nagyobb része kerül vissza az érzékelőjébe [229, 231]. Ennek eredményeként a különböző modellanyagok használata a szkennelés valódiságának túl- vagy alulbecslését eredményezheti, ami korlátozza a vizsgálatok értelmezését klinikai körülmények között. **Ezért vizsgálatunkban egyrészében a reflexió szempontjából is a valódihoz közelítő situációban igyekeztünk tesztelni a szkennereket.**

3.6.6.7 A felhasználói tapasztalat hatása a valódiságra teljes fogíves, implantátum szkennelés esetén

Számos tényező befolyásolja a teljes fogív szkennelési pontosságát, ha implantátumok pozícióját akarjuk meghatározni: a szkennelőkulcsok száma és típusa, elhelyezkedésük, szögeltérésük [142, 160, 201, 232-238]. A tapasztalat a szkennelésben javította a teljes fogív szkennelések pontosságát *in vivo* az iTero Element2 (Align Technologies, U.S.) esetében, de a Triosnál (3Shape) nem [132]. Ugyanakkor egy részleges foghiányba behelyezett 3 implantátum esetén a Trios3 (3Shape) esetében a tapasztalat az ismételhetőséget javította, de a valódiságot nem [239]. Ugyanebben a vizsgálatban, a Omnicam esetében nem mértek különbséget a különböző tapasztalattal rendelkezők között [239].

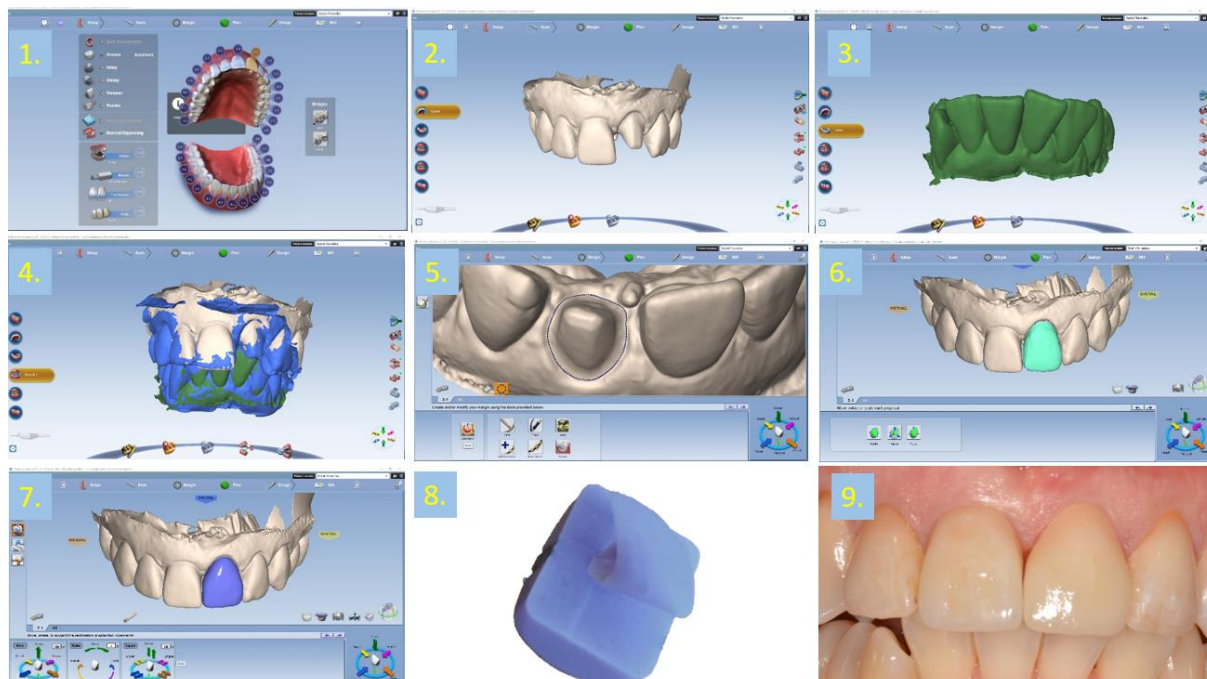
Teljes fogatlan állcsonton, hat implantátum Element2-vel történő szkennelésekor (műgyanta mintát használva) a tapasztalatnak nem volt hatása a pontosságra [142]. Ugyanebben a szituációban, a Lava Chairside Oral Scanner (LAVA COS, 3M ESPE, U.S.) rendszerrel a tapasztalt felhasználók lényegesen jobb pontosságot produkáltak [233]. Négy implantátum esetén (gipsz mintán) a tapasztalatnak nem volt hatása a valódiságra sem a CS3600 (Carestream Dental, U.S.), sem a Trios3 szkennerek esetén [240]. Fontos megjegyezni, hogy a fenti vizsgálatok esetén a szkennet (valódiság: teszt szkenn vs. referencia szkenn, ismételhetőség: teszt szkenn 1 vs. teszt szkenn 2) teljes felületen illesztették össze a torzulás kiszámolásához. A teljes felület magába foglalta a nyálkahártyát is. Ugyanakkor a szkennelőkulcs pozíciójának eltérése sokkal inkább meghatározza a készülő rögzített fogpótlás pontatlanságát [200, 214]. Fogatlan állcsonton nagy, sima, részletszegény nyálkahártya-felület van. Az illesztéshez használt best-fit algoritmus minimálisan csökkenti a felületek közötti távolságokat, de nem veszi figyelembe, hogy az egymásnak megfelelő geometriai (szkennelőkulcs hengerpalástja, teteje, oldala stb.) struktúrákat. Főleg nem veszi figyelembe az implantációs platformot, hiszen az nem is látszik a szkenn felvételen, miközben arra kell illeszkednie a fogpótlásnak. Korábbi vizsgálatok történtek ennek a problémának a leküzdésére. Például a szkennelőkulcs egymásra illesztésével, de ott az egész szkenn-felület eltérését mérték, nem a platform deviációt [200, 232]. Vagy a két szkennelést a szkennelőkulcsok egymáshoz képest történő deviációját mérték, de előtte az egész felületeket (nyálkahártyával együtt) illesztették egymáshoz [203, 241]. **A megfelelő megoldás, a kettő együttes alkalmazása, azaz mind az illesztést, mind a mérés elvégzése a szkennelőkulcs szintjén. Még célravezetőbb, ha nem a szkennelőkulcs szintjén mérjük az eltérést, hanem interpoláljuk azt a platform szintjére.**

További problémája a korábbi *in vitro* vizsgálatoknak, hogy szkennelése mesterséges felületen (gipsz, műanyag, fém) történt [141, 169, 200-204]. Ahogy azt a 3.6.6.5 fejezetben kifejtettük, az optikai elven működő IOS-ok pontossága a szubsztrátum fizikai összetételétől és optikai karakterisztikájától is függ [228, 229]. Tekintettel arra, hogy a fogatlan állcsont főleg rózsaszínű hosszan elnyúló nyálkahártya felülettel rendelkezik a szkennelőkulcsok között, a humán kadáver mintán végzett vizsgálat klinikailag relevánsabb eredményt adhat.

3.6.7 Teljes CAD/CAM munkafolyamat pontossága chairside rendszer használata esetén

A modern fogászatban a 3D szkennelési és modellezési lehetőségek lehetővé teszik, hogy a tervezési munkát digitálisan, a szék mellett végezzük el a hagyományos laboratóriumi

körülmények helyett. Ezt az eljárást nevezzük chairside CAD/CAM technológiának (3-25. ábra).



3-25. ábra: Bal felső nagymetszőre készült e.max CAD lítium diszilikát tömbből korona CAD/CAM munkafolyamatának főbb lépesei láthatóak. A tervezést a PlanCAD Easy szoftverrel végeztük. Balról jobbra haladva: (1) A preparált fog kijelölése, a restaurátum anyagának és a fog színének meghatározása. (2) Felső állcsont szkenn elkészítése. (3) Alsó állcsont szkenn elkészítése. (4) Harapás beszkenelése. (5) Preparációs szél kijelölése. (6) Korona tervezése mesterséges intelligenciával. (7) A terv manuális finomhangolása. (8) A kimart korona, kristallizáció előtt. (9) A kész korona a számban. (saját eset)

A hagyományosan gyártott fix fogpótlások illeszkedése, mind a széli részeken, mind a belső felületen régóta vizsgált terület [175, 242-245]. A mérés egyszerűsége miatt és a restaurátum tartóssága szempontjának fontossága miatt, a széli illeszkedést gyakrabban vizsgálják a belső illeszkedéssel szemben (bővebben 3.5 fejezetben). A nem CAD/CAM pótlások marginális illeszkedése 9 μ m és 112 μ m közötti, a restauráció típusától és anyagától függően [175, 242-245]. Ezt erősen befolyásolhatja a mérési módszer, a restauráció cementezése és a fogelőkészítés kialakítása [175, 242-245].

A digitális fogászati alkalmazások jelentős előnyöket biztosítanak a betegek számára, mint például a korona előkészítése és átadása egy időpontban, valamint a digitális lenyomatvétele kényelmé. Mégis sok klinikus kételkedik, hogy áttérjen-e a digitális technológiára. Korábban az egyik fő probléma az volt, hogy a CEREC rendszerek korai generációi által készített restaurációknál nagy marginális réseket mértek [246, 247]. A fogorvosok ezért azt hihetik, hogy ezek a régi adatok még az új digitális CAD/CAM rendszerekben is megmaradnak. Ugyanakkor, sok újabb vizsgálat egyetért abban, hogy a CAD/CAM-restaurációk illeszkedése hasonló vagy akár még jobb is, mint a nem CAD/CAM-pótlásoké [243-245, 248, 249]. A 2016-ban és 2018-ban megjelent meta-analízis [250, 251] szerint is az IOS-sal készített szülő CAD/CAM-

pótlások hasonló szélizáródással rendelkeznek, mint a hagyományos elasztikus lenyomati eljárásokkal készítek.

Számos tényező befolyásolja a teljes digitális eljárást, mint például az IOS típusa, technológiája, a szkennelési mintázat [150, 151, 199, 252], a marás típusa és beállítása [253], a csont előkészítése, tervezése és minősége [16, 254], a cementnek hagyott hely vastagsága [255] és a szoftver verzió [182]. **A jelenleg használt chairside rendszerek pontosságára vonatkozóan nagyon kevés publikált irodalom áll rendelkezésre [253, 254, 256].**

4 Kérdésfelvetések és célkitűzések

A doktori értekezésben ismertetett kilenc saját vizsgálat, kilenc publikációra épül, amelyek a 2. fejezetben kerültek felsorolásra. A 4. Kérdésfelvetések és célkitűzések, az 5. Anyag és módszer, a 6. Eredmények, a 7. Megbeszélés, és a 8. Következtetések és klinikai jelentőség alfejezetei a publikációknak megfelelően kerültek számozásra.

4.1 A korona készítés hatása a humán gingiva mikrocirkulációjára (esettanulmány)

A szülő koronák készítésének munkafázisai milyen hatással vannak az íny állapotára és mikrocirkulációjára? A mikrocirkulációban bekövetkező változások, mennyire korrelálnak a gyulladással?

4.2 A gingivitis és a dohányzás hatása a humán gingiva vasodilatációs kapacitására

1. Meg kívántuk határozni a gingiva vasodilatációs kapacitását és reakciókészségét a bőr mikrocirkulációs vizsgálatokban elterjedt hő provokációs teszt alkalmazásával.
2. Hogyan befolyásolja a gingivitis a nyugalmi gingiva véráramlást és a vasodilatációs kapacitást?
3. Hogyan befolyásolja a dohányzás és az ínygyulladás kombinációja a mikrocirkulációs változásokat?

4.3 A retrakciós fonal hatása a humán gingiva mikrocirkulációjára

1. Hogyan hat a retrakciós fonal alkalmazása a gingiva mikrocirkulációjára?
2. Melyik kémiai ágens képes kivédeni a fonal eltávolítása után bekövetkező (reaktív) hyperaemiát?
 - a. adsztringens alumínium-klorid (AlCl_3)
 - b. adsztringens vas-szulfát ($\text{Fe}_2(\text{SO}_4)_3$)
 - c. vasoconstrictor adrenalin

4.4 A hallgatói preparációs készség javítása digitális kiértékelő rendszerrel (Dental Teacher)

Javítja-e a preparált fog digitális összehasonlítása az ideális preparációval és vizuális megjelenítése három dimenzióban a fogorvostan-hallgatók preparációs készségét a hagyományos képzéssel szemben?

4.5 Az intraorális szkennelés összefűző hibájának vizsgálata négy féle szkennelési mintázat esetén

A jelenleg széles körben alkalmazott mérés technikák esetén nem kerül feltárásra az összefűző mechanizmus okozta hiba. Ezért ebben a vizsgálatban egy új, a szkennelés pontosságát mérő módszert fejlesztettünk ki ('**identikus-origó**').

- A módszer a fogív összes fogánál egyenként megméri a deviációt, miután a teljes fogív szkennelés egyetlen fognál illesztjük össze a referencia mintával. Az egy-fogas összeillesztést

a fogív szélén elhelyezkedő fognál végezzük el, ahol a szkennelést az IOS-sal elkezdtük. Amit szkennelési 'origó'-nak hívunk. Így feltételezésünk szerint, a módszer képes kimutatni az IOS-oknál fellépő összefűzés okozta hiba kinetikáját, a fogíven történő lokalizációnak függvényében.

- A referencia és teszt szkennelés között anatómiailag identikus pontokat határoztunk meg és így nem a felületek, hanem a pontok közötti 3D térben történő elmozdulást mértük ('identikus'). Feltételezésünk szerint, az így mért hiba, amely a szkennelés alapján készülő fogtechnika munka valódi pontatlanságát jobban reprezentálja, és nagyobb mértékű, mint a felületek közötti átlagos távolság.

A módszer kidolgozása után, a következő kérdéseket kívántuk a megválaszolni:

1. A tér melyik irányában (Descartes koordináta rendszer a sagittalis és occlusalis síkon definiálva) történik a legnagyobb torzulás szkennelés közben?
2. Eltér-e az új mérési módszerrel kapott szkennelés valóságát a hagyományos módszerrel (teljes felületen történő illesztés és deviáció mérés) mért értékektől?
3. Befolyásolja-e a szkennelési mintázat az identikus-origóval mért valóságot?

4.6 Két intraorális szkennelési technológia és az indirekt digitalizálás valóságának összehasonlítása identikus-origó módszerrel

A 4.6 vizsgálat-sorozatban kidolgozott módszer alkalmasnak bizonyult a szkennelési hiba hatékony kimutatására. Feltételezésünk szerint, a fogászati laboratóriumokban használt asztali szkennerekkel nem lép fel a fogíven az IOS fejének lineáris előrehaladásával progresszív összefűzési hiba. Ugyanis már az első kép a teljes tárgyat egyetlen szenzorpozícióból lefedi, különösen a strukturált fényű szkennerekkel, így egy átfogó hálót generál még akkor is, ha egyes részletek hiányoznak a rejtett területekről [257, 258]. A hiányzó információkat az objektum elforgatása során egy másik perspektívából szkennelni be. Ugyanakkor ezek a hiányzó „foltok” a már meglévő pontfelhő hálóra illeszkednek. Körülöttük már regisztrált képek vannak, így több oldalról is átfedő régiók felhasználásával pontosabb illesztés, regisztráció jön létre [259, 260]. Nem halmazódik a torzulás. Ezzel ellentétben az IOS csak kismértékben átfedő képeket készít az eszköz foganként történő előrehaladása során [121, 125, 126]. A fogív mentén egyre több képet kell regisztrálni a meglévőkhöz, ami végül bizonyos fokú pontatlanságot eredményez a digitális modellben [261, 262]. Ezt szemléltettük és mértük meg 4.6 vizsgálat-sorozatban. A valóság mérésénél a teljes fogív szkennelését a referencia szkenneléshez illesztjük az ICP algoritmussal. Ha csak a végponton illesztünk egy fogívet (IOS szkennelési origó), akkor elképzelhető, hogy a fogív végére magától a kis felületen történő illesztéstől mesterségesen (a módszerből adódóan) felnagyítjuk a hibát. Ennek mértékét megbecsülhetjük, ha az asztali szkennerekkel is elvégezzük az egy fogás illesztést.

1. Van-e különbség az IOS deviációs kinetikája és a digitalizált fizikai, szilikon lenyomat (indirekt digitalizálás) között teljes fogíven?
2. Befolyásolja-e az optikai leképzési technológia az IOS valóságát és ismételtetését? (két optikai leképzési technikát alkalmazó hét IOS hardver összehasonlítása)
3. Melyik irányban (Descartes koordináta rendszer a sagittalis és occlusalis síkon definiálva) jön létre a legnagyobb összefűzési hiba?

4.7 A szoftver- és hardverfrissítések hatása az intraorális szkennerek valódiságára és pontosságára eltérő reflektáló felületeken vizsgálva

1. Befolyásolja-e a szoftver frissítés hét különböző IOS valódiságát és ismételhetőségét (precizitás)?
2. Van-e különbség a hét IOS valódiságában és ismételhetőségében szoftver frissítés után?
3. Befolyásolja-e szkennelt felület (zománc, dentin, amalgám, kompozit, lítium-diszilikát, cirkónium-dioxid) a valódiságot és ismételhetőséget?

4.8 A felhasználói tapasztalat hatása a valódiságra teljes fogíves, implantátum szkennelés esetén: öt különböző intraorális szkennelőkkel végzett összehasonlítás

1. Van-e különbség a teljes fogív valódiságban három pontosságot mérő metodika között, ha fogatlan állcsontot öt implantátum szkennelőkkel szkennelünk be?
 - A szkennelt teljes felületének illesztése után (konvencionális módszer):
 - i. teljes felület deviációja
 - ii. az implantátum platform deviációja
 - A szkennelőkkel illesztése után (identikus pont módszer):
 - i. az implantátum platform deviációja
2. Van-e különbség öt IOS valódiságában?
3. Befolyásolja-e a valódiságot a szkennelési tapasztalat?

4.9 Teljes CAD/CAM munkafolyamat pontossága chairside rendszer használata esetén

1. Befolyásolja-e a teljes kerámia borítókronák illeszkedésének pontosságát az alkalmazott chairside rendszer hardver (két IOS + három marógép összehasonlítása)?
2. Befolyásolja-e az illeszkedést a gyors marási mód választása a standard beállítással szemben?
3. Különbözik-e a marási idő marógépek és a marási módok között?

5 Anyag és módszer

5.1 A korona készítés hatása a humán gingiva mikrocirkulációjára (esettanulmány)

5.1.1 A vizsgálati alany kiindulási állapota

Egy 28 éves nőbeteg a négy maxillaris metszőfogon mindkét oldalon két-két fogat összesínező műanyag leplezésű fém fogpótlást hordott (5-1. ábra). A páciens fő panasza a fogak elégtelen esztétikai megjelenése és a gyakori fogínyvérzés volt. A koronák körül az íngyulladás jelei mutatkoztak, feltehetően az approximális tér beszűkítése és a koronák vastag széle miatt. A fogcsonkok tangenciális technikával voltak előkészítve.

A páciens teljes körű felvilágosítást kapott a vizsgálati eljárásokról és a vizsgálatból való kilépés lehetőségéről, és aláírta a beleegyező dokumentumot. A vizsgálat összhangban volt az 1975-ös és 1983-as Helsinki Nyilatkozattal és annak későbbi módosításaival.



5-1. ábra: A vizsgálat alanyának műanyag leplezésű fém sínjei a felső metszőfogakon. (Saját eset)

5.1.2 A fogászati beavatkozás lépései

A protézis-rehabilitáció során a páciens gondos szájhigiéniára vonatkozó utasításokat kapott. A sínec eltávolításra kerültek és a fogcsonkokat teljes kerámia borítókoronákhoz 90°-os vállakkal (az áthajlásban lekerekített) újra preparáltuk. Ezt követően a páciens azonnali ideiglenes koronákat kapott önkötő műanyagból. A következő lépésben a fogtechnikai laboratórium által készített műanyag ideiglenes koronák kerültek a szájba. Négy hét elteltével adtunk át a négy darab szóló teljes kerámia borítókoronát.

A fogíny állapotát a protetikai beavatkozások különböző fázisai után értékeltük, az alábbiak szerint:

- I. a kiindulási adatok rögzítése, majd a beteg szájhigiéniái motiválása és instruálása;

- II. a fogorvos által készített ideiglenes koronák felhelyezését követően (1. hét)
- III. a fogtechnikai laborban készült ideiglenes koronák mellett hetente (2. hét)
- IV. 3. hét
- V. 4. hét
- VI. végleges koronák átadása és beragasztása után 1 héttel (5-2. ábra)
- VII. illetve 4 héttel.



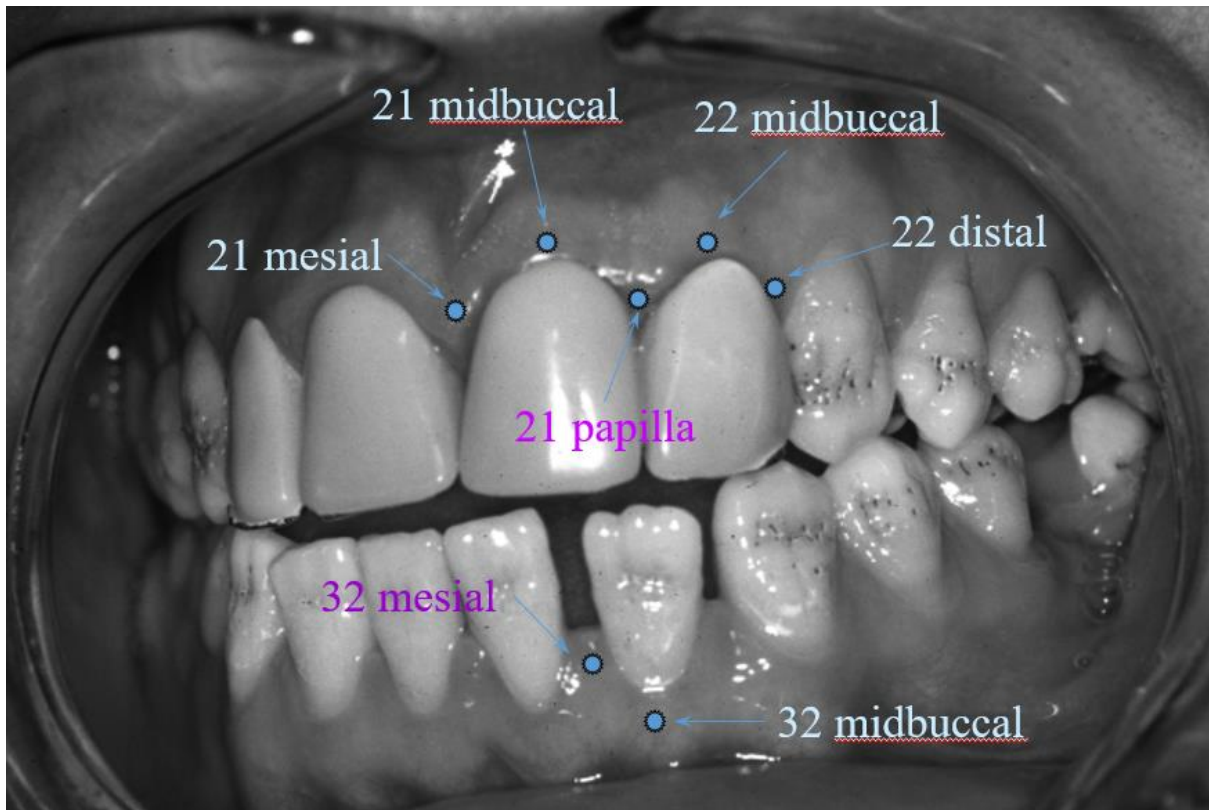
5-2. ábra: A vizsgálati alany beragasztott teljes kerámia borítókronái. (Saját esetünk)

5.1.3 Vizsgálati paraméterek

A következő paramétereket rögzítettük vagy mértük minden fázisban:

1. A **plakk-indexet** (PI) az approximális, az oralis és a vestibularis oldalon az összes fognál Silness és Loe leírása szerint [263]. A plakkot plakkfestő tabletták segítségével tettük könnyebben láthatóvá. A kezelt fogakon talált plakk mennyiségét külön is értékeltük.
2. A **gingivális-indexet** (GI) az approximális, az oralis és a vestibularis oldalon a kezelt fogaknál (FDI szerint: 11, 12, 21 és 22), Loe és Silness szerint [264].
3. A **véráramlást** (GBF) minden fázisban feljegyeztük öt ponton a 21 és a 22 fogaknál (5-3. ábra); a marginális gingiván midbuccalisan, a 21 fog mesalis és a 22 fog distalis oldalán. Az interdentalis papillánál, a 21-es és 22-es fogak között, egy közös mérési pontot jelöltünk ki. A véráramlás és a GI közötti kapcsolat értékelése során a distalis oldal GI értékeit vettük figyelembe.

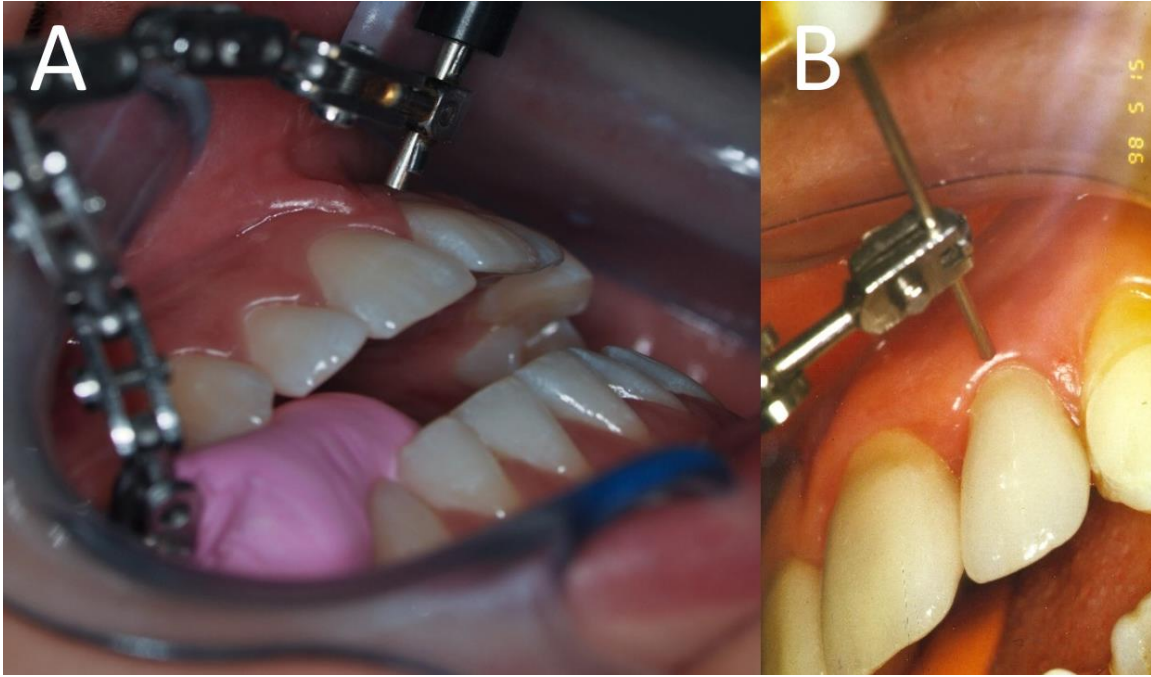
A kezeléstől független egész szájat érintő esetleges nem specifikus hatások ellenőrzése miatt a 32 fog (FDI szerint jelölve) marginális gingiváján midbuccalisan és mesialisan is mértünk.



5-3. ábra: Véráramlás mérőpontok a vizsgálati alany fogai körül. A fogak FDI szerint jelölve. (Saját fotó)

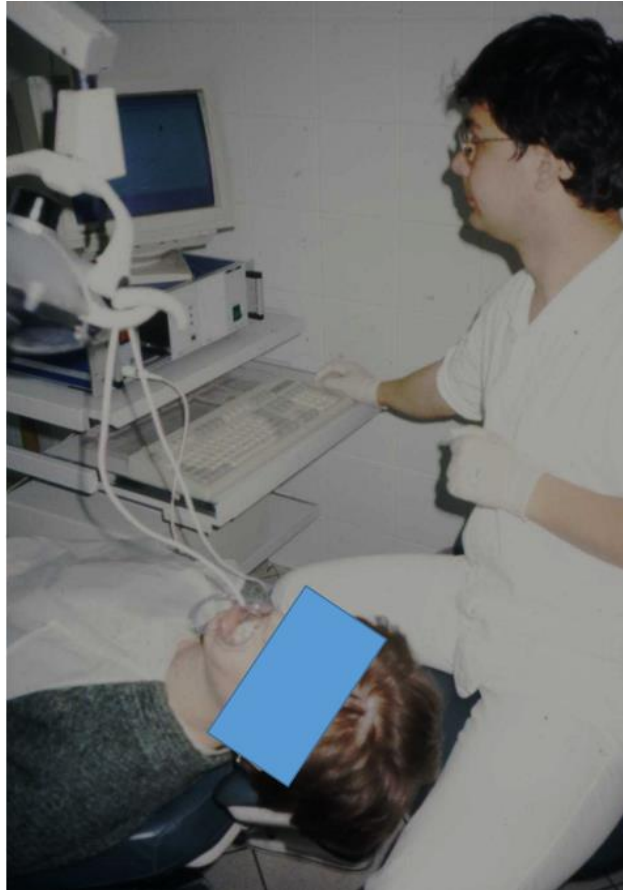
5.1.4 Véráramlásmérés

A GBF-t LDF segítségével mértük (Oxford Optronix Ltd, Oxford, U.K., 780 nm), és 'blood perfusion unit' egységekben (BPU) fejeztük ki. Egy 0,9mm átmérőjű egyenes lézer Doppler szondát alkalmaztunk. A szondát 1mm-re apicalisan a marginális gingivára irányítottuk, arra merőlegesen, anélkül, hogy a fogínyt érintettük volna. A szondát manipulátorral pozicionáltuk és szilikon lenyomatanyagból készült, egyedi harapás regisztrációval rögzítettük (5-4. ábra). Ez a korábbi közleményünkben [91, 265] ismertetett rögzítési módszer jelentősen javítja a jel/zaj viszonyt.



5-4. ábra: (A) A szonda rögzítése szilikon harapással (rózsaszín) és benne elhorgonyzott fém manipulátorral. (B) A lézer Doppler szonda elhelyezése a marginális gingiván. (Saját eset)

A LDF-et egy asztali számítógéphez csatlakoztattuk a folyamatos adatrögzítéshez (5-5. ábra). Minden fázisban, minden pontban, 30 másodpercen keresztül rögzítettük a véráramlást és háromszor megismételtük. A három, egyenként 30 másodperces (3x30db) mérési adatot átlagoltuk. A egyes pontokon végzett méréseket véletlenszerű sorrendben végeztük, minden fázisban.



5-5. ábra: A páciens elhelyezése, a lézer Doppler szonda rögzítése és összekötése az asztali PC-vel. (Saját esetünk)

5.1.5 Statisztika

A kiindulási (I.) és a későbbi fázis (II.-VII.) közötti perfúziós értékek közötti különbségek statisztikai értékelésére ANOVA-t használtunk. A gingivális-index és az LDF értékek közötti összefüggést Spearman-féle korrelációval vizsgáltuk. A 0,05-nél kisebb p-értéket statisztikailag szignifikánsnak tekintettük.

5.2 A gingivitis és a dohányzás hatása a humán gingiva vasodilatációs kapacitására

5.2.1 Páciensek kiválasztása

A vizsgálatot a Semmelweis Egyetem Konzerváló Fogászati Klinikáján véletlenszerűen kiválasztott, egészséges beérkező páciensein végeztük. A kizárási kritériumok voltak a terhesség, szisztémás betegségek, tartós gyógyszeres kezelés (fogamzásgátlók kivételével) és az antibakteriális vagy gyulladáscsökkentő gyógyszerek. Minden résztvevő (n=50) teljes körű magyarázatot kapott a vizsgálatról és a kilépési lehetőségről. Minden beteg írásos beleegyezését adta a vizsgálathoz. A vizsgálatok a 1975-ös és 1983-as Helsinkai Nyilatkozatoknak megfelelően történtek, és a Regionális és Intézményi Etikai Bizottság hagyta jóvá (034310/2014/OTIG).

5.2.2 A marginális gingiva véráramlásának mérése

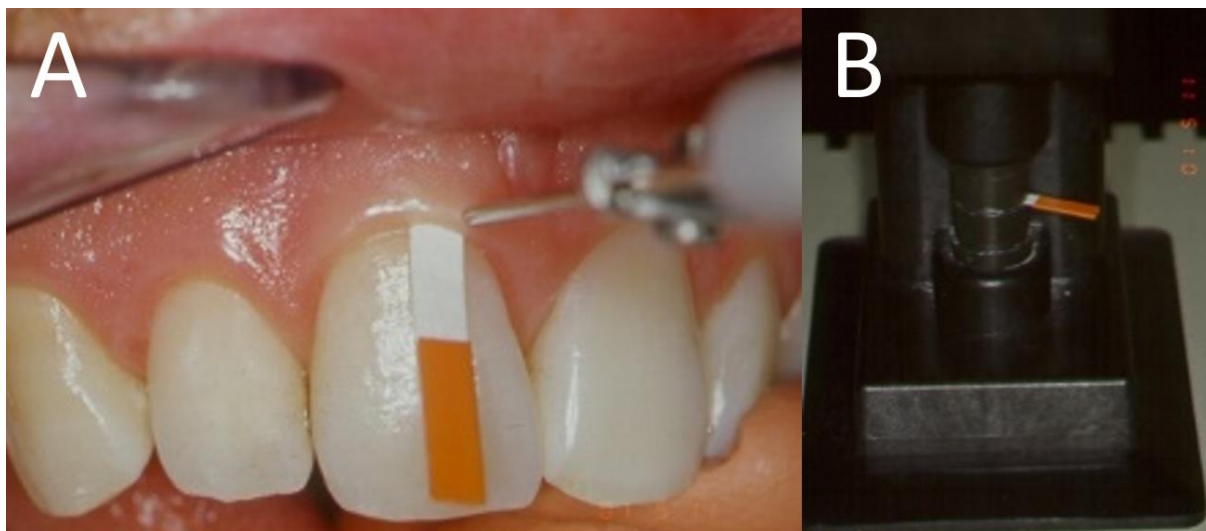
Az ínyszél véráramlását (GBF) LDF-el (780nm; MoorLAB; Moor Instruments Ltd, Devon, UK) mértük. A lézer Doppler műszer a véresejtek átlagos sebességét (Speed) és a mozgó vörösvértestek koncentrációját méri (CMBC), amelyek szorzatából a nettó vörösvértest fluxust is kiszámolja. A fluxust tekintettük a GBF indikátorának. A méréseket nyugalomban, állandó környezeti hőmérsékletű (26°C) helyiségben végeztük. Az alanyoknak a mérés előtt 30 percig tilos volt fogat mosni, gargalizálni, enni és inni. Minden páciens kényelmesen hanyatt feküdt egy fogorvosi székben, és legalább 15 percig nyugalomban volt, mielőtt bármilyen mérést elvégeztünk volna. Az ajkakat szájtartóval tartottuk el, a nyálkahártya feszülése nélkül. Egy egyenes lézeres Doppler szondát (külső átmérő: 1,5mm; Moor Instruments Ltd, UK) csatlakoztattunk az áramlásmérőhöz. A szondát 1mm-re apicalisan a marginális gingivától buccalisan, merőlegesen a fogíny felszínére, annak érintése nélkül rögzítettük egy acél manipulátorral, amely egy egyedi készítésű szilikon harapási blokkban rögzítettük (hasonlóan a 5.1 vizsgálathoz). A LDF-t számítógéphez csatlakoztattuk, és az értékeket (Fluxus, CMBC, Speed) adatgyűjtő szoftverrel (MoorLAB v2.01, Moor Instruments Ltd, Devon, UK) rögzítettük. Másodpercenként 40 értéket rögzítettünk, amelyeket másodpercenként átlagoltuk.

5.2.3 A szisztémás vérkeringés mérése

A szisztémás vérnyomást (systole-s és diastole-s) és a pulzusszámot egy automata vérnyomásmérő (Ormon M4; Ormon Health care Inc., Kyoto, Japán) rögzítette. Minden vizsgálatban a vérnyomást a véráramlási értékek felvétele előtt és után mértük, és kiszámítottuk az átlagos artériás középnyomást (MAP).

5.2.4 A crevicularis folyadék mérése

A gingivális crevicularis folyadékot (GCF) speciális szűrőpapírsíkkal (Periopaper; Oraflow Inc., NY, USA) itattuk fel, óvatosan behelyezve a gingivális barázdába 10 másodpercre (5-6. ábra, A kép). A GCF mennyiségét Periotron 8000 (Oraflow Inc., NY, USA) készülékkel mértük, amely a Periopaper elektromos kapacitását határozza meg (5-6. ábra, B kép). A mért értékeket Periotron egységekben (PU) fejeztük ki.



5-6. ábra: A Periopaper behelyezése a gingivális sulcusba (A). A Periopaper nedvességtartalmának (elektromos kapacitásának) mérése (B). (Saját fotó)

5.2.5 A meleg sóoldat hatása a GBF-re egészséges ínyben

A vizsgálatot kilenc nemdohányzó önkéntesen végeztük, akiknek egészséges fogínyük volt. A kiindulási GBF-et 1 percre rögzítettük. Ezt követően a lézer Doppler szonda melletti marginális ínyre 2ml előmelegített (44°C) steril sóoldatot csepegtettünk 30s-on keresztül. A GBF-t folyamatosan mértük a csepegtetés alatt és a teszt elvégzése után további 5 percre folytattuk.

5.2.6 Halogén lámpa által kiváltott hő hatása a GBF-re egészséges ínyben

A vizsgálatot tizenkét, egészséges fogínyű nemdohányzó önkéntesen végeztük. A hőingert a fogínyen egy fogászati polimerizációs lámpával (Ivoclar Vivadent AG, Liechtenstein, 35W) hoztuk létre, amelyből a fénytűrőt eltávolítottuk. A fényvezetőt 1,5cm távolságra a marginális gingiva felé irányítottuk és aktiváltuk 80s-ig. A GBF-et a hőprovokáció előtt és utána még 5 percre rögzítettük. A GBF-et fény alkalmazása közben nem lehetett rögzíteni, mivel a halogén lámpa széles hullámhossz tartománya átfed a lézer Doppler hullámhosszával.

5.2.7 A gingivitis hatása a hő által kiváltott hyperaemiára nemdohányzóknál és dohányzóknál

Ez a csoport huszonkilenc önkéntesből állt, akik különböző állapotú gingivával rendelkeztek, az egészségtől a közepesen súlyos gyulladásban szenvedőig. A gyulladás mértékét a GCF mérés alapján határoztuk meg. A pácienseket két csoportra osztottuk:

- A. nemdohányzók (n=18)
- B. dohányzók (n=11)

A véráramlás mérése előtt a GCF termelést és a vérnyomást meghatároztuk. Az előző (5.2.6) vizsgálat sorozathoz hasonlóan a GBF-et legalább 1 percre a fény által indukált hő alkalmazása előtt és után 5 percre rögzítettük.

Az egyéni hőválasz görbe jellemzésére a következő vérkeringési paramétereket számítottuk ki:

1. a hőingerre adott maximális GBF változás az alapvonalhoz képest (MAX),
2. maximális százalékos változás (MAX%),
3. a MAX% egyharmadára való csökkenés ideje ('recovery time', RT),

4. a görbe alatti területet a felvétel kezdetétől a hőstimuláció után az RT pontig (Area). Meghatároztuk a nagyfelbontású rögzített LDF görbén a mikrocirkulációs pulzust. Majd kiszámoltuk a GBF (Fluxus) pulzus amplitúdóját (GFPA),
5. a kiinduláskor (GFPA-bsl),
6. és a hőprovokáció befejezése utáni első 15 másodpercben (GFPA-heat).

5.2.8 Statisztika

A normál eloszlású adatokat (MAP, kiindulási GBF, MAX, MAX%, GFPA) átlag± standard hiba (SE), a nem normális eloszlásúakat (életkor, GCF, RT, Area) medián és interkvartilis tartomány (Q1-Q3) formában adtuk meg.

A vérkeringési paraméterek változását az idő függvényében repeated measurement of ANOVA-val értékeltük ki. A különböző periódusok vérkeringési értékeit Dunnett-teszttel hasonlítottuk össze a kiindulási időszakkal.

A dohányzó és nemdohányzó csoportok értékeit kétmintás t-teszttel (MAP, MAX, MAX%, GFPA), vagy nem paraméteres Kruskal-Wallis teszttel (életkor, GCF, kiindulási GBF, RT, Area) hasonlítottuk össze az adatok eloszlásától és a variancia homogenitásától (Levene-próba) függően.

A MAP és a GBF kapcsolatát Pearson-féle korrelációs együtthatóval vizsgáltuk. Az életkor, a GCF, MAX, MAX%, RT, Area és GFPA közötti összefüggés megállapításához Spearman-tesztet használtunk.

Minden statisztikai elemzéshez $p < 0,05$ alfa értéket használtunk. A statisztikai kiértékelés a Statistica szoftverrel (verzió 12, StatSoft Inc., Tulsa, OK, USA) történt.

5.3 A retrakciós fonal hatása a humán gingiva mikrocirkulációjára

5.3.1 A retrakciós fonal folyadék felvételének *in vitro* vizsgálata

Azonos hosszúságú (35mm) fonott fonalat (#00, Ultrapac; Ultradent Products Inc., U.S.) használtunk gingiva retrakcióhoz. Minden fonaldarabot pontosan lemértünk digitális analitikai mérlegen (Mettler AE-200; Mettler-Toledo AG, Greifensee, Svájc) mielőtt beáztattuk volna. Az áztató folyadékok a következők voltak:

- A. Adrenalin (0,1% tömeg/térfogat, Tonogén ampulla, Richter Gedeon Zrt., Magyarország)
- B. $AlCl_3$ (25% tömeg/térfogat, Ultradent Products Inc.)
- C. $Fe_2(SO_4)_3$ (15,5% tömeg/térfogat, Ultradent Products Inc.)
- D. fiziológiás sóoldat (kontroll csoport)

Minden anyagcsoportban 25 darab fonalat használtunk. A fonalak folyadék-felvételének időfüggését gravimetrikus méréssel határoztuk meg: 2s, 1, 5 és 60 perc és 24 órán keresztüli (n=5 alcsoportonként) áztatással. A fonal által felvett folyadékmennyiséget az impregnálás után mérlegen lemértük és kivontuk belőle az impregnálás előtti tömeget. A felvételt *tömegnövekedés/fonal tömeg* (mg/mg) fejeztük ki. A felvételt az idő függvényében egy lineáris koordinárendszerben ábrázoltuk, és a görbét illesztettünk rá (telítési egyenlet). A fonal által elnyelt maximális folyadékmennyiséget minden egyes vizsgálati oldatnál a Michaelis-Menten egyenlettel számítottuk ki. Ehhez az idő reciprokát ábrázoltuk az abszorbeált folyadék

reciprokának a függvényében. Az illesztett görbe y-tengely metszéspontjának ('intercept') reciproka a telítés reciproka. A telítési időt az eredeti görbéről olvastuk le a telítés y-értékénél.

5.3.2 A retrakció hatása a marginális gingiva mikrocirkulációjára, klinikai vizsgálattal

5.3.2.1 Résztevők beválogatása

Egészséges, nemdohányzó betegeken végeztük, akik jó szájhigiénéjével rendelkeztek (n=33; 18 férfi, 15 nő, 18-30 éves). Beválasztási kritérium volt még a klinikailag egészséges íny. Kizárási ok volt a magas vérnyomás vagy a rendszeres gyógyszerezés.

Minden résztvevővel ismertettük a vizsgálat menetét és ezt követően írta alá a beleegyező nyilatkozatot. A tanulmány összhangban volt az 1975-ös és 1983-as Helsinki Nyilatkozattal.

5.3.2.2 Vizsgálati csoportok

Mindegyik résztvevőnél csak egy vizsgálati anyagot alkalmaztunk. A betegek számára a kellemetlenségek minimalizálása érdekében az adatgyűjtést 30 percre maximalizáltuk, és mindegyik alany csak egyszer vett részt a vizsgálatban.

A vizsgált vegyületek:

- A. fiziológiás sóoldat (n=7),
- B. 0,1% adrenalin (n=9),
- C. 25% $AlCl_3$ (n=9)
- D. 15,5% $Fe_2(SO_4)_3$ (n=8).

A retrakciós fonalat (#00, Ultrapac) először telítettük az oldatokkal, a 5.3.1 vizsgálatban mért maximális telítési idő alkalmazásával. A retrakciós fonalat labiálisan az íny sulcusba helyeztük midbuccalisan a jobb felső középső metszőfogaknál (5-7. ábra).



5-7. ábra A retrakciós fonal (#00, Ultrapac) behelyezése utáni fotó. A LDF szondát szilikon sablon rögzíti manipulátor segítségével. Látható a marginális gingiva elfehéredése, ami a vértelensége utal. (Saját fotó)

5.3.2.3 Véráramlás mérés

A GBF LDF-el (Oxford Optronix Ltd, Oxford, Egyesült Királyság, 780 nm) mértük. Az egyenes lézer Doppler szondát (átmérő: 0,9mm) a marginális ínyszéltől 1mm-re apicalisan irányítottunk az ínre merőlegesen anélkül, hogy azt megérintettük volna. A szondát acél manipulátorral és egyedi készítésű szilikon occlusiós blokkal stabilizáltuk (hasonlóan a 5.1 vizsgálathoz) Az értékeket a BPU-ban fejeztük ki.

A GBF mérést állandó környezeti hőmérsékleten, nyugodt körülmények között végeztük. A vizsgálat során minden beteg kényelmesen helyezkedett el a fogorvosi székben, fekvő pozícióban. Az állkapocs mozgást a LDF szondát tartó szilikon harapási blokk meggátolta. Az ajkakat szájtartóval tartottuk el.

A vizsgálati periódusok a következők voltak:

- I. A retrakciós fonál behelyezése előtt a véráramlást minimum öt percig rögzítettük, addig, amíg teljesen stabil vízszintes jelet nem kaptunk (nyugalmi periódus). A **kiindulási értékeket** a nyugalmi időszak utolsó két percében rögzítettük, a 40Hz-es jelek átlagolásával.
- II. Ezt követően a gyógyszerrel telített retrakciós fonalat behelyeztük a sulcusba anélkül, hogy megszakítottuk volna a véráramlás rögzítését, és anélkül, hogy eltávolítottuk volna vagy megérintettük volna a mérőszondát. Ezután további öt percig nem érintettük a fonalat. Az első (**'fonal1'**) és az utolsó öt perc (**'fonal5'**) értékeit átlagoltuk a statisztikai elemzéshez.
- III. Öt perc után a fonalat eltávolítottuk. A véráramlásmérést még további 20 percig folytattuk. A második (**'post-fonal2'**), a tizedik (**'post-fonal10'**) és a huszadik (**'post-fonal20'**) perc értékeit átlagoltuk a statisztikai elemzéshez.

5.3.3 Statisztika

A marginális gingiva véráramlásának változását az idő periódusok között és a csoportok között kétszemponos varianciaanalízissel (ANOVA), majd a Newman-Keuls post-hoc teszttel. hasonlítottuk össze. Az adatokat átlag±SE formában ábrázoltuk. Szignifikáns változást $p < 0,05$ értéknél fogtuk el.

5.4 A hallgatói preparációs készség javítása digitális kiértékelő rendszerrel

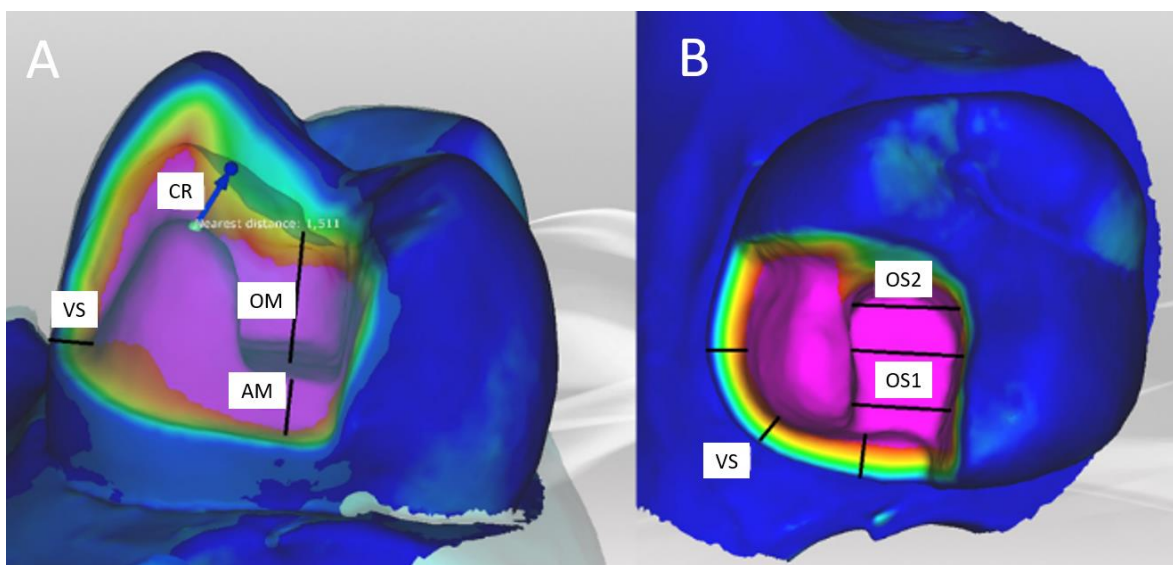
5.4.1 A résztvevők beválogatása

Vizsgálatainkba 36 negyedéves fogorvostan-hallgatót vontunk be. A hallgatókat véletlenszerűen választottuk ki, korábbi érdemjegyeiket, szubjektív megítélésüket nem vettük figyelembe. A negyedéves hallgatók, már közel két év klinikai gyakorlattal rendelkeztek. Minden résztvevőt tájékoztattunk a vizsgálat céljáról és a vizsgálatból való kilépés lehetőségéről. A vizsgálat összehangban volt a 1975-ös és 1983-as Helsinki Nyilatkozattal és annak későbbi módosításaival.

5.4.2 A preparálandó kavitás meghatározása

A jobb felső első őrlőfogban egy mesialis, occlusalis, és a buccalis felszínre kiterjedő onlay üreg készült egy műanyag modellben. Az üreg a kerámia inlay/onlay készítés alapszabályait követte [266]. A kavitás paraméterei a következők voltak (5-8. ábra):

1. az occlusió üreg mélysége (OM: 3mm)
2. az occlusalis kavitás két különböző pontján a szélesség mesialisan (OS1: 2mm)
3. és distalisan (OS2: 2,5mm)
4. az approximális kazetta mélysége az occlusalis üreghez képest (AM: 1mm)
5. a mesiobuccalis váll szélessége (VS: 1mm)
6. a mesiobuccalis oldalon a csücsök redukció mértéke (CR: 1,5mm)



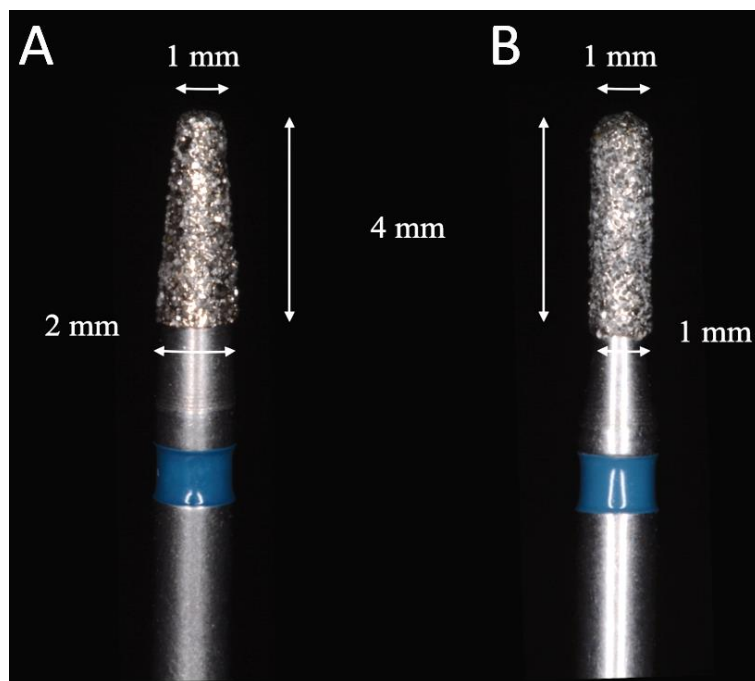
5-8. ábra: Az onlay kavitás paraméterei a mestermodellen mesialis (A) és occlusalis (B) nézetből. A üregmélység (OM), az approximális kazetta magassága (AM), a csücsök redukció (CR), a vállszélesség (VS), az occlusalis kavitás szélessége mesialisan (OS1) és distalisan (OS2) (Saját ábra)

A fenti elveket követve egy oktató elkészítette az ún. mesterpreparációt, amihez viszonyítottuk a hallgatói üregeket.

5.4.3 Az első preparációs üreg kivitelezése

A kavitás készítéséhez mind a 36 résztvevő együtt hallgatta meg az instrukciókat az oktatótól. Az oktatás megfelelt a Semmelweis Egyetemen a reguláris oktatás keretében megtartott propedeutikai kurzusnak.

A fog előkészítéséhez minden hallgató két gyémánt fúrót kapott (5-9. ábra). A fúrók pontos méretéről tájékoztatást kaptak, így segédeszközként használhatták a kavitás méretének kialakításához.



5-9. ábra: Az üreg előkészítéshez használt inlay (A) és fissura (B) gyémánt fűrők. A fűrők hosszát és átmérőjét milliméterben adtuk meg. (Saját ábra)

5.4.4 Preparáció értékelése

Maximum 60 perces előkészítési idő után az összes preparált fog begyűjtésre került. A preparált fogakat a KaVo Arctica (KaVo Dental GmbH, Németország) asztali szkenneléssel beszkeneltük. A szkennelés pontosságát 20 μ m-re rendeljük [259]. A távolság méréseket a KaVo Dental Teacher szoftverben (KaVo Dental) végeztük digitális vonalzó használatával. Az OM-et, a CR-t és a VS-et három, az OS1-et pedig két ponton mértük, és mindegyikre átlagot számítottunk. Az OS2-t és az AM-et egy ponton mértük. A hallgatói üregeken mért távolságokból kivontuk a mestermoddellen mért értékeket és a **különbségek abszolút értékével** jellemeztük a hallgatói preparáció minőségét.

5.4.5 Második preparáció kivitelezése

Az első preparáció után a diákokat véletlenszerűen egy kontroll (n=18) és egy tesztcsoportra (n=18) osztottuk. A kontrollcsoportban az oktatásban általánosan alkalmazott módszerek szerint kaptak szóbeli visszajelzést az oktatótól. Az oktató szondával mutatta meg a preparációs hibákat a modellen.

A tesztcsoportban a Dental Teacher 3D vizualizációs funkcióját használta az oktató a hibák demonstrálására. A tesztcsoport résztvevői jelen voltak a távolságmérések során is, így a kinagyított 3D virtuális modellen könnyedén észlelheték hibáikat.

Mindkét csoport hallgatói az értékelést követően az első preparációban használt foggal megegyező, de új modellen végezték újra az előkészítést.

A második kavitást az első preparátumokhoz hasonlóan mindkét csoportban beszkeneltük és a Dental Teacher szoftverrel elvégeztük a kiértékelést, ugyanúgy, ahogy az első preparációnál.

5.4.6 Statisztika

Az ábrákon és táblázatokban a medián \pm kvartiliseket (Q1, Q3) tüntettük fel. Az első preparátumnál mért eltérést a két csoport között Mann-Whitney U teszttel hasonlítottuk össze. Az első és a második preparátum között mért mestermintától való abszolút eltérést ('minőség') a Wilcoxon párosított teszt segítségével hasonlítottuk össze a kontroll és a tesztcsoportban. A 'javulás'-t az első preparációnál mért eltérés mínusz a második preparációnál mért eltérés alapján számítottuk. A csoportok között, a 'javulás' mértékét Mann-Whitney U teszttel hasonlítottuk össze.

A kiindulási preparátum minőségének és a javulás közötti összefüggést regressziós egyenlettel és korreláció számítással határoztuk meg. A regressziós egyenlet együtthatóit (y-tengely metszéspontja és a meredekség) linear mixed modell segítségével számítottunk, ahol az összes mért távolságot egyszerre vettük figyelembe diagonál kovariáns mátrixot (paraméterenként egyedi varianciát megengedve) alkalmazva. A kiindulási paramétereket centralizáltuk azért, hogy a regressziós egyenlet y-tengely metszéspontja a hallgatói átlagértéknél valósuljon meg. Így a metszéspontok közötti szignifikáns eltérés a két csoportátlag közötti eltérést mutatja. A statisztika az SPSS 24 (IBM SPSS Statistics for Windows, Version 24.0. IBM Corp) szoftverrel készült. A $p < 0,05$ -nél értéket tekintettük szignifikánsnak.

5.5 Az intraorális szkennelés összefüző hibájának vizsgálata négy féle szkennelési mintázat esetén

5.5.1 Mesterminták elkészítése

Egy-egy felső és alsó teljes fogas állcsont modellt készítettünk digitálisan a Zirkonzahn CAD/CAM fogtechnikai tervező szoftverrel (Zirkonzahn, Olaszország). Mindegyik digitális modell 14 fogat tartalmazott (Univerzális fogjelölés szerint: 2-15, illetve 18-31). A digitális modelleket (Milling Unit M1, Zirkonzahn, Olaszország) PMMA-korongból (Telio CAD LT, Ivoclar Vivadent AG) martuk ki. A Telio CAD törésmutatója 1,49, ami nagyon közel áll a dentinéhez (1,54) [127].

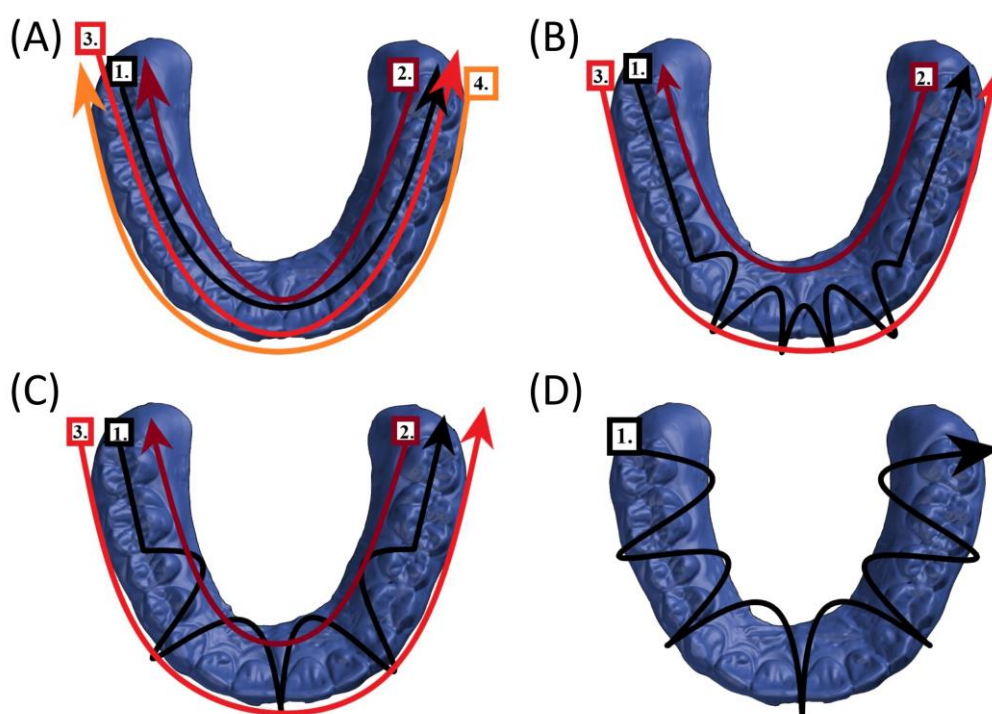
5.5.2 Referencia szkennelés elkészítése

A fogív modelleket nagy pontosságú ipari szkennelőkkel (ATOS Core 135, Carl Zeiss GOM Metrology) szkenneltük be, hogy digitális referencia STL fájlokat (CAD body) hoztunk létre. Az ATOS egy érintésmentes strukturált képfény-szkennelők, amely nagy ismételtelhetőséggel (precizitás) és valódisággal rendelkezik [267]. Korábbi vizsgálatok szerint fogív méretű szkennelőknel 3 μ m valódiságot és 2 μ m ismételtelhetőséget mutatott [268]. Az ATOS pontosságát növeli, hogy az ATOS kapszula 3 független technológiát használ a leképzéshez egyidejűleg, szemben az IOS-sal.

5.5.3 Intraorális szkennelés elkészítése négyféle szkennelési mintázattal

A két fizikai mester modellt Planscan IOS-sal (PlanCAD Easy 5.9.2. szoftver, Planmeca) szkenneltük be. A szkennelés a bal második őrleőfognál kezdődött a felső íven (15, Univerzális jelölés szerint) és az alsó íven (18, Univerzális jelölés szerint). Ezeket tekintettük a **szkennelés origójának**. Négy különböző szkennelők mintázatot (stratégiát) használtunk:

- A. Lineáris technika: A második őrlőfogaktól kezdődően először az occlusalis felületeket balról jobbra szkenneltük, majd a lingualis felületeket jobbról balra (5-10. ábra, A kép). Harmadik lépésben az occlusalis felületek balról jobbra ismét enyhén buccalis irányba megdöntve a szkennert. Végül a buccalis felületeket szkenneltük be.
- B. Az őrlőfogak és a premolárisok területén lineáris technikát alkalmaztunk, de a frontfogaknál azt a nyeregtechnika váltotta fel, (5-10. ábra, B. kép). Nyeregtechnika esetén a szkennervejet átforgatjuk buccalis oldalról lingualis oldalra egy adott fog körül mielőtt tovább lépnénk a mellette levő fogra.
- C. A lineáris technikát csak az őrlőfogak területén alkalmaztuk, a premolárisoknál és a frontfogaknál a nyeregtechnika váltotta fel (5-10. ábra, C kép).
- D. Az egész fogívben nyeregtechnikát használtunk az ellenoldali fog eléréséig (5-10. ábra, D kép).



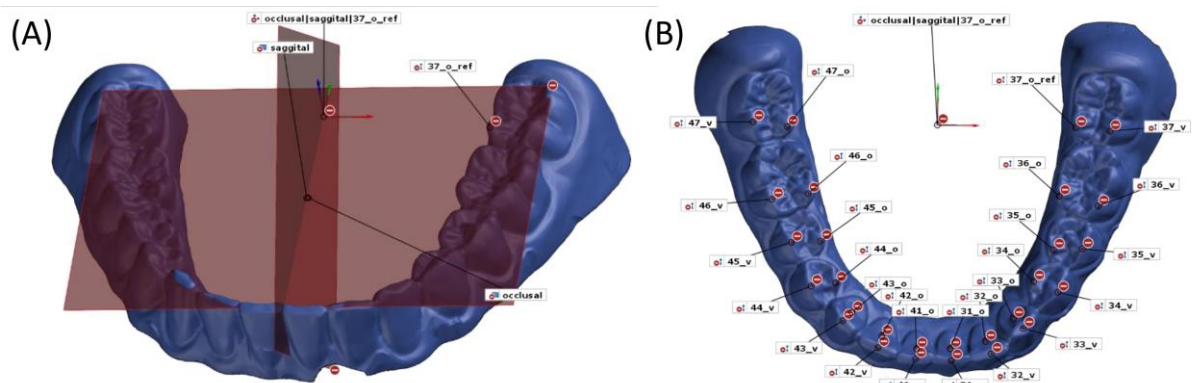
5-10. ábra: Szkennelési mintázatok. (A) A-mintázat; (B) B-mintázat; (C) C-mintázat; (D) D-mintázat. (Saját ábra)

Minden egyes szkennelési mintázatot **ötször ismételtünk** meg mindkét modellen, ami 40 teszt szkent eredményezett. Minden teszt szkent STL fájlformátumba exportáltunk a PlanCAD Easy szoftverből.

5.5.4 Egyéni koordináta rendszer és méréspontok létrehozása

Az összes STL fájlt a GOM Inspect szoftverbe (Carl Zeiss GOM Metrology) importáltuk. A referencia szkeneket CAD-ként importáltuk, és így nominális (névleges) elemekké váltak. A fogív szkenshez az anatómiai síkoknak - occlusalis és sagittalis -, megfelelően koordinátarendszert állítottunk be és x-, y- és z-tengelyeket hoztunk létre (5-11. ábra, A kép).

Minden egyes fog felületén két mérőpontot választottunk ki occlusalisan a CAD fájlban (5-11. ábra, B kép). Premolárisoknál és molárisoknál egy-egy buccalis és lingualis csücsökcsücsöt választottunk. A szemfogaknál a metszőél csücsét míg a metszőfognál a metszőél (mesio-distalis irányban) közepét jelöltük meg vestibularis ('v') pontként. A palatinális felszín középpontját pedig orális ('o') pontként értelmeztük.



5-11. ábra: (A) Lokális koordinátarendszer felépítése occlusalis és sagittalis sík illesztésével. (B) A vestibularis (v) és orális (o) felületi pontok létrehozása minden fogon. (Saját ábra)

5.5.5 A teszt szkenelek deviációjának mérése

Az összes IOS-sal készült teszt szkent egyenként importáltuk a referencia szkent (CAD) tartalmazó GOM projektbe. Először elvégeztük a referencia és a teszt szkent teljes felület történő egymásra illesztését a prealignment és a best-fit (ICP algoritmus) funkciókat használva. A teljes fogívre háromféleképpen számoltunk deviációt külön a felső és külön az alsó mintán és kiszámoltuk az egy fogas illesztés pontosságát is az alábbiak szerint:

1. **Origó (egy fogas) illesztés valóságága:** A szkennelés kiinduló pontjának (origó) megfelelő fogat kijelöltük körberajzolással. A felső mintán az Univerzális jelölés szerinti 15-es fogat (jobb felső második moláris), míg az alsónál 18-ast. A kijelölt fog összes felületi pontját használva best-fit illesztést végeztünk. Majd meghatároztuk a szkent origóban a felületi deviációt (2 minta x 5 ismétlés x 4 szkennelési mintázat = 40 érték).
2. **Identikus-origó:** Mind a 14 felső és 14 alsó fogat egyenként kijelöltünk és mindegyik kijelöléssel létrehoztunk egy-egy illesztést a best-fit módszerrel (összesen 28-at). Az egy fogas illesztést mentesnek tekintettük az összefüzési hibától. Miután az egy fogas illesztésnél a két-két azonos fog (15-15, 18-18 fogak) a CAD és a teszt szkent fájlban a lehető legközelebb került egymáshoz, a referencia szkenten meglévő identikus pontokat ('v' és 'o') átmásoltuk a CAD-ről a teszt szkentre egy automatikus algoritmussal. Az egymásnak megfelelő pontokat mérőpontpárnak definiáltuk (pl. v_ref – v_teszt), azaz virtuálisan összekapcsoltuk őket. Innentől kezdve a két pont egymáshoz képest történő elmozdulása közben – az összekapcsolás miatt –, a távolságukat a szoftver folyamatosan meghatározta. A folyamatot megismételtük mind a 28 fog esetén, így állsontonként 28 mérőpont pár jött létre. Mind a 28 mérőpont összekapcsolása után újra aktiváltuk a szkent origóknál történt illesztést. A felső fogívénél 15-öst, az alsónál 18-ast. Leolvastuk a 28 identikus pontpár közötti deviációt a felső és az alsó mintán. Így jött létre az 'identikus-origó' módszer eredménye.

A mérőpontok eltéréseit milliméterben (mm) mértük a szoftverben az x-, y- és z-tengelyeken. 28 mérőpontpár közötti távolság három komponensét (deltaX, deltaY, deltaZ) fogívenként kiexportáltuk és rögzítettük MS Excelbe. Az x-tengely történő elmozdulás a bal-jobb (bucco-lingualis) irányú deviációt jelzi az occlusalis síkon, a pozitív szám a jobbra (lingualis) történő elmozdulás. Az y-tengely az occlusalis síkon mesio-distalis (ventro-dorsalis) irányú deviációt jelzi, a pozitív szám a distalis (dorsalis) deviációt jelzi. A z-tengelyen mért deviáció a sagittalis síkon az apico-coronalis irányú elmozdulást jelzi, ahol a pozitív szám a coronalis irányba (a szkanner fej felé) történő deviációra vonatkozik. Összesen 3360 adatpontot (28 mérőpont x 3 dimenzió x 2 állcsont x 4 szkennelés mintázat x 5 ismétlés) tartalmazott az adattábla.

3. **Identikus-teljes:** A teljes felületi illesztést újra aktiválva (ez volt a legelső lépés), kiszámoltuk a 28 pontpár közötti deviációt a felső és az alsó mintán (3360 adatpont).
4. **Felület-teljes:** A teljes felületi illesztést aktiváltuk. A két felszín közötti teljes átlagos abszolút deviációt rögzítettük (2 minta x 5 ismétlés x 4 szkennelési mintázat = 40 érték). Ez megfelelt az irodalomban elterjedt hagyományos szuperimpozíciós módszernek.

5.5.6 Statisztika

A szövegben és az ábrákon szereplő adatokat átlag \pm az átlag standard hibája (SE) formában tüntettük fel.

Az analízis a három módszerre külön-külön végeztük:

- **Identikus-origó:** A deviációs adatokat linear mixed modellel elemeztük. Ez lehetővé tette számunkra, hogy egy olyan összetett modellt alkossunk, ahol a 'szkennelési mintázat' (A, B, C, D), a 'fog' (14db) és az 'oldal' (orális vs. vestibularis mérési pontok) voltak a fő faktorok, és ezek kölcsönhatásai. A két fogívre és három tengelyre külön futtattuk a modellt, összesen hatot.
- **Identikus-teljes és felület-teljes mérés esetén:** Egy-egy linear mixed modellt alkalmaztunk módszerenként és fogívenként (összesen négyet). A fixed faktor a 'szkennelési mintázat' volt négy szinttel (A, B, C, D).

A három módszerrel kiszámolt teljes fogívre számolt értékeket generalizált lineáris mixed modellel hasonlítottuk össze gamma-eloszlás alkalmazásával és log-link függvényvel. Az összehasonlítás miatt, az identikus-origó módszernél szkennenként kapott 28 mérőpont x 3 tengely = 84 értékből egy adatot képeztünk: Kiszámoltuk a 3D vektort a három síkban történt elmozdulásokból a Pitagorasz szabály segítségével. Majd megátlagoltuk a 28 vektor értéket mintánként. A fixed faktorok a 'mérőmódszer' és a 'szkennelési mintázat' volt, illetve ezek interakciója is számításra került.

A három módszer által számolt deviációs értékek közötti összefüggést Spearman-korrelációs teszttel értékeltük.

Szignifikáns eltérésnek a $p < 0,05$ értéket tekintettük, de a többszörös páronkénti összehasonlításnál Bonferroni korrekciót alkalmaztunk. A statisztikai elemzést az SPSS 25-ben (IBM SPSS Statistics for Windows, Version 24.0. IBM Corp) végeztük.

5.6 Két intraorális szkener technológia és az indirekt digitalizálás valóságának összehasonlítása identikus-origó módszerrel

5.6.1 A kadáver minták beszerzése és előkészítése

A vizsgálat kollaborációban készült a Dél-Karolinai Orvostudományi Egyetemen. A vizsgálatot egy friss, teljes fogazattal ellátott felső állcsont kadáveren végeztük. A maxillát eltávolítottuk és 4°C-on és nedvesen tartottuk a vizsgálat alatt a szövetek állapotának megőrzése érdekében. A vizsgálat során nem alkalmaztunk tartósítószeret.

A holttestek szövetének ebben a vizsgálatban történő felhasználását mentesítette a Dél-Karolinai Orvostudományi Egyetem Humán Kutatások Intézményi Felülvizsgáló Testülete (Pro 77251) a külön engedély alól. Eszerint nem volt szükség hozzájárulásra a holttestszövet használatához.

A különféle optikai tulajdonságú, szájbán előforduló anyagok befolyásolják az IOS-k pontosságát [228, 229], ezért célszerű olyan mintát használni, ami vegyesen tartalmaz, minél több anyagot. Ezáltal az eredmény jobban tükrözi a valódi szájviszonyokat. Ezért három fogat a teljes borító koronához készítettünk elő, így a dentin felszín dominált. Néhány fog amalgám vagy kompozit tömést tartalmazott (5-12. ábra).



5-12. ábra: A szkenneléshez használt kadáver maxilla megtartott fogakkal. Koronához előkészített fogak a jobb felső hatos, egyes és a bal felső négyes. (Saját fotónk)

5.6.2 Referencia szkennelés létrehozása

A maxillát ipari 3D szkennelőkkel digitalizáltuk (ATOS III Triple Scan 3D optikai szkennelők, Carl Zeiss GOM Metrology). A továbbiakban ezt a szkennelést használtuk referenciaként az indirekt eljárással és a hét IOS-sal létrehozott szkennelések valóságának mérésére.

5.6.3 Intraorális szkennelések elkészítése

Hét különböző IOS-t választottunk ki kétféle optikai technológiával:

- 1) konfokális mikroszkópia
 - a) Trios3 (3Shape, konfokális mikroszkópia LED strukturált fényel, szoftver v1.17.2.4.),
 - b) iTero Element1 (Align Technologies, vörös lézeres párhuzamos konfokális képalkotás, szoftver v1.5.0.361),
 - c) iTero Element2 (Align Technologies, vörös lézeres párhuzamos konfokális képalkotás, szoftver v1.5.0.361)
- 2) Aktív trianguláció
 - a) Planscan (Planmeca, kék lézer, szoftver v5.9.4).
 - b) Emerald (Planmeca, kék lézer, szoftver v5.9.4),
 - c) CEREC Omnicam v2.24 (Dentsply Sirona, fehér strukturált fény, szoftver v4.5.2),
 - d) CS3600 (Carestream Dental, 4 LED, kék, zöld, piros, UV strukturált fény, szoftver 3.1.0),

Minden szkennelőkkel ötször ismételtük a szkennelést. Az adott szkennelők összes szkennelését egy kezelő készítette, aki tapasztalt volt az adott rendszer használatában, és minden egyes szkennelésnél a gyártó által javasolt szkennelési mintázatot követtük. A szkennelések tartalmazták a felső állkapocs összes fogát a preparált csontokkal, az ínyt és a szájpadot. Minden szkennelés a bal felső második molárisnál (15 fog, Univerzális számozás szerint) kezdődött (5-13. ábra).

A környezeti feltételeket állandónak tartottuk, és a mintát minden szkennelés után megnedvesítettük és jégen tartottuk.



5-13. ábra: Az intraorális szkennerekkel történő szkennelés mindig a bal felső második őrlőfognál kezdődött (szkennelési origó). (Saját ábra)

5.6.4 Indirekt digitalizálás

Öt hagyományos kétfázisú VPS lenyomatot (V-Posil, Voco GmbH, Németország) is vettünk egy lépéses technikával gyári kanállal. A lenyomatokat precíziós gipsszel (Silky Rock, Whip Mix Corp, U.S.) öntöttük ki, hogy fizikai modellt hozzunk létre. Minden gipszmodellt asztali laboratóriumi szkennerekkel (D800, 3Shape) digitalizáltunk a lehető legnagyobb beállítható pontossággal. Az indirekt digitalizálás magába foglalta a szokásosan alkalmazott klinikai és fogtechnikai lépéseket (lenyomat + gipsz kiöntés + szkennelés). Egy korábbi vizsgálat szerint [151] a D800 valódisága gipszminta szkennelésekor $46\mu\text{m}$.

5.6.5 Egyéni koordináta rendszer és mérési pontok létrehozása

Az összes teszt szkent STL formátumban exportáltuk az egyes rendszerek saját szoftveréből. Az STL fájlokat a GOM Inspect szoftverbe importáltuk a teszt szkenek referencia modellhez történő hasonlításához.

A szkenek közötti eltérést az előző 5.5-ös pontban ismertetett új módszerrel (identikus-origó) végeztük. Röviden, anatómikus koordináta-rendszert hoztunk létre a mester modellen (referencia szkene), ahol az x-, y- és z-tengelyek az occlusalis és a sagittalis síkra illeszkedtek. Ezt követően minden fagon két mérési pontot választottunk ki, amelyeket mérőpontként (vestibularis, 'v' és oralis, 'o') használtunk. A szoftver első lépésben egy felületalapú illesztést végzett a teszt szkene és referencia szkene között. A következő lépésben minden fagon egyenként illesztést végeztünk. Két mérőpontot átmásoltunk a referencia szkeneről a teszt szkene (identikus mérőpont párok létrehozása). Végül a két szkene illesztését visszaállítottuk a szkene origóra a 15-

ös foghoz (Univerzális számozás). Az identikus pontok közötti deviációt a koordináta-rendszer mindhárom tengelye mentén regisztráltuk.

5.6.6 Mért paraméterek és statisztika

A szövegben és az ábrákon szereplő adatok az átlag \pm SE szerepelnek, kivéve a 6-20. ábra és 6-21. ábra, ahol az átlag \pm szórás (SD) látható az ismételhetőség bemutatására. A deviációkat a generalizált lineáris mixed modellel elemeztük gamma-eloszlás és log-link függvény segítségével az alábbiak szerint:

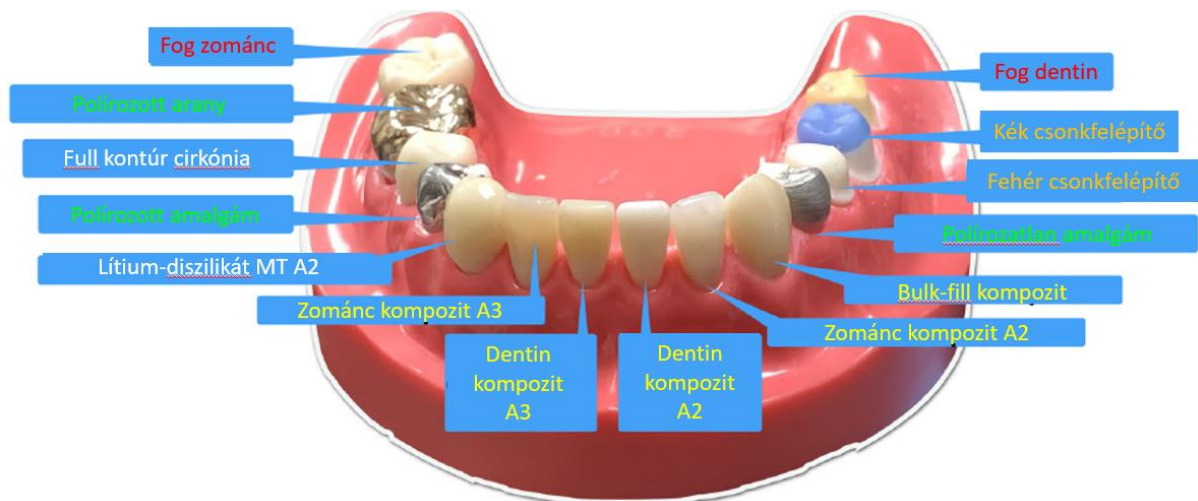
1. Az **összefűzési hiba** kinetikájának vizsgálatához a Pitagorasz-tétellel kiszámoltuk a három tengelyen mért deviáció vektorát (3D deviáció) minden fognál a teljes fogív mentén a szkennelési origóból kiindulva. A két mérőpont (oralis és vestibularis) értékeit megátlagoltuk foganként és egynek vettük.
2. Az IOS-ok és az indirekt digitalizálási eljárás valódiságának és a ismételhetőségének összehasonlításához a 3D deviációs értékeket a teljes fogívre átlagoltuk. Az átlagérték jelzi a szkennerek teljes fogívre vonatkoztatott valódiságát. Szórásuk (standard devianciája) az ismételhetőséget mutatja [143, 203, 269]. A linear mixed modellben (1. és 2. kérdés megválaszolása) a 3D deviációt két fixed faktorról, 'fog' és 'szkenner', valamint ezek interakciójával elemeztük. 'Fog' főhatással vizsgáltuk az összefűzési mechanizmus kinetikáját; míg a 'szkenner' főhatással a fogívre átlagolt deviációkat hasonlítottuk össze. A 3D deviációk szórását F-teszttel hasonlítottuk össze.
3. Az egyes **tengelyeken** mért fogankénti deviációt a teljes fogívre átlagoltuk (minden szkennelés esetén) és a hét IOS-sal és az indirekt digitalizálással nyert értékeket összehasonlítottuk. A második modellben (3. kérdés megválaszolása) a három tengelyen külön-külön mért deviációt elemeztük, 'szkenner' és a 'tengely' faktorokkal és a 'szkenner*tengely' interakcióval.
4. Az optikai technológiák összefűzési kinetikára gyakorolt hatásának összehasonlításához a linear mixed modellben fő hatásként definiáltuk a 'technológiát' és a 'fogat', plusz ezek interakcióját.
5. Az optikai technológiák z-tengelyen (optikai leképzés mélysége) mért deviációjának összehasonlításához a linear mixed modellben csak z-tengelyen mért értékeket használtuk. Fő hatásként definiáltuk a 'technológiát' és a 'fogat', plusz ezek interakcióját.

Szignifikáns eltérésnek a $p < 0,05$ értéket tekintettük, de a többszörös páronkénti összehasonlításnál Sidak-módszert alkalmaztunk. A statisztikai analízist az SPSS szoftverrel végeztük (IBM SPSS Statistics for Windows, Version 24.0, IBM Corp).

5.7 A szoftver- és hardverfrissítések hatása az intraorális szkennerek valódiságára és ismételhetőségére eltérő reflektáló felületeken vizsgálva.

5.7.1 Az *in vitro* mester modell felépítése

A szkennereket egy speciális modellen készítettük (5-14). A mintán a 14 tyodont fogat 14 típusú és színű anyagokból készítette el munkacsoportunk. A mintát már egy korábbi vizsgálat is használta [229].



5-14. ábra: A mester minta felépítése. Az egyes fogak más-más anyagból készültek. Az egyes anyagok az Univerzális fogszámozás szerint a következők voltak: 18-as fog természetes dentin, 19-as fog kék csonk felépítő kompozit (Grandio Core Voco), 20-as fehér csonk felépítő kompozit (Grandio Core Voco), 21-es polírozatlan amalgám (Contour Kerr), 22-es bulk fill kompozit (Tetrik Ivoclar Vivadent AG), 23-as zománc kompozit (Majesty ES2, Kuraray), 24-es dentin kompozit (Majesty ES2, Kuraray), 25-ös dentin kompozit (Empress Direct, Ivoclar Vivadent AG), 26-as zománc kompozit (Empress Direct, Ivoclar Vivadent AG), 27-es lítium-diszilikát kerámia (e.max CAD, Ivoclar Vivadent AG), 28-as polírozott amalgám (Contour Kerr), 29-es cirkónium-dioxid (Katana UTML Kuraray), 30-as polírozott arany, 31-es természetes zománc. [229]. Az azonos betűszínek jelölik az összevont csoportokat.

A statisztikai elemzés egyszerűsítése érdekében a 14 fajta szubsztrátumot az anyagjellemzők alapján öt csoportba soroltuk be (5-14, azonos betűszínnel jelölve). Hatodik csoportban megnéztük a teljes fogívet is.

1. Core: kék és fehér csonkfelépítő kompozit (Grandio Core, Voco)
2. Kompozit: bulk fill kompozit (Tetrik Ivoclar Vivadent AG), zománc és dentin kompozit (Majesty ES2, Kuraray CO, Japán), zománc és dentin kompozit (Empress Direct, Ivoclar Vivadent AG)
3. Fémötvözetek: polírozatlan és polírozott amalgám (Contour Kerr), polírozott arany
4. Teljes kerámia korona (ACC): e.max CAD lítium-diszilikát kerámia (Ivoclar Vivadent AG) és cirkónium-dioxid (Katana UTML Kuraray)
5. Természetes anyagok: fog dentin és zománc
6. Teljes fogív: összes anyag

5.7.2 Szkennelés

A referencia szkent az ATOS Capsule szkennelőrrel (Carl Zeiss GOM Metrology) készítettük, amelynek valódisága $3\mu\text{m}$, ismételhetősége $2\mu\text{m}$.

A teszt szkeneket hét IOS rendszer két-két szoftver verziójával szkenneltük be:

1. Emerald (Planmeca, szoftververziók: 5.8 vs. 6.2.1)
2. EmeraldS (Planmeca, szoftververziók: 6.0 vs. 6.2.1)
3. Trios3 (3Shape, szoftververziók: 1.3.4.5 vs. 1.6.9.1)
4. Primescan (Dentsply Sirona, szoftververziók: 5.0.1 vs. 5.1)

5. Omnicam (Dentsply Sirona, szoftververziók: 4.6.1 vs. 5.1)

6. Mediti500 (Medit, Dél-Korea, szoftververziók: 1.2.0.3 vs. 2.1.2)

7. Element2 (iTero, Align Technologies, szoftververziók: 1.9.3.3 vs. 1.9.3.7)

Korábbi vizsgálat [270] alapján $\alpha=0,05$ és 0,80 power eléréséhez csoportonként nyolc mintaszámra, ismétlésre volt szükség, 1,0 effect size kimutatásához. Ezért minden tesztelt rendszerrel nyolc vizsgálatot végeztünk. Az összes vizsgálatot ugyanaz a tapasztalt klinikus végezte, követve az egyes gyártók által javasolt szkennelési mintázatot.

5.7.3 Analízis

Minden egyes szkennelési STL-fájlját exportáltuk az adott IOS rendszerből. A teszt szkenneléseket a referencia szkennelést a Geomagic Control X metrológiai szoftver (3D Systems, Rock Hill, Dél-Karolina, USA) segítségével hasonlítottuk össze. A két szkennelés egymásra illesztését a best-fit alignmenttel, ICP algoritmussal, végeztük. Teljes fogív esetén a szoftver kiszámolta az összes illesztett felületi pont közötti **átlagos abszolút távolságot, vagyis a teljes felületi deviációt**. A többi, 5 anyagcsoportban csak a megfelelő fogak voltak kijelölve (szegmentálva) a best-fit illesztéshez és a lokális deviáció kiszámolásához.

5.7.4 Statisztika

Az adatokat átlag \pm SD formában tüntettük fel az ábrákon és a szövegben. A generalizált lineáris mixed modellt, gamma-eloszlással és a log-link függvényt használtuk a csoportok között a deviációk összehasonlítására.

Az első típusú modellben elemeztük a valódiságot az egyes anyagcsoportokon belül és a szoftververziók közötti különbséget. Két fő fix faktor volt, az 'anyagcsoport' és a 'szoftververzió'. Összesen hét modell volt, minden szkennert külön elemeztünk. Az ismételhetőséget az SD értékek alapján elemeztük és F-teszt segítségével hasonlítottuk össze.

A második modellben csak a frissített szoftververzióhoz kapcsolódó eltérések szerepeltek. A fő faktorok az 'anyagcsoport' és a 'szkenner' voltak.

A többszörös páronkénti összehasonlítás korrekciójához szekvenciális Bonferroni-módszert alkalmaztunk, $p < 0,05$ értékkel. A statisztikai elemzéseket az SPSS (IBM SPSS Statistics for Windows, Version 24.0. IBM Corp) segítségével végeztük.

5.8 A felhasználói tapasztalat hatása a valódiságra teljes fogíves, implantátum szkennelés esetén: öt különböző intraorális szkennelést végzett összehasonlítás

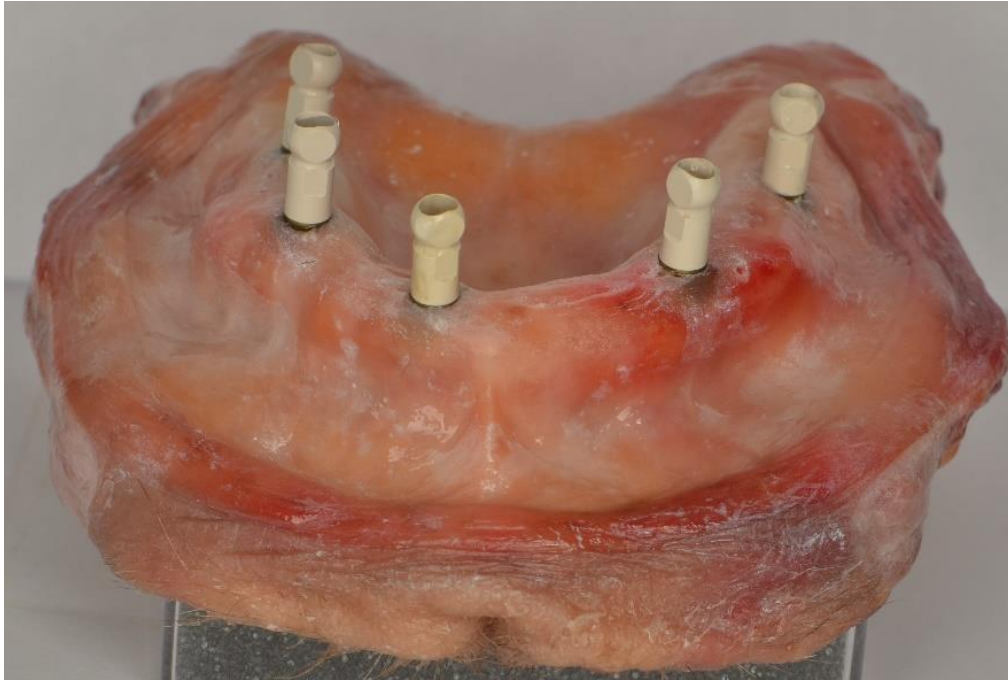
5.8.1 A kadáver minták beszerzése

A vizsgálat kollaborációban készült a Dél-Karolinai Orvostudományi Egyetemmel. A vizsgálatot egy friss, teljesen fogatlan felső állcsont kadáveren végeztük. A maxillát eltávolítottuk és 4°C-on és nedvesen tartottuk a vizsgálat alatt a szövetek állapotának megőrzése érdekében. A vizsgálat során nem alkalmaztunk tartósítószer.

A holttestek szövetének ebben a vizsgálatban történő felhasználását mentesítette a Dél-Karolinai Orvostudományi Egyetem Humán Kutatások Intézményi Felülvizsgáló Testülete (Pro 77251) a külön engedély alól. Eszerint nem volt szükség hozzájárulásra a holttestszövet használatához.

5.8.2 Az implantátumok behelyezése

Egy tapasztalt sebész öt enossealis fogászati implantátumot (Astratech EV, 4,2 S - 13mm, Dentsply Sirona) helyezett be a maxilla mintába. Az implantátumokat egyenletesen osztottuk el, annak megfelelően, hogy egy rögzített fogpótlást lehessen tervezni rá. Az implantátumok kézzel lettek legalább 25Ncm-al. Öt, 4,2 mm átmérőjű intraorális Atlantis szkennelőkulcsot (Atlantis IO FLO P-O3) rögzítettünk kézi csavarhúzóval az implantátumokhoz (5-15. ábra).



5-15. ábra: A vizsgálathoz használt fogatlan humán kadáver maxilla az öt enossealis Astratech EV fogászati implantátumhoz csatlakoztatott Atlantis IO FLO P-O3 szkennelőkulccsal (átmérő: 4,2mm, henger hossza: 5,5mm). (Saját fotónk)

5.8.3 Referencia szkenn létrehozása

A maxillát jégen tartottuk, hogy megakadályozzuk a minta lebomlását vagy méretváltozását a szkennelések során. Minden szkenneléshez eltávolítottuk a jégről, majd visszahelyeztük.

A referencia szkenn létrehozására ATOS Capsule szkennert használtunk, amelyhez a tesztelt IOS-okat hasonlítottuk. A kadáver mintát CEREC Optispray-jel (Dentsply Sirona) permeteztük be az ATOS Capsule szkennert használatához javasolt protokoll miatt. A por csökkenti az ATOS szkennert által kibocsátott kék fény visszaverődését.

5.8.4 Teszt szkennek létrehozása

A vizsgálatban 5 különböző IOS-t hasonlítottunk össze:

- iTero Element2 (Align Technologies, szoftververzió 1.9.3.7)
- Mediti500 (Medit, szoftververzió 1.2.0.3)
- Primescan (Dentsply Sirona, szoftververzió 5.0.1)
- Trios3 (3Shape, szoftververzió 1.6.9.1)
- Trios4 (3Shape, szoftver verzió 1.18.3.5)

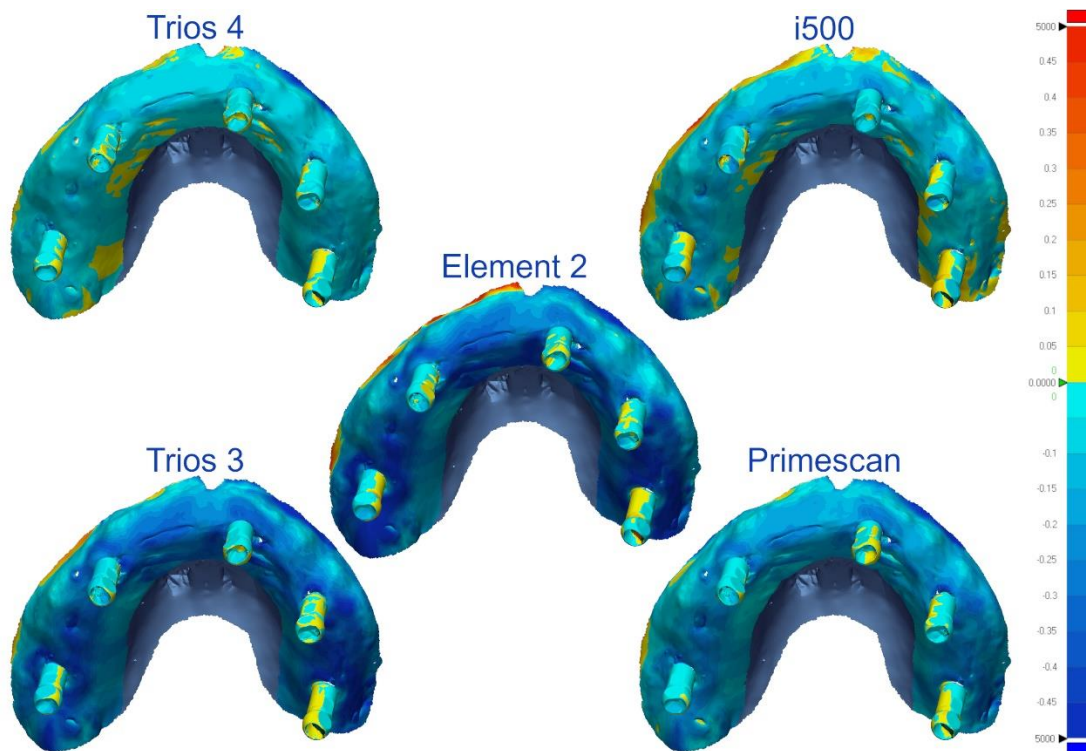
Mindegyik szkennelést végeztünk, nyolc szkent egy tapasztalt, nyolcat egy tapasztalatlan operatőr készítette. A tapasztalatlan egy diák volt, akinek nem volt korábbi tapasztalata egyik rendszerrel sem. Ez a felhasználó azonban bemutató előadást kapott a teljes fogív szkennelésről. Négy tapasztalt kezelőt válogattunk be, akik egy-egy rendszerrel régóta nagy szkennelési tapasztalattal rendelkeztek. A teljes fogív szkenneléshez mindenki követte a gyártó által javasolt szkennelési mintázatot.

Minden szkemből sztereolitográfiai (STL) fájlt hozott létre az egyes szkennerekhez társított szoftver. Kivétel az Element2, ahol az STL-fájlokat csak a myitero.com webhelyről lehetett letölteni, miután a feldolgozást az iTero vállalat online elvégezte.

5.8.5 A deviációk digitális mérése

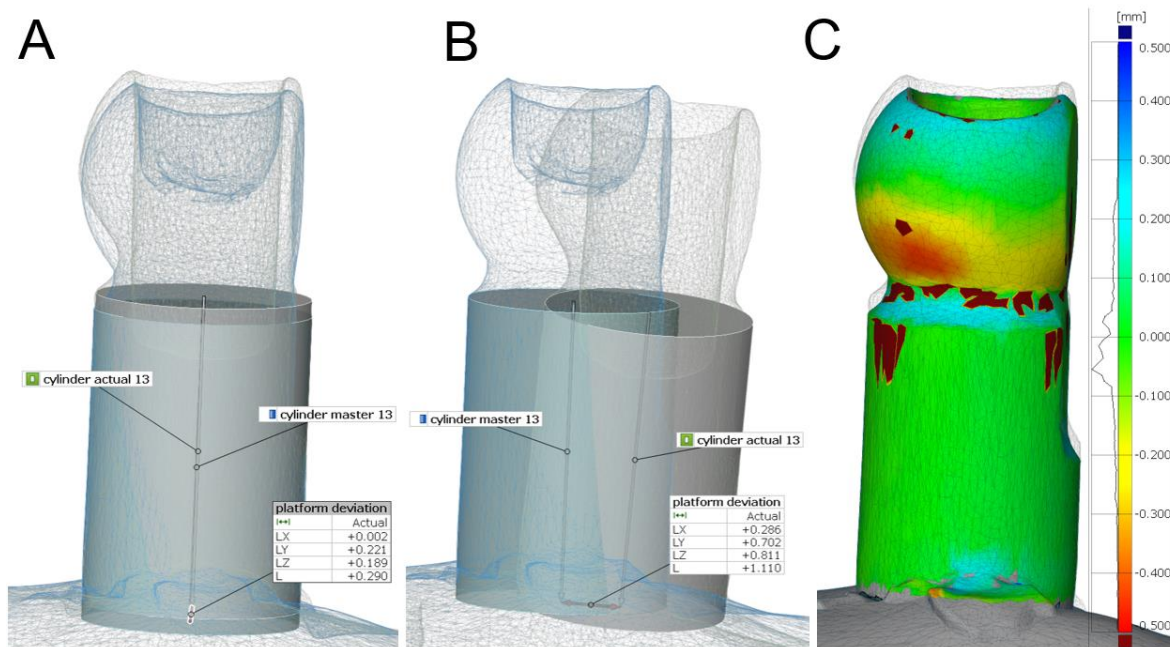
A referencia szkennelés és az intraorális szkennelés STL fájljait egyenként beimportáltuk a Geomagic Control X-be (3D System). A 5.5 fejezetben fogás mintán végzett kiértékelő módszerek (identikus-teljes, felület-teljes) analógiájára itt is többféle módszert alkalmaztunk. Adaptáltuk ezeket a szkennelőkulcsos fogatlan mintára. A szuperimpozícionálást és a mérést három különböző módon végeztük minden egyes szkenneléshez.

1. **Teljes felületi deviáció teljes felületi illesztéssel:** A 2 szkent best-fit algoritmussal illesztettük össze, figyelembe véve az összes felületi pontot, beleértve a lágyszöveteket és a szkennelőkulcsokat is. A teljes felületi pontok átlagos eltérését minden szkenneléshez kiszámítottuk (5-16. ábra).



5-16. ábra: Öt szkennelést hozott létre az egyes szkennerekhez társított szoftverben. A felületi pontok közötti eltérés nagyságát színek jelzik a kép jobb oldalán látható skála szerint. (Saját ábránk)

2. **Implantációs platform deviációja és szögeltérése teljes felületi illesztéssel:** A referencia szkent és az intraorális szkent a best-fit algoritmussal (ICP algoritmus) illesztettük, felhasználva az összes felületi/felszíni pontot. A korábban a fogaknál már használt ismertett identikus pont módszert adaptáltuk az implantátum szkenek összehasonlításához. Minden egyes szkennelőkulcs hengeres alsó részére CAD hengereket illesztettünk Gauss-féle best-fit módszerrel (5-17. ábra). Ezt követően a két henger tengelyének koordinátáit (henger tetejének és aljának közepe) exportáltuk. A tengelyek vektorát lineárisan extrapoláltuk (meghosszabbítottuk) 3D-ben a szkennelőkulcsok hosszának megfelelően, amely 5,5mm magas volt a hengeres rész tetejétől az implantációs platformig. A platform deviációt a két vektor (referencia és a teszt) végpontja közötti 3D (Pitagorasz tétellel számított) távolság adta meg. A két henger tengelyei közötti szöget a GOM Inspect automatikusan kiszámította. Az 5 szkennelőkulcsnál mért értékeket átlagoltuk a statisztikai elemzéshez.
3. **Implantációs platform deviációja és szögeltérése a szkennelőkulcsok illesztésével:** Az öt szkennelőkulcs teljes felületét kijelöltük és local best-fit-et (ICP algoritmus) használtunk az illesztéshez. Azaz a két szkene egymáshoz illesztéséhez, csak a szkennelőkulcsok felületét vettük figyelembe, a szkene többi része - pl. nyálkahártya -, nélkül. A második módszerhez hasonlóan kiszámítottuk a platform eltérését és a hengerek közötti szöget. Az 5-17. ábra C képe mutat egy ilyen szkennelőkulcs felületi illesztése utáni szintérképét. Az ábrán látható példában is jelentős eltérés van a henger deviáció és a felületi deviáció között.



5-17. ábra: Platform deviáció mérési módszere. (A) A referencia szkent és a teszt szkenteket az iterative closest-point algoritmussal illesztettük egymásra. (B) Demonstrációs célból mesterségesen eltávolítottuk egymástól a két szkennelőkulcsot, hogy a deviációt olyan szintre növeljük, hogy a két szkennelőkulcsra illesztett henger közötti távolságok és különbségek szemmel is láthatóak legyenek. (C) A szkennelőkulcs felületi összehasonlító szintérképe. A

képen látható szkennelőkulcs átlagos felszíni eltérése 0,210mm volt, míg a platform deviációja az A. ábrán 0,290mm. (Saját ábra)

5.8.6 Statisztika

Az ábrákban szereplő adatok az „observed” átlag \pm SE szerepelnek, amelynél a mintánkénti öt szkennelőkulcs értéke összevonásra került. Az deviációkat és szögeltéréseket generalizált lineáris mixed modellel elemeztük, gamma-eloszlást és log-link függvényt alkalmazva. A 'szkenner típus' és a 'tapasztalat' voltak a fő hatások, és ezekből képeztünk interakcióit is. Öt modellt külön-külön lefuttattunk – egyet a teljes felületi deviációhoz, kettőt a platform deviációhoz és szögeltéréshez a teljes felületi illesztés után, kettőt a platform deviációhoz és a szögeltéréshez a szkennelőkulcs illesztése után. A p értékeket a Bonferroni-módszerrel adaptáltuk a többszörös páronkénti összehasonlításhoz. Az alfa értéket 0,05-nek vettük. A szövegben és a táblázatban a modelltől megbecsült „Estimated” átlag \pm SE értékeket láthatjuk, amely a páros, post-hoc teszt alapjául szolgált.

A három különböző módon mért eltérések közötti összefüggéseket Spearman-rangkorrelációs együtthatójával (r) értékeltük.

A statisztika teszteket az SPSS-ben (IBM SPSS Statistics for Windows, version 25.0., IBM Corp) végeztük el.

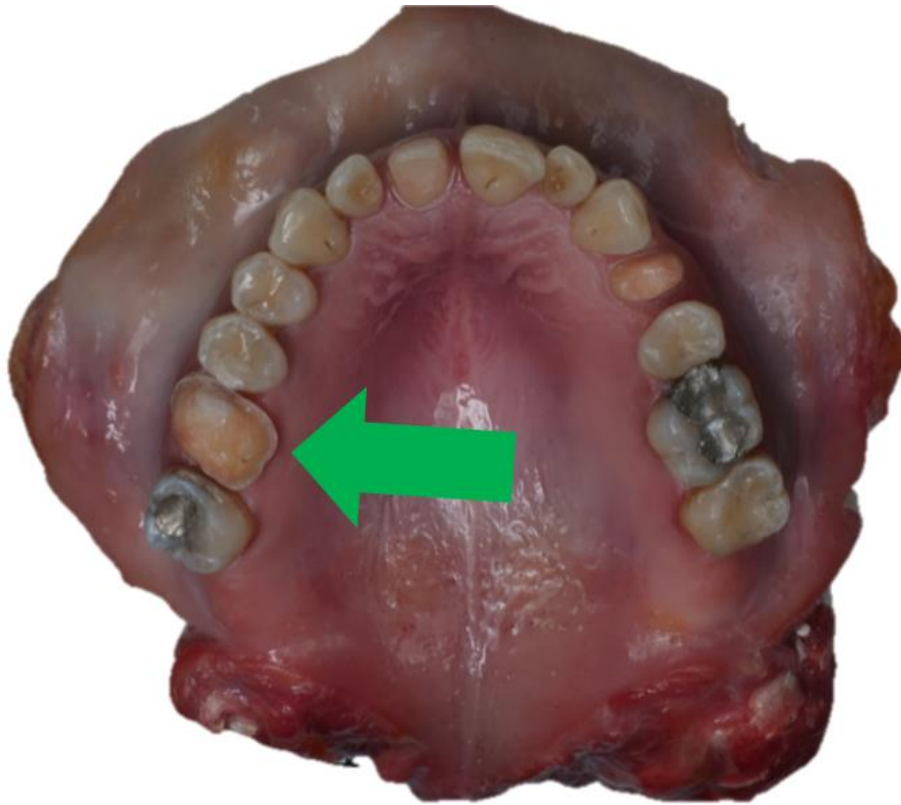
5.9 Teljes CAD/CAM munkafolyamat pontossága chairside rendszer használata esetén

5.9.1 A kadáver minták beszerzése

Az optikai szkennelést minél inkább valóság-hű környezetben szeretnénk volna végezni. Ezért nem műanyag mintán, hanem ugyanazon az emberi kadáver maxilla mintán végeztük, mint a 5.6 vizsgálatban.

5.9.2 A minták előkészítése

A jobb felső első molárison egy teljes kerámia borító koronához végeztünk preparálást chamfer vállal (5-18. ábra). Rosensteil [271] és Shillingburg [272] preparációs előírásait követtük. Egy egyenletes 1mm-es módosított vállszélt alakítottunk ki gyémántfűrővel (8847KR-016, Brasseler, U.S.), visszahajlások nélkül, amely követte a fogíny emelkedését és süllyedését. A csonkot lekerekítettük. Occlusalisan 1,5-2mm-es, axialisan 1-1,5mm-es redukción alkalmaztunk. Az oldalfalak 10fokos szögben konvergáltak. Az occlusalis felszín követte a funkcionális csücsök morfológiát.

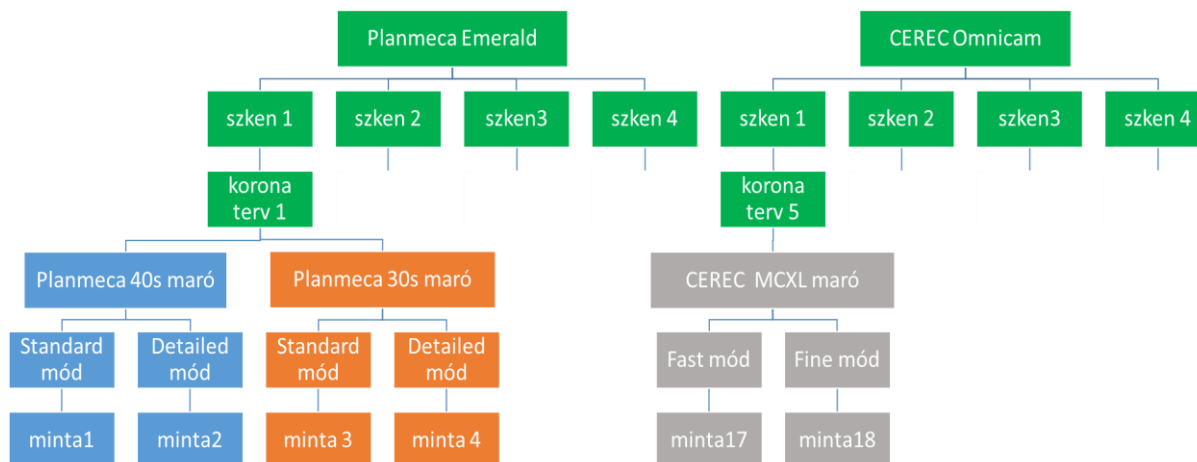


5-18. ábra: A roncsolás mentesen eltávolított maxilla minta a kerámia koronához előkészített jobb felső első molárisnál (zöld nyíl). (Saját ábra)

5.9.3 A minta optikai szkennelése

A teljes munkafolyamatot egy folyamatábrán (5-19. ábra) mutatjuk be. A referencia szkennelést az ATOS Capsule szkennelőrrel végeztük. Négy, teljes fogívre kiterjedő szkennelést végeztünk Emerald (Planmeca), négyet pedig CEREC Omnicam (Dentsply Sirona) IOS rendszerrel. Minden szkennelés kontralaterálisan kezdődött a bal felső második molárisnál és a jobb felső második molárisnál fejeződött be. Gondosan választottunk ki a két személyt a szkenneléshez. Mindkettőjük 10 éves szkennelési tapasztalattal rendelkezett és az adott rendszer oktatója volt. A gyártók által javasolt szkennelési mintázatokat alkalmaztuk.

A szkennelést követően a preparált fogat csipesszel extraháltuk, és steril sóoldatban tároltuk fénytől és hőtől védve.



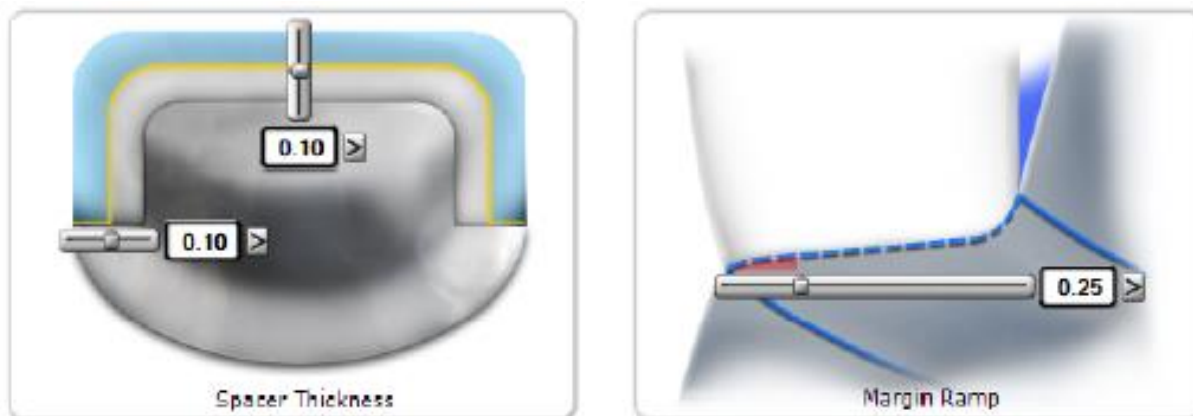
5-19. ábra: A vizsgálat folyamatábrája. A zöld szken dobozok alatti befejezetlen vonalak a koronatervek alatti részek ismétlését jelentik. Ezeket hely hiányában nem ábrázoltunk részletesen. Összesen 8 korona terv és 24 minta készült el.

5.9.4 Restaurációs tervezés

Ahhoz, hogy a két marógéppel ugyanolyan formájú és vastagságú koronát tudjunk kimarni, egységesítettük a restaurátum tervezését. A referencia szken (ATOS Capsule) virtuális mintára virtuális viaszfelrakással (wax-up) elkészítettük a korona mintáját. A virtuális modellt és a korona mintát a egy laboratóriumi szoftverrel (3Shape Dental System 2017, 3Shape) összefűztük egy fájlba. Az így kombinált modellt pedig 3D-nyomtatóval, műanyagból kinyomtattuk CREO C5 (Planmeca) 3D nyomtatóval, 50 μ m felbontással, Planmeca Modell Resin-t használva. Ezt a replikamodellt az Emerald és az Omnicam szkennerekkel beszkeneltük. Mindkét rendszer tervező szoftvere sablonként használta a koronaterveket a külső felület kialakításához. Ezért mindkét rendszerben az összes mart korona külső mérete egyforma volt. A koronaterveket minden IOS rendszer megfelelő szoftverén készítettük el:

- Romexis, Planmeca, v5.2
- CEREC szoftver, Dentsply Sirona, v4.5

A minden egyes szkenhez egy digitális koronatervet terveztünk, tehát összesen nyolcat (5-19. ábra). A rámpaszélességet 250 μ m-re állítottuk be (Planmeca: „margin ramp”, CEREC: „margin thickness”), a cementrést pedig 70 μ m-re (Planmeca: „space thickness”, CEREC: „spacer”) (5-20. ábra).



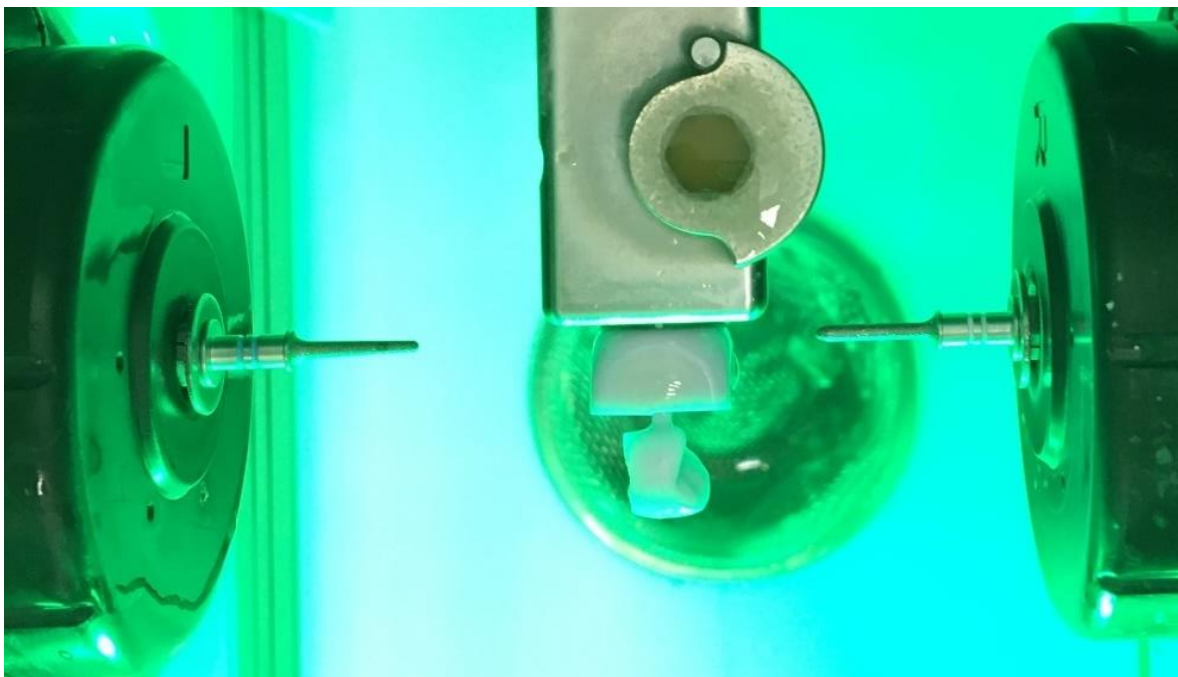
5-20. ábra: A cement szélesség és a rámpa szélesség beállítása PlanCAD Easy tervező programban.

Az összes többi paraméter az alapértelmezett volt. A tartó csap („sprue”) helyét a mesiobuccalis csücsökhöz képest enyhén buccalisra állítottuk be, a szoftver által javasolt apico-coronalis pozícióban. A koronákat a kerámia tömbök közepre helyeztük el.

5.9.5 Alkalmazott marógépek

A restaurátum gyártásához három marógépet használtunk. Funkcionálisan mindegyik három tengelyes marógépnek felel meg. Ugyanakkor a fog ekvátora (legnagyobb domborulata) miatt, egy irányból nem lehet kimarni a koronát. Ezért szükség van még egy negyedik dimenziós mozgásra is, legalább korlátozott mértékben (180 fokos fordulat).

1. A PlanMill 40S-ben két egymással szemben (180 fok!) levő orsó mozog három dimenzióban egyidőben (5-21. ábra). Az egyik a korona alját és belsejét marja, a másik a felső és occlusalis részét. Ezt a rendszert szokás 3+3 tengelyesnek hívni.
2. A PlanMill 30S-ben egy orsó működik. Amikor a marás befejeződik a korona egyik oldalán, akkor a kerámia tömb elfordul 180 fokot és a marás folytatódik a korona másik oldalán. Tehát egy korlátozott (csak 180 fokot tud fordulni, nem tetszőleges szöget) negyedik tengely is van benne.
3. A CEREC MCXL-ben két orsó van, három-három tengellyel, de a maróblokk is elfordulhat 180 fokot. Ugyanakkor itt a két orsóban másfajta fúró van befogva. Az egyik a durva marást hozza létre, addig a másik orsó addig nem dolgozik. Aztán a tömb megfordul 180 fokot és a másik orsóban levő finom fúró elvégzi a simításokat.



5-21. ábra: A PlanMill 40S két orsója a korona marása után. A baloldali marószerszám kónuszos ('tapered'), amit a detailed módban használ a gép a belső felület kialakítására. Standard módban egy szélesebb cilindrikus ('ellipsoidal') fűrőt helyez a gép az orsóba. A jobb oldali torpedó ('tapered') alakú fűrő a rágófelszínt alakítja. (Saját ábra)

5.9.6 Marás beállításai

Minden egyes digitális koronatervet kétszer martunk ki mindegyik maróval:

1. az egyik korona a rendszer lassabb beállítási módjában
 - Planmeca: „detailed”
 - CEREC: „fine”
2. a másik pedig a rendszer gyorsabb beállítási üzemmódjában
 - Planmeca: „standard”
 - CEREC: „fast”

A PlanMill modellek beállítástól függően különböző fűrókat (szerszámokat) használnak a restauráció belső felületének marására (5-22. ábra). A standard beállításhoz egy hengeres alakú, párhuzamos axiális falakkal és lapos véggel rendelkező, 1,6mm átmérőjű fűrőt használ (PlanMill Two Striper® Milling Diamond Burs Premier Dental Products, U.S.). Ezzel szemben a lassabb („detailed”) részletes beállításhoz kúpos fűrőt használ, amelynek lekerekített a vége és kisebb átmérőjű a hegyénél, mint a az alapjánál (1,1mm).



5-22. ábra: A PlanMill maró eszközei. A sárga csíkos hengeres (bal oldali felső kép) és a kék csíkos kónuszos (bal oldali alsó kép) a maró gép bal oldalába helyezve a korona belső felületét marják ki, „standard” illetve „detailed” beállítással. A fehér csíkos kúpos vagy torpedó végű szerszám a korona occlusalis felét alakítja ki és a jobb oldali orsóba van befogva. [Planmeca PlanMill kézikönyv]

A CEREC ugyanazokat az eszközöket használja a gyors és finom beállításhoz, de gyors beállítás esetén durvább felületeket produkál. A korona belső felületét 1,3mm átmérőjű 12S Step szerszám (Dentsply Sirona) alakítja ki (5-23. ábra).

12 Step S bur



5-23. ábra: CEREC MCXL-ben használt maró szerszám. [CEREC MCXL kézikönyv]

Minden koronát lítium-diszilikát kerámia tömbökből (IPS e.max CAD, C14-es méretű, HT B2 szín, Ivoclar Vivadent AG) martunk ki. Minden maráshoz új gyémántfűrőt és tiszta gépet használunk. A koronagyártás során minden rendszer saját szkennérével készített szkenn alapján tervezett koronát a saját marójával (MCXL, PlanMill 40S, 30S) martuk ki. Összesen 24 mart koronát hoztunk létre (5-19. ábra).

A valós marási időket a motor mozgásának kezdetétől a készülék képernyőjén történő „marás befejeződött” felirat megjelenésig rögzítettük. Rögzítettük a maró készülék által becsült marási időt is, hogy összehasonlíthassuk a valós marási idővel.

Az összes tartó csapot („sprue”), finom gyémántfűrővel távolítottuk el.

5.9.7 Kerámia krisztallizáció

A koronákat a gyártó által javasolt égetési ciklussal (IPS e.max CAD Speed krisztallizáció, Programat CS4, Ivoclar Vivadent AG,) kályhában égettük ki anélkül, hogy előzetesen megszíneztük volna.

5.9.8 A mikro-CT felvételek elkészítése

A koronákat egyenként helyeztük fel a kihúzott fogra, és gumigyűrűvel rögzítettük (5-24. ábra). Minden mintát (koronát és fogat) a SkyScan 1172 mikro-CT szkennelvel (SkyScan, Aartselaar, Belgium) szkenneltük be. A képeket 80kV-os maximális gyorsítófeszültséggel, 310 μ A árammal és 1mm-es Al-szűrővel készítettük, **8,7 μ m pixelmérettel**. A mintákat 0,7-es (180°-os) forgatási lépésenkénti keretben szkenneltük. A szkennelés után a képeket az NRecon szoftverrel (Micro Photonics Inc., Allentown, US) rekonstruáltuk, amely FDK (Feldkamp–Davis–Kress) algoritmust használ.

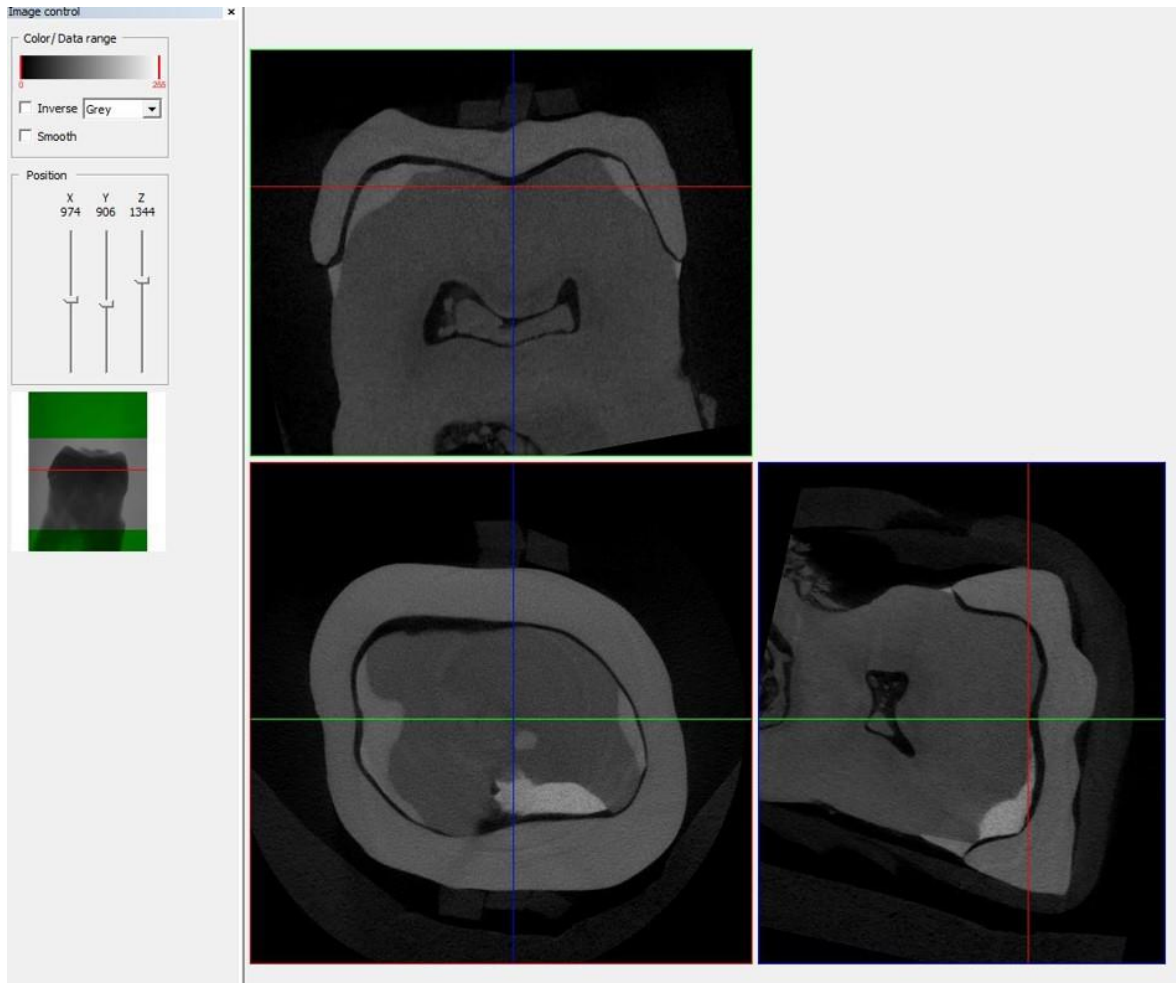


5-24. ábra: Az A1 kóddal rendelkező korona minta rögzítése az extrahált fagon gumiligatúrával a mikro-CT készülékbe történő behelyezés előtt. (Saját fotónk)

5.9.9 A 2D szeletek készítése

A DataViewer szoftver (SkyScan, Aartselaar, Belgium, v1.5.2) segítségével az egyes szkennből metszeteket készítettünk a korona centrális régiójában, mesio-distalis és buccolingualis irányban (5-25. ábra). Mivel minden vizsgálat során ugyanazt a fogat használtuk, a

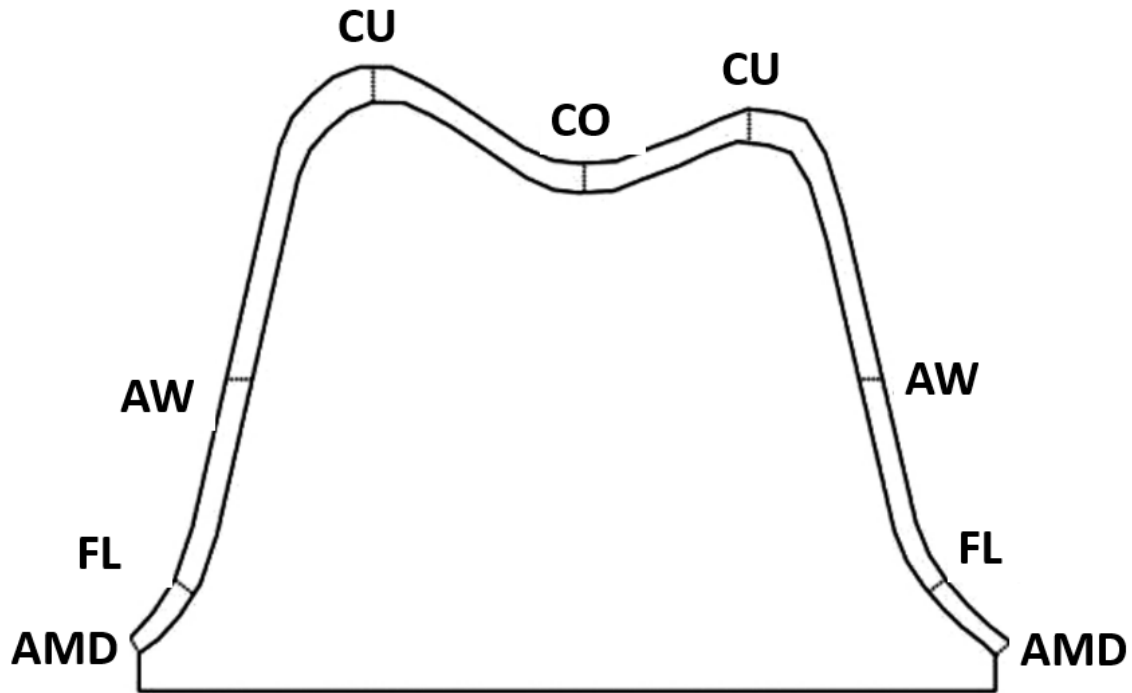
fog azonos helyzetbe forgatásával az összes szkennelt felvétel azonos pozícióban volt vágható. A fájlokat BMP formátumban mentettük el.



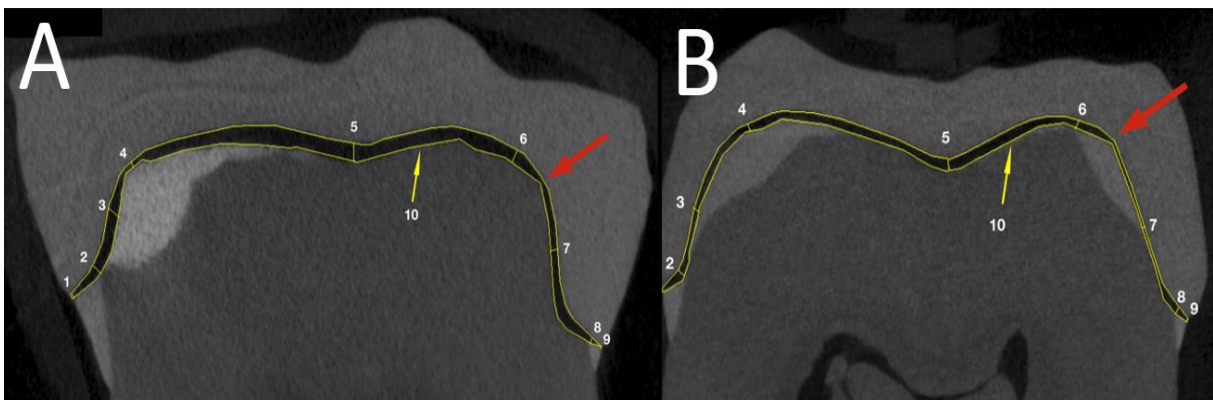
5-25. ábra: Bucco-lingualis (fent) és mesio-distalis (jobb lent) metszetek készítése a fog közepén DataViewer-ben. (Saját ábra)

5.9.10 A marginális és a belső illeszkedés digitális mérése

A mintánkénti két keresztmetszeten a résméréseket az ImageJ szoftverben (National Institute of Health, U.S., v1.52a) végeztük. A minták széli és belső illeszkedését Holmes és munkatársai [10] ajánlása szerint értékeltük, különböző pontokon: a széleknél, abszolút marginális diszkrépancia („absolute marginal discrepancy”, AMD, 5-26. ábra), a váll belső áthajlása („finish line”, FL), axiális fal („axial wall”, AW), a csücsöknél („cusp”, CU) és az occlusalis terület középpontjánál („central occlusal area”, CO). A méréseket buccalisan, lingualisan, mesialisan és distalisan elvégeztük mindkét metszeten (5-26. ábra). A korona belső oldala és a fog közötti területet is lemértük, hogy kiszámítsuk a két felület közötti átlagos teljes hézagot vagyis a teljes cementrés szélességét (5-27. ábra).



5-26. ábra: A széli és belső rések mérésének sematikus ábrája [10]. Az abszolút marginális diszkrepancia (AMD), belső rész a váll belső áthajlásánál (FL), axiális falnál (AW), a csücsöknél (CU) és az occlusalis terület középpontjánál (CO).



5-27. ábra: Mérési helyek a mikroCT felvételen az ImageJ szoftverben mesio-distalis (A) és oro-vestibularis (B) metszeten. A helyek számozása a mesialis oldaltól distalisig és oralistól vestibularisig a következő módon történt: 1 - abszolút marginális diszkrepancia (AMD), 2 – a váll belső áthajlása (FL), 3 - axiális fal (AW), 4 – a csücsök (CU), 5 - az occlusalis terület közepe (CO) és hasonló képpen 6, 7, 8, 9 a fog másik oldalán. A restauráció és a fog közötti teljes cementrés területét sárga vonallal körbe jelöltük (sárga nyíl, 10. pont). Egy nagy piros nyíl jelzi a restauráció első érintkezésének lehetséges pontját. (Saját ábra)

Minden mikro-CT szeleten (26 korona x 2 keresztmetszet = 52db) a távolságokat **öt megfigyelő** külön-külön lemérte (ötször ismétlés). A megfigyelők nem ismerték a minta csoport beosztását (vak elemzés). Nem vettek részt sem a gyártási folyamatban (szkennelés vagy marás), sem a mikro-CT felvételek készítésében. Hasonlóan, a mikro-CT mérést két, más

folyamatokban nem érintett vizsgáló végezte, a mikro-CT vizsgálat DataViewer-ben történő metszését pedig egyetlen megfigyelő végezte, aki szintén nem vett részt más folyamatokban.

5.9.11 Statisztikai analízis

A mintánkénti 100 adatpontot (tíz mérési pont, két keresztmetszet, öt megfigyelő) MS Excel programba rögzítettük. A szövegben és az ábrákban szereplő adatok becsült átlag \pm SE szerepelnek.

A résszélességeket és a marási időt generalizált lineáris mixed modellel elemeztük, gamma-eloszlással és log-link függvénnyel. A komplex tervezésben a 'mérési hely', a 'marógép modell' és a 'marás módja' (standard/fast vs. detailed/fine) voltak a fix faktorok és ezek interakciói. Az bucco-lingualis és mesio-distalis metszetek közötti különbséget egy második statisztika modellben vizsgáltuk.

A marási idő összehasonlításához is három fix faktort alkalmaztunk: 'modell', 'marás módja', és 'idő típus' (becsült vs. valós) és azok interakcióját. A $p < 0,05$ -et vettünk szignifikáns változásnak, de a többszörös páros összehasonlításoknál Bonferroni-módszerrel korrigáltunk.

A megfigyelők közötti (inter-rater) egyetértést kétféleképpen értékeltük. A relatív megbízhatóságot az intraclass korrelációs együtthatóval (ICC) értékeltük [273]. Miután a valódiság és ismételhetőség egyaránt fontos, az ICC abszolút egyetértési formáját alkalmaztuk [274, 275]. Az $ICC < 0,40$ -et rossznak, a $0,40-0,75$ tartományt mérsékeltnek és az $ICC > 0,75$ -öt kiválónak tekintettük [276]. Az ismételhetőséget a tárgyon belüli variációs koefficiens számításával is értékeltük [277]. A variációs együtthatót (CV) a log-transzformált változó varianciakomponenséből (VC) számítottuk ki a következő képlet alapján: $CV = 100 \times \sqrt{VC}$ [278], 95%-os konfidencia intervallummal. A $CV \leq 10\%$ -nál jó, a $10-25\%$ között közepes, és a $CV \geq 25\%$ -ötnél gyenge ismételhetőségnek tekintettük az eredményt [276].

A statisztikai analízist az SPSS szoftverrel végeztük (IBM SPSS Statistics for Windows, Version 24.0. IBM Corp).

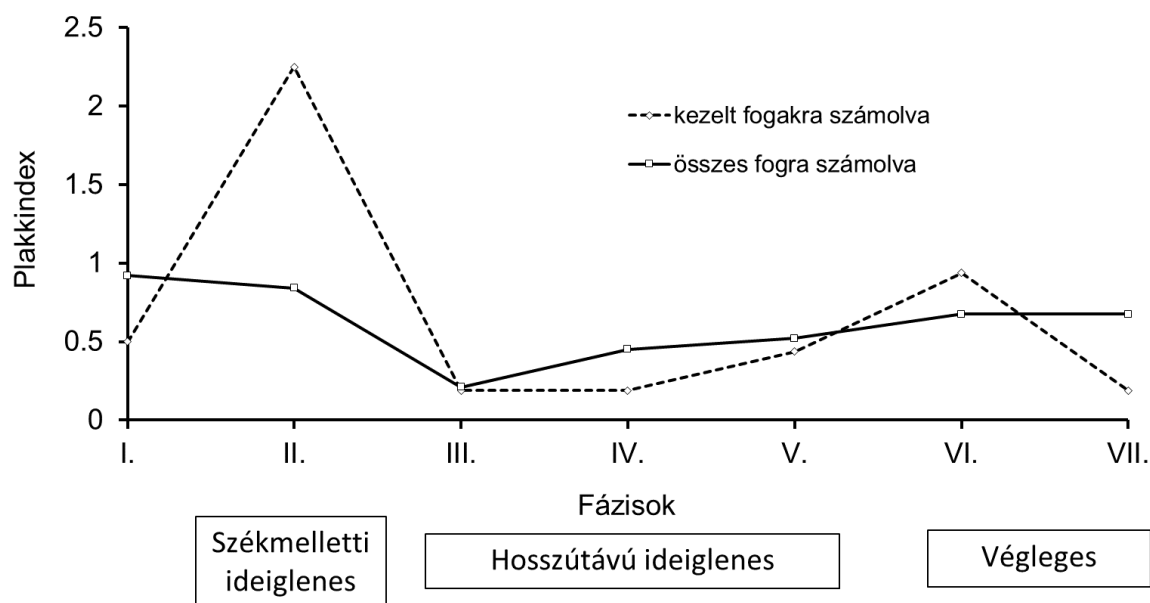
6 Eredmények

6.1 A korona készítés hatása a humán gingiva mikrocirkulációjára (esettanulmány)

6.1.1 A plakk-index változása

A hosszútávú, fogtechnikai laborban készített ideiglenes koronák időszakában (III., IV. és V. fázis), a szájhigiéné tükröző teljes szájüreg **plakk-index** a kezdeti 0,92-ről 0,21-0,52 közé esett vissza (6-1. ábra). A végleges kerámia koronák ragasztását követő 1. és 6. héten (VI. és VII. fázis) ismét magasabbak voltak az értékek, de nem érték el a kiinduláskor mértet (0,68 és 0,68).

A kezelt fogak (FDI szerint jelölve) három felületén rögzített plakk értékek is megváltoztak. Az azonnali, szék mellett készített ideiglenes korona periódusában (II. fázis) mért átlagos plakk-index a kezdeti értékhez (0,6) képest négyszeresére nőtt (2,4). A technikus által készített ideiglenes koronák rögzítése után jelentősen csökkent és visszaesett a kiindulási érték alá (0,4). A továbbiakban enyhe emelkedést mutatott. A végleges koronák fázisában, az 1. héten (VI. fázis) magasabb (1,2), míg a 6. héten (VII. fázis) a kezdeti értéknél alacsonyabb (0,2) értékeket regisztráltunk. Nem találtunk szignifikáns korrelációt ($r=0,57$, $n=7$, $p=0,175$) a kezelt és a teljes szájüreg plakk-indexei között.



6-1. ábra: A kezelt fogak, illetve a teljes szájüreg plakk-index értékei a protetikai rehabilitáció során.

6.1.2 A gingivális-index változása

A referencia területként használt 32-es fog (FDI szerint jelölve) GI-je (32 mesalis és midbuccalis) végig nulla értéken maradt a teljes megfigyelési időszak alatt (6-1. táblázat). Az azonnali ideiglenes koronák becementezése után (II. fázis) a 21 midbuccalis, 22 midbuccalis és a 22 distalis mérési pontokon csökkent a GI a kezdeti értékhez képest (I. fázis). A 21-22 papilla

és a 21 mesialis területén azonban a csökkenés csak a 6. héten következett be. A gyógyulási periódus három fázisában (III-V.) a GI 0 és 2 között ingadozott.

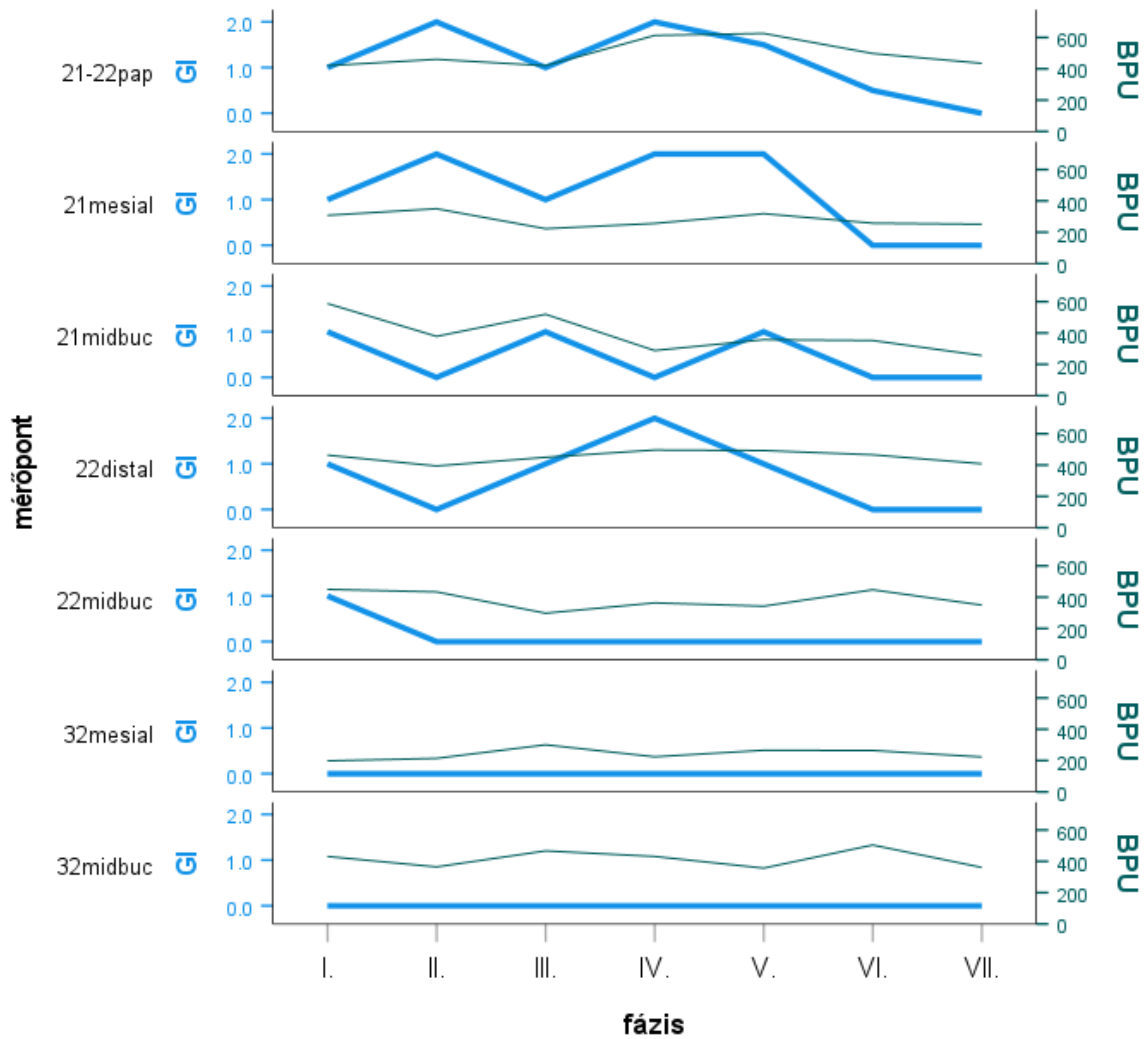
6-1. táblázat: A gingivális-index változása a kezelések során

| | | fog /felszín (FDI szerint jelölve) | | | | | | |
|-------|----------------------------------|------------------------------------|-----------------|---------|-----------------|--------------|--------------|-----------------|
| fázis | beavatkozás (fázis hossza) | 21 | 21 | 21-22 | 22 | 22 | 32 | 32 |
| | | mesiali s | midbuccali s | papilla | midbuccali s | distali s | mesiali s | midbuccali s |
| I. | kiindulás azonnali | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 0 | 0 |
| II. | ideiglenes (2 hét) hosszútávú | 2 | 0 | 2 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| III. | ideglenes (1 hét) hosszútávú | 1 | 1 | 1 | 0 | 1 | 0 | 0 |
| IV. | ideglenes (2 hét) hosszútávú | 2 | 0 | 2 | 0 | 2 | 0 | 0 |
| V. | ideglenes (3 hét) | 2 | 1 | 1.5 | 0 | 1 | 0 | 0 |
| VI. | végleges (1hét) végleges | 0 | 0 | 0.5 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| VII. | (1hónap) | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |

Kék háttér a beavatkozás területét, a zöld a referencia területet jelöli.

6.1.3 A véráramlás változása

A GBF folyamatosan ingadozott a kezelés alatt, mérőpontként eltérő módon (6-2. ábra). A kezelési fázisok végére mindenhol csökkent a véráramlás, kivéve a papillán, ahol nem változott (6-2. táblázat).



6-2. ábra: A gingivális-index (GI, kék vonal) és a véráramlás (BPU, zöld vonal) változása a munkafázisok alatt

6-2. táblázat: A véráramlás változása kiindulási értékről a kezelés végére

| fázis | leírás | fog /felszín | | | | |
|-------|-------------------|--------------|----------------|---------------|----------------|-------------|
| | | 21 mesialis | 21 midbuccalis | 21-22 papilla | 22 midbuccalis | 22 distalis |
| I. | kiindulás | 309 | 588 | 421 | 450 | 464 |
| VII. | végleges (1hónap) | 252 | 257 | 436 | 350 | 409 |
| | változás | -18% | -56% | 4% | -22% | -12% |

6.1.4 A véráramlás és GI összefüggése

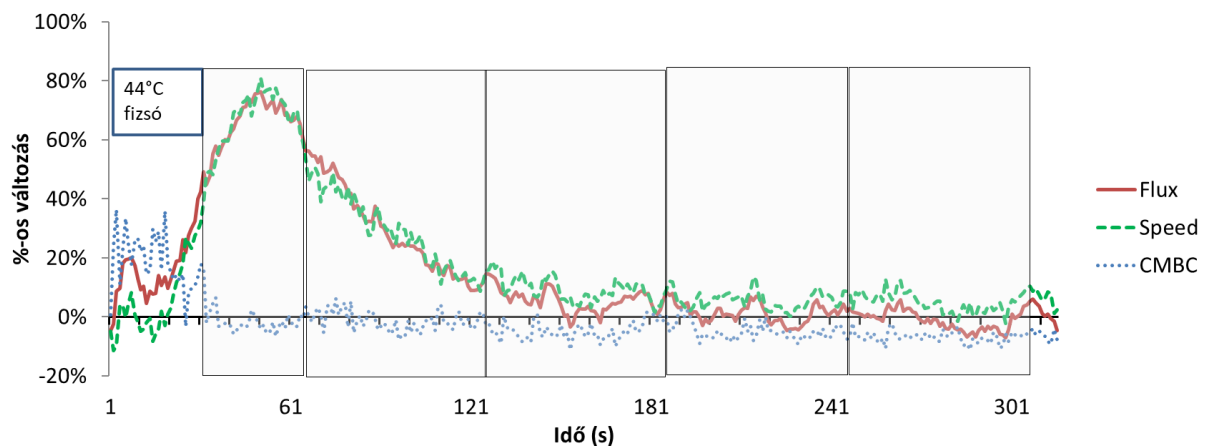
A GI és a véráramlás között szignifikáns korrelációt kaptunk ($r=0,37$, $n=49$, $p<0,001$).

6.2 A gingivitis és a dohányzás hatása a humán gingiva vasodilatációs kapacitására

6.2.1 A meleg sóoldat hatása a GBF-re egészséges ínben

A résztvevők átlagos MAP értéke 107 ± 4 Hgmm volt. A GBF mellett a fluxus összetevőit (CMBC és Speed) külön-külön is rögzítettük, hogy megértsük a hőterhelés okozta változást a gingiva érrendszerében.

A meleg sóoldat 30s-ig tartó alkalmazása közben, főleg az első 20s-ban, a CMBC gyors növekedését eredményezte (6-3. ábra). Azonban az értékek nagyon zajosak voltak, feltehetően a lézertény visszaverődése az áramló sóoldat felületéről Doppler hatást keltett és/vagy maga a cseppentés mechanikai hatása váltott ki reakciót az ínyfelületen. Ezért statisztikai elemzést ebben a periódusban nem végeztünk. A hőprovokáció végén a CMBC az alapszintre esett és ott is maradt, miközben a sebesség és így a GBF egyenletesen és gyorsan nőtt. A GBF a hőkezelés befejezése után 21 másodperccel érte el a válasz csúcsát ($76 \pm 6,0\%$).



6-3. ábra: A gingivális véráramlás (GBF = Fluxus, piros folyamatos vonal), a mozgó véresejtek sebességének (Speed, zöld szaggatott vonal) és a mozgó véresejtek koncentrációjának (CMBC, kék pontozott vonal) százalékos változása a kiinduláshoz képest, meleg sóoldat helyi alkalmazása közben és utána. A sóoldat alkalmazásának időtartama (30s) megfelel a keretezett szöveg szélességének (44°C-os sóoldat).

Továbbiakban a százalékos változást percenként számolt átlagértékkel fejeztük ki (6-3. táblázat). A hőkezelés után megnövekedett GBF kizárólag a vörös vértetek átlagos sebességének növekedéséből adódott, a CMBC változása nélkül.

A további kísérletekben nem bontottuk szét a paramétereket, hanem csak a fluxust használtuk a GBF becslésére.

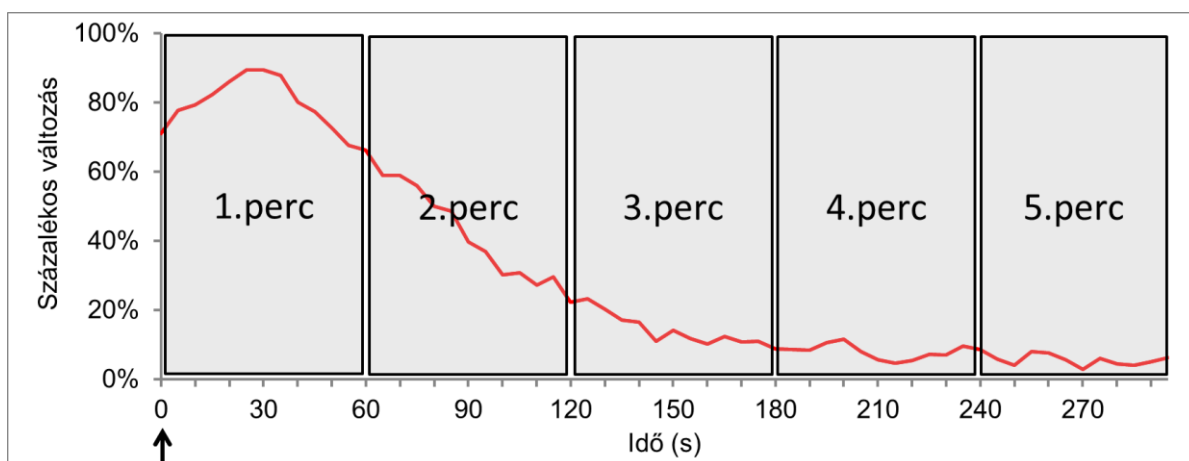
6-3. táblázat: A lézer Doppler véráramlásmérés paramétereinek százalékos változása a kiinduláshoz képest meleg sóoldattal alkalmazása után (átlag±SE)

| n=9 | Idő periódus (perces átlagok) | | | | |
|--------------|-------------------------------|---------|---------|---------|---------|
| | 1. perc | 2. perc | 3. perc | 4. perc | 5. perc |
| GBF (Fluxus) | 56±4.8% *** | 14±8.5% | 3±4.3% | 1±2.9% | -1±3.6% |
| CMBC | 0±3.8% | -3±2.3% | -4±1.5% | -6±3.5% | -6±3.4% |
| Speed | 55±4.7% *** | 17±7.1% | 7±3.3% | 6±2.5% | 5±2.5% |

*** p<0.001 szignifikáns eltérés a kiindulási értéktől

6.2.2 Halogén lámpa által kiváltott hő hatása a GBF-re egészséges ínyben

Ebben a csoportban az átlagos MAP érték 109±5 Hgmm volt, azaz statisztikailag nem tért el a meleg sóoldattal vizsgált csoporttól. A GBF (Fluxus értékek) rögzítése közvetlenül a halogén lámpa kikapcsolása után kezdődött, mivel az zavarta a lézer Doppler méréseket. Kiértékelést a hyperaemia görbe percenként átlagolt értékeivel végeztük (6-4. ábra).



6-4. ábra: A lámpával kiváltott hő hatása a GBF-re egészséges alanyok ínyében. A 0s-nál lévő nyíl a lámpa alkalmazásának végét jelzi. A szürke téglalapok mutatják a statisztikai összehasonlításhoz átlagolt értékeket.

A GBF értéke szignifikánsan magasabb volt az 1. (80±12%, p<0,001) és a 2. percben (44±10%, p<0,001). A 2. perc elteltével a GBF visszatért az alapértékekre; 3. perc 15±5% (p=0.484), 4. perc 8±4% (p=0.851), 5. perc 7±5% (p=0.904). A MAX% 89±15% volt a hőkezelés befejezése után 30s-mal, ami nagyon közel áll az melegvízzel kapott értékhez. Az átlagos RT-ideje 110s volt.

Mindkét módszer a GBF gyors növekedését eredményezte, és még a provokáció befejezése után is a GBF emelkedett szinten maradt elég hosszú ideig az adatgyűjtéshez. Ez fontos kritérium volt, mivel mindkét módszer zavarta a lézer Doppler méréseket, akadályozva a felvételt a provokációs teszt során. A meleg sóoldat alkalmazása technikailag nagyobb igénybevételt jelentett, és esetenként a kifolyó folyadék kellemetlenséget okozott a betegnek, mozgási műtermékeket eredményezve. Ezért a további kísérletekben a hőszexhez a lámpát használtunk.

6.2.3 A gingivitis hatása a hő által kiváltott hyperaemiára nemdohányzóknál és dohányzóknál

A dohányzás hatását úgy vizsgáltuk, hogy a dohányosokban mért vérkeringési paramétereket összehasonlítottuk a nemdohányzókéval. A gyulladás mértékét a PU érték alapján folyamatos változóként kezeltük. Ezért a gyulladás hatását a GCF és a vérkeringési paraméterek korrelációjával vizsgáltuk.

6.2.3.1 A dohányzás hatása

Az életkor, a MAP, a GCF, a GBF-kiindulási, a MAX, a MAX% és az Area nem különbözött szignifikánsan a nemdohányzó és a dohányzó csoportban (6-4. táblázat). Az RT értékekben szignifikáns különbség volt a két csoport között.

A gingiva mikrocirkulációs pulzus mértéke (GFPA) hőprovokáció után szignifikánsan emelkedett a nemdohányzóknál és a dohányzóknál is. A két csoport között nem volt különbség sem a kiindulási, sem a provokált értékekben.

A relatív GFPA (GFPA/GBF) nem változott hőkezelés után a nemdohányzó csoportban, ugyanakkor a dohányzó csoportban szignifikánsan csökkent. A két csoport között nem volt különbség sem a kiindulási, sem a provokált értékekben.

6-4. táblázat: A nemdohányzó és dohányzó csoportban rögzített paraméterek

| | nemdohányzó n= 18 | dohányzó n= 11 | p érték (dohányzó vs. nemdohányzó) |
|---|----------------------|---------------------|--|
| életkor (év), átlag (min-max) | 26 (24-41) | 25 (24-28) | =0,590 |
| MAP (Hgmm), átlag±SE | 116±4,2 | 113±3,8 | =0,701 |
| GCF (PU), medián (Q1-Q3) | 10 (5–24) | 3 (2–10) | =0,156 |
| GBF-kiindulási (Fluxus), medián (Q1-Q3) | 172 (143–312) | 213 (166–238) | =0,653 |
| MAX (Fluxus), átlag±SE | 415±41 | 450±52 | =0,639 |
| MAX% (%), átlag±SE | 101±12% | 112±15% | =0,574 |
| Area, medián (Q1-Q3) | 10 (6–17) | 14 (11–18) | =0,208 |
| RT (s), medián (Q1-Q3) | 85 (55-105) | 115 (75-155) | <0,05 |
| GFPA-kiindulási (Fluxus), átlag±SE | 68±7 | 79±9 | =0,559 |
| GFPA-hőteszt (Fluxus), átlag±SE | 114±10 p<0,001** | 117±12 p<0,001** | =0,9284 |
| GFPA/GBF – kiindulási (%), átlag±SE | 40±3% | 44±5% | =1,00 |
| GFPA/GBF – hőteszt (%), átlag±SE | 40±3% p=1,00 | 37±4%, p<0,05** | =1,00 |

A piros szín a dohányzó és nemdohányzó közötti szignifikáns eltérést emeli ki.

** zöld szín a kiindulási értékhez képest történő szignifikáns változást jelzi

6.2.3.2 A vérkeringés, a kor és a gyulladás közötti korreláció

Sem a nemdohányzó, sem a dohányzó csoportban nem volt megfigyelhető szignifikáns korreláció az életkor és a mért paraméterek között (6-5. táblázat). Nem találtunk összefüggést a GCF és a kiindulási GBF között, de mérsékelt pozitív korrelációt találtunk a GCF és a GBF hő hatására bekövetkező maximális növekedésének abszolút értéke (MAX) között a nemdohányzó csoportban, de a dohányzó csoportban nem. Erős negatív korrelációt találtunk a GCF és az RT között ($r=-0,64$, $p<0,01$) a nemdohányzóknál, de ugyanez a korreláció nem volt kimutatható a dohányzó csoportban.

A nemdohányzó csoportban GFPA erősen korrelált a GCF értékekkel mind a kiindulási időszakban (GFPA-kiindulási), mind a melegítés után (GFPA-hőteszt), de a dohányzóknál a korreláció nem volt kimutatható. A GCF és a relatív GFPA között nem volt korreláció.

6-5. táblázat: A vérkeringés, az életkor, és a GCF közötti Spearman korrelációs együtthatók a nemdohányzó és dohányzó csoportban

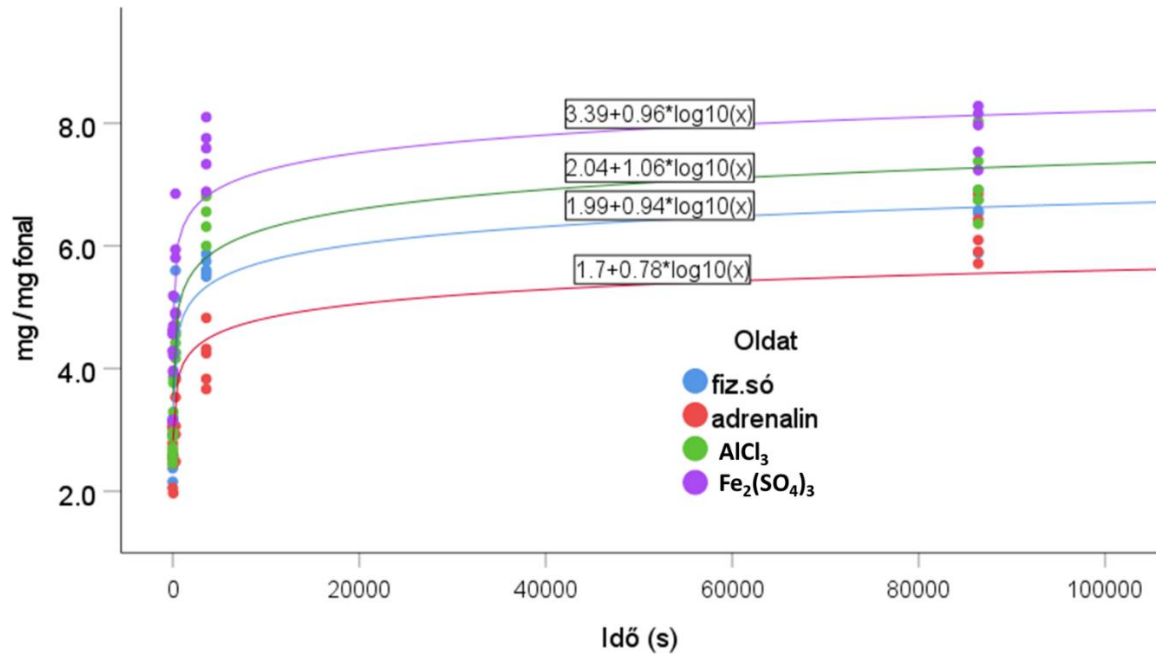
| | nemdohányzó | | dohányzó | |
|--------------------------|-------------|----------|----------|-------|
| | életkor | GCF | életkor | GCF |
| GBF kiindulási | 0,13 | 0,44 | -0,32 | -0,14 |
| MAX | -0,02 | 0,48# | -0,43 | -0,04 |
| MAX% | -0,27 | -0,05 | -0,56 | 0,39 |
| RT | -0,28 | -0,64### | 0,06 | -0,18 |
| Area | -0,43 | -0,43 | -0,15 | -0,24 |
| GFPA-kiindulási | 0,42 | 0,55# | -0,09 | -0,31 |
| GFPA -hőteszt | 0,18 | 0,55# | -0,2 | -0,14 |
| GFPA / GBF- kiindulási % | 0,43 | 0,07 | -0,22 | -0,08 |
| GFPA /GBF - hőteszt % | 0,43 | -0,03 | 0,13 | 0,12 |

$p<0,05$; ## $p<0,01$

6.3 A retrakciós fonal hatása a humán gingiva mikrocirkulációjára

6.3.1 A retrakciós fonal folyadékfelvételének *in vitro* vizsgálata

A fonal által felszívott folyadék mennyisége jelentősen függött az áztatás idejétől. A folyadékabszorpció dinamikája logaritmikus (log) összefüggést mutatott lineáris diagramon (6-5. ábra).



6-5. ábra: A retrakciós fonal folyadékfelvétele (mg/mg fonal) az áztatási idő függvényében.

A legjobban illeszkedő vonalak egyenletei és a görbe illeszkedés pontossága (korrelációs r értékkel kifejezve) a vizsgált anyagokra a következők voltak:

- A. fiziológiás sóoldat, $y=1,99+0,94*\log_{10}(x)$ ($r=0,92$, $p<0,001$);
- B. adrenalin: $y=1,70+0,78*\log_{10}(x)$ ($r=0,87$, $p<0,001$);
- C. AlCl_3 : $y=2,04+1,06*\log_{10}(x)$ ($r=0,95$, $p<0,001$);
- D. $\text{Fe}_2(\text{SO}_4)_3$: $y=3,39+0,96*\log_{10}(x)$ ($r=0,90$, $p<0,001$).

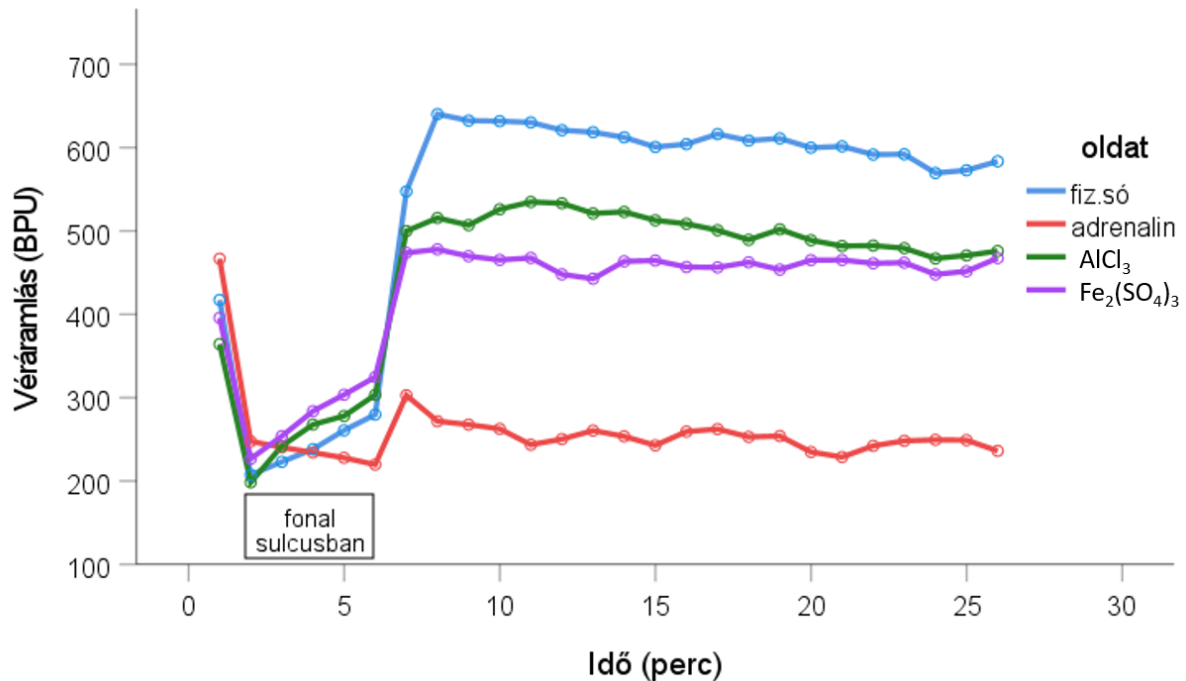
A Michaelis-Menten kinetika és a telítési idők alapján számított telítési szinteket az 6-6. táblázat mutatja be. A kapott telítési idők szerint a retrakciós fonalat a véráramlás vizsgálatához minimum 6 (fiziológiás sóoldat), 4 (adrenalin), 9 (AlCl_3) és 10 ($\text{Fe}_2(\text{SO}_4)_3$) percig áztatuk.

6-6. táblázat: A retrakciós fonal által felvett folyadék maximális mennyisége és a telítéshez szükséges időtartam számított értékei

| Oldat | Felvett mennyiség (mg/mg fonal) | Telítődési idő (sec) |
|------------------------------|------------------------------------|----------------------|
| Fiziológiás sóoldat | 4,39 | 360 |
| Adrenalin | 3,55 | 229 |
| AlCl_3 | 4,95 | 543 |
| $\text{Fe}_2(\text{SO}_4)_3$ | 6,03 | 579 |

6.3.2 A retrakció hatása a marginális gingiva mikrocirkulációjára, klinikai vizsgálattal

A GBF az összes oldat esetén erősen lecsökkent a fonal behelyezését követően (6-6. ábra). A fonal eltávolítását követően jelentősen megemelkedett a kiindulási szint fölé, kivéve az adrenalin csoportot.

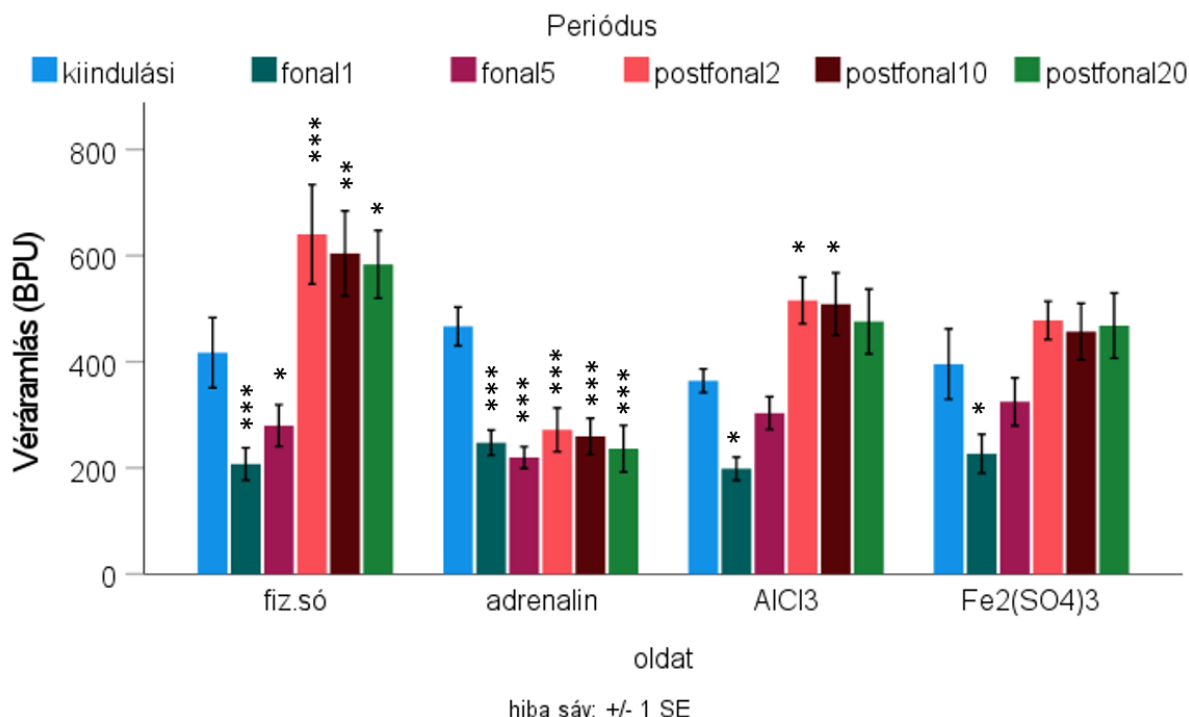


6-6. ábra: Az átlagolt véráramlás változása a fonal behelyezését követően. Az értékeket percenként átlagoltuk.

Egy perccel a retrakciós fonal behelyezése után a véráramlás szignifikánsan csökkent a kiindulási értékhez képest, minden vizsgált anyag esetén (6-7. ábra):

- A. fiziológias sóoldat: 417 ± 66 -ról 208 ± 31 BPU-ra; $p < 0,001$;
- B. adrenalin: 467 ± 36 -ról 248 ± 24 BPU-ra; $p < 0,001$;
- C. $AlCl_3$: 364 ± 22 -ről 199 ± 2 BPU-ra; $p < 0,05$;
- D. $Fe_2(SO_4)_3$: 369 ± 66 -ról 227 ± 37 BPU-ra; $p < 0,05$.

A gingiva véráramlás csökkenésének mértéke nem különbözött szignifikánsan egymástól a különböző oldatoknál.



6-7. ábra: A marginális gingiva véráramlása a különböző periódusokban a kiindulási értékhez képest. 'fonal1' – a fonal behelyezést követő első perc átlaga; 'fonal5' – a behelyezést követő ötödik perc átlaga; 'postfonal2' – a fonal kivételt követő második perc átlaga, 'postfonal10' – a fonal kivételt követő tizedik perc átlaga,; 'postfonal20' – a fonal kivételt követő huszadik perc átlaga.

* szignifikáns különbség a kiindulási értékhez képest, * $p < 0,05$, ** $p < 0,01$, *** $p < 0,001$.

A fonal behelyezését követő második perctől a véráramlási reakciók alapján a vizsgált anyagokat két csoportra lehet felosztani. A fiziológiás sóoldat, az $AlCl_3$ és a $Fe_2(SO_4)_3$ oldatnál a GBF lassan emelkedni kezdett az első perchez képest. A 2.-5. percek értékének emelkedő tendenciájára illesztett egyenes meredeksége (BPU / perc) a fiziológiás sóoldatnál: $17,4 \pm 4,4$; $p < 0,05$; $AlCl_3$: $24,6 \pm 4,7$; $p < 0,01$; $Fe_2(SO_4)_3$: $24,6 \pm 5,7$; $p < 0,05$ volt. Az $AlCl_3$ és a $Fe_2(SO_4)_3$ esetén a közvetlenül a fonal eltávolítása előtt ('fonal5') rögzített értékek nem tértek el az alapértékektől. Ugyanakkor az adrenalin esetén nem volt emelkedő tendencia ($-6,8 \pm 6,9$, $p = 0,377$).

A fonal eltávolítása után azonnal megnövekedett a GBF minden oldatnál, kivéve az adrenalint. Fiziológiás sóoldattal vagy $AlCl_3$ -dal kezelt fonalnál a véráramlás növekedése szignifikáns volt a kontrollhoz képest, két perccel az eltávolítás után (640 ± 93 BPU; $p < 0,001$ és 516 ± 44 BPU; $p < 0,05$). A $Fe_2(SO_4)_3$ oldatnál egy enyhe emelkedés volt megfigyelhető, de ez nem volt szignifikáns. A GBF növekedése fennmaradt 10. (fiziológiás sóoldat, $AlCl_3$) és 20. perccel (fiziológiás sóoldat) a fonal eltávolítása után is.

Az adrenalinval átítatott retrakciós fonal behelyezése után regisztrált csökkent GBF gyakorlatilag változatlan maradt végig a vizsgálat alatt. Két perccel a fonal eltávolítása után: 272 ± 41 BPU ($p < 0,01$), 10 perccel, 259 ± 34 BPU ($p < 0,001$) és 20 perccel, 236 ± 44 BPU ($p < 0,001$).

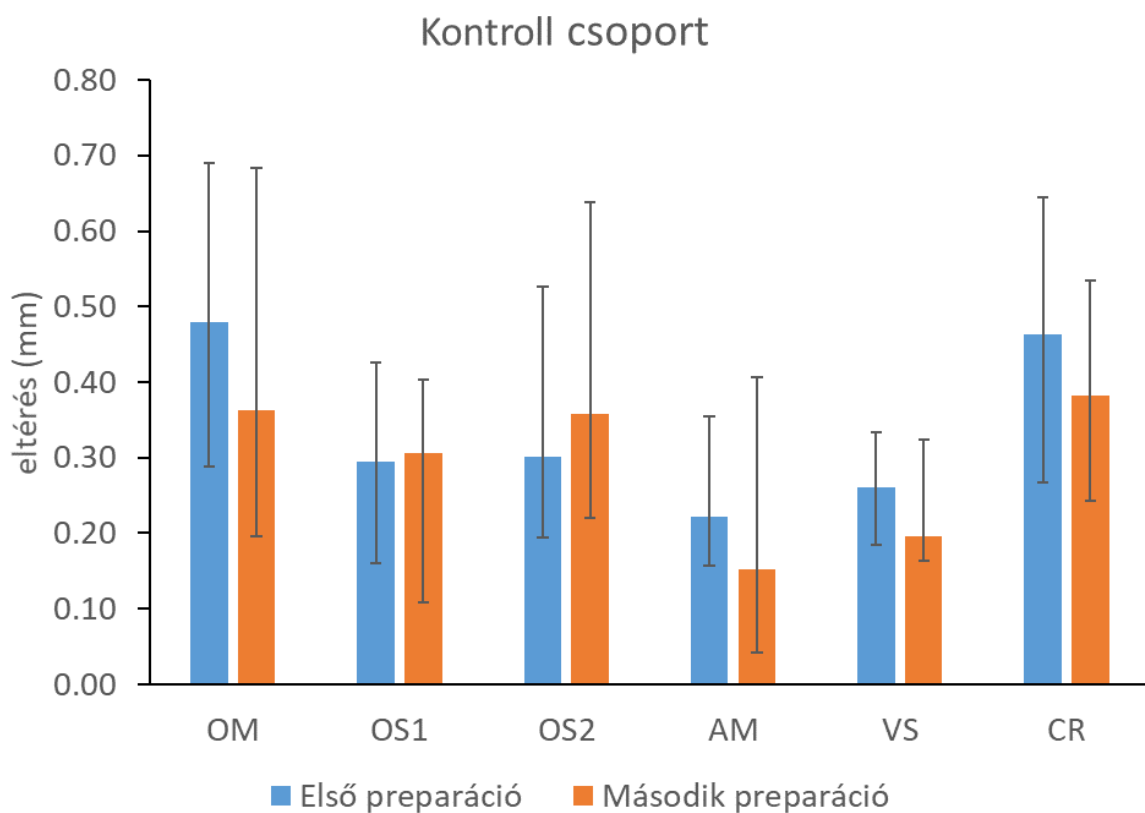
6.4 A hallgatói preparációs készség javítása digitális kiértékelő rendszerrel

6.4.1 A kiindulási preparációk eltérései a mester mintától

Az első hallgatói preparáción mért távolságok átlagosan 0,22-0,48mm között tértek el a mester mintától, a vizsgált paramétertől függően (6-7. táblázat). A kiindulási állapotban egyik paraméterben sem volt szignifikáns különbség a kontroll és tesztcsoport között (OM: $p=0,815$; OS1: $p=0,839$; OS2: $p=0,650$; AM: $p=0,279$; VS: $p=0,963$; CR: $p=0,118$).

6.4.2 A javulás mértékének összehasonlítása a két csoportban

A kontroll csoportban a második preparátumok mester preparátumtól való eltérései nem különböztek szignifikánsan az első preparációban mérttől (6-8. ábra, 6-7. táblázat).



6-8. ábra: Az első (kék oszlop) és a második preparáció (narancs oszlop) eltérése a mestermintától a **kontroll csoportban** (medián \pm kvartilis). OM: az occlusiós üreg mélysége, OS1: az occlusalis kavítás két különböző pontján a szélesség mesialisan, OS2: az occlusalis kavítás két különböző pontján a szélesség distalisan, AM: az approximális kazetta mélysége, VS: a mesiobuccalis váll szélessége, CR: a mesiobuccalis oldalon a csücsök redukció mértéke

6-7. táblázat: *Eltérések a mester preparációhoz képest és a javulás mértéke (mm)*

| Paraméter (alap értéke) | Módszer | Eltérés: első preparáció | | | | Eltérés: második preparáció | | | | Javulás | | | |
|----------------------------|----------|--------------------------|--------|------|------|-----------------------------|--------|------|------|---------|--------|-------|------|
| | | N | medián | Q1 | Q3 | N | medián | Q1 | Q3 | N | medián | Q1 | Q3 |
| OM (3mm) | kontroll | 18 | 0,48 | 0,29 | 0,69 | 18 | 0,36 | 0,20 | 0,68 | 18 | 0,09 | -0,06 | 0,20 |
| | teszt | 18 | 0,46 | 0,37 | 0,66 | 18 | 0,19 | 0,12 | 0,46 | 18 | 0,23 | -0,03 | 0,49 |
| OS1 (2mm) | kontroll | 18 | 0,29 | 0,16 | 0,43 | 18 | 0,31 | 0,11 | 0,40 | 18 | 0,04 | -0,16 | 0,22 |
| | teszt | 18 | 0,27 | 0,09 | 0,46 | 18 | 0,08 | 0,03 | 0,24 | 18 | 0,16 | 0,00 | 0,38 |
| OS2 (2,5mm) | kontroll | 18 | 0,30 | 0,19 | 0,53 | 18 | 0,36 | 0,22 | 0,64 | 18 | 0,01 | -0,29 | 0,19 |
| | teszt | 18 | 0,30 | 0,08 | 0,60 | 18 | 0,13 | 0,06 | 0,34 | 18 | 0,12 | -0,11 | 0,33 |
| AM (1mm) | kontroll | 18 | 0,22 | 0,16 | 0,35 | 18 | 0,15 | 0,04 | 0,41 | 18 | 0,01 | -0,10 | 0,15 |
| | teszt | 18 | 0,36 | 0,18 | 0,54 | 18 | 0,10 | 0,04 | 0,20 | 18 | 0,21 | -0,05 | 0,43 |
| VS (1mm) | kontroll | 18 | 0,26 | 0,19 | 0,33 | 18 | 0,20 | 0,16 | 0,32 | 18 | 0,05 | -0,02 | 0,10 |
| | teszt | 18 | 0,27 | 0,19 | 0,36 | 18 | 0,09 | 0,06 | 0,18 | 18 | 0,17 | 0,07 | 0,24 |
| CR (1,5mm) | kontroll | 18 | 0,46 | 0,27 | 0,64 | 18 | 0,38 | 0,24 | 0,54 | 18 | 0,06 | -0,06 | 0,31 |
| | teszt | 18 | 0,30 | 0,15 | 0,45 | 18 | 0,13 | 0,07 | 0,23 | 18 | 0,14 | -0,06 | 0,33 |

Q1: 1. kvartilis

Q2: 3. kvartilis

OM: az occlusiós üreg mélysége

OS1: az occlusalis kavítás két különböző pontján a szélesség mesialisan

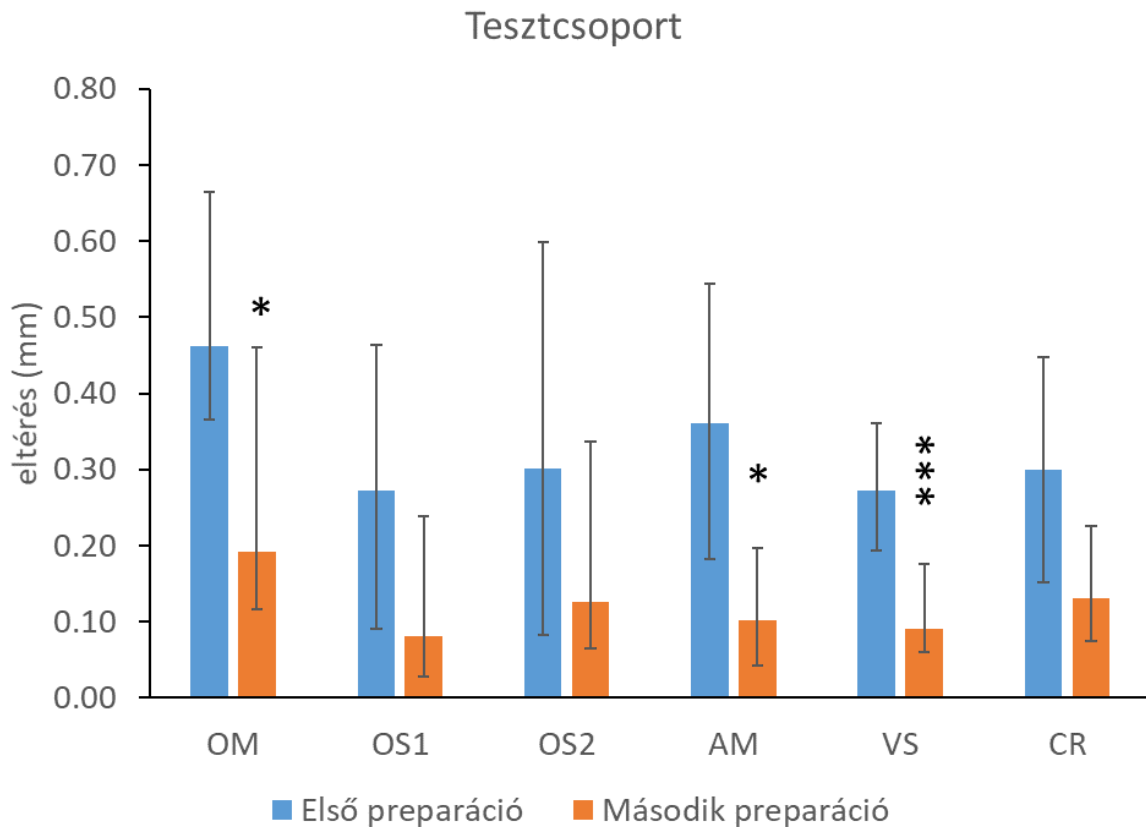
OS2: az occlusalis kavítás két különböző pontján a szélesség distalisan

AM: az approximális kazetta mélysége az occlusiós üreg aljától

VS: a mesiobuccalis váll szélessége

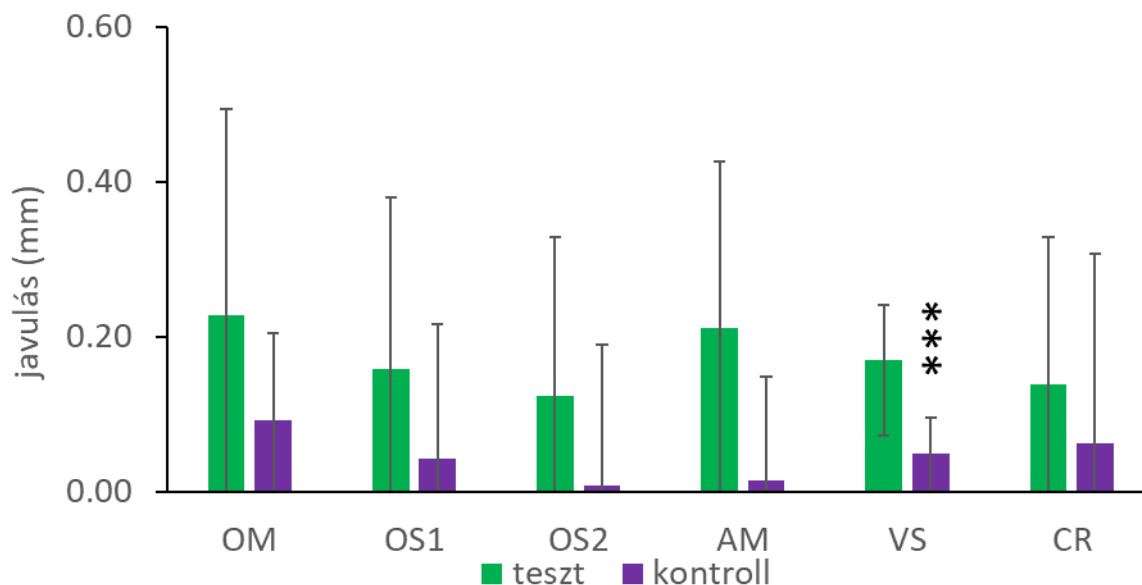
CR: a mesiobuccalis oldalon a csücsök redukció mértéke

A tesztcsoportban (Dental Teacher segítségével történt digitális kiértékelés), az OM, AM és VS távolságok mestermintától történő eltérései szignifikánsan kisebbek voltak a második preparátumok esetében (6-9. ábra), azaz szignifikáns javulás volt megfigyelhető.



6-9. ábra: Az első (kék oszlop) és a második preparáció (narancs oszlop) eltérése a mestermintától a tesztcsoportban (medián ± kvartilis). OM: az occlusió üreg mélysége, OS1: az occlusalis kavitás két különböző pontján a szélesség mesialisan, OS2: az occlusalis kavitás két különböző pontján a szélesség distalisan, AM: az approximális kazetta mélysége, VS: a mesiobuccalis váll szélessége, CR: a mesiobuccalis oldalon a csücsök redukció mértéke
* szignifikáns különbség az első és második preparációnál mért eltérések között: * $p < 0,05$, *** $p < 0,001$

A javulás mértéke (első preparációban mért eltérés – második preparációban mért eltérés)
Az átlagos VS paraméter javulása szignifikánsan magasabb volt a tesztcsoportban, mint a kontrollcsoportban (6-10. ábra).

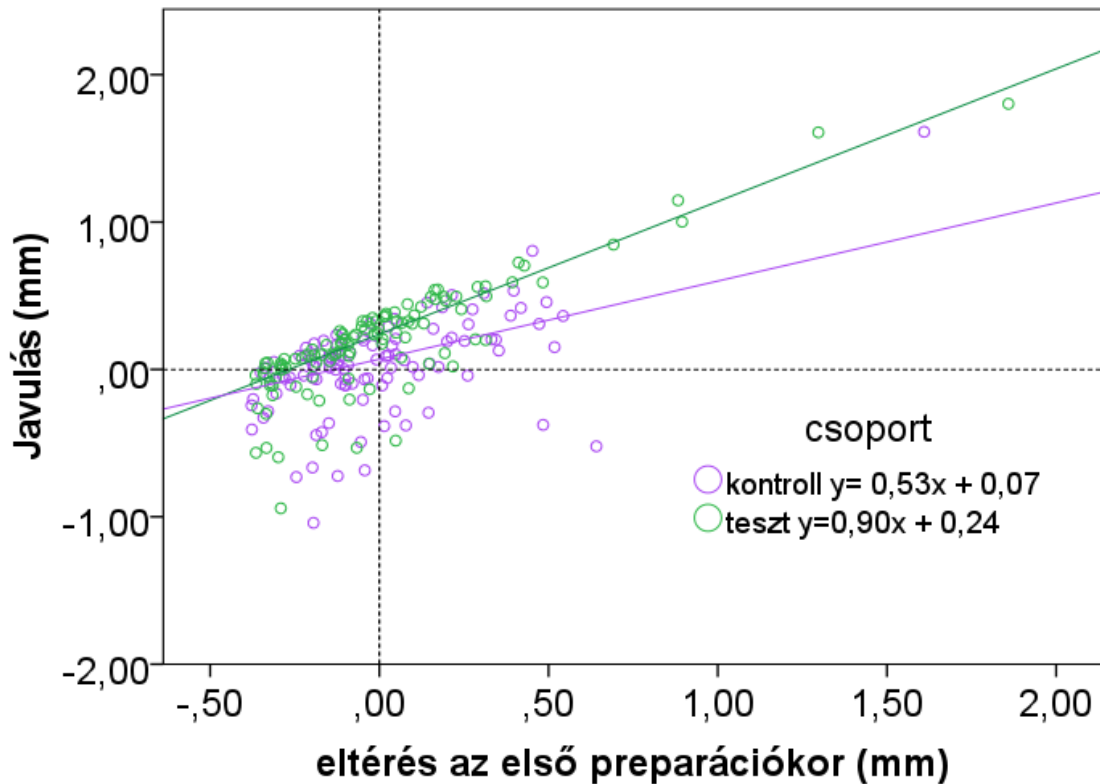


6-10. ábra: A javulás (első preparáció eltérése — második preparáció eltérése) mértékének összehasonlítása a tesztcsoporthoz (zöld oszlop) és a kontroll (lila oszlop) között (medián \pm kvartilis). OM: az occlusiós üreg mélysége, OS1: az occlusalis kavítás két különböző pontján a szélesség mesialisan, OS2: az occlusalis kavítás két különböző pontján a szélesség distalisan, AM: az approximális kazetta mélysége, VS: a mesiobuccalis váll szélessége, CR: a mesiobuccalis oldalon a csücsök redukció mértéke

* szignifikáns különbség a javulásban a két csoport között: *** $p < 0,001$

6.4.3 A kezdeti (első preparáció) eltérés hatása a javulásra

Mindkét csoportban szignifikáns korreláció volt az első preparáció és a második preparáció között elért javulás és az első preparációnál mért eltérés között (kontrollcsoport: $r=0,33$, $p < 0,001$; tesztcsoporthoz: $r=0,714$, $p < 0,001$) (6-11. ábra). A tesztcsoporthoz regressziós egyenes y-tengely metszéspontja (0,24) és a meredeksége (0,90) is szignifikánsan nagyobb volt, mint a kontrollcsoportban (0,07, $p < 0,001$ és 0,53, $p < 0,001$).



6-11. ábra: A kiindulási (első) preparációs hibák és a második preparációnál történő javulás közötti összefüggés

6.5 Az intraorális szkennelés összefűző hibájának vizsgálata négy féle szkennelési mintázat esetén

6.5.1 A szkennelési origó illeszkedése

Az átlagos deviációk 23-46 μ m között mozogtak a szkennelési origóban (6-8. táblázat). Alacsonyabb volt ($p < 0,001$) a felső fogívben (25 \pm 1,2 μ m a 15-ös fognál, Univerzális számozás), mint az alsó fogívben (40 \pm 2,2 μ m a 18-as fognál, Univerzális számozás). A szkennelési mintázatok között nem volt szignifikáns különbség ($p = 0,93$).

6-8. táblázat: A szkennelési origóban történő illesztés valódisága (μ m-ben)

| állcsont | szkennelési mintázat | mintaszám | átlag | SE | SD |
|----------|----------------------|-----------|-------|----|----|
| alsó | A | 5 | 34 | 3 | 6 |
| | B | 5 | 46 | 6 | 14 |
| | C | 5 | 43 | 4 | 10 |
| | D | 5 | 37 | 2 | 4 |
| felső | A | 5 | 30 | 3 | 7 |
| | B | 5 | 23 | 1 | 3 |
| | C | 5 | 24 | 3 | 6 |
| | D | 5 | 23 | 1 | 1 |

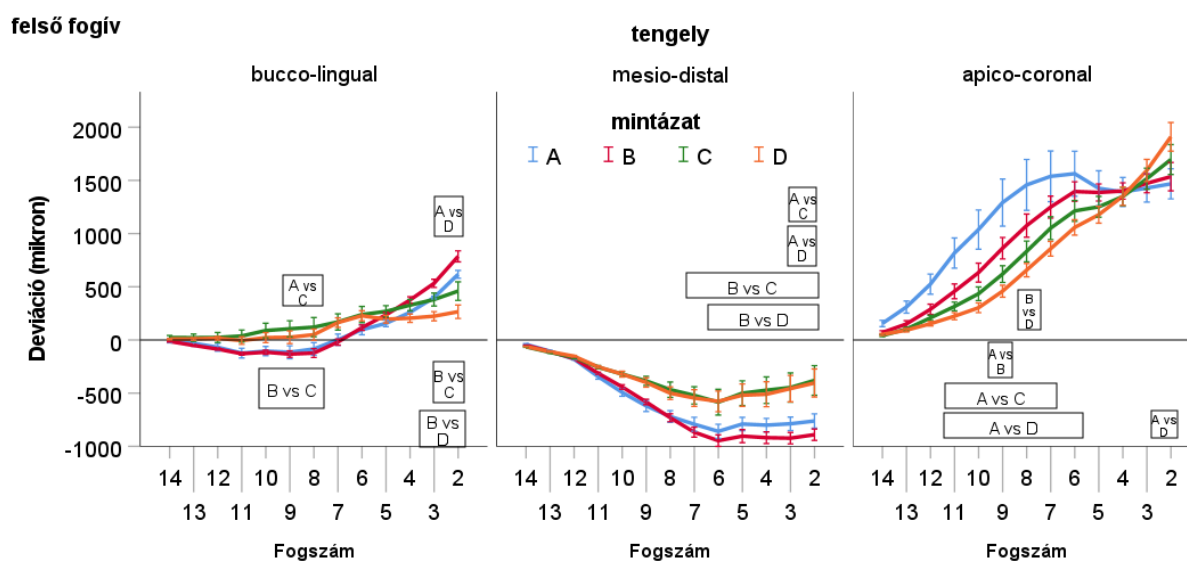
6.5.2 Az identikus pontpárok fogankénti deviációja az origóban történő illesztést követően (identikus-origó módszer)

A mintázat*fog*oldal három-utas interakciók egyik ívben és egyik tengelyen sem volt szignifikáns. Ezért a jobb érthetősége érdekében grafikusán a két-utas interakciókat ábrázoltuk.

6.5.2.1 A mintázat hatása az egyes fogaknál mért deviációra

A fog és a mintázat közötti szignifikáns (két-utas) interakció az összes tengely és ív esetében ($p < 0,001$) arra utalt, hogy a mintázatok között különbség volt a torzulás kinetikájában a fogív mentén.

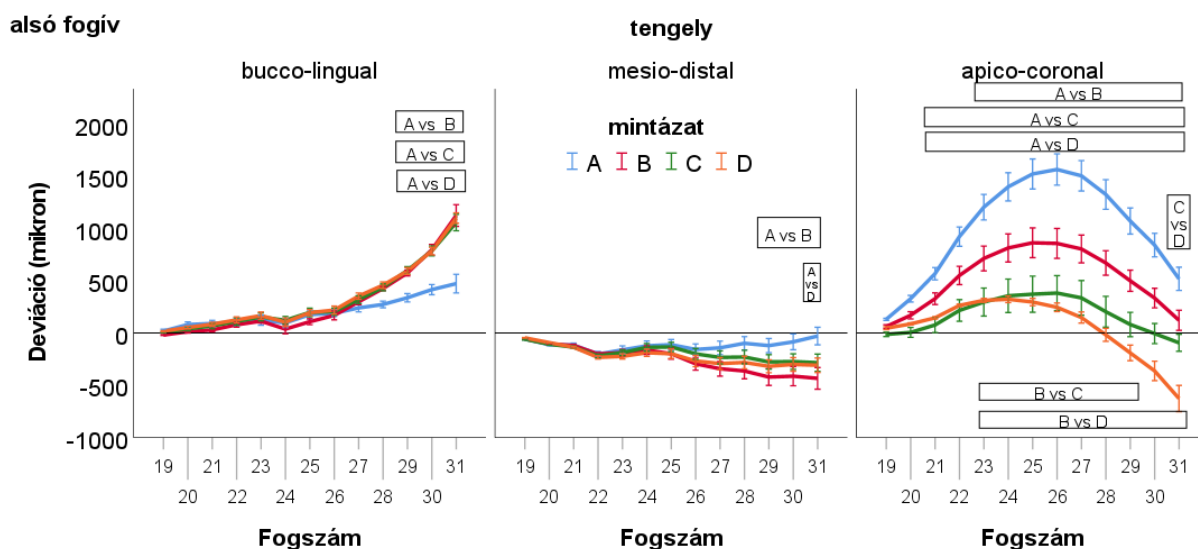
A **felső fogívben** bucco-lingualis orientációban (x-tengely) a C és a D mintázat esetén a mérőpontok a szkennelési origó kezdetétől (15-ös fog) fokozatosan eltértek az ellenoldal felé (jobbra), míg az A és a B mintázatban a kiindulási oldalon balra, majd az ellenoldalra jobbra deviáltak (6-12. ábra). Mesio-distalis orientációban (y-tengely) minden mérőpont fokozatosan mesialis (ventralis) irányba deviált a szkennelési origó kezdetétől. Apico-coronalis orientációban (z-tengely) minden mérőpont coronalisán deviált a szkennelési origó kezdetétől a középvonalig minden minta esetében. Az A és B mintázat deviációja meredekebben emelkedett, mint a C és D mintázaté. Ezt követően az A és a B mintázatban a deviáció nem növekedett tovább, ellentétben a C és D-vel.



6-12. ábra: A szkennelési mintázat hatása az egyes fogaknál mért deviációra mikrométerben a felső fogívben (átlag±SE). A. Lineáris technika a teljes fogíven; B. A lineáris technika az őrlőfogak és a premolárisok területén, majd nyeregtechnika a frontfogaknál; C. A lineáris technika csak az őrlőfogak területén, a többi fognál nyeregtechnika; D. Az egész fogívben nyeregtechnika. A minimum $p < 0,05$ szignifikáns különbségeket dobozok jelzik az érintett fogakat áthidalva.

Az **alsó fogívben** a bucco-lingualis orientációban (y-tengely) a szkennelési origó kezdetétől (18-as fog) minden mérőpont az ellenoldal felé deviált (6-13. ábra). Mesio-distalis orientációban (y-tengely) az összes mérőpont ventralisan deviált az origótól a fogív vége felé

haladva. Az apico-coronalis orientációban (z-tengely) minden mérőpont coronalisan deviált a szkennelési origótól a középvonalig. Ezt követően a tendencia megváltozott, és a deviáció fokozatosan visszatért a nulla deviációhoz.



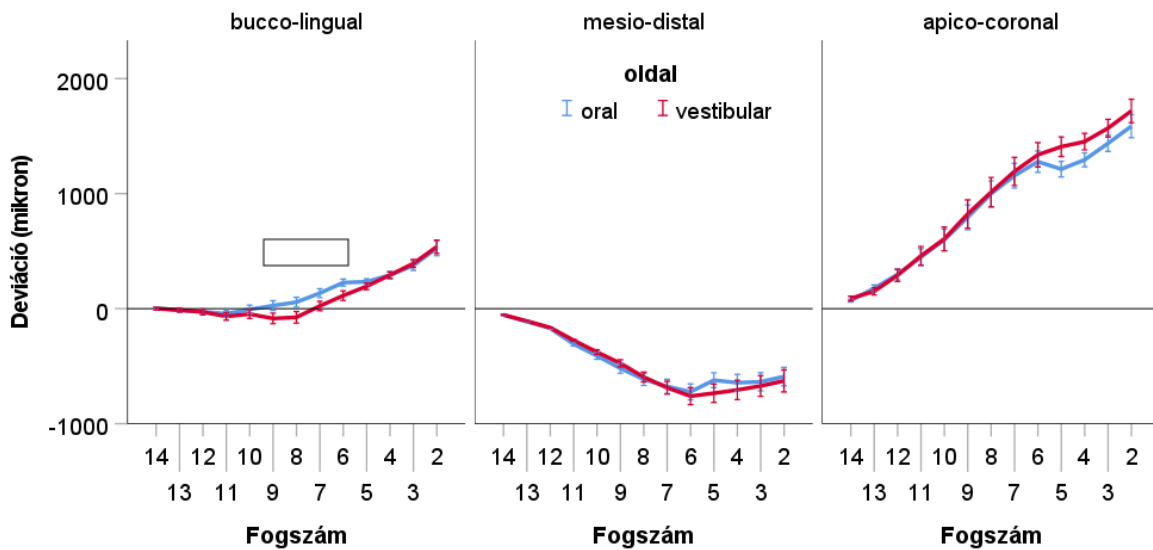
6-13. ábra: A mintázat hatása az egyes fogaknál mért deviációra mikrométerben az alsó fogívben (átlag±SE). A. Lineáris technika a teljes fogívben; B. A lineáris technika az órlőfogak és a premolárisok területén, majd nyeregtechnika a frontfogaknál; C. A lineáris technika csak az órlőfogak területén, a többi fognál nyeregtechnika; D. Az egész fogívben nyeregtechnika. A minimum $p < 0,05$ szignifikáns különbségeket dobozok jelzik az értinett fogakat áthidalva.

6.5.2.2 A vestibularis és orális mérőpont közötti különbség az egyes fogaknál

Az oldal és a fog között szignifikáns (két-utas) interakció volt az x- és y-tengelyek esetében ($p < 0,001$). A z-tengelyen egyik fogívénél se volt interakció.

A **felső fogívben** az orális és a vestibularis mérési pontok között a deviációban csak a bucco-lingualis tengelyen a 6.-9. fogak (frontfogak) között volt szignifikáns különbség ($111\mu\text{m} - 132\mu\text{m}$) (6-14. ábra).

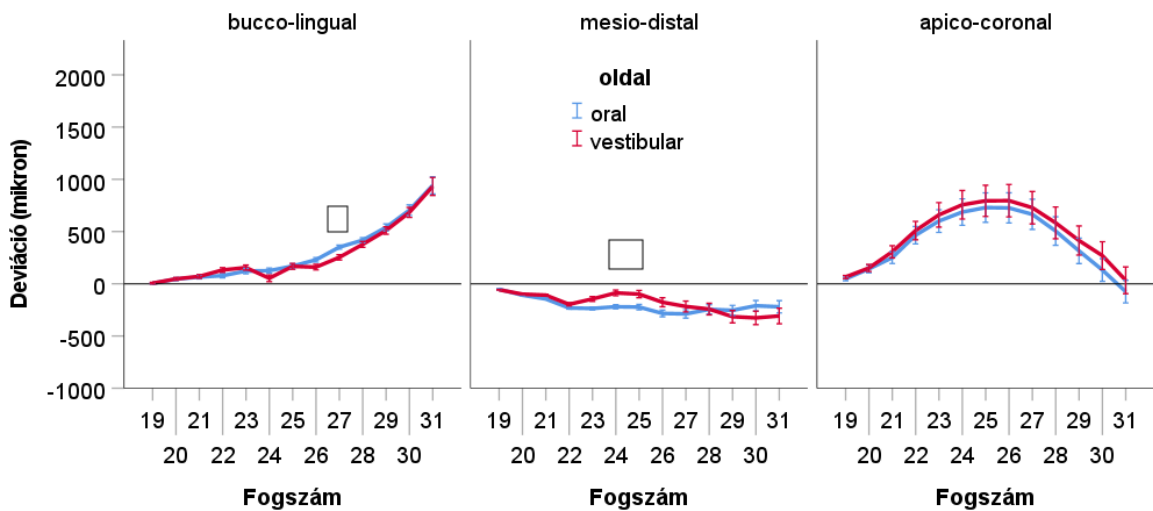
felső fogív



6-14. ábra: Az orális és vestibularis mérőpont deviációja az egyes fogaknál mikrométerben a felső fogívben (átlag±SE). A két mérőpont közötti minimum $p < 0,05$ szignifikáns különbségeket doboz jelzi az értinett fogakat áthidalva.

Az alsó fogívben szignifikáns különbség a bucco-lingualis tengelyen a 27-es fogánál (98µm), valamint a mesio-distalis tengelyen a 24. és 25. fogaknál (132µm és 124µm) volt.

alsó fogív



6-15. ábra: Az orális és vestibularis mérőpont deviációja az egyes fogaknál mikrométerben az alsó fogívben (átlag±SE). A két mérőpont közötti minimum $p < 0,05$ szignifikáns különbségeket doboz jelzi az értinett fogakat áthidalva.

6.5.3 Három különböző módszerrel a teljes fogívre számolt átlag deviációs értékek összehasonlítása

Az identikus-origó és az identikus-teljes mérési módszer mérőpontjainak deviációit átlagoltuk, hogy minden teszt szken esetén egyetlen értéket kapjunk, ami a teljes fogívet jellemzi.

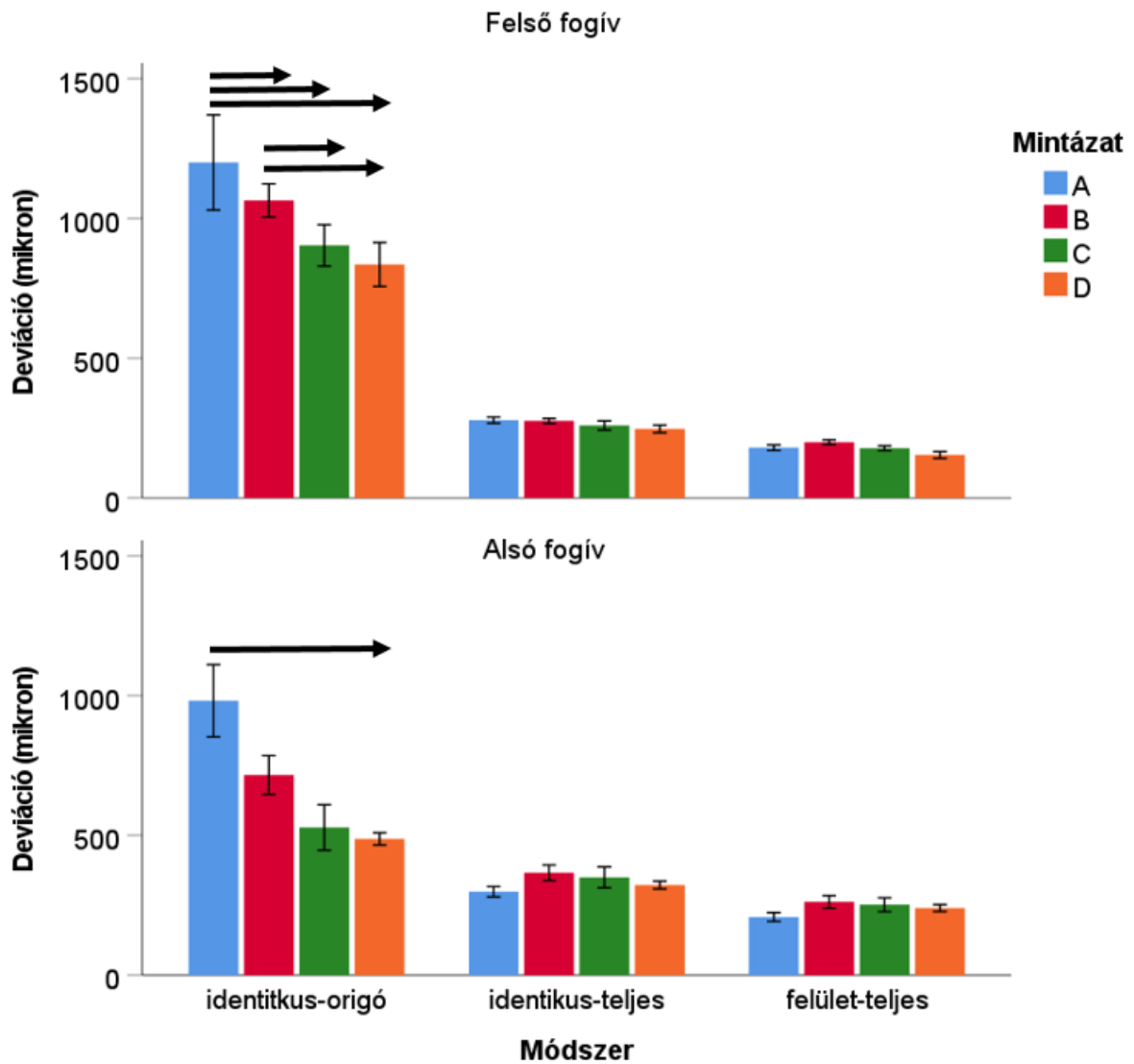
A három valódiságot mérő módszert statisztikailag a generalizált lineáris mixed modellben hasonlítottuk össze. A fixed hatások voltak a 'mérőmódszer' (identikus-origó, identikus-teljes, felület-teljes) a 'szkenelési mintázat' (A, B, C, D), a 'fogív' (felső vs. alsó) és azok interakciói.

A három-utas interakció (mérőmódszer * mintázat * fogív) szignifikáns volt ($p < 0,01$), ezért a mintázat hatását fogívenként és módszerenként hasonlítottuk össze (6-9. táblázat és 6-16. ábra).

A felső fogívben az **identikus-origó módszerrel** az A mintázat deviációja szignifikánsan nagyobb volt, mint az összes többi mintázaté (A vs. B, $p < 0,05$; A vs. C, $p < 0,001$; A vs. D, $p < 0,001$). Továbbá a B mintázat szignifikánsan nagyobb volt, mint a C ($p < 0,05$) és a D ($p < 0,01$). A C és D között nem volt szignifikáns különbség ($p = 0,586$). Az alsó fogívben csak az A mintázat deviációja volt nagyobb a D-nél ($p < 0,05$).

A **identikus-teljes** és a **felület-teljes** módszerekkel nem volt szignifikáns különbség a módszerek között.

A 'mérőmódszer' fő hatása is szignifikáns volt ($p < 0,001$). Ezért összevontan, szkenelési mintázattól és fogívtől függetlenül, párosával összehasonlítottuk őket. Az identikus-origó módszerrel mért deviáció ($840 \pm 48 \mu\text{m}$) szignifikánsan nagyobb volt, mint az identikus-teljes deviáció ($300 \pm 9 \mu\text{m}$, $p < 0,001$), és mint a felület-teljes deviáció ($209 \pm 8 \mu\text{m}$, $p < 0,001$). A identikus-teljes deviáció szignifikánsan nagyobb volt, mint a felület-teljes deviáció ($p < 0,001$).



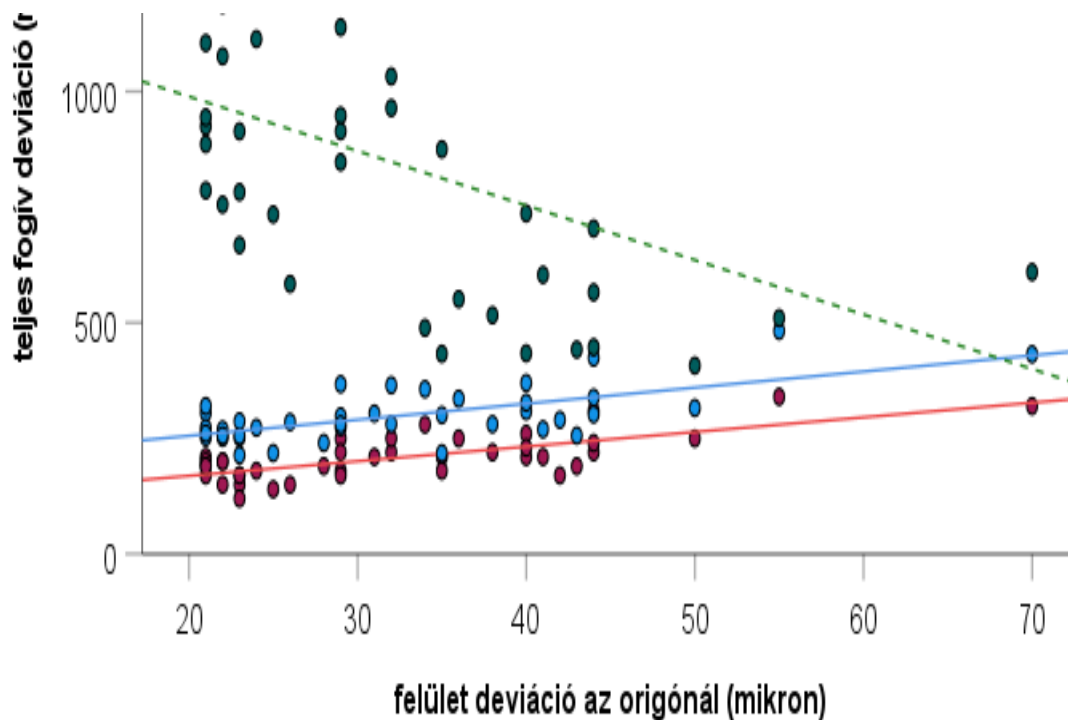
6-16. ábra: A három mérési módszer által mért teljes fogívre átlagolt deviációk összehasonlítása fogívenként és mintázatoként (átlag±SE). A szkennelési mintázatok közötti szignifikáns különbségeket fekete nyilak jelölik (min. $p < 0,05$)

6-9. táblázat: Három mérőmódszer által kapott deviációs értékek (μm) összehasonlítása

| szkenelési mintázat | | felső fogív | | | alsó fogív | | |
|------------------------|-----------|---------------------|----------------------|--------------------|---------------------|----------------------|--------------------|
| | | identikus- origó | identikus- teljes | felület- teljes | identikus- origó | identikus- teljes | felület- teljes |
| A | mintaszám | 5 | 5 | 5 | 5 | 5 | 5 |
| | átlag | 1 200 | 279 | 180 | 982 | 299 | 208 |
| | SD | 381 | 24 | 22 | 289 | 41 | 36 |
| | SE | 170 | 11 | 10 | 129 | 18 | 16 |
| B | mintaszám | 5 | 5 | 5 | 5 | 5 | 5 |
| | átlag | 1 065 | 276 | 200 | 716 | 366 | 262 |
| | SD | 132 | 20 | 19 | 155 | 62 | 51 |
| | SE | 59 | 9 | 8 | 69 | 28 | 23 |
| C | mintaszám | 5 | 5 | 5 | 5 | 5 | 5 |
| | átlag | 904 | 260 | 178 | 528 | 350 | 252 |
| | SD | 166 | 37 | 19 | 182 | 84 | 55 |
| | SE | 74 | 17 | 9 | 82 | 38 | 25 |
| D | mintaszám | 5 | 5 | 5 | 5 | 5 | 5 |
| | átlag | 835 | 247 | 154 | 487 | 322 | 240 |
| | SD | 176 | 31 | 27 | 49 | 31 | 27 |
| | SE | 79 | 14 | 12 | 22 | 14 | 12 |

6.5.4 Az origóban történt illesztés valóságossága és három különböző módszerrel kapott teljes fogív deviáció közötti korreláció

Szignifikáns pozitív korrelációt találtunk a szkennelési origóban történt illesztés pontatlansága (deviációja) és a két teljes felületen történt illesztés (identikus-teljes és felület-teljes) pontatlansága között (6-17. ábra és 6-10. táblázat). Ugyanakkor az origó illesztés pontatlansága negatívan korrelált az identikus-origó módszerrel mért deviációs értékekkel. Habár a pontok elhelyezkedése inkább felhőszerű és néhány outlier (nagy deviációs érték) alakítja ki a korrelációt.



6-17. ábra: Az origó illesztés valósága és a teljes fogív deviációja közötti összefüggés.

6-10. táblázat: Korreláció a szkennelési origó illeszkedése és a három mérési módszerrel meghatározott teljes fogív deviáció között (Spearman's rho)

| | identikus-origó | identikus-teljes | felület-teljes |
|--------------------|-----------------|------------------|----------------|
| origó illeszkedése | -0,49** | 0,56** | 0,63** |

** szignifikáns korreláció, $p < 0,01$

6.5.5 A három különböző módszerrel kapott deviáció közötti korreláció

Szignifikáns pozitív korreláció volt a két teljes felületen illesztett módszer között (identikus-teljes és felület-teljes) (6-11. táblázat). Nem találtunk összefüggést az origóban illesztett és a teljes felületen illesztett módszerek között.

6-11. táblázat: Korreláció a három mérési módszerrel meghatározott teljes fogív deviáció között (Spearman's rho)

| | identikus-origó | felület-teljes |
|------------------|-----------------|----------------|
| identikus-teljes | -0,29 | 0,77** |
| felület-teljes | -0,27 | |

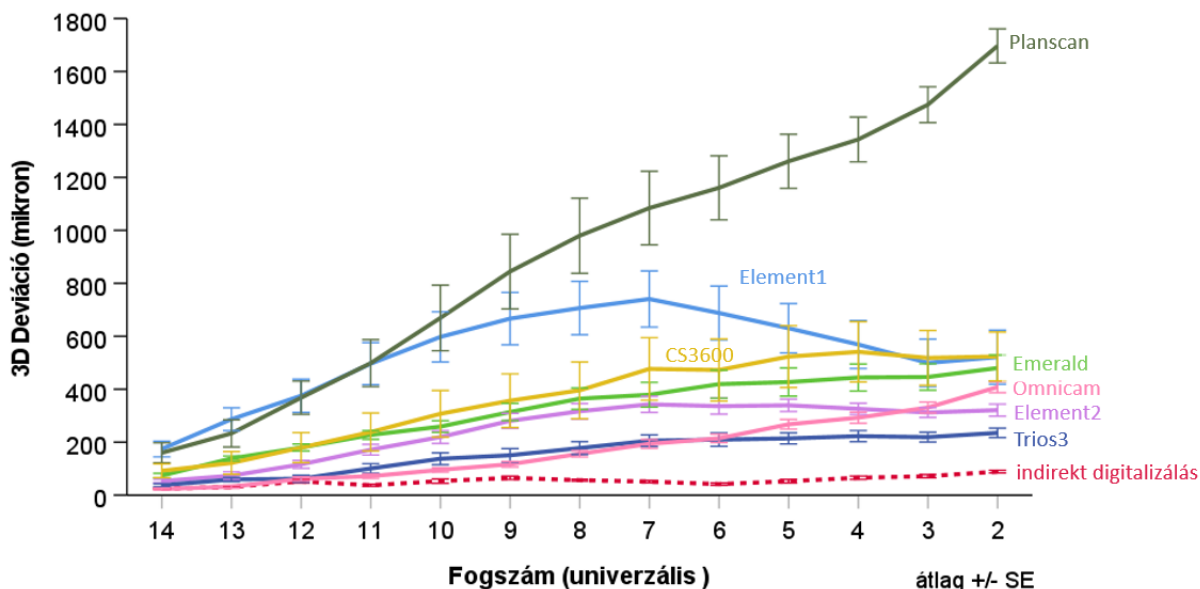
** szignifikáns korreláció, $p < 0,01$

6.6 Két intraorális szkennert technológia és az indirekt digitalizálás valódiságának összehasonlítása identikus-origó módszerrel

6.6.1 Szkennerek összehasonlítása

6.6.1.1 3D deviáció foganként

Az első statisztikai modellben mind a fő hatások, 'fog' ($p < 0,001$) és 'szkenner' ($p < 0,001$), mind pedig ezek interakciója ($p < 0,001$) szignifikáns volt (6-18. ábra). A deviáció minden szkennernél folyamatosan növekszik a szkennelési origótól (15. fog, Univerzális számozás) a fogív túloldaláig (2. fog, Univerzális számozás). Az Element2 és az Element1 esetén a deviáció trendje az anterior régióban megfordul és csökkenni kezd. A legnagyobb deviáció a Planscannél történt.



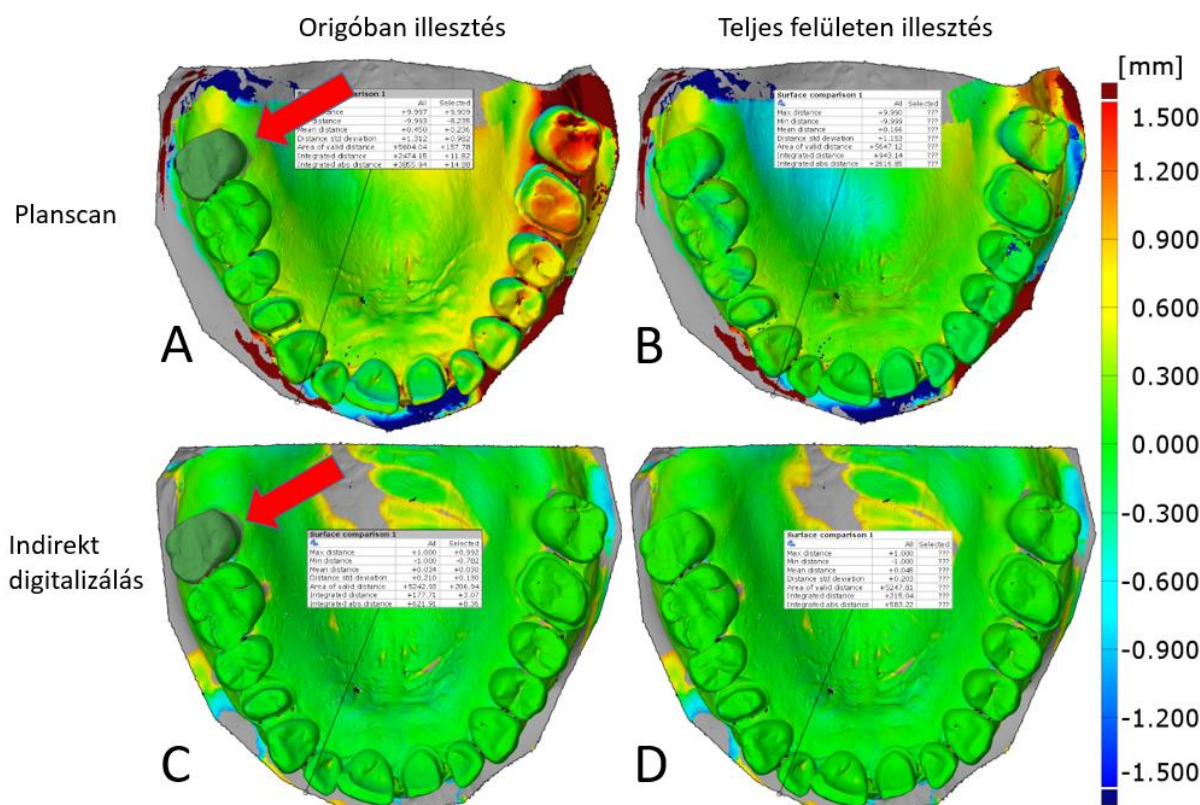
6-18. ábra: A 3D deviáció kinetikája szkennelési origótól (15-ös fog, Univerzális számozás) a fogív végéig. A szkennerek összehasonlítása.

A szkennelés végpontja felé (2-es fog, Univerzális számozás) minden IOS-nál és az indirekt digitalizálásnál is szignifikánsan nőtt a deviáció (6-12. táblázat).

Az origóban történő illesztés és a konvencionális teljes felületen történő illesztés felületi összehasonlító szintértéke jól mutatja a módszerek közötti eltérést (6-17. ábra). Az origóban történő illesztés esetén a Planscannél igen jelentős deviáció jött létre a szkennelési origó ellenoldalán, miközben az indirekt digitalizálás esetén ez elhanyagolható, szinte alig különbözik a szkennelési origóban mérttől. Ezzel szemben a teljes fogívre történt illesztés esetén Planscannél a teljes felület-összehasonlítás csak kevésbé tért el az indirekt digitalizálástól.

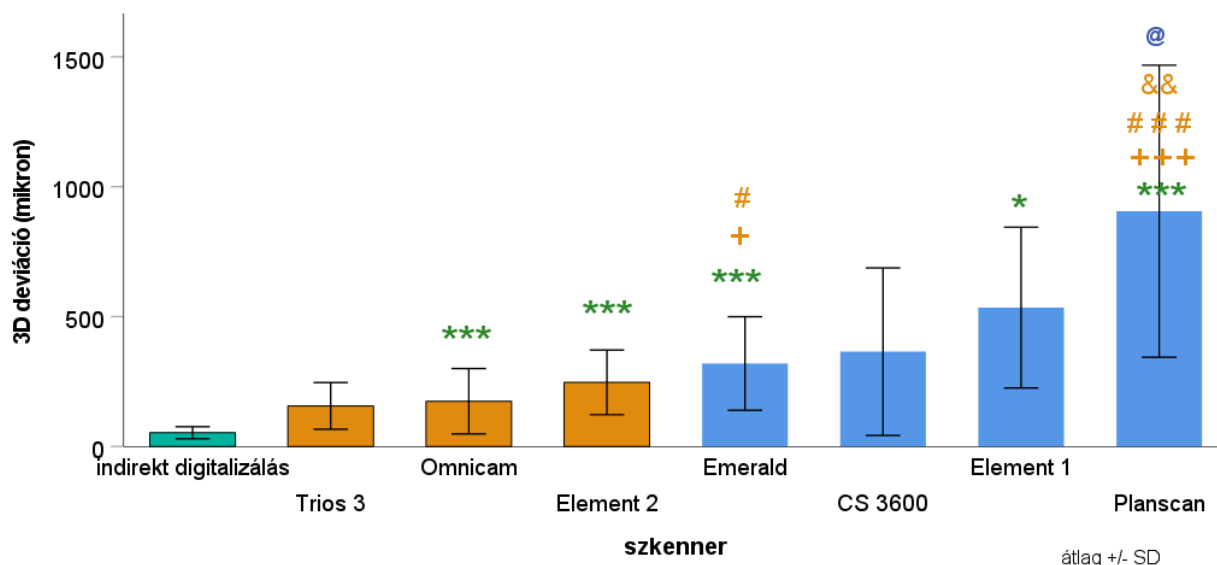
6-12. táblázat: A két végpont (szkenelési origó és ellenoldali utolsó fog) deviancia értékei

| szkenner | Fogszám (Univerzális számozás) | átlag | SD | SE | p< |
|------------------------|--------------------------------|-------|-----|-----|-------|
| Indirekt digitalizálás | 2 | 89 | 13 | 4,1 | 0,01 |
| | 14 | 24 | 6 | 1,9 | |
| Element1 | 2 | 503 | 280 | 88 | 0,001 |
| | 14 | 173 | 85 | 27 | |
| Element2 | 2 | 320 | 55 | 17 | 0,001 |
| | 14 | 53 | 18 | 5,6 | |
| Trios3 | 2 | 237 | 61 | 19 | 0,001 |
| | 14 | 37 | 16 | 5,2 | |
| Planscan | 2 | 1 705 | 201 | 64 | 0,001 |
| | 14 | 155 | 93 | 30 | |
| Emerald | 2 | 479 | 156 | 45 | 0,001 |
| | 14 | 74 | 25 | 7,2 | |
| OmnicaM | 2 | 409 | 63 | 20 | 0,001 |
| | 14 | 23 | 5 | 1,5 | |
| CS3600 | 2 | 534 | 320 | 101 | 0,001 |
| | 14 | 91 | 79 | 25 | |



6-19. ábra: A Planscan (A, B) és az indirekt digitalizálás (C, D) két reprezentatív szkennének összehasonlítása szintérképpel. A teljes szkenn felületek közötti deviáció mértékét (nem az identikus pontok) színekkel ábrázoltam. A színskála egyforma mind a négy ábrán. Az A és C ábrán az origóban (piros nyíl, 15-ös fog, Univerzális jelölés), a B és D ábrán a teljes felületen történt az illesztés (best-fit).

A szkennerek egyszerűbb összehasonlításához eltekintettünk a fogak közötti eltéréstől (interakció), így és teljes fogív valódiságát hasonlítottuk össze. Az első statisztikai modellben a 'szkenner' szignifikáns főhatása ($p < 0,001$) a szkennerek közötti különbségeket jelzi a teljes fogívre átlagolt 3D deviációban.



6-20. ábra: A szkennerek a teljes fogívre átlagolt 3D deviációjának összehasonlítása.

* $p < 0,05$, *** $p < 0,001$ indirekt digitalizálás vs. többi IOS,

+ $p < 0,05$, +++ $p < 0,001$ Trios3 vs. többi IOS,

$p < 0,05$, ### $p < 0,001$ Omnicam vs. többi IOS,

&& $p < 0,01$ Element2 vs. többi IOS,

@ $p < 0,05$ Emerald vs. többi IOS.

A páronkénti post-hoc elemzés alapján (6-20. ábra) az indirekt digitalizálás teljes fogív deviációja ($53 \pm 2 \mu\text{m}$) szignifikánsan kisebb volt, mint az Omnicam ($174 \pm 11 \mu\text{m}$, $p < 0,001$), az Element2 ($246 \pm 11 \mu\text{m}$, $p < 0,001$), az Emerald ($317 \pm 13 \mu\text{m}$, $p < 0,001$), az Element1 ($531 \pm 26 \mu\text{m}$, $p < 0,05$), és a Planscan ($903 \pm 49 \mu\text{m}$, $p < 0,001$) deviációja. Nem különbözött szignifikánsan a Trios3-tól ($156 \pm 13 \mu\text{m}$, $p = 0,066$) és a CS3600-tól ($365 \pm 29 \mu\text{m}$, $p = 0,208$). Fontos észrevenni, hogy a CS3600 átlagértéke mintegy hatszor nagyobb volt, az indirekt digitalizáláshoz képest, de az ismételt szkenneléseknek jelentős a szórása (alacsony az ismételhetőség), emiatt statisztikailag a CS3600 egyik csoporttól sem tért el szignifikánsan.

A Trios3 deviációja szignifikánsan kisebb volt, mint az Emerald ($p < 0,05$) és a Planscan ($p < 0,001$). Az Omnicam értéke kisebb volt, mint az Emerald ($p < 0,01$) és a Planscan ($p < 0,001$). Az Element2 és az Emerald szignifikánsan kisebb volt, mint a Planscan ($p < 0,01$ és $p < 0,05$). Az Element1 nem különbözött jelentősen a többi IOS-tól.

6.6.1.2 A teljes fogív 3D deviációjának szórása (ismételhetőség)

A 6-20. ábra oszlop diagramjain látható hibaszáv mutatja a szórást. A legprecízebb az indirekt digitalizálás volt ($20 \mu\text{m}$) és ennél az összes IOS szignifikánsan rosszabb volt; Trios3 ($89 \mu\text{m}$, $p < 0,05$), Element2 ($123 \mu\text{m}$, $p < 0,05$), Omnicam ($125 \mu\text{m}$, $p < 0,05$), Emerald ($166 \mu\text{m}$,

$p < 0,01$), Element1 ($300\mu\text{m}$, $p < 0,001$), CS3600 ($326\mu\text{m}$, $p < 0,001$), Planscan ($561\mu\text{m}$, $p < 0,001$). A sorrend nagyon hasonlított a valódisáértékek sorrendjéhez.

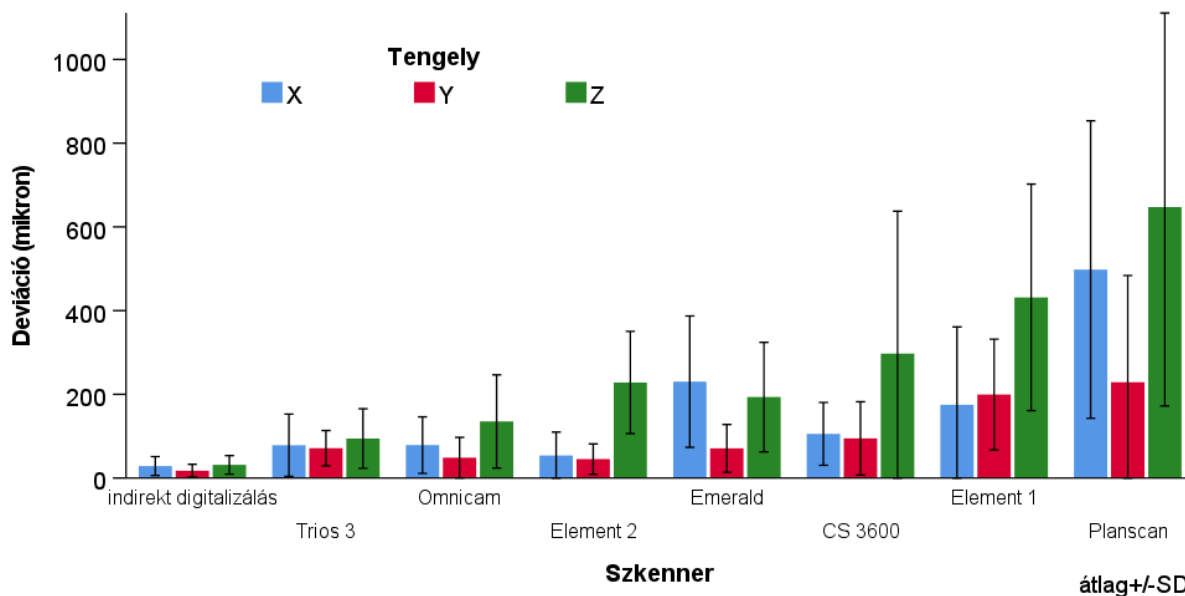
A Trios3, az Element2, az Omnicam, az Emerald, az Element1, a CS3600 ismételtősége között nem volt szignifikáns különbség. De mindegyik szignifikánsan jobb volt, mint a Planscan ($p < 0,05$), kivétel a CS3600-at.

6.6.1.3 *Deviáció tengelyenként fogívre átlagolva*

A 'szkenner' ($p < 0,001$), a 'tengely' ($p < 0,001$) és ezek interakciója ($p < 0,01$) szignifikáns volt a második modellben.

A 'tengely' főhatás azt mutatta, hogy a z-tengelyen (összes szkennerre átlagolva: $122 \pm 11\mu\text{m}$) szignifikánsan nagyobb volt a deviáció, mint az x-tengelyen ($73 \pm 7\mu\text{m}$, $p < 0,05$) és az y-tengelyen ($52 \pm 5\mu\text{m}$, $p < 0,05$).

A 'szkenner*tengely' interakció viszont jelzi, hogy a tengelyek között különbség más és más volt az egyes szkennereknél (6-21. ábra). A legtöbb szkennernél a teljes fogíveltérés a z-tengelyen volt a legnagyobb, és a másik két tengelyen az értékek hasonlóak voltak. Az egyetlen kivétel a Planmeca cég két szkennere (Planscan és Emerald), ahol az x-tengely értékei hasonlóak voltak a z-tengely értékeihez.

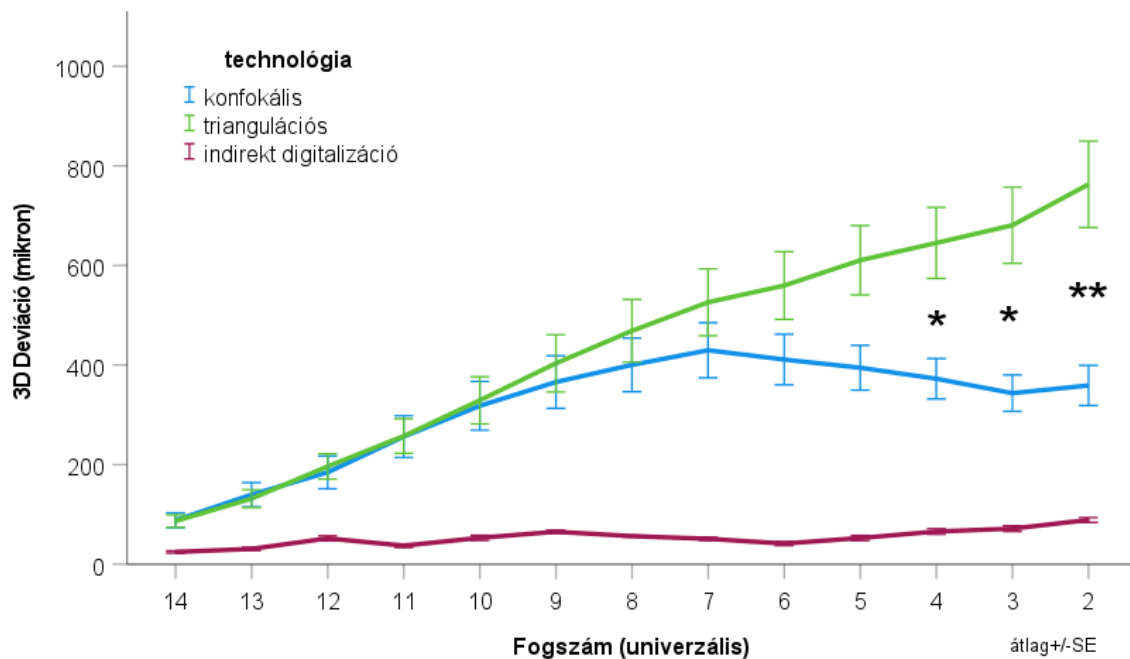


6-21. ábra: A szkennerek tengelyenként mért deviációjának összehasonlítása a teljes fogívre átlagolva. Az x-tengelyen történő elmozdulás a bal-jobb (bucco-lingualis) irányú deviációt jelzi az occlusalis síkon, a pozitív szám a jobbra (lingualis) történő elmozdulás. Az y-tengely az occlusalis síkon a mesio-distalis (dorso-ventralis) irányú deviációt jelzi, a pozitív szám a distalis (dorsalis) deviációt jelzi. A z-tengelyen mért deviáció a sagittalis síkon az apico-coronalis irányú elmozdulást jelzi, ahol a pozitív szám a coronalis irányba (a szkennerek felé) történő deviációra vonatkozik.

6.6.2 Technológiák összehasonlítása

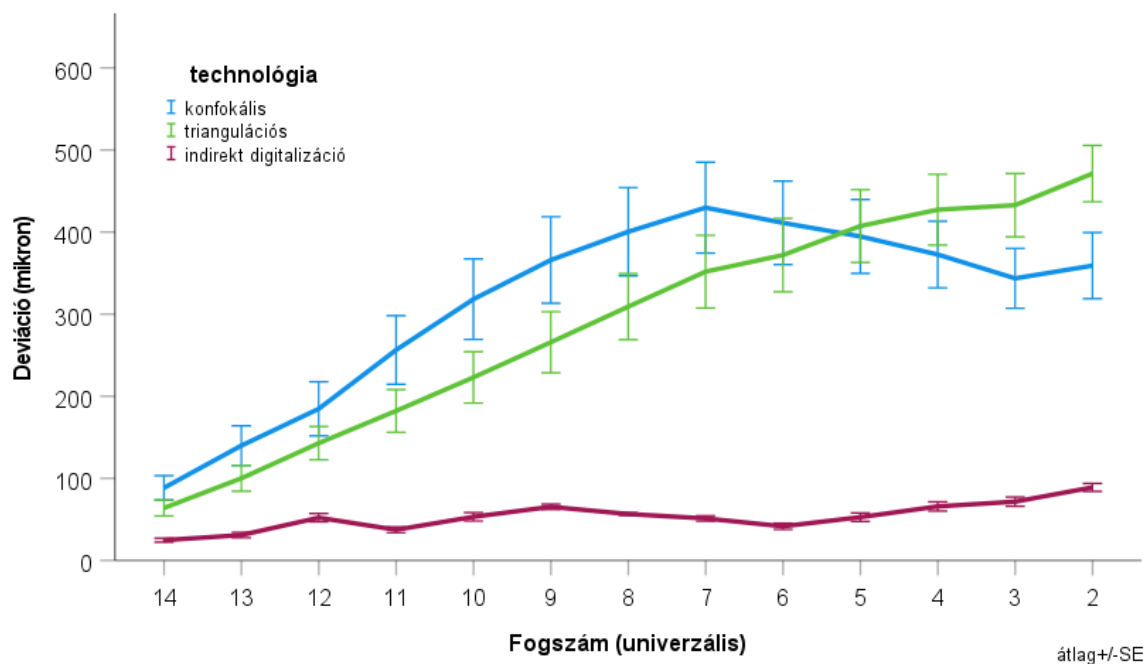
6.6.2.1 3D deviáció foganként

A linear mixed modellben mind a fő hatások, 'fog' ($p < 0,001$) és 'technológia' ($p < 0,001$), mind pedig ezek interakciója ($p < 0,001$) szignifikáns volt (6-22. ábra). A deviáció mind a konfokális, mind a triangulációs szkennereknél folyamatosan növekedett a szkennelési origótól (15-ös fog, Univerzális számozás) a fogív túloldaláig (2-es fog, Univerzális számozás). Mindkét technológia deviációs értéke a 13-as fognál szignifikánsan ($p < 0,05-0,001$) nagyobb volt. A két technológia szignifikánsan egymástól csak az utolsó három fognál tért el.



6-22. ábra: A 3D deviáció kinetikája szkennelési origótól (15-ös fog) a fogív végéig, a technológiák összehasonlítása. * szignifikáns eltérés a két technológia között, * $p < 0,05$, ** $p < 0,01$

A többihez képest sokkal régebbi generációs Planscant kihagyva (2009-es fejlesztés) eltűnt a szignifikáns különbség a két technológia között (6-23. ábra).

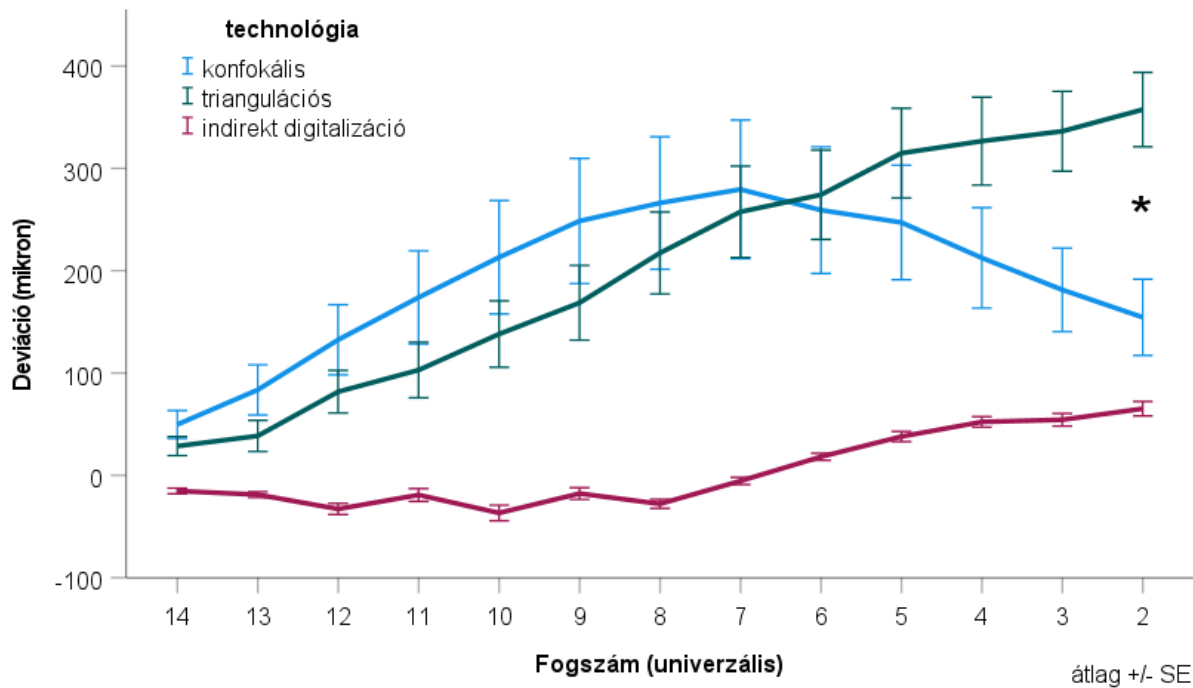


6-23. ábra: A 3D deviáció kinetikája szkennelési origótól (15-ös fog) a fogív végéig, a technológiák összehasonlítása a Planscan nélkül.

6.6.2.2 A z-tengelyen mért különbség

A Planscannél mért jelentős kiugrások miatt, azt a z-tengelyen mért technológiai összehasonlításból kihagytuk. A z-tengely statisztikai modelljében 'fog' főhatás ($p < 0,001$) és a 'fog * technológia' interakció ($p < 0,001$) szignifikáns volt. A 'technológia' főhatás nem volt statisztikailag jelentős ($p = 0,146$). A deviáció mind a konfokális, mind a triangulációs szkennernél folyamatosan növekedett a szkennelési origótól (15-ös fog, Univerzális számozás) a fogív túloldaláig (2-es fog, Univerzális számozás) (6-24. ábra). A konfokális inkább parabolikus ívet írt le, míg a triangulációs lineárisan emelkedett a szkennelési origótól indulva.

Ugyanakkor a konfokális technika deviációs értéke csak a 7. ($p < 0,05$) és 8. fognál ($p < 0,05$) volt szignifikánsan nagyobb, mint az indirekt digitalizálás. A triangulációs technológia a 2., ($p < 0,05$) 3., ($p < 0,05$) 5., ($p < 0,05$) és a 7. fognál ($p < 0,05$) tért el szignifikánsan a indirekt digitalizálástól. A két technológia szignifikánsan egymástól csak a 2. fognál tért el ($p < 0,05$).



6-24. ábra: A z-tengelyen mért deviáció kinetikája szkennelési origótól (15-ös fog) a fogív végéig. A technológiák összehasonlításánál a Planscan kihagytuk az elemzésből. * szignifikáns eltérés a két technológia között, * $p < 0,05$

6.7 A szoftver- és hardverfrissítések hatása az intraorális szkennerek valóságára és ismételhetségére eltérő reflektáló felületeken vizsgálva

Az összes csoportra és szkennerre vonatkozó leíró statisztikákat a 6-13. táblázat mutatja. A 14 fajta szubsztrátum összevonása után öt csoportba soroltuk be az adatokat, ami magyarázza az eltérő esetszámokat (a nyolc ismétlés egészszámú többszöröse). Hatodik csoportban megnéztük a teljes fogíven történt torzulást is.

6-13. táblázat: A valódiság (átlag) és az ismételhetőség (SD) mikrométerben

| szkenner | anyagcsoport | szoftver | | | | | | összehasonlítás | |
|-----------|---------------|----------------|-------|-------|-------------------|-------|------|-----------------------------------|-------------------------------------|
| | | Korábbi verzió | | | Frissített verzió | | | Valódiság (átlag különbség) | Ismételhetőség (SD különbség) |
| | | n | átlag | SD | n | átlag | SD | P< | P< |
| Element2 | ACC | 16 | 23 | 3,5 | 16 | 28 | 8,7 | 0,029 | 1,000 |
| | Ötvözet | 24 | 18 | 4,0 | 24 | 17 | 3,5 | 0,246 | 1,000 |
| | Kompozit | 40 | 21 | 6,2 | 40 | 24 | 7,0 | 0,040 | 0,528 |
| | Csonkfelépítő | 16 | 18 | 8,1 | 16 | 16 | 5,5 | 0,577 | 0,544 |
| | Természetes | 16 | 26 | 13,7 | 16 | 23 | 6,3 | 0,431 | 0,017 |
| | Teljes fogív | 8 | 22 | 4,3 | 8 | 22 | 2,7 | 0,758 | 0,714 |
| Emerald | ACC | 16 | 42 | 9,5 | 16 | 36 | 6,5 | 0,037 | 1,000 |
| | Ötvözet | 24 | 43 | 7,4 | 24 | 36 | 10,9 | 0,007 | 0,736 |
| | Kompozit | 40 | 38 | 6,4 | 40 | 43 | 21,6 | 0,142 | 0,000 |
| | Csonkfelépítő | 16 | 59 | 14,4 | 16 | 33 | 19,7 | 0,000 | 0,163 |
| | Természetes | 16 | 71 | 16,0 | 16 | 49 | 30,0 | 0,005 | 0,079 |
| | Teljes fogív | 8 | 53 | 4,8 | 8 | 42 | 7,9 | 0,003 | 0,654 |
| EmeraldS | ACC | 16 | 34 | 7,1 | 16 | 22 | 6,6 | 0,000 | 0,308 |
| | Ötvözet | 24 | 40 | 11,8 | 24 | 20 | 4,5 | 0,000 | 0,321 |
| | Kompozit | 40 | 38 | 11,2 | 40 | 20 | 4,1 | 0,000 | 0,000 |
| | Csonkfelépítő | 16 | 36 | 7,7 | 16 | 19 | 5,3 | 0,000 | 0,013 |
| | Természetes | 16 | 39 | 8,2 | 16 | 24 | 11,1 | 0,000 | 0,510 |
| | Teljes fogív | 8 | 40 | 2,0 | 8 | 22 | 2,0 | 0,000 | 1,000 |
| Mediti500 | ACC | 16 | 25 | 5,5 | 16 | 21 | 6,9 | 0,019 | 0,076 |
| | Ötvözet | 24 | 29 | 5,6 | 24 | 31 | 8,5 | 0,276 | 0,060 |
| | Kompozit | 40 | 25 | 7,2 | 40 | 20 | 5,0 | 0,000 | 0,059 |
| | Csonkfelépítő | 16 | 25 | 7,5 | 16 | 24 | 18,0 | 0,840 | 0,002 |
| | Természetes | 16 | 33 | 8,8 | 16 | 38 | 21,5 | 0,387 | 0,003 |
| | Teljes fogív | 8 | 29 | 2,9 | 8 | 29 | 8,6 | 0,840 | 0,031 |
| OmnicaM | ACC | 16 | 41 | 15,4 | 16 | 39 | 17,7 | 0,689 | 1,000 |
| | Ötvözet | 24 | 42 | 23,5 | 24 | 35 | 7,9 | 0,088 | 0,000 |
| | Kompozit | 40 | 55 | 13,3 | 40 | 30 | 17,1 | 0,000 | 1,000 |
| | Csonkfelépítő | 16 | 79 | 71,1 | 16 | 36 | 24,7 | 0,007 | 0,000 |
| | Természetes | 16 | 98 | 105,8 | 16 | 47 | 32,8 | 0,033 | 0,000 |
| | Teljes fogív | 8 | 59 | 20,0 | 8 | 36 | 9,7 | 0,000 | 0,031 |

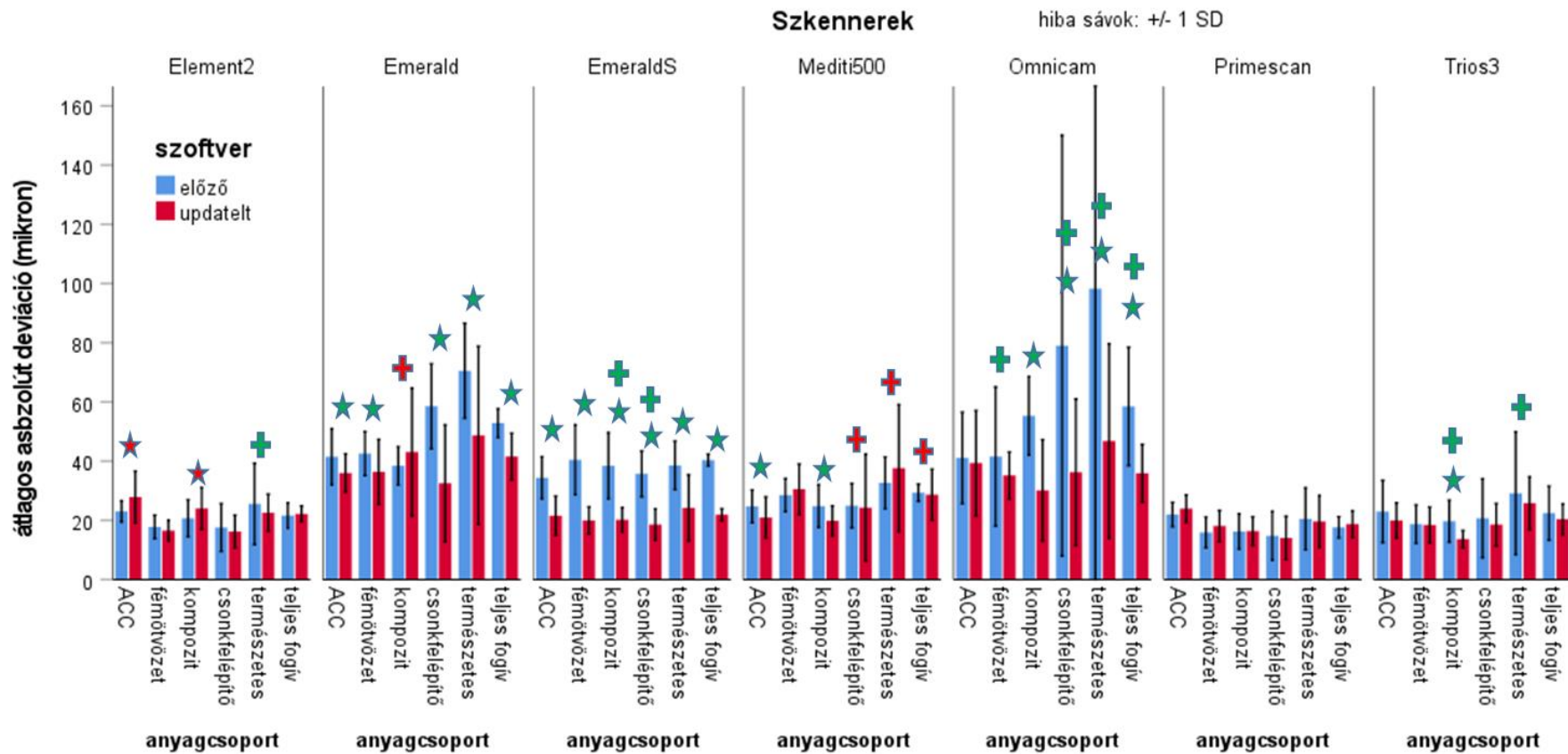
6-13. táblázat folytatása

| szkenner | anyagcsoport | szoftver | | | | | | összehasonlítás | |
|---------------|---------------|----------------|-------|------|-------------------|-------|-----|-----------------------------------|-------------------------------------|
| | | Korábbi verzió | | | Frissített verzió | | | Valódiság (átlag különbség) | Ismételhetőség (SD különbség) |
| | | n | átlag | SD | n | átlag | SD | P< | P< |
| Primesca n | ACC | 16 | 22 | 4,1 | 16 | 24 | 4,6 | 0,208 | 1,000 |
| | Ötvözet | 24 | 16 | 5,2 | 24 | 18 | 5,2 | 0,125 | 1,000 |
| | Kompozit | 40 | 16 | 5,9 | 40 | 16 | 4,8 | 0,878 | 1,000 |
| | Csonkfelépítő | 16 | 15 | 8,2 | 16 | 14 | 7,3 | 0,744 | 1,000 |
| | Természetes | 16 | 21 | 10,4 | 16 | 20 | 8,7 | 0,646 | 0,789 |
| | Teljes fogív | 8 | 18 | 3,6 | 8 | 19 | 4,5 | 0,343 | 1,000 |
| Trios3 | ACC | 16 | 23 | 10,5 | 16 | 20 | 5,9 | 0,285 | 0,094 |
| | Ötvözet | 24 | 19 | 6,5 | 24 | 18 | 6,0 | 0,834 | 1,000 |
| | Kompozit | 40 | 20 | 7,1 | 40 | 14 | 3,0 | 0,000 | 0,000 |
| | Csonkfelépítő | 16 | 21 | 13,3 | 16 | 19 | 7,1 | 0,568 | 0,072 |
| | Természetes | 16 | 29 | 20,7 | 16 | 26 | 8,9 | 0,556 | 0,008 |
| | Teljes fogív | 8 | 22 | 9,1 | 8 | 20 | 5,2 | 0,579 | 0,476 |

6.7.1 A szoftver frissítés hatása a valódiságra különböző anyagcsoportokban

Az Emerald, EmeraldS, Mediti500, Omnicam és Trios3 a szoftverfrissítések eredményeként a valódiság szignifikánsan javult legalább egy anyagcsoportnál (6-13. táblázat és 6-25. ábra). Az Emerald öt, az EmeraldS az összes anyagcsoportban javult. A Mediti500 az ACC és a kompozit esetén javult szignifikánsan. A Trios3 csak a kompozit esetén javult. A legjelentősebb javulás az Omnicam esetén a természetes és csonkfelépítő anyagcsoportban volt megfigyelhető. A csonkfelépítőanyag deviációja $79 \pm 71,1 \mu\text{m}$ -ről $36 \pm 24,7 \mu\text{m}$ -re, míg a természetes anyagcsoport $98 \pm 105,8 \mu\text{m}$ -ről $47 \pm 32,8 \mu\text{m}$ -re javult.

A Primescan és az Element2 esetén nem volt szignifikáns javulás egyik anyagnál sem. A Primescan esetében meg kell jegyezni, hogy a deviáció nagyon alacsony volt. Az Element2-nél a szoftverfrissítés után szignifikánsan romlott a valódiság az ACC-nál és a kompozitnál, azonban még a rosszabb értékek is $30 \mu\text{m}$ alattiak voltak, így klinikailag továbbra is elfogadhatók.



6-25. ábra: A szkennererek átlag deviációja (valódiság) és szórása (ismételhetőség, hibasáv: SD) az egyes anyagok és szoftververziók esetén. Szignifikancia $p < 0,05$ -nél Bonferroni-korrektció után jelöltük az alábbiak szerint. A **csillagok** szignifikáns különbséget jeleznek a valódiságban (átlag érték) a szoftververziók között egy adott szkennernél. A **keresztek** szignifikáns eltérést jeleznek az ismételhetőségben (szórásban) a szoftververziók között. A **zöld szín** (csillagok vagy keresztek) a **javulást** jelezi a szoftverfrissítés után. A **piros szín** (csillagok vagy keresztek) a **romlást** jelezi szoftverfrissítés után.

6.7.2 A szoftver frissítés hatása a precizításra különböző anyagcsoportokban

A szoftverfrissítések kevésbé befolyásolták az ismételhetőséget, mint a valódiságot (6-13. táblázat SD oszlop és 6-26. ábra, hibasávok). Míg a Primescan ismételhetőségét a frissítés nem befolyásolta, más szkennerek (Element2, EmeraldS, Omnicam és Trios3) statisztikailag szignifikáns javulást mutattak. Az Element2 a természetes anyagoknál, az EmeraldS a kompozitnál és a csonkfelépítőanyagoknál, az Omnicam a csonkfelépítő, a természetes anyagoknál, és a teljes fogívnél javult.

Az Emerald és a Mediti500 esetén szignifikánsan romlott az ismételhetőség egyes anyagoknál. Az Emerald esetében a kompozitnál, a Mediti500 esetében a csonkfelépítő, a természetes anyagoknál és teljes fogívnél figyeltünk meg romlást.

6.7.3 A frissített szoftververziójú szkennerek valódiság és ismételhetőségének összehasonlítása az egyes anyagok esetén

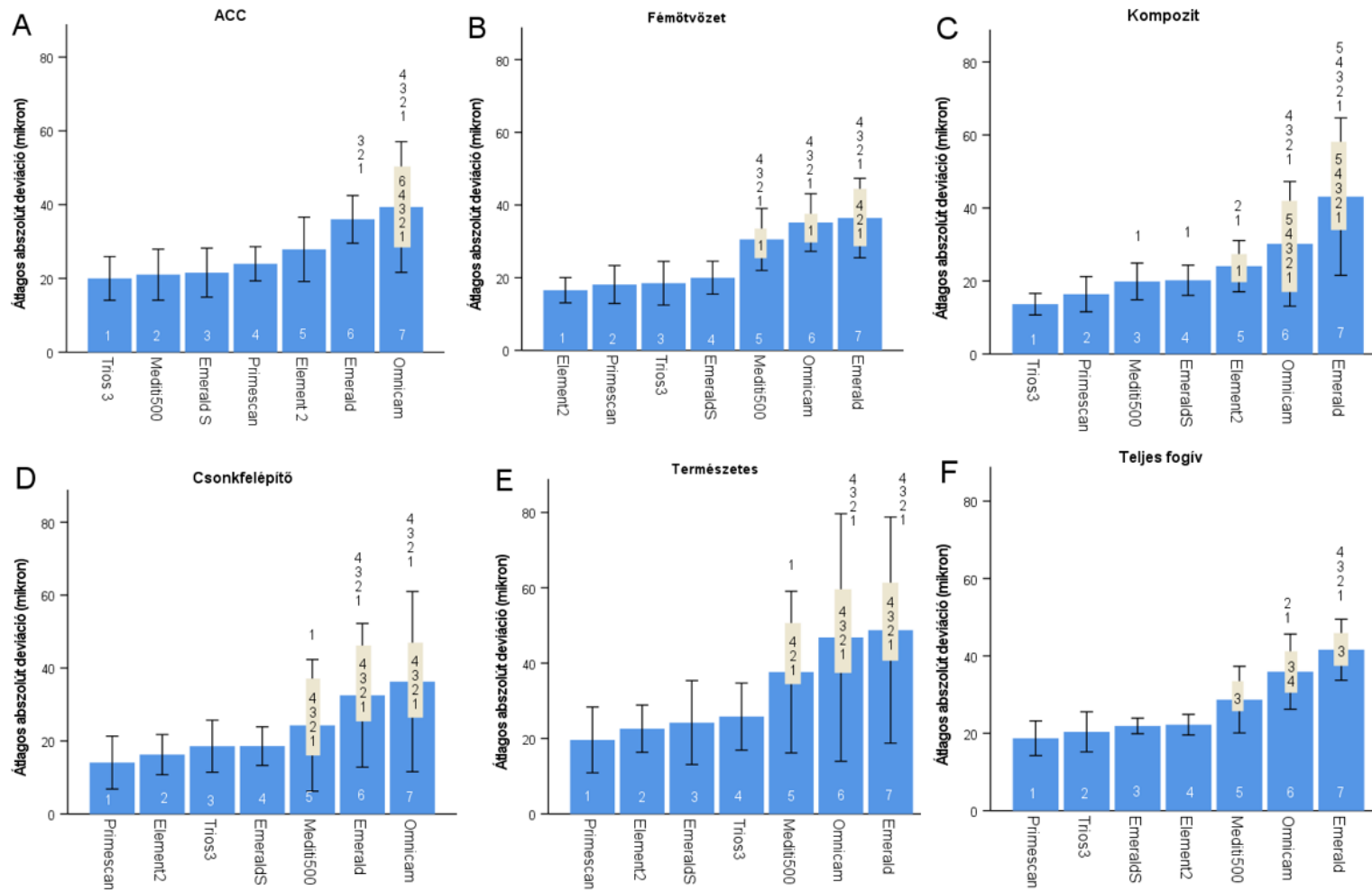
A legjobb teljesítményt a Primescan esetén mértük. Minden anyagcsoportban egyenletes teljesítményt mutatott, azaz egyetlen másik szkennert sem teljesített statisztikailag jobban nála egyik kategóriában sem (6-26. ábra).

A Trios3 nem különbözött szignifikánsan sem a valódiságban, sem az ismételhetőségben a legjobb Primescantól egyik anyagcsoportban sem.

Az EmeraldS és az Element2 öt csoportban nem mutatott szignifikáns eltérést sem a valódiságban, sem az ismételhetőségben a legjobb szkennertől. Kivétel a kompozit, ahol holtversenyben a Mediti500-zal a második helyre szorultak.

A Mediti500 egyedül az ACC esetében került be az első közé, a többi helyen a második helyen végzett többet magával.

Minden anyagcsoport esetén az Emerald és az Omnicam következetesen a 6. vagy a 7. helyre került, szignifikáns valódiság és ismételhetőség eltéréssel a többi szkennertől képest.



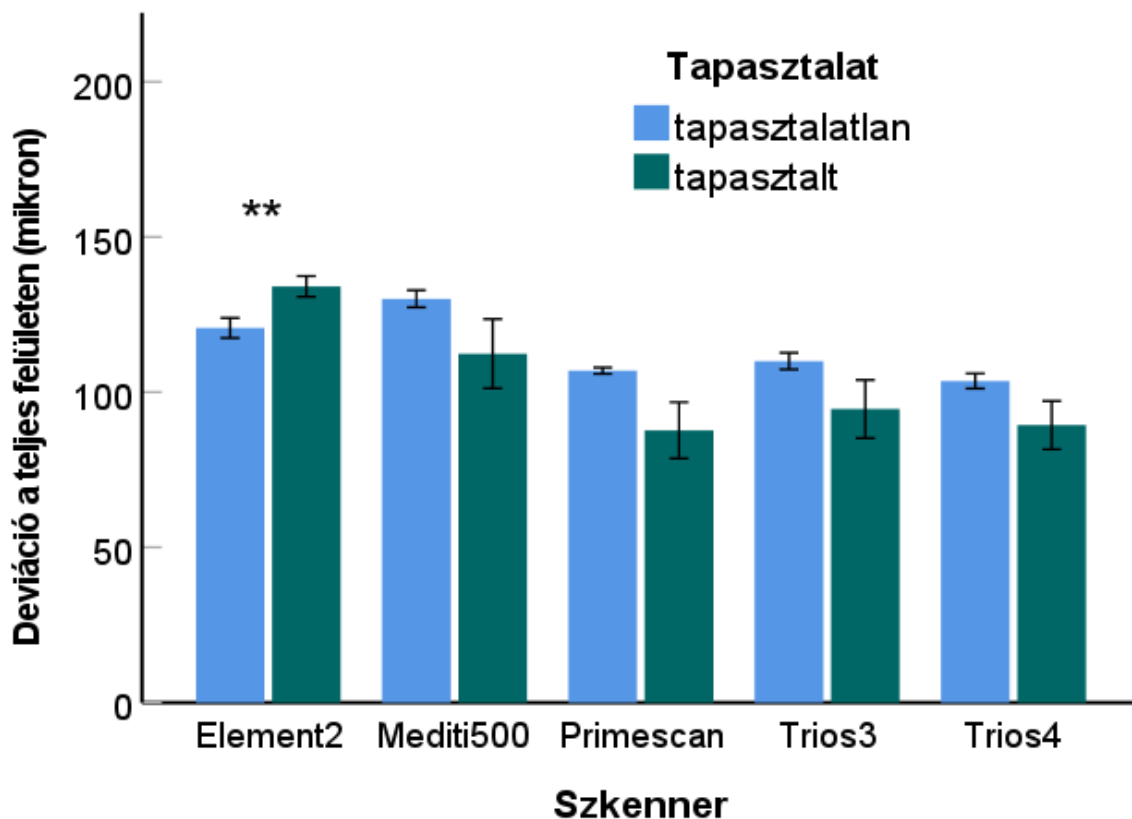
6-26. ábra: A frissített szoftververziójú szkennerek átlag deviációjának (valódiság) és szórásának (ismételhetőség, hibasáv) összehasonlítása az egyes anyagcsoportokban. Bonferroni-korrektció után $p < 0,05$ -nél határoztuk meg a szignifikanciát. A szkennereket növekvő sorrendbe rendeztem az átlag deviáció szerint az x-tengelyen (fehér szám az oszlopokban). A hibasáv feletti számok szignifikáns eltérést jeleznek az adott oszlop szkennere és a számmal jelzett szkennerek között a valódiságban. A hibasávban (bajusz) bézs háttérrel rendelkező számok a szignifikáns eltérést jelzik az ismételhetőségben az adott oszlop szkennere és a számmal jelzett szkennerek között.

6.8 A felhasználói tapasztalat hatása a valódiságra teljes fogíves, implantátum szkennelés esetén: öt különböző intraorális szkennelvel végzett összehasonlítás

Az adatokat és a statisztikai eredményeket, a három féle módszer, ötféle szkennel és két féle tapasztalat esetén, az 6-14. táblázat tartalmazza.

6.8.1 A teljes felületi deviáció, a teljes felületi illesztést követően

Szignifikáns interakciót találtunk a 'tapasztalat' és a 'szkennel' között a valódiságban ($p < 0,01$) (6-27. ábra). A tapasztalt és a tapasztalatlan felhasználók között a legtöbb szkennelvel nem volt szignifikáns különbség a deviációban. Kivétel az Element2, ahol szignifikánsan ($p < 0,01$) nagyobb deviáció volt a tapasztalt felhasználóknál.



6-27. ábra: Teljes felületi deviáció (observed átlag \pm SE) a tapasztalatlan és a tapasztalt felhasználóknál. ** Szignifikáns különbség a tapasztalatlan és tapasztalt felhasználók között, $p < 0,01$.

6-14. táblázat A szkennerek közötti deviáció és szögeltérés különbségek átlag értékei (modellből becsült) két féle illesztés esetén.

| Tapasztalat | szkenner | Teljes felületi illesztés | | | | | | | | | Szkennelőkulcs illesztés | | | | | |
|----------------|-----------------------|-----------------------------------|-----|-------|----------------------------|----|-------|-------------------|------|-------|----------------------------|-----|-------|-------------------|------|-------|
| | | Teljes felületi deviáció (mikron) | | | platform deviáció (mikron) | | | szögeltérés (fok) | | | platform deviáció (mikron) | | | szögeltérés (fok) | | |
| | | átlag | SE | p< | átlag | SE | p< | átlag | SE | p< | átlag | SE | p< | átlag | SE | p< |
| tapasztalatlan | Element2 - Mediti500 | -9,4 | 4,2 | 0,120 | 115 | 24 | 0,001 | 0,36 | 0,08 | 0,001 | 6,5 | 5,3 | 0,442 | 0,06 | 0,03 | 0,156 |
| | Element2 - Primescan | 13,8 | 3,4 | 0,001 | 99 | 28 | 0,01 | 0,26 | 0,08 | 0,01 | 36,7 | 4,4 | 0,001 | 0,20 | 0,03 | 0,001 |
| | Element2 - Trios3 | 10,7 | 4,2 | 0,068 | 73 | 28 | 0,070 | 0,28 | 0,08 | 0,01 | 23,2 | 5,0 | 0,001 | 0,11 | 0,03 | 0,001 |
| | Element2 - Trios4 | 17,1 | 4,0 | 0,001 | 48 | 23 | 0,186 | 0,18 | 0,08 | 0,160 | 9,8 | 5,1 | 0,164 | 0,13 | 0,03 | 0,001 |
| | Mediti500 - Primescan | 23,2 | 2,9 | 0,000 | -16 | 23 | 0,820 | -0,10 | 0,05 | 0,338 | 30,2 | 3,8 | 0,001 | 0,14 | 0,02 | 0,001 |
| | Mediti500 - Trios3 | 20,1 | 3,9 | 0,000 | -42 | 24 | 0,320 | -0,08 | 0,05 | 0,431 | 16,7 | 4,5 | 0,001 | 0,05 | 0,03 | 0,090 |
| | Mediti500 - Trios4 | 26,5 | 3,7 | 0,000 | -67 | 18 | 0,001 | -0,18 | 0,06 | 0,05 | 3,3 | 4,7 | 0,473 | 0,08 | 0,02 | 0,01 |
| | Primescan - Trios3 | -3,1 | 2,9 | 0,432 | -26 | 28 | 0,820 | 0,01 | 0,06 | 0,813 | -13,5 | 3,4 | 0,001 | -0,09 | 0,02 | 0,001 |
| | Primescan - Trios4 | 3,3 | 2,6 | 0,432 | -52 | 23 | 0,151 | -0,08 | 0,06 | 0,431 | -26,8 | 3,6 | 0,001 | -0,07 | 0,02 | 0,001 |
| | Trios3 - Trios4 | 6,4 | 3,6 | 0,248 | -25 | 23 | 0,820 | -0,10 | 0,06 | 0,431 | -13,3 | 4,3 | 0,01 | 0,02 | 0,02 | 0,318 |

6-14. táblázat folytatása

| Tapasztalat | szkenner | Teljes felületi illesztés | | | | | | | | | Szkennelőkulcs illesztés | | | | | |
|-------------|-----------------------|-----------------------------------|------|-------|----------------------------|----|-------|-------------------|------|-------|----------------------------|-----|-------|-------------------|------|-------|
| | | Teljes felületi deviáció (mikron) | | | platform deviáció (mikron) | | | szögeltérés (fok) | | | platform deviáció (mikron) | | | szögeltérés (fok) | | |
| | | átlag | SE | p< | átlag | SE | p< | átlag | SE | p< | átlag | SE | p< | átlag | SE | p< |
| tapasztalt | Element2 - Mediti500 | 21,7 | 11,6 | 0,463 | 183 | 28 | 0,001 | 0,24 | 0,07 | 0,01 | -9,9 | 5,5 | 0,211 | -0,11 | 0,04 | 0,05 |
| | Element2 - Primescan | 40,1 | 8,2 | 0,000 | 186 | 29 | 0,001 | 0,33 | 0,07 | 0,001 | 29,9 | 4,3 | 0,001 | 0,14 | 0,03 | 0,001 |
| | Element2 - Trios3 | 32,2 | 7,6 | 0,001 | 159 | 30 | 0,001 | 0,33 | 0,07 | 0,001 | 17,8 | 4,7 | 0,001 | 0,08 | 0,03 | 0,05 |
| | Element2 - Trios4 | 38,8 | 6,7 | 0,000 | 184 | 28 | 0,001 | 0,35 | 0,07 | 0,001 | 22,9 | 5,1 | 0,001 | 0,11 | 0,03 | 0,001 |
| | Mediti500 - Primescan | 18,4 | 13,4 | 1,000 | 3 | 15 | 1,000 | 0,09 | 0,05 | 0,350 | 39,8 | 4,4 | 0,001 | 0,26 | 0,04 | 0,001 |
| | Mediti500 - Trios3 | 10,5 | 13,1 | 1,000 | -24 | 17 | 0,908 | 0,09 | 0,05 | 0,350 | 27,7 | 4,8 | 0,001 | 0,19 | 0,04 | 0,001 |
| | Mediti500 - Trios4 | 17,1 | 12,6 | 1,000 | 1 | 14 | 1,000 | 0,10 | 0,05 | 0,188 | 32,8 | 5,2 | 0,001 | 0,22 | 0,04 | 0,001 |
| | Primescan - Trios3 | -7,9 | 10,1 | 1,000 | -27 | 19 | 0,908 | 0,00 | 0,04 | 1,000 | -12,1 | 3,3 | 0,001 | -0,06 | 0,02 | 0,01 |
| | Primescan - Trios4 | -1,3 | 9,5 | 1,000 | -2 | 16 | 1,000 | 0,02 | 0,04 | 1,000 | -7,0 | 3,8 | 0,211 | -0,04 | 0,02 | 0,086 |
| | Trios3 - Trios4 | 6,6 | 9,0 | 1,000 | 25 | 18 | 0,908 | 0,02 | 0,04 | 1,000 | 5,1 | 4,3 | 0,240 | 0,03 | 0,02 | 0,234 |

SE, standard hiba (átlag szórása)

A szkennerek között szignifikáns eltérést tapasztaltunk a valóságban. A **tapasztalatlan** felhasználónál a Mediti500-nál mértük a legnagyobb deviációt ($130 \pm 2,8 \mu\text{m}$), amely nem tért el szignifikánsan az Element2-től ($121 \pm 3,2 \mu\text{m}$, $p=0,120$). De szignifikánsan nagyobb volt, mint a Primescan ($107 \pm 1,0 \mu\text{m}$, $p < 0,001$), a Trios3 ($110 \pm 2,7 \mu\text{m}$, $p < 0,001$) és a Trios4 ($104 \pm 2,4 \mu\text{m}$, $p < 0,001$). A deviáció az Element2-nél hasonló volt a Trios3-hoz ($p=0,068$), de nagyobb volt, mint a Primescan ($p < 0,001$) és a Trios4 ($p < 0,001$) esetén. Nem találtunk szignifikáns különbséget a Primescan és a Trios3 között ($p=0,432$), a Primescan és a Trios4 között ($p=0,432$), valamint a Trios3 és a 4 között ($p=0,248$).

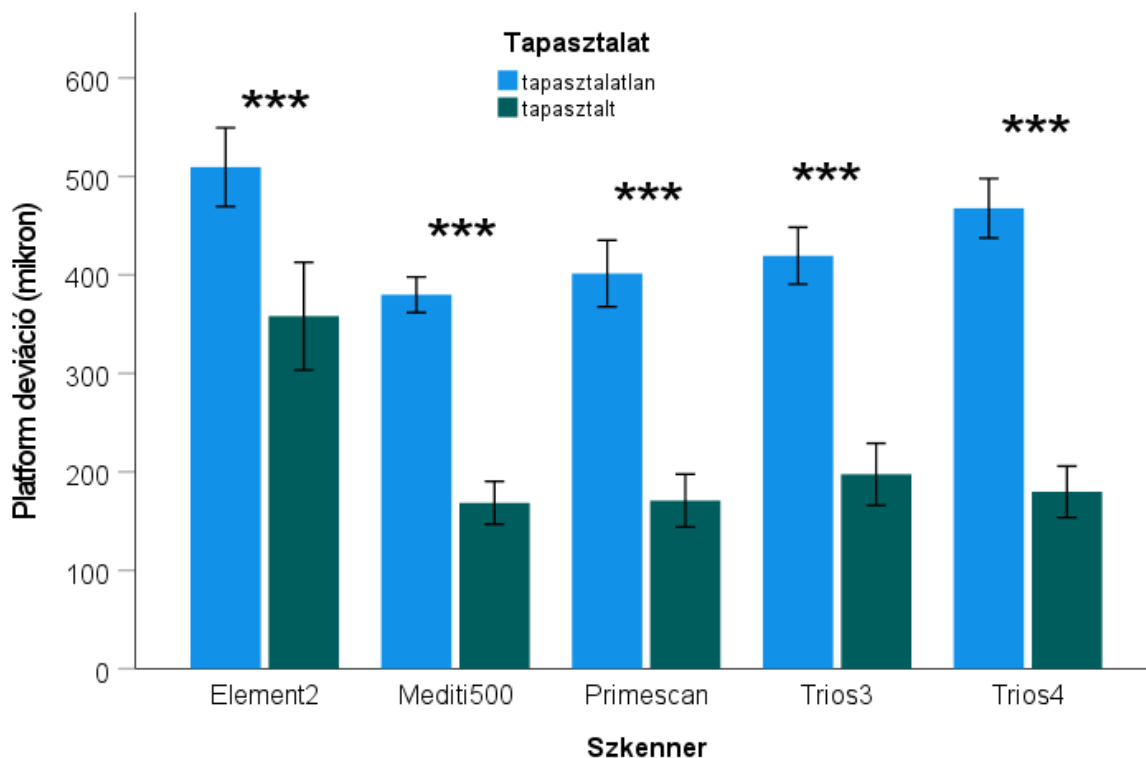
A **tapasztalt felhasználók** esetén az Element2 ($134 \pm 3,3 \mu\text{m}$) szignifikánsan nagyobb eltérést mutatott, mint a Primescan ($94 \pm 7,5 \mu\text{m}$, $p < 0,001$), a Trios3 ($102 \pm 6,8 \mu\text{m}$, $p < 0,001$) és a Trios4 ($95 \pm 5,9 \mu\text{m}$, $p < 0,001$). De ez hasonló volt a Mediti500-hoz ($112 \pm 11,1 \mu\text{m}$, $p=0,463$). Nem találtunk szignifikáns különbséget sem a Mediti500 és a Primescan között ($p=1,000$), sem a Mediti500 és a Trios3 között ($p=1,000$), sem a Mediti500 és a Trios4 között ($p=1,000$), sem a Primescan és a Trios3 között ($p=1,000$), sem a Primescan és a Trios4 között ($p=1,000$), valamint a Trios3 és a 4 között ($p=1,000$) sem.

6.8.2 Implantációs platform 3D deviációja a teljes felületi illesztést követően

Szignifikáns kölcsönhatást találtunk a 'tapasztalat' és a 'szkenner' között ($p < 0,001$) (6-28. ábra). Az összes szkennerral a tapasztalt felhasználók szignifikánsan kisebb eltérést mutattak (iTero Element2, $p < 0,001$; Mediti500, $p < 0,001$; Primescan, $p < 0,001$; Trios3, $p < 0,001$; Trios4, $p < 0,001$).

A szkennerek között szignifikáns eltéréseket találtunk az implantátum szintjén a kezelői tapasztalatok függvényében. A **tapasztalatlan kezelő** számára a legnagyobb deviációt az Element2-vel mértük ($490 \pm 34 \mu\text{m}$), amely szignifikánsan nagyobb volt, mint a Mediti500 ($375 \pm 25 \mu\text{m}$, $p < 0,001$) és a Primescan ($391 \pm 30 \mu\text{m}$, $p < 0,01$), de nem különbözött szignifikánsan a Trios3-tól ($417 \pm 31 \mu\text{m}$, $p=0,070$) és Trios4-től ($442 \pm 28 \mu\text{m}$, $p=0,186$). A Mediti500 deviációja nem különbözött szignifikánsan a Primescan ($p=0,820$) és a Trios3 ($p=0,320$) értékétől, de kisebb volt, mint a Trios4 ($p < 0,001$). Nem találtunk szignifikáns különbséget a Primescan és a Trios3 között ($p=0,820$), a Primescan és a Trios4 között ($p=0,151$), valamint a Trios3 és 4 között ($p=0,820$).

A **tapasztalt kezelők** esetén az Element2 ($343 \pm 31 \mu\text{m}$) szignifikánsan nagyobb deviációt mutatott, mint a Mediti500 ($160 \pm 12 \mu\text{m}$, $p < 0,001$), a Primescan ($157 \pm 15 \mu\text{m}$, $p < 0,001$), a Trios3 ($184 \pm 18 \mu\text{m}$, $p < 0,001$) és a Trios4 ($159 \pm 14 \mu\text{m}$, $p < 0,001$). A Mediti500 deviációja nem tért el szignifikánsan a Primescan ($p=1,000$), a Trios3 ($p=0,908$) és a Trios4 ($p=1,000$) értékeitől. A Primescan nem különbözött szignifikánsan a Trios3-tól és a Trios4-től ($p=0,908$, $p=1,000$). Nem találtunk különbséget a két Trios rendszer között ($p=0,908$) sem.



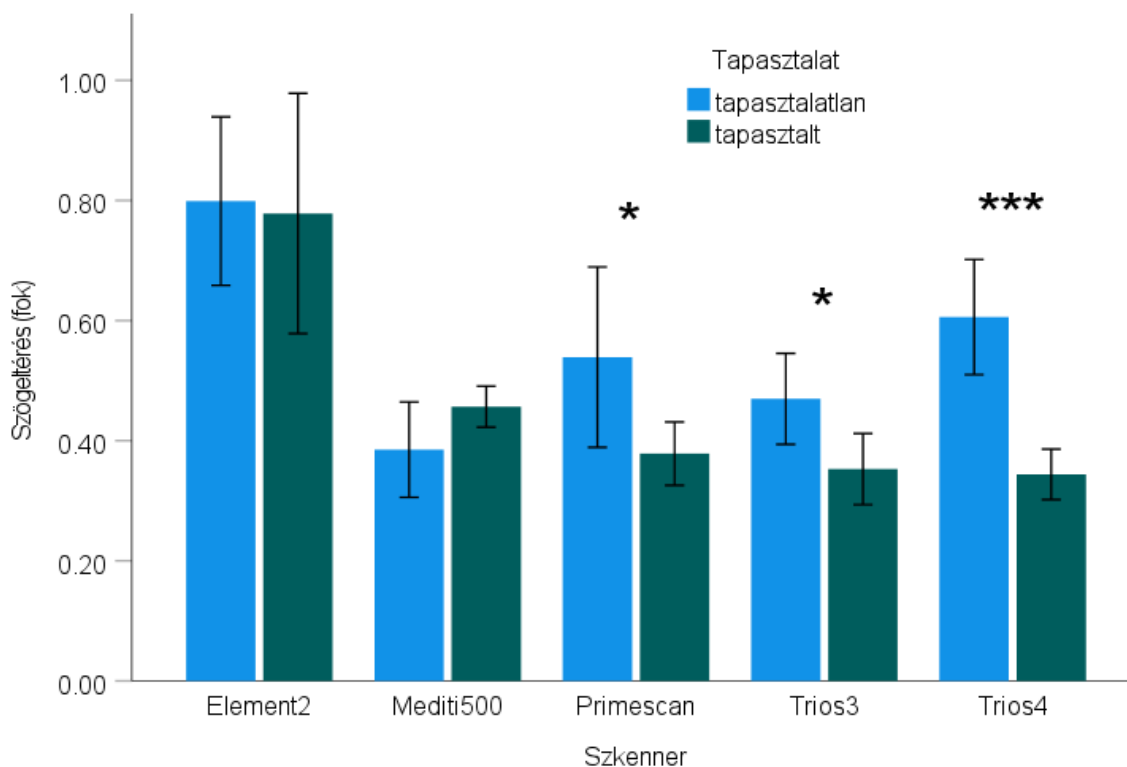
6-28. ábra: Különbségek (observed átlag±SE) az implantációs platform deviációjában a teljes felületi illesztés után, a tapasztalatlan és tapasztalt felhasználók között. *** $p < 0,001$ tapasztalatlan vs. tapasztalt felhasználók

6.8.3 Szkennelőkulcs szögeltérések a teljes felületi illesztést követően

Szignifikáns interakciót találtunk a tapasztalat és a szkenner között ($p < 0,01$) (6-29. ábra). A tapasztalt felhasználók szignifikánsan kisebb szögeltérést mutattak a Primescan ($p < 0,05$), a Trios3 ($p < 0,05$) és a Trios4 ($p < 0,001$) esetén. Nem volt szignifikáns különbség az Element2 ($p = 0,556$) és a Mediti500 ($p = 0,181$) esetén.

A **tapasztalatlan kezelő** esetén az Element2-nél volt a legnagyobb szögeltérés ($0,74 \pm 0,10$ fok). Ez szignifikánsan nagyobb volt, mint a Mediti500 ($0,38 \pm 0,05$ fok, $p < 0,001$), a Primescan ($0,47 \pm 0,06$ fok, $p < 0,01$), és a Trios3 ($0,46 \pm 0,06$ fok, $p < 0,01$) esetén mért. Nem különbözött szignifikánsan a Trios4-tól ($0,56 \pm 0,07$ fok, $p = 0,160$). A Mediti500 szignifikánsan kisebb szögeltérést mutatott, mint a Trios4 ($p < 0,05$). Nem találtunk szignifikáns különbséget a Mediti500 és a Primescan ($p = 0,338$) vagy a Trios3 ($p = 0,431$) között; valamint a Primescan és a két Trios rendszer között ($p = 0,813$, $p = 0,431$), vagy a Trios rendszerek között ($p = 0,431$).

A **tapasztalt kezelők** esetén ismét az Element2-nél volt a legnagyobb szögeltérés ($0,69 \pm 0,09$ fok). Ez szignifikánsan nagyobb volt, mint a Mediti500 ($0,44 \pm 0,06$ fok, $p < 0,01$), a Primescan ($0,36 \pm 0,05$ fok, $p < 0,001$), a Trios3 ($0,36 \pm 0,05$ fok, $p < 0,001$) és a Trios4 ($0,34 \pm 0,04$ fok, $p < 0,001$) esetén mért. Nem találtunk szignifikáns különbséget a Mediti500 és a Primescan ($p = 0,350$), a Trios3 ($p = 0,350$) és a Trios4 ($p = 0,188$), a Primescan és a két Trios rendszer között ($p = 1,000$, $p = 1,000$), ill. a Trios rendszerek között ($p = 1,000$).



6-29. ábra: Különbségek a szkennelőkulcsok szögeltérésében (observed átlag±SE) a teljes felületi illesztés után, a tapasztalatlan és a tapasztalt felhasználók között. * $p < 0,05$, *** $p < 0,001$ tapasztalatlan vs. tapasztalt felhasználók

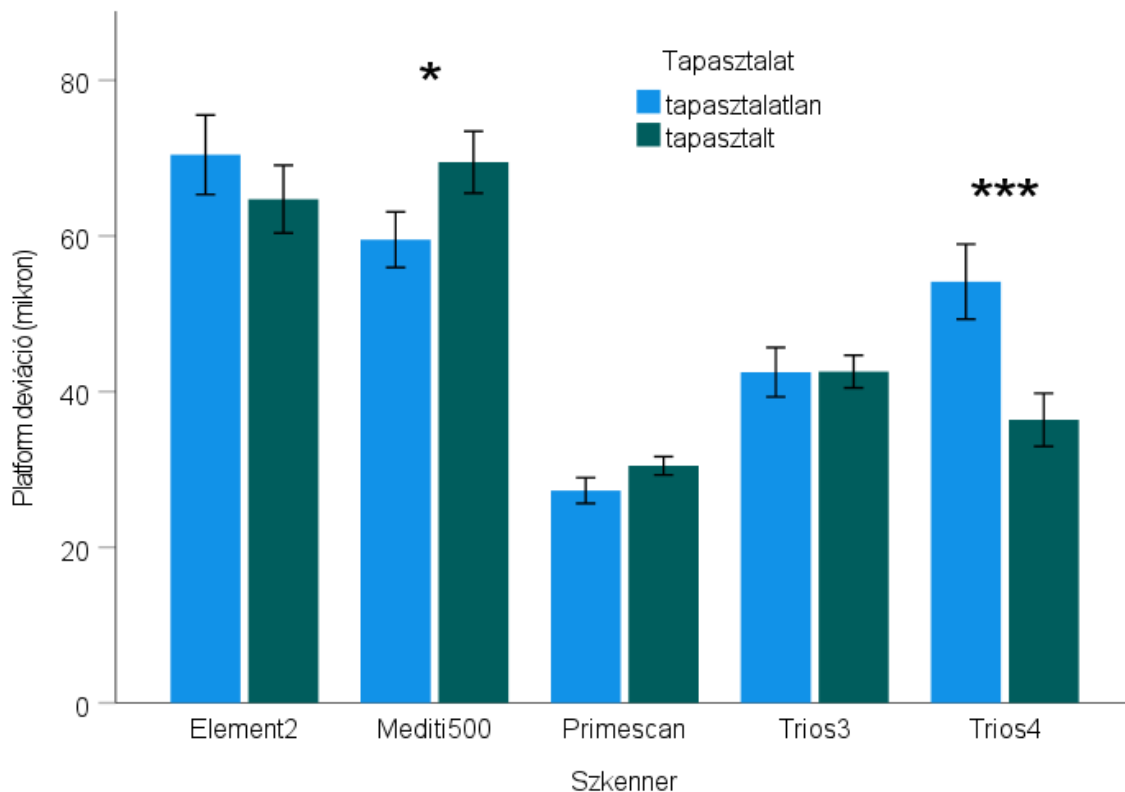
6.8.4 Implantációs platform deviáció a szkennelőkulcsok illesztését követően

Szignifikáns interakciót találtunk a 'tapasztalat' és a 'szkenner' között a platformszintű valódiságban ($p < 0,001$) (6-30. ábra). A tapasztalt felhasználók esetén szignifikánsan kisebb deviációt kaptunk a Trios4-nél ($p < 0,001$). Ezzel szemben a Mediti500-nál nagyobb volt a deviáció a tapasztaltaknál ($p < 0,05$). Más szkennereknél nem tapasztaltunk különbséget a tapasztalt és tapasztalatlan operátorok között (Element2, $p = 0,338$; Primescan, $p = 0,558$; Trios3, $p = 0,996$).

A **tapasztalatlan kezelő** esetén a legnagyobb deviációt az Element2-vel mértük ($63 \pm 4,1 \mu\text{m}$) (6-30. ábra). Ez szignifikánsan nagyobb volt, mint a Primescan ($27 \pm 1,7 \mu\text{m}$, $p < 0,001$) és a Trios3 ($40 \pm 2,9 \mu\text{m}$, $p < 0,001$), de nem különbözött a Mediti500-tól ($57 \pm 3,5 \mu\text{m}$, $p = 0,442$).) és a Trios4-től ($54 \pm 3,2 \mu\text{m}$, $p = 0,164$). A Mediti500 deviációja nagyobb volt, mint a Primescan ($p < 0,001$) és a Trios3 ($p < 0,001$), de nem tért el szignifikánsan a Trios4-től ($p = 0,473$). A Primescan deviációja kisebb volt, mint a Trios3 ($p < 0,001$) és a Trios4 ($p < 0,001$) értékei. A Trios3 deviációja kisebb volt, mint a Trios4 ($p < 0,01$).

A **tapasztalt kezelőknél** az Element2 ($58 \pm 3,9 \mu\text{m}$) deviációja szignifikánsan nagyobb volt, mint a Primescan ($28 \pm 1,9 \mu\text{m}$, $p < 0,001$), a Trios3 ($40 \pm 2,7 \mu\text{m}$, $p < 0,001$) és a Trios4 ($35 \pm 3,4 \mu\text{m}$, $p < 0,001$), de hasonló volt a Mediti500-hoz ($68 \pm 4,0 \mu\text{m}$, $p = 0,211$). A Mediti500 deviációja nagyobb volt, mint a Primescan ($p < 0,001$), a Trios3 ($p < 0,001$) és a Trios4 ($p < 0,001$) értékei. A Primescan nem különbözött szignifikánsan a Trios4-től ($p = 0,211$), de kisebb

deviációja volt, mint a Trios3 ($p < 0,001$). Nem találtunk szignifikáns különbséget a két Trios rendszer között ($p = 0,240$).



6-30. ábra: Különbségek (observed átlag \pm SE) az implantációs platform deviációjában a szkennelőkulcsok illesztése után, a tapasztalatlan és tapasztalt felhasználók között. * $p < 0,05$ *** $p < 0,001$ tapasztalatlan vs. tapasztalt felhasználók között

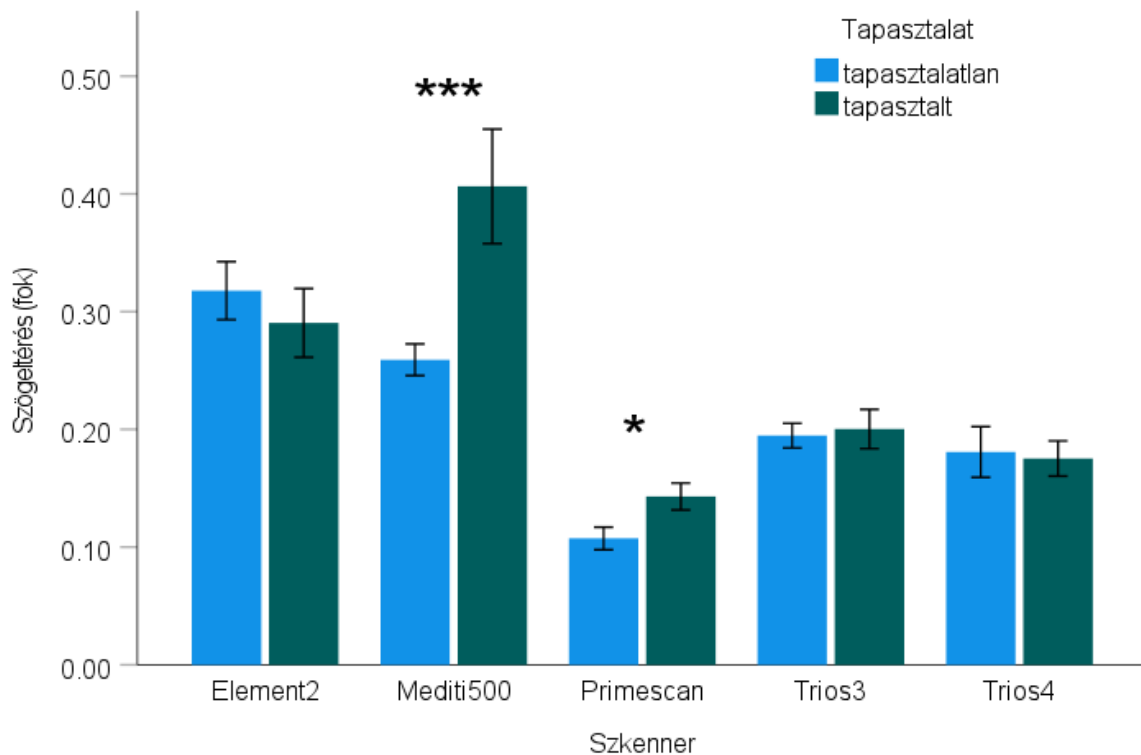
6.8.5 Szkennelőkulcs szögeltérések a szkennelőkulcsok illesztését követően

Szignifikáns interakciót találtunk a 'tapasztalat' és a 'szkenner' között ($p < 0,01$) (6-31. ábra). A tapasztalt felhasználók szignifikánsan nagyobb szögeltérést kaptak a Mediti500-nál ($p < 0,001$) és a Primescannél ($p < 0,05$), mint a tapasztalatlanok. Nem volt szignifikáns különbség az Element2 ($P = 0,436$), a Trios3 ($P = 0,828$) és a Trios4 ($P = 0,966$) esetében.

A **tapasztalatlan kezelő** esetén a Element2 szögeltérése volt a legnagyobb ($0,30 \pm 0,03$ fok). Szignifikánsan nagyobb volt, mint a Primescan ($0,10 \pm 0,01$ fok, $p < 0,001$), a Trios3 ($0,19 \pm 0,02$ fok, $p < 0,001$) és a Trios4 ($0,17 \pm 0,02$ fok, $p < 0,001$) esetén mért, de nem különbözött szignifikánsan a Mediti500-tól ($0,25 \pm 0,02$ fok, $p = 0,156$). A Mediti500-nál szignifikánsan nagyobb szögeltérést mértünk, mint a Primescannél ($p < 0,001$) és a Trios4-nél ($p < 0,01$). Nem találtunk szignifikáns különbséget a Mediti500 és a Trios3 között ($p = 0,090$). A Primescannél szignifikánsan kisebb szögeltérést mértünk, mint a Trios3-nál ($p < 0,001$) és a Trios4-nél ($p < 0,001$). Nem találtunk különbséget a Trios3 és 4 között ($p = 0,318$).

A **tapasztalt kezelők** esetén a Mediti500-nál volt a legnagyobb szögeltérés ($0,39 \pm 0,04$ fok). Szignifikánsan nagyobb volt, mint az Element2 ($0,28 \pm 0,03$ fok, $p < 0,05$), a Primescan ($0,13 \pm 0,01$ fok, $p < 0,001$), a Trios3 ($0,20 \pm 0,02$ fok, $p < 0,001$) és a Trios4 ($0,17 \pm 0,02$ fok, $p < 0,001$) esetén mért. Az Element2 szögeltérése nagyobb volt, mint a Primescannél ($p < 0,001$), a Trios3-nál ($p < 0,05$) és a Trios4-nél mért ($p < 0,001$). A Primescan

szignifikánsan kisebb szögeltérést adott, mint a Trios3 ($p < 0,01$), de nem különbözött a Trios4-től ($p = 0,086$). Nem találtunk szignifikáns különbséget a két Trios rendszer között ($p = 0,234$).



6-31. ábra: Különbségek a szkennelőkulcsok szögeltérésében (observed átlag \pm SE) a szkennelőkulcsok illesztése után, a tapasztalatlan és tapasztalt felhasználók között. * $p < 0,05$, *** $p < 0,001$ tapasztalatlan vs. tapasztalt felhasználók

6.8.6 Szkennerök összefoglaló rangsora

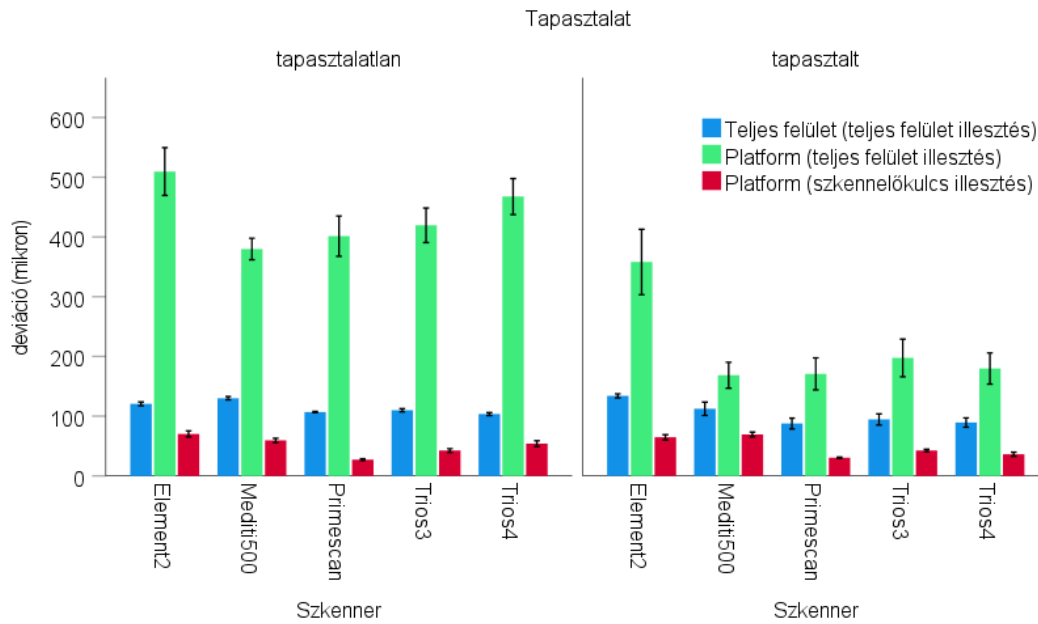
A szkennerek rangsorolását öt paraméter alapján a 6-15. táblázat tartalmazza. A szkennerek rangsorolása a tapasztalt csoportban konzekvensebb volt, mint a tapasztalatlanoknál. Ez utóbbi esetben a Primescan és a Trios4 volt a legjobb függetlenül a mérési módszertől.

6-15. táblázat A szkennerek sorrendje valódiság szerint (1. a legkisebb deviációt/szögeltérés jelenti a legpontosabb szkennert). Zöld háttérrel jelölve a nem szignifikánsan különböző első helyeket.

| | | Rangsor | | | | | |
|------------------|-------------------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|--|
| Illesztés típusa | paraméter | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | |
| Tapasztalatlan | Teljes felületi | Trios4 | Primescan | Trios3 | Element2 | Mediti500 | |
| | Teljes felület | Mediti500 | Primescan | Trios3 | Trios4 | Element2 | |
| | szögeltérés | Mediti500 | Trios3 | Primescan | Trios4 | Element2 | |
| | platform deviáció | Primescan | Trios3 | Trios4 | Mediti500 | Element2 | |
| | szögeltérés | Primescan | Trios4 | Trios3 | Mediti500 | Element2 | |
| | Szkennelőkulcsok | Primescan | Trios4 | Trios3 | Mediti500 | Element2 | |
| Tapasztalt | Teljes felületi | Primescan | Trios4 | Trios3 | Mediti500 | Element2 | |
| | Teljes felület | Primescan | Trios4 | Mediti500 | Trios3 | Element2 | |
| | szögeltérés | Trios4 | Primescan | Trios3 | Mediti500 | Element2 | |
| | platform deviáció | Primescan | Trios4 | Trios3 | Element2 | Mediti500 | |
| | szögeltérés | Primescan | Trios4 | Trios3 | Element2 | Mediti500 | |
| | Szkennelőkulcsok | Primescan | Trios4 | Trios3 | Element2 | Mediti500 | |

6.8.7 Három különböző módszerrel kapott átlagos deviációs értékek összehasonlítása

Az egyes szkennerekre és felhasználói csoportokra a három módszerrel kapott deviációs értékeket (6-32. ábra) összevontuk és statisztikailag összehasonlítottuk. A teljes felületi deviáció ($109\pm 3\mu\text{m}$) teljes felületi illesztés esetén szignifikánsan kisebb (harmada!) volt, mint a platform deviáció ($325\pm 17\mu\text{m}$, $p<0,001$), de szignifikánsan nagyobb (kétszeres!) volt, mint a platform deviáció szkennelőkulcs illesztés esetén ($50\pm 2\mu\text{m}$, $p<0,001$). A platform deviáció ($325\pm 17\mu\text{m}$) szignifikánsan nagyobb (több, mint hatszoros) volt a teljes felületi illesztés esetén, mint a szkennelőkulcs illesztés esetén ($50\pm 2\mu\text{m}$, $p<0,001$).



6-32. ábra: A három metodika összehasonlítása szkennertől és tapasztalattól függően.

6.8.8 Korreláció a három féle módszerrel számolt deviációk között

A mért objektum hatása: A teljes felületi deviáció és az implantációs platform deviációja között teljes felületi illesztés esetén gyenge pozitív korrelációt találtunk ($r=0,32$, $p<0,01$).

Illesztés hatása: A teljes felületi illesztés és szkennelőkulcsok illesztés között nem találtunk szignifikáns korrelációt az implantációs platform deviációjában ($r=0,20$, $p=0,072$).

6.9 Teljes CAD/CAM munkafolyamat pontossága chairside rendszer használata esetén

A leíró statisztikai eredményeket, a mérés helye, a marás módja és a marógép modellje szerint a 6-16. táblázat tartalmazza.

6-16. táblázat: Résszélességek a korona és a csonk között

| vizsgált terület | modell | marás módja | | | |
|-------------------|--------------|---------------|------|---------------|------|
| | | standard/fast | | detailed/fine | |
| | | átlag | SE | átlag | SE |
| teljes cement rés | PlanMill 30S | 169 | 8,1 | 182 | 9,3 |
| | PlanMill 40S | 178 | 8,5 | 180 | 8,6 |
| | CEREC | 224 | 9,6 | 204 | 9,9 |
| AMD | PlanMill 30S | 66 | 8,5 | 76 | 9,9 |
| | PlanMill 40S | 74 | 9,6 | 83 | 10,7 |
| | CEREC | 133 | 14,6 | 130 | 17,0 |
| FL | PlanMill 30S | 180 | 23,4 | 197 | 25,7 |
| | PlanMill 40S | 194 | 25,3 | 180 | 23,5 |
| | CEREC | 125 | 13,7 | 116 | 15,1 |
| AW | PlanMill 30S | 112 | 14,6 | 134 | 17,5 |
| | PlanMill 40S | 112 | 14,6 | 142 | 18,5 |
| | CEREC | 120 | 13,1 | 120 | 15,6 |
| CU | PlanMill 30S | 125 | 16,3 | 169 | 22,0 |
| | PlanMill 40S | 152 | 19,8 | 146 | 19,0 |
| | CEREC | 236 | 25,8 | 210 | 27,5 |
| CO | PlanMill 30S | 248 | 33,7 | 302 | 41,0 |
| | PlanMill 40S | 271 | 36,8 | 259 | 35,2 |
| | CEREC | 391 | 44,5 | 320 | 43,7 |

AMD: abszolút marginális diszkrepancia

FL: rés a váll belső áthajlásánál

AW: rés az axiális falnál

CU: rés a csücsöknél

CO: rés az occlusalis terület középpontjánál

6.9.1 A megfigyelők közötti mérések (inter-rater) megbízhatósága és variancia komponensei

A magas, ICC 0,88 érték, kiváló egyetértésre utal a megfigyelők között. Az öt megfigyelő mérésének átlagolása esetén a megbízhatóság ICC 0,97-re nőtt. A különböző lépések varianciája a következő képpen alakult: a CV 21% [20,8-22,1%] volt a megfigyelők (n=5), 9% [2,8%-30,5%] a metszetek (n=2), és 9% [3,2%-25,2%] a szkennelések (n=26) között. Ez utóbbinál az Omnicam és az Emerald között nem volt különbség. Az AMD esetén az inter-rater CV 17% [13.2%-22.8%] volt.

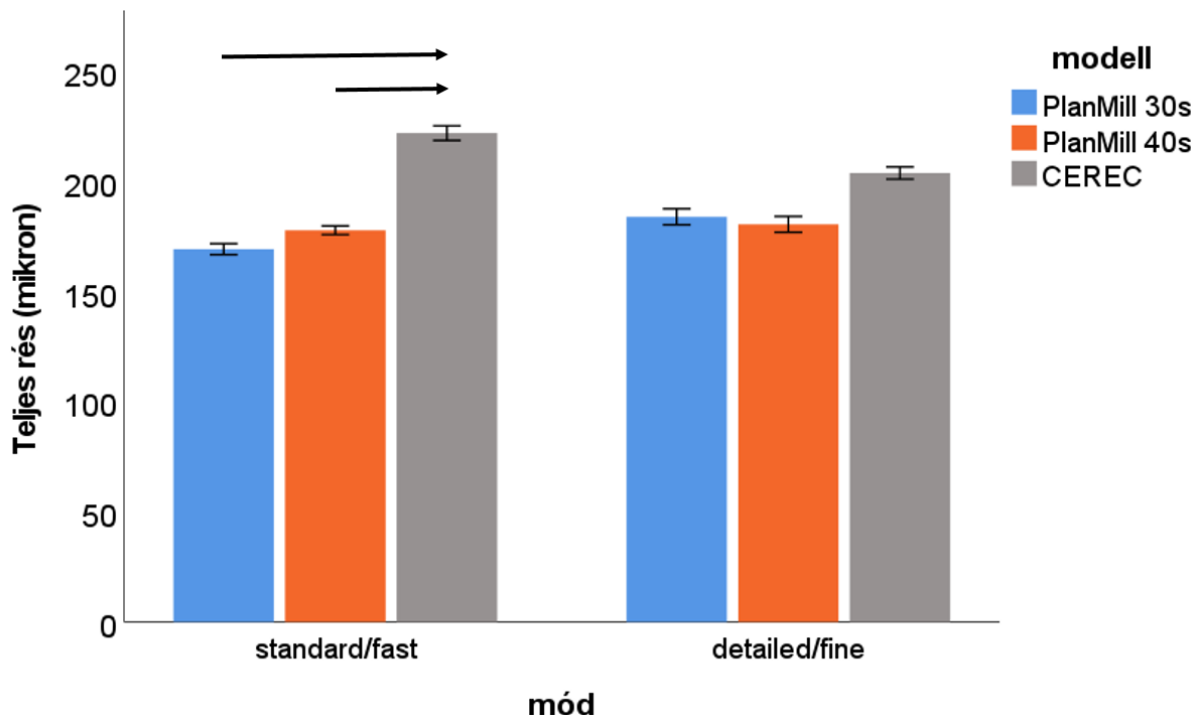
6.9.2 Teljes cementrés szélesség vizsgálata

A 'marás módja' egyik modellben sem befolyásolta a teljes rés méretét (p=0,926,

6-16. táblázat). A 'marógép modell' viszont szignifikáns volt ($p < 0.001$), de az interakció ('modell*mód') nem volt az ($p = 0.070$) (

6-16. táblázat és 6-33. ábra).

A CEREC-nél szignifikánsan magasabb teljes cementrés értéket figyeltünk meg, mint a Planmeca modelleknél standard/gyors módban (PlanMill 30S vs. CEREC $p<0,001$, PlanMill 40S vs. CEREC $p<0,001$). A PlanMill 30S és 40S modellek között egyik módban sem tapasztaltunk különbséget (standard $p=0,168$, részletes $p=0,713$).



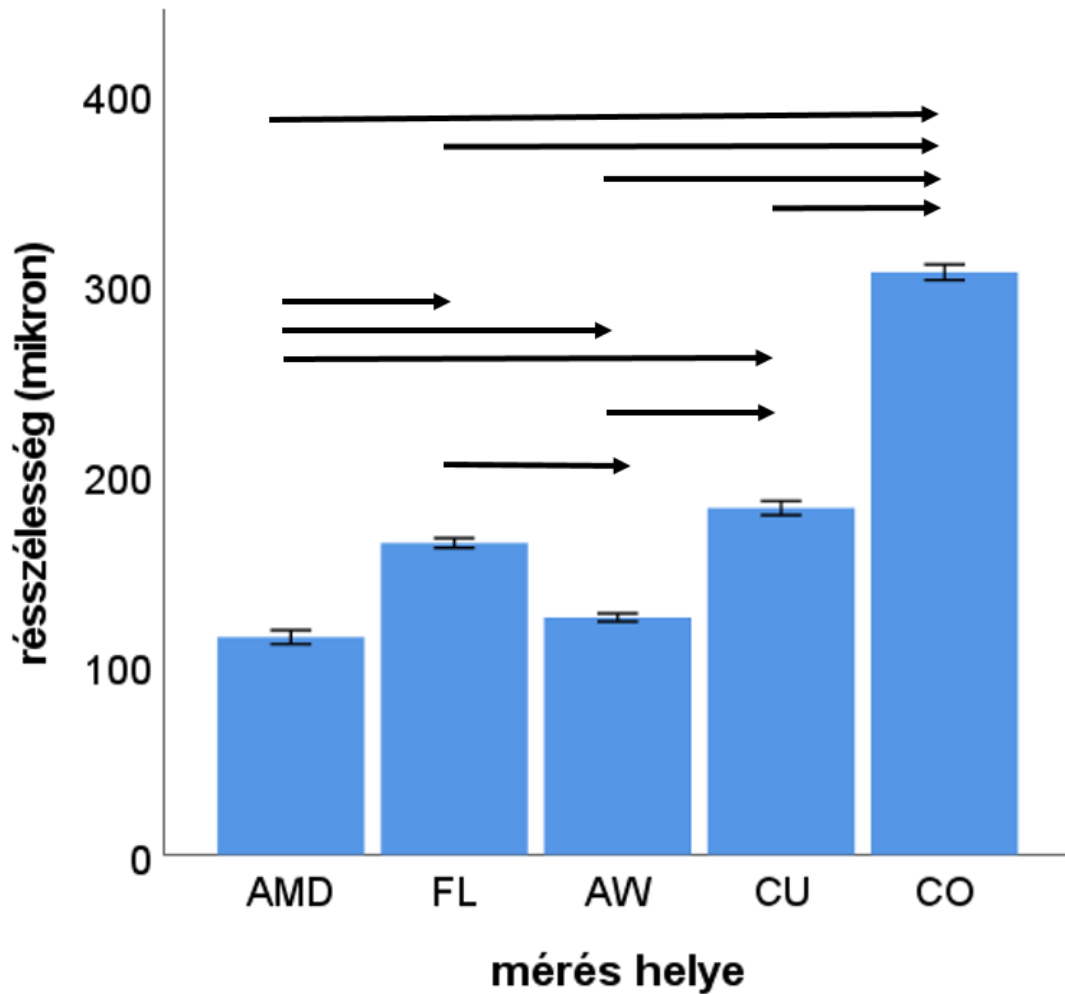
6-33. ábra: A koronák és a fogak feléptménye közötti teljes cementrés mikrométerben. A modellek közötti szignifikáns különbségeket fekete nyilak jelölik ($p<0,001$).

6.9.3 Résszélesség mérési helyenként

A 'mód*hely*modell' háromirányú interakciója nem volt szignifikáns ($p=0,949$), valamint a 'mód*modell' ($p=0,154$) és a 'mód*hely' ($p=0,685$) kétirányú interakciója sem. Ugyancsak a 'mód' fő hatása sem ($p=0,423$).

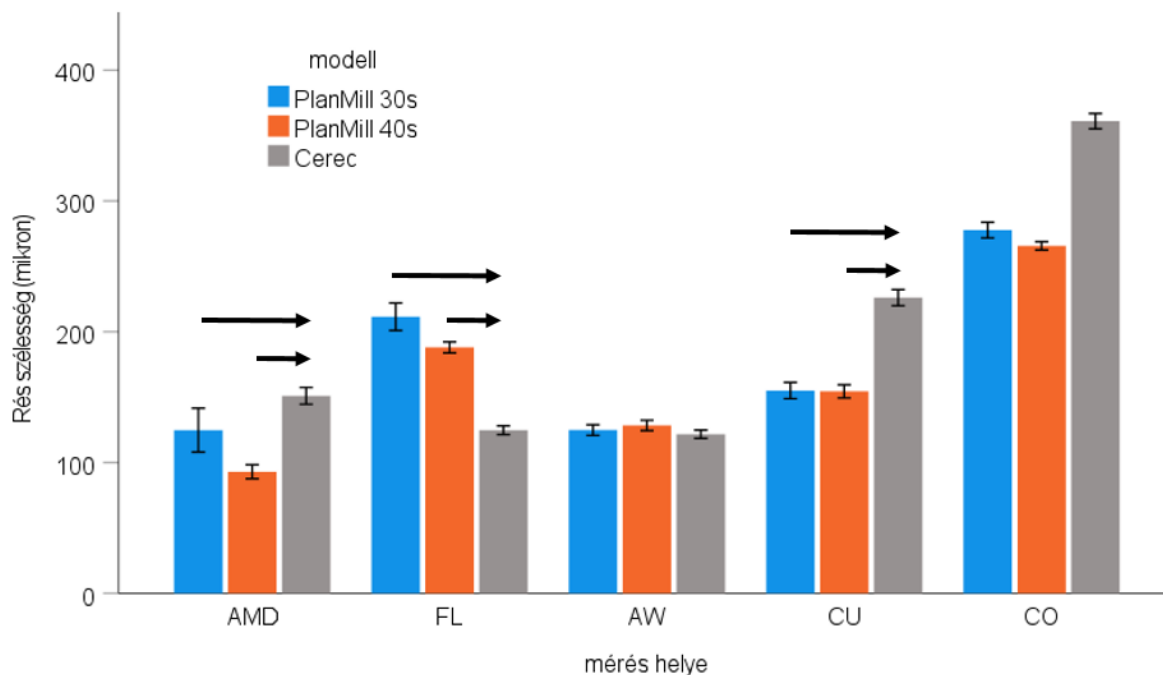
Szignifikáns volt ellenben a mérés helyének hatása ($p<0,001$) és a 'modell*hely' kölcsönhatás ($p<0,001$). Ezért további páronként összehasonlításokat végeztünk a hely (6-34. ábra) és a különböző helyen mért modell hatásnál (6-35. ábra).

A résszélesség sorrendje a következő volt: CO>CU=FL>AW>AMD. A résszélesség a CO-nál szignifikánsan nagyobb volt, mint az összes többi helyen ($p<0,001$ páronként) (6-34. ábra). Az AMD pedig szignifikánsan kisebb volt, mint az összes többi ($p<0,001$). Nem volt különbség a CU és az FL között ($p=0,468$). Mindkettő szignifikánsan magasabb volt, mint az AW ($p<0,001$).



6-34. ábra: Mérési helyek közötti különbség ('hely' főhatás). A mérőhelyek közötti szignifikáns különbségeket fekete nyilak jelölik ($p < 0,001$). AMD: abszolút marginális diszkrepancia, FL: rés a váll belső áthajlásánál, AW: rés az axiális falnál, CU: rés a csücsöknél, CO: rés az occlusalis terület középpontjánál

A PlanMill 30S és 40S között egyetlen helyen sem volt megfigyelhető különbség (6-35. ábra). Nem találtunk szignifikáns különbséget a Planmeca és a CEREC modellek között az AW-nál és a CO-nál. A CEREC szignifikánsan magasabb értéket mutatott az AMD és a CU esetében, mint a Planmeca modellek. Ellenben, a Planmeca modelleknél szignifikánsan nagyobb volt az FL-nél mért részélesség.



6-35. ábra: A modellek közötti különbség az egyes mérési helyeken (hely x modell interakció). A modellek közötti szignifikáns különbségeket fekete nyilak jelölik ($p < 0,001$).

6.9.4 A szeletek között mért AMD különbség

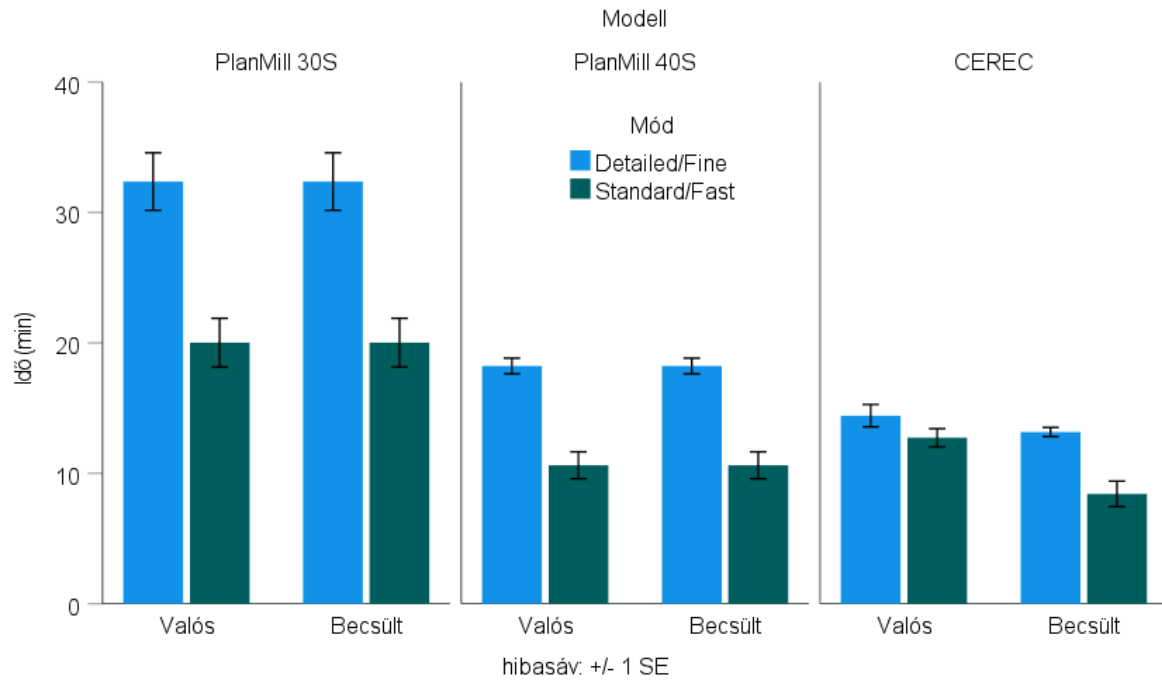
Sem a 'modell*mód*szekció' közötti hármas ($p=0,212$), sem a 'modell*mód' ($p=0,523$), 'modell*szekció' ($p=0,347$), 'mód*szekció' ($p=0,095$) kettes interakciók nem voltak szignifikánsak. Ugyancsak a 'modell' ($p=0,110$) és 'mód' ($p=0,421$) főhatások nem voltak szignifikánsak. A 'szekció' fő hatása viszont szignifikáns volt ($p < 0,001$). Így módtól és modellektől függetlenül az átlagos AMD a coronalis keresztmetszeten (oro-vestibularis, $133 \pm 21 \mu\text{m}$.) szignifikánsan nagyobb volt, mint a sagittalis keresztmetszetben (mesio-distalis, $55 \pm 8,6 \mu\text{m}$, $p < 0,001$).

6.9.5 Marás ideje

Sem a 'modell*mód*idő_típus' közötti hármas ($p=0,062$), sem a 'modell*mód' ($p=0,155$), 'mód*idő_típus' ($p=0,106$) kettes interakciók nem voltak szignifikánsak. A 'modell*idő_típus' ($p < 0,01$), a 'mód' ($p < 0,001$), a 'modell' ($p < 0,001$), és az 'idő_típus' főhatás ($p < 0,05$) szignifikánsak voltak.

Nem volt különbség a valós és a gép által becsült idő között a két Planmeca modellnél (PlanMill 30S modell: $25,2 \pm 2,5$ perc vs. $25,2 \pm 2,5$ perc; PlanMill 40S modell: $13,3 \pm 1,4$ perc vs. $13,3 \pm 1,4$ perc) (6-36. ábra). A CEREC esetében a valós idő szignifikánsan meghaladta a becsült időt ($13,4 \pm 1,2$ perc vs. $10,0 \pm 0,9$ perc, $p < 0,001$). A PlanMill 30S valós és becsült ideje szignifikánsan magasabb volt az összes többi modellhez képest ($p < 0,001$). Nem volt szignifikáns különbség a PlanMill 40S és a CEREC modellek között sem a valós, sem a becsült időben.

A standard módban az átlagos marási idő 7,2 perccel rövidebb volt, mint a detailed módban ($13,3 \pm 0,97$ perc vs. $21,8 \pm 1,87$ perc, $p < 0,001$), függetlenül a modelltől és attól, hogy becsült vagy a valós marási időt vettük figyelembe.



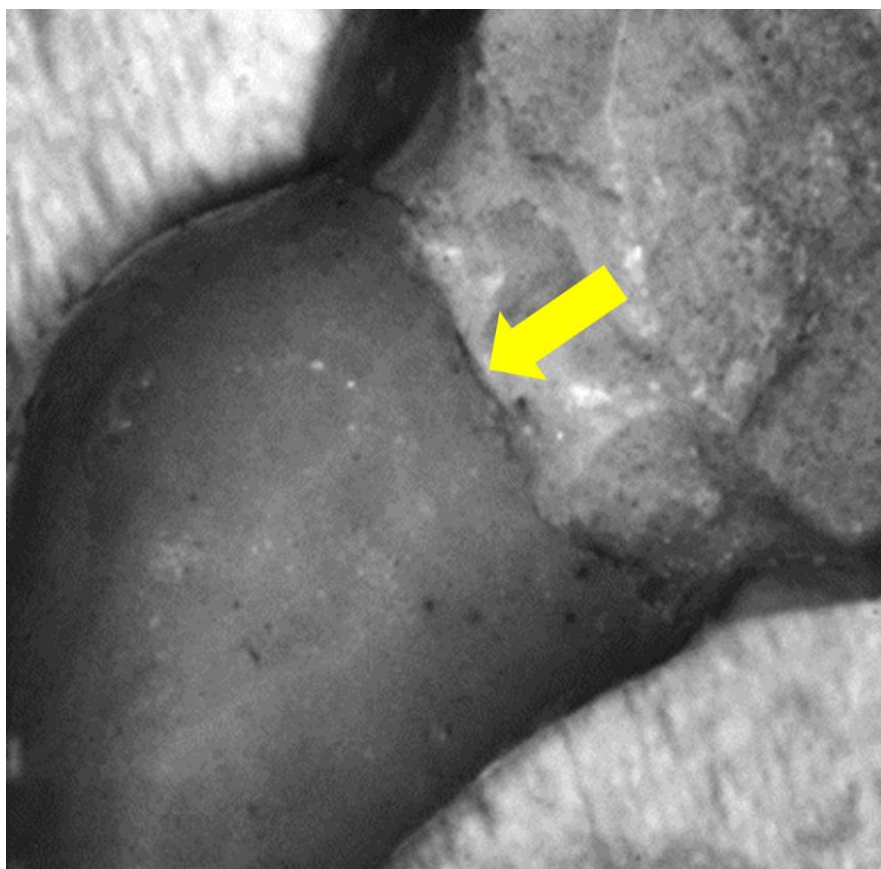
6-36. ábra: A becsült és a valós marási idő különböző modelleknél és beállításoknál.

7 Megbeszélés

7.1 A korona készítés hatása a humán gingiva mikrocirkulációjára (esettanulmány)

Páciensünk elsősorban esztétikai okokból kezdeményezte a hidak cseréjét. Annak ellenére, hogy az approximális térszűkítés és az elállószerű koronák általában akadályozzák a megfelelő fogmosást és lepedék felhalmozódáshoz vezetnek, a kiindulási fázisban a kezelt fogakon mért átlagos plakk-indexek alacsonyabbak voltak, mint a teljes fogsorra számítottak. Ugyanakkor, a kezelés végén betegünk szájhigiénéje jobbnak bizonyult, mint a kezelés előtt, de ez az átmenet nem következett be egyenletesen. Az azonnali ideiglenes fázisban ugyanis jelentős plakk felhalmozódást figyeltünk meg a kezelt fogaknál. Ennek hátterében lehetett a rendelői ideiglenes koronaanyag érdessége, az ideiglenes cement felülete, a műanyag zsugorodása okozta rések és a szék melletti manipuláció pontatlanságai [35, 38, 41, 279].

Betegünk négy hétig használta a fogtechnikai laboratóriumban készített kompozit ideiglenes koronákat. Megfigyeléseink megerősítették Chiche és Pinault [40] javaslatát, amely szerint ebben az időszakban (III-V. fázis) a plakk értékeket sikeresen lehet csökkenteni a kiinduláshoz képest. A teljes rehabilitációs időszakot figyelembe véve azonban a plakk- és gingivális-indexek értékei bizonyos mértékű ingadozást mutattak. Az egyik közrejátszó tényező lehet, hogy a laboratóriumban készített ideiglenes koronák marginális kontúrja egyes pontokon nem volt egyenletes. A laboratóriumban készített próbakorona záródásának tökéletlenségei jól felismerhetők nagy nagyításban (7-1. ábra).



7-1. ábra: A fogtechnikai laboratóriumban gyártott kompozit ideiglenes korona. Mikroszkóppal jól láthatóak az apró rések (sárga nyíl) a szélizáródás vonalában (6,3x nagyítás). (Saját ábra)

A marginális gingiva mikrotraumái a preparáció, a lenyomatvétel, az ideiglenes és a végleges koronák cementtel való rögzítése szintén hozzájárulhattak a gingiva állapotának változásához.

A referenciaértékként szolgáló 32-es fog (FDI szerint jelölve) GI-je változatlanul 0 maradt a teljes megfigyelési időszak alatt. Így arra a következtetésre jutottunk, hogy a kezelés lokális megnyilvánulásai mellett egyéb, **a kezeléstől független tényezők nem befolyásolták a mucogingivális állapotot**. Az irodalomban jó korrelációt figyeltek meg nagy mintaszám esetén a szájhigiéncia és a GI között [280, 281]. Betegünknel a GI 0-ra csökkent a végleges koronák felhelyezése után, ugyanazon a helyen egyidejűleg mért alacsony plakk-indexnek megfelelően.

A megfigyelési periódus során a véráramlásban különbségeket tudtunk kimutatni az azonos fázison belüli különböző mérési pontok és a különböző fázisok között. Korábbi vizsgálatunkban [91], az egészséges íny, beavatkozástól mentes mérési pontjain, azonos anatómiai helyen (marginális gingiva vagy papilla), különböző fogaknál azonos átlag véráramlás értékeket regisztráltunk. Jelen esetben a szondát olyan pontokon helyeztük el, amelyek jól megfeleltek a korábbi vizsgálatunkban alkalmazottaknak. Feltételezhető tehát, hogy a véráramlásban megfigyelt változás a kezelés hatására jött létre.

A fogorvosi gyakorlatban a GI-t a gyulladással szemikvantitatív mérésére használják. A klinikai vizsgálat, a mikroszkópos és az ultramikroszkópos adatok [56, 65, 66] azt mutatják, hogy a sérült íny vörös, a fogíny széle duzzadt és érintésre érzékeny, vérzik, az erek kitágultak, a perivascularis teret a lumenből származó gyulladással sejtek infiltrálják és fokozódik a sulcusváladék mennyisége. Betegünknel **a véráramlás jelentősen csökkent a végleges koronák felhelyezése után**. Az gingivális-index szintén csökkent. Annak ellenére, hogy a GI meghatározása nagyon szubjektív főleg a szubklinikai gyulladás tartományában, a véráramlással szignifikánsan korrelációt tudtunk kimutatni.

A kapott eredményeinkhez hasonlóan, megnövekedett gingivális és alveoláris csont véráramlásról számoltak be kutyákban, párhuzamosan a gyulladással súlyosságával [77]. Ugyanakkor humán experimentális (egészséges ínyben indukálnak gyulladást a szájhigiéncia átmeneti felfüggesztésével) ínygyulladásban csökkent szöveti perfúziót találtak [80], vagy nem mutattak ki korrelációt a gyulladás és a véráramlás között [80]. Más humán vizsgálatban [83] az intrasulcularis véráramlás fokozódását látták a fogínyvérzés megléte esetén, amely parodontális terápia után csökkent. Vizsgálatunkat egyetlen betegen végeztük, így az egyének közötti variabilitást kiküszöböltük. A LDF mérés technikai variabilitását pedig a mérések többszöri ismétlésével -egy adott területen és fázisban -, kiküszöböltük ki; továbbá egy általunk kifejlesztett manipulátor alkalmazásával [265] jelentősen csökkenteni tudtuk a háttért zajt. Ez lehetővé tette, hogy a mikrocirkulációs válaszok és a GI-k közötti kapcsolatot kimutassuk.

Betegünknel a klinikailag enyhe/közepes ínygyulladás a marginális ínyben fokozott véráramlást eredményezett. A régi restaurátumok eltávolítása után az íny regenerációs folyamata könnyen követhető volt a csökkenő perfúziós jelek kimutatásával. Feltételezzük, hogy **a véráramlás jó indikátora lehet a restauráció elkészítésének parodontiumra kifejtett hatásának vizsgálatára**.

7.2 A gingivitis és a dohányzás hatása a humán gingiva vasodilatációs kapacitására

7.2.1 A hőteszt kiváltotta hyperaemia mechanizmusa a gingivában

Klinikai vizsgálatunkban az **íny rövid ideig tartó hőkezelése a GBF átmeneti növekedését eredményezte**. A szakirodalomban mindössze két hivatkozás található a hőteszt humán ínyen történő alkalmazásáról [87, 282]. Eredményeinkhez hasonlóan, egészséges ínyben, meleg vizes öblítés után hyperaemiás választ figyeltek meg LDF-fel mérve [282]. Ugyancsak hasonlóan, megnövekedett pulzus amplitúdót mértek reflexiós fotopletizmográfiával hő hatására [87].

A gingivával ellentétben, a bőr hőterhelése utáni vasodilatációjának mértékét rendszeresen használják a mikrocirkuláció épségének vizsgálatára [283-285]. A bőrben a termikus hyperaemia lefolyását kétfázisos görbével lehet leírni, egy tipikusan 60 percig tartó konstans hőingerlés során [286]. A hőkezelés kezdete után 1-2 percen belül gyors kezdeti csúcs figyelhető meg, ami leginkább a helyi érzőideg axon reflexével van összefüggésben, mivel helyi érzéstelenítéssel jelentősen gyengíthető [287]. A kezdeti csúcsot egy elhúzódó platófázis követi, amely elsősorban a nitrogén-monoxid felszabadulásától függ [286, 288]. Vizsgálatunkban, a gingiván csak egy csúcsot figyeltünk meg, ami részben a sokkal rövidebb hőkezeléssel magyarázható (30s és 80s), ellentétben a bőrön végzett tesztekkel. Az eltérő karakterisztika mellett, a bőrhöz képest a válasz nagysága is eltért. Az emberi bőrben 42 °C-os hő hatására akár 10-szeres növekedés is elérhető fájdalominger nélkül, azonban az emberi ínyben végzett eredményeink alapján a növekedés kevesebb, mint 2-szeres volt. Nem publikált pilot vizsgálatunkban, a lámpa által kiváltott hő alkalmazása összesen 300 másodpercig képes volt a GBF további dózisfüggő növekedését indukálni, de így is a maximális válasz csak 3-szoros volt, amihez már enyhe fájdalom társult egyes résztvevőknél. Maga a fájdalom neurális eredetű vasodilatációs változásokat idézhet elő [289-291], amelyek elfedhetik a hő által kiváltott érrendszeri szabályozási mechanizmusokat. Ezért maximálisnál alacsonyabb dózist választottunk a további vizsgálatokhoz.

Új megfigyelésünk, hogy a **GBF hőkezelés utáni növekedése kizárólag a vörösvértetek átlagos sebesség (Speed) növekedésének volt köszönhető, a koncentráció (CMBC) változása nélkül**. Ezzel szemben, a bőrben csak kismértékben, vagy egyáltalán nem tapasztalható sebességnövekedés. Az LDF Fluxus fokozódás a CMBC növekedésével magyarázható [292, 293]. Bőrben a helyi hőprovokáció közben a véráramlás a nagy sebességű vascularis régióban a CMBC-vel párhuzamosan nő, de a kis sebességű vascularis régióban, kisebb ereknél, nincs változás [294]. Ebből arra következtettek, hogy a hőprovokáció következtében megnövekedett véráramlás az artériából a véna oldalára átkerül az arterio-venosus shuntök segítségével.

A marginális gingivában már csak kis ereken zajló mikrocirkuláció van [42]; ugyanakkor a vestibulumban, mucogingivális határon vannak nagyobb, az egész ínyszövetet ellátó erek, beleértve a nagyobb arteriolákat is. Ezért a gingiva vérelletésének szabályozása is itt történik meg, amelyet saját [43, 295, 296] és mások [297, 298] vizsgálati is igazolnak. Tekintettel arra, hogy a mucogingivális határon nem mértük a véráramlást a hőteszt során, csak feltételezni tudjuk, hogy ott a véráramlás növekedett, hiszen enélkül nem jöhet létre a distalis területeken, pl. marginális gingivánál, véráramlás fokozódás. Fordítva is igaz, hogy ha vasodilatatio jön létre a marginális gingivában (vérellátás szempontjából distalis terület), akkor a proximális,

azaz az ellátó területek véráramlása is fokozódik [296]. Mivel a CMBC nem változott a marginális gingivában, feltehetőleg további erek, kapillárisok vagy arterio-venosus shuntök, nem nyílnak meg. Ráadásul arterio-venosus shuntöket sem írtak le ezen a területen. Ezért feltételezhető, hogy **a meglévő nyitott kapillárisokon fog átsuhanni nagy sebességgel a vér, amely hatékonyan elvezeti a hőt.** Vizsgálataink során a lézer Doppler szondát a fogíny szélére merőlegesen helyeztük el, mert az egészséges ínyszövetben a marginális gingivát ellátó mikroerek a külső felületre merőlegesen futnak, hosszú hajtúkapilláris hurkokat képezve. [299-301]. Tehát vizsgált területen elsősorban a kapilláris vérkeringést mértük. A **hőstressz utáni megnövekedett véráramlás fő funkciója a túlzott lokális hő megszüntetése**, hiszen a szövet anyagcsereigénye nem változik, tehát nem igényli az inaktív kapillárisok megnyílását. Vagy, ahogy korábbi vizsgálatok is utalnak rá [53, 54], a kapillárisok nagyrésze nyugalmi körülmények között is nyitva van, így további megnyílásra kevés lehetőség van. Erre utal a bőrhez képest sokkal kisebb mértékű hyperaemia is [286]. Ezenkívül a bőr nyugalmi véráramlása jóval kisebb, mint a szájnyalakárhártyáé [302, 303]. A bőr véráramlásának szabályozásának egyik alapvető szerepe a test hőszabályozása. Bár a fogínynek nem kellően feltárt ez a funkciója. A lokális védekezés a hőstressz ellen elengedhetetlen, hiszen meleg vagy forró ételeket rendszeresen fogyasztunk. De dohányzás közben is aktiválódhat ez a mechanizmus. Azt se felejtjük el, hogy pl. kutyában a felső légutak [304] és a nyelv [305] is részt vesz a test hűtésében.

7.2.2 A gingiván alkalmazott hőteszt jelentősége

A vizsgálatunkban alkalmazott melegítésnek sajnos korlátai is vannak. A bőr hőterhelését általában tömör fémből készült termosztatikus fűtőszonda segítségével hozzák létre [306-308], ami sem mozgással, sem fénnel nem zavarja az optikai és Doppler elven működő véráramlásmérést. Sajnos ez a módszer a fogíny esetében nem alkalmazható, mert a fémkorong merev és felülete lapos, így nem helyezhető fel az ívelt és girlandos gingivára. Emellett a fűtőeszköz mechanikusan irritálhatja, összenyomhatja a vékony ínyszövetet, beleértve az ereket is, és mint korábbi vizsgálatainkból kiderül [295, 309, 310], az íny nagyon érzékeny a mechanikus ingerlésre. Ezért két viszonylag egyszerű, klinikailag alkalmazható technikát alkalmaztunk, nevezetesen a meleg sóoldatot (5.2.5 fejezet) és a fény által indukált hőprovokációt (5.2.6 fejezet). Megállapítottuk, hogy **mindkét módszer jól alkalmazható az humán gingiván, némi limitációval.**

A felmelegített sóoldatot rutinszerűen alkalmazzák a szájüregben foghúzás utáni napi öblítésként az alveoláris osteitis megelőzésére [311], és csökkentheti az ödémát is a nyirokkeringés serkentésével [312]. Ezért biztonságosan alkalmazható, akár a sebgyógyulás közbeni vasculáris változások vizsgálatára is. Hovatovább, a **lokális felmelegítés további előnyökkel járhat a szájlebenszűrés műtét után, mivel fokozhatja a véráramlást a kollaterálisoktól részben megfosztott mucogingivális lebenyben.** Különösen igaz ez, az augmentációs eljárások után. A sóoldat a fogínyre csepegtetve azonban mechanikai stimulációt válthat ki a nyálkahártyán, ami szintén zavarhatja a vizsgálati módszert, míg a szétterülő folyadék bizonyos fokú kényelmetlenséget okozhat a betegnek, és zavarhatja a lézer Doppler áramlásmérőt is.

A fény által indukált hőnek előnye, hogy nem jár mechanikai stimulációval, nem okoz kényelmetlenséget, és lehetővé teszi a hőkezelés (kezdés és befejezés) jobb időzítését

a fény gyors ki- és bekapcsolásával. Ugyanakkor a LDF mérési tartományát átfedi a melegítő fény forrás (halogén) spektruma, ezért melegítés közben nem lehet mérni. Érdeemes lenne a jövőben egy távoli infravörös tartományban működő melegítőt kifejleszteni és adaptálni a gingivára.

7.2.3 A hő indukálta hyperaemia és a gyulladás kapcsolata

Vizsgálatunkban nem találtunk szignifikáns összefüggést a gingivitis és a nyugalmi GBF között. A bevezetőben tárgyaltuk (3.6.4.2 fejezet), hogy a parodontális gyulladásnak a fogíny nyugalmi véráramlására gyakorolt hatását vizsgáló kutatási eredmények ellentmondásosak [77-83]. Ezért hőprovokációs tesztet alkalmaztunk, remélve, hogy a nyugalmi véráramlás időbeli és térbeli heterogenitását és egyének közötti nagy variabilitását ezzel standardizálhatjuk. A kiindulási GBF-fel ellentétben a MAX érték, a GFPA-bsl és a GFPA-heat értékek pozitív korrelációt mutattak a GCF-fel, ami a gyulladás indikátora. Ezek az eredmények arra utalnak, hogy **a hőprovokációs teszt alkalmas a parodontális gyulladás vasculáris változásainak kimutatására.**

A GBF súlyosabb gyulladás esetén gyorsabban tért vissza a kiindulási szintre és a hyperaemiás csúcs abszolút értéke (MAX) is nagyobb volt. Tehát úgy tűnik, hogy a megnövekedett véráramlás gyorsabban eltávolíthatja a felesleges hőt. Ehhez hasonlóan, a lehűtés utáni véráramlás is gyorsabban állt helyre parodontitisben [313]. Ezzel szemben, egy másik vizsgálatban [314] a fogíny hőmérséklete lassabban állt helyre parodontitisben, mint egészséges ínyben. Tehát a termikus kihívást követő gyorsabb érrendszeri válasz nem feltétlenül jelent jobb hőszabályozást. Inkább ellenkezőleg, sérült szabályozásra utal. **Gingivitisben az érsűrűség (egy szöveti térfogatban az értérfogat relatív aránya) növekszik a tágult erek és a kollaterális erek kinyílása miatt [56, 57, 64], ami magyarázhatja a vér gyorsabb áthaladását.**

Eredményeink egybevágnak állatkísérletes eredményekkel is [315], ahol mind a parodontális gyulladás, mind a cukorbetegség hatással volt a gingiva vasculáris reaktivitására. Fontos azonban különbséget tenni, a lokális hatások és a szisztémás állapotok között. A bőr vérkeringése modellként szolgál a szisztémás microvasculáris diszfunkciók kimutatására [283, 316, 317] és így a betegség korai jele lehet, mielőtt a fő tünetek megjelennének [317-320]. **A gingiva vasoaktivitásának mérése, pl. hőprovokációs teszttel, talán használható lenne szisztémás betegségek indikátorként,** de ennek bizonyítása további vizsgálatokat igényel.

7.2.4 A hő indukálta hyperaemia és a dohányzás kapcsolata

A dohányosok nyugalmi GBF értékei hasonlóak voltak vizsgálatunkban, mint a nemdohányzóké. Mások sem találtak különbséget a nyugalmi állapotban mért GBF-ben, nemdohányzó és dohányzó parodontitisben szenvedő betegeknél [82]. Ugyanakkor a krónikus dohányzás abbahagyása növeli mind a GBF-et, mind a GCF-et [321].

A hőterhelés után a vasodilatatio csúcsa hasonló volt a dohányzók és a nemdohányzók fogínyében. Ez egy másik különbség a bőrhöz képest, ahol a hőprovokáció utáni vasodilatatio mérséklődött a dohányzóknál, feltehetően a nitrogén-monoxid csökkent elérhetősége miatt [322]. Ugyanakkor a bőr nincs kitéve a cigaretta folyamatos lokális hatásának.

Azonban, vizsgálatunkban a gingiva hyperaemia dohányzóknál hosszabb volt a hőstressz után, és kevésbé nőtt a pulzus amplitúdó (relatív GFPA). Reaktív hyperaemia során az ujj

vérkeringésében mért pulzus amplitúdó növekedés mértéke, az érfunkció értékelésének hasznos módszere [323, 324]. Hovatovább, újjban kimutatták, hogy ez a jelenség a nitrogén-monoxid szintézistől függ [325]. Korábbi klinikai vizsgálatokban a pulzusamplitúdó gyengülését a koszorúér hyperaemiás válaszában, az endothel diszfunkció jelenlétével hozták összefüggésbe [324, 326]. Ezenkívül, az újjbegyben mért hyperaemiás pulzusválasz csökken dohányzóknban, magasvérnyomásban, atherosclerosisban és diabetesben is [327]. Ennek megfelelően, **feltehetően a gingivában is endothel diszfunkció jön létre dohányzóknban.**

A vizsgálat korlátja, hogy a GCF mérést használtunk a gyulladás aktuális fokának meghatározására. A GCF objektíven mérhető és kvantitatív, de a dohányzás csökkenti a GCF-t mind az egészséges, mind a gyulladt parodontális szövetekben [328-330]. A dohányzás elnyomhatja a gyulladás tüneteit [331-333], amit figyelembe kell venni, ha a gyulladás és a dohányzás gingivális hatásait együtt vizsgáljuk.

7.3 A retrakciós fonal hatása a humán gingiva mikrocirkulációjára

A napi klinikai gyakorlatot segíti, ha tudjuk, hogy mennyi ideig érdemes áztatni egy retrakciós fonalat a maximális hatás eléréséhez. A gyakorlatban legtöbbször használt fonott fonal (#00, Ultradent) levegő befogó képessége meglehetősen magas, ez akadályozhatja a folyadék felszívódását az impregnálási folyamat során. Ennek a hatásnak a minimalizálása érdekében megpróbáltuk kinyomni a fonal „magjából” a beszorult légzárványokat úgy, hogy azt szorosan zárt hüvelykujj és mutatóujj között áthúztuk, miközben a fonalat az impregnáló oldatba mártottuk.

Folyadékabszorpciós vizsgálatok eredményei azt mutatták, hogy a felszívódott folyadék mennyisége elsősorban az impregnáló oldatban való áztatás idejétől függ, míg a gyógyszerek kémiai vagy fizikai tulajdonságai csak kisebb hatást gyakorolnak rá. Eredményeink alapján a retrakciós fonalakat **egyenletesen körülbelül 10 percig érdemes áztatni** adrenalin, $AlCl_3$, vagy $Fe_2(SO_4)_3$ oldatban. A rövidebb inkubációs idő nem biztosítja az oldatok megfelelő felszívódását, míg a hosszabb áztatás felesleges.

Indirekt restaurátumok készítésénél, a fogorvosok számára a lenyomatvétele előtti egyik legkritikusabb lépés a preparált fog subgingiválisan vagy paragingiválisan elhelyezkedő szélének feltárása. Az eljárást bonyolítja a sulcus mélység fiziológiás változásai, az ínszövetek eltérő tágulása, az ínygyulladás mértéke és a szöveti sérülés az előkészítés során [334]. A vérzés és a sulcusváladék termelés minimalizálásának érdekében, leggyakrabban adsztringens vagy vasoconstrictor szereket használunk a gingiva reverzibilis retrakciójához. Az adsztringensek olyan lokálisan ható szerek, amelyek kicsapják a fehérjéket, de minimális az áthatoló képességük, így csak a sejtek felszínét érintik [110]. Hatásuk azonban a kémiai tulajdonságtól és koncentrációtól függően változhat. Nagy koncentrációban alkalmazva vérzéscsillapító hatást fejtenek ki, mivel képesek koagulálni a sérült felületi sejtréteget, de mélyre nem hatolnak.

Ezzel szemben a vasoconstrictorok, nagyobb dózisban alkalmazva bejuthatnak a szisztémás vérkeringésbe, és távoli cardiovascularis válaszokat is kiválthatnak [100, 101, 335]. A vizsgálatunkban alkalmazott telítési görbe segítségével, a fonal tömege és az adrenalin oldat koncentrációjának alapján megbecsülhető a fonalban felszívódott adrenalin mennyisége. Az adrenalin becsült dózisa fonalanként, 7mm-es átlagos hosszal számolva, körülbelül $2\mu g$ volt.

Megfigyelések arra utalnak, hogy a szabad ínyszélre kifejtett mechanikai hatás felelős a véráramlás azonnali csökkenéséért, hiszen a fiziológias sóoldat hatására is ugyanolyan mértékű ischemia jött létre, mint a többi anyagnál. Ugyanakkor a későbbi periódusokban az alkalmazott szer befolyásolta a véráramlást. Fiziológias sóoldat és adsztringensek hatására a véráramlás a retrakciós periódus ötödik percének végére majdnem visszatért a kiindulási szintre. Eközben a keskeny sulcusba helyezett fonal mechanikai hatása folyamatosan fennállt, tehát a fokozódó véráramlás a **vasodilatátorok lokális felszabadulását valószínűsíti**.

A fonal eltávolítását követően a véráramlás tovább fokozódott a fiziológias sóoldatnál, és némi képpen az adsztringenseknél is, ez a jelenség a post-occlusiós reaktív hyperaemiának felel meg. Miután az adsztringenseknél a véráramlás a leszorítás alatt is már elérte a kiindulási szintet, az ischemia volumene kisebb volt, így logikus, hogy kisebb mértékű hyperaemia jön létre. Bár a vasoactiv anyagok felszabadulását nem vizsgáltuk, úgy tűnik, hogy azok nem képesek ellensúlyozni az adrenalin érszűkítő hatását. Emellett, **adrenalinos fonal esetén a csökkent véráramlás még a fonal eltávolítása után is fennmaradt, ami nagy előnnyel jár a lenyomat során**. Hiszen a lenyomatanyagot a fonal eltávolítása után, száraz, vértelen területre kell felhelyezni. Digitális lenyomatnál nem kell a fonalat eltávolítani, de a fonal bentléte alatt is megfigyelhető véráramlás fokozódás, ha nem használunk vasoconstrictort. Ezért erősebb vérzés esetén célszerű adrenalinot használni, akkor is, ha digitális lenyomatot veszünk.

Az adrenalinral impregnált retrakciós fonalakat egy ideig széles körben használták a klinikai gyakorlatban [101]. Manapság ennek az oldatnak a népszerűsége csökkent [110]. A gyógyszer szisztémás válaszreakciókat válthat ki, például emelkedett artériás vérnyomást, magas pulzusszámot vagy szívpanaszokat cardiovascularisan érintett vagy hyperthyreosisban szenvedő betegeknél az adrenalin dózistól és a retrakcióban részt vevő fogak számától függően [100, 107, 109]. Mivel a lenyomatvétel a fonal eltávolítását követően néhány percen belül megvalósul, szükségtelen a hosszantartó ischemia. Ezért célszerűnek tűnik az alacsonyabb dózisú adrenalin hatásának tesztelése is. Munkacsoportunk további vizsgálatai kimutatták [336], hogy **jelen vizsgálatban alkalmazott adrenalin tized akkora dózisa is képes meggátolni a fonal alkalmazás során kialakuló reaktív hyperaemiát és GCF fokozódást**.

7.4 A hallgatói preparációs készség javítása digitális kiértékelő rendszerrel

A tesztcsoportban a tanulók digitálisan színes 3D-s képen, a Dental Teacher segítségével vizsgálhatták meg saját felkészültségüket, ellentétben a kontroll csoporttal. Ez magyarázhatja, hogy náluk az első preparáció után, az ismétléskor jelentős javulás jött létre. Jelentős javulást értek el a tesztcsoportban az üregmélységnél (OM és AM), ami arra utal, hogy a kavítás approximális metszetének digitális megjelenítése, amely a fizikai mintán nem látható, nagyban elősegíti a tanulást. A tanulók a váll (VS) előkészítése során, feltehetően a felnagyított nézetből, jobban megértették a hibákat. A kontroll csoportban sem nagyítót, sem metszetet nem használhattak. Csak a hagyományos oktatásban megszokott módon, csak szóbeli tájékoztatást és a fizikai modellen demonstrációt kaptak az ideális mester mintától történő eltérésről. Ennek tudható be, hogy a kontroll csoportban statisztikailag nem volt kimutatható javulás az ismételt preparációnál.

A tesztcsoportban minden paraméternél (OS1, OS2, CR) látható volt a javulás tendenciája, nem mindegyiknél volt statisztikailag szignifikáns a változás a nagy szórás miatt.

Ennek háttérében az állhat, hogy a Semmelweis Egyetem, Restauratív Fogászati (korábban Konzerváló Fogászati) propedeutika tárgy keretein belül a fogelőkészítést a második évben, a klinikai munkát pedig a harmadik évben kezdik meg a hallgatók. Ezért a negyedik éves hallgatók a tanulási görbe elején járnak, különösen a kerámia onlay-hoz preparált összetett kavítás esetén. Az occlusalis üregezésességet (OS1: 2mm, OS2: 2,5mm) nehéz volt megbecsülni előkészítés során, mivel a vizsgálatunkban használt fűrő szélessége mindössze 1mm volt. A csücsök redukciót pedig egy nem sík felülethez kell mérni, hanem ívben követni kell az occlusalis felületet (Dóm preparálás, 3-6. ábra). Ráadásul a kívánt csücsök redukció (CR) 1,5mm volt, ami 0,5mm-rel nagyobb, mint a fűrők átmérője. Ez ugyancsak nehézséget jelenthet egy kezdő számára.

Az ábrán látható, hogy voltak olyan tanulók, akik az első felkészülési körben csak kicsit tértek el az ideálistól, a másodikban pedig romlottak. A tizedmilliméteres eltérés után már nehéz jobban teljesíteni. Ugyanakkor az első foglalkozáson gyengén teljesítő hallgatók nagyobb javulást mutattak (6-11. ábra), amit az első és a második szakaszban mért eltérés közötti pozitív korreláció mutat. A regressziós egyenes meredekebb volt a tesztcsoportban, ami arra utal, hogy **a javulás mértékét a gyengébb hallgatóknál tovább lehetett fokozni a Dental Teacher szoftver vizuális demonstrációjával.** A gyengébb tanulók fejlesztésben azért is jelentős a digitális oktatás, mert a hallgatók egységes szintre emelése elengedhetetlen a klinikumba való tovább lépéshez.

A klinikai fogászatban az önértékelés kulcsfontosságú, ezért a kezdő fogorvostan-hallgatóknak meg kell tanítani az elérni kívánt eredmény értékelésének a módszerét is [337]. Vizsgálatunk szerint a **Dental Teacher, hasonlóan más tanulást segítő digitális rendszerekhez [338-340] jelentősen javítja a preparációs készséget.**

További tényezőként minden, a folyamatban részt vevő hallgatótól kikértük a szubjektív és személyes véleményét az alkalmazott digitális rendszer hatékonyságáról és hasznosságáról. Következésképpen azt állították, hogy az értékelési rendszer alkalmazása nemcsak lenyűgözte őket, hanem irányította és segítette is a korrekciós munkafolyamatot a második felkészülés során. **Mindannyian úgy érezték, hogy egy ilyen rendszer későbbi bevezetése a tantervekbe rendkívül előnyös lenne az üregezőkészítés megértésében.**

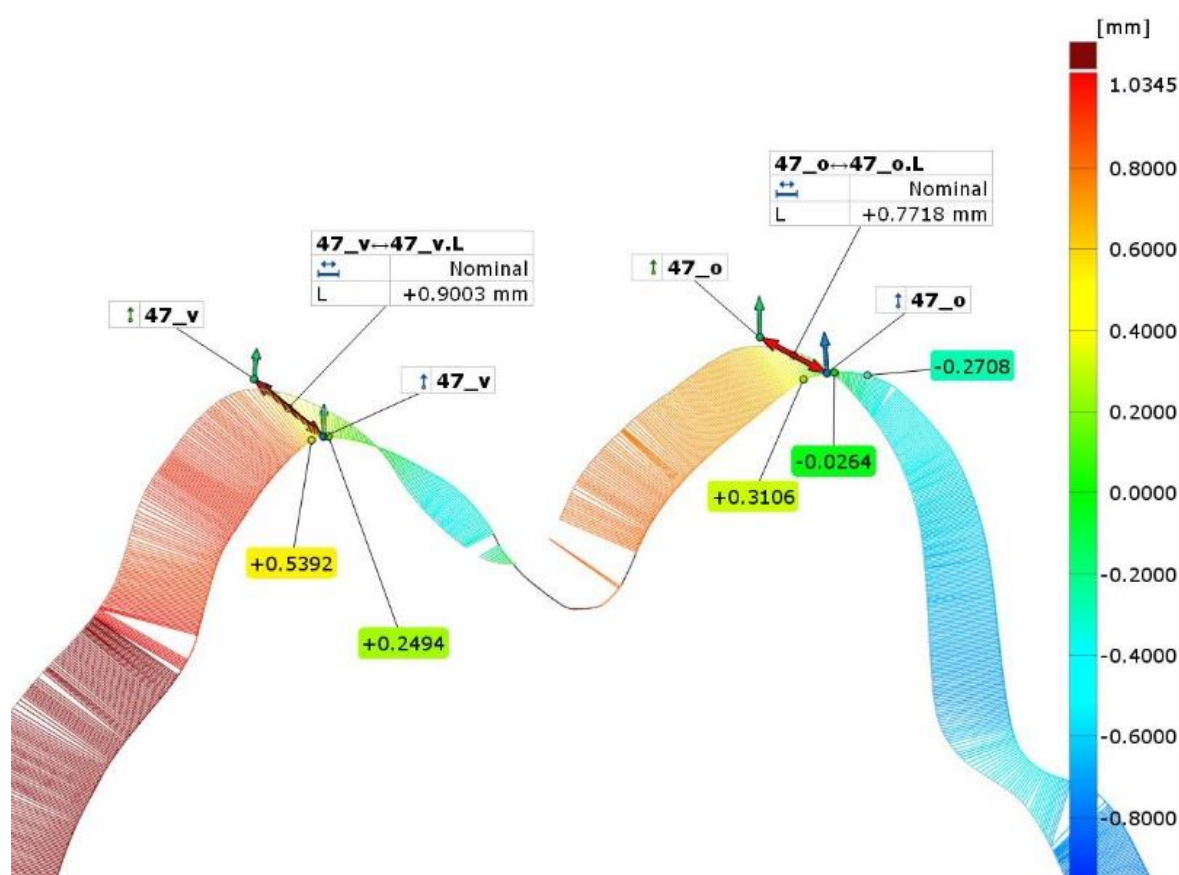
7.5 Az intraorális szkennelés összefüző hibájának vizsgálata négy féle szkennelési mintázat esetén

7.5.1 Az új módszer és a régi módszerek közötti különbség

Létrehoztunk egy anatómiai síkokon alapuló protokollt az IOS torzulásának háromdimenziós elemzéséhez. A módszer foganként két mérési pontot vizsgál, egyet az orális, egyet a vestibularis felszínen. Összesen 28 mérési pontot határoztunk meg, hogy a teljes fogíven történő torzulás kinetikáját megismerjük. A teszt és a nagy pontosságú referencia szkennelések egymáshoz illesztésénél csak egy fogat használtunk, ellentétben a korábbi módszerektől, ahol teljes fogíven történő illesztés történt. Az illesztett fog (bal oldali második moláris), a szkennelés origója volt, hiszen itt készült az első felvétel az IOS-sal. A torzulás kinetikáját úgy jellemeztük, hogy a teljes fogív mentén, foganként mért eltérést megmértük. Ez a kinetika az IOS fej mozgását szimulálta, így az összefüzési kinetikával korrelál. A mért kinetikai torzulás rávilágított arra, hogy **az összefüzési hibák felfelhalmozódnak [128] és nagy torzulásokhoz**

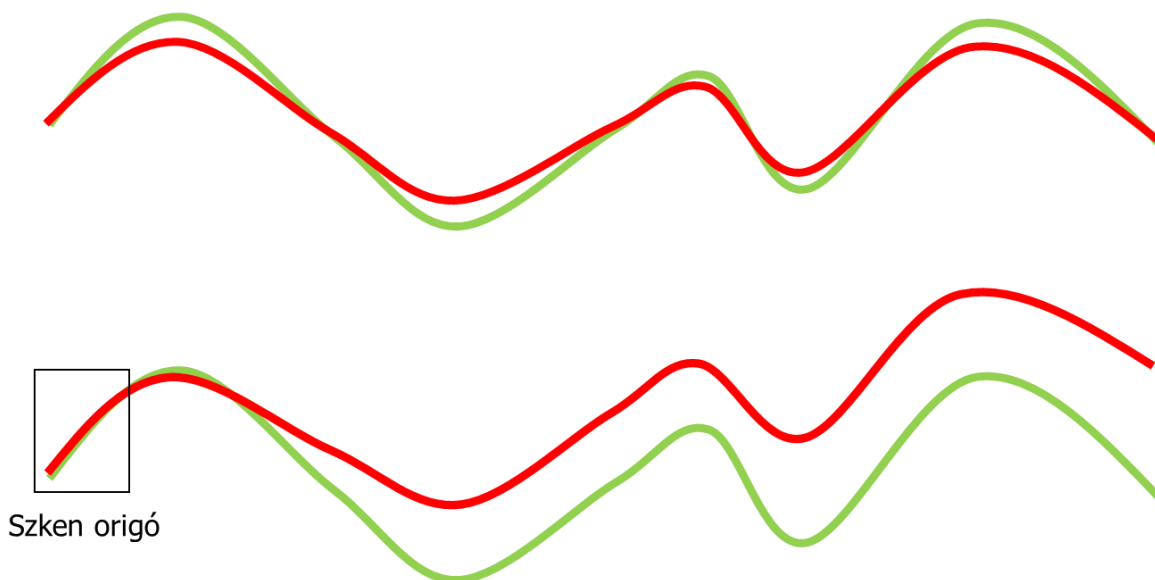
vezetnek a fogív végén. Másrészt a két végpont deviációja egyes IOS-oknál kisebb, mint a köztes pl. a frontfogak területén mért, tehát csak a fogív kétvégének távolság mérése hibás eredményre vezethet.

Az új módszer, közel háromszorosan (2,8x) nagyobb deviációkat mért teljes fogívre számolva, mint a konvencionális, széles körben elterjedt módszer (teljes felületek közötti távolság teljes felületi illesztés után). Ennek a különbségnek mintegy a fele (1,4x) az identikus pontok kijelöléséből adódik, szemben a nem identikus pontoktól. Az ICP célja az eltérés minimalizálása az összes képpont figyelembevételével, amit az eltérések egyenletes elosztásával lehet elérni [124, 155]. Tekintettel arra, hogy szokásos ICP esetén a felületek egymásba fonódhatnak, két felület számtalan ponton metszeni fogja egymást. A **keresztvezési pontokon az eltérés értéke nulla annak ellenére, hogy ezek legtöbbször anatómiai szempontból különbözőek** (7-2. ábra).



7-2. ábra: Keresztmetszeti kép egy, a vizsgálatunkban készült teszt szkennelés referencia szkennelésre történő illesztését követően GOM Inspect szoftverrel. A szkennelés origóval ellentétes oldalán található moláris fogon, ahol a legnagyobb a hiba, hoztuk létre a keresztmetszeti képet, a jobb szemléletesség kedvéért. A fehér feliratdobozokban található 'L' ('length') jelölés két anatómiailag azonos oralis (0,9003 mm) és vestibularis (0,7718 mm) csücsök közötti távolságot mutatja. A felületek közötti színvonalak a két felület közötti legközelebbi pontot kötik össze. Ezek abszolút átlagából számolja a szoftver a felületi deviáció értékét. A csücsökök melletti színes háttérű címkék a felületi deviáció értékét mutatják az adott pontokon. Ezek az értékek sokkal alacsonyabbak, mint közvetlen mellettük levő csücsökök (identikus pontok) távolsága. A felületi deviációk szinkódja a jobb oldali skáláról olvasható le.

A háromszoros különbség másik fele pedig az origóban történő illesztésből keletkezik. Ha a szkennelési origóhoz igazítás történik, a valós idejű (szkennelés alatti) kép összefűzés hibája felhalmozódik (7-3. ábra, alsó kép). Ezzel szemben a teljes felületen történő illesztés, kiegyenlíti a teljes fogívben a hibákat (7-3. ábra, felső kép).



7-3. ábra: Az illesztési terület megválasztásának jelentőségét két dimenzióban szemléltetjük az egyszerűség kedvéért. A piros vonal a referencia, míg a zöld a torzult modell. Két hullámvonal egymásra illesztjük, úgy hogy minimalizáljuk közöttük levő távolságot a vonalak összes pontját használatával (felső kép). Vagy csak a vonalak kezdeti szakaszában illesztjük őket (alsó kép, szkennelési origóval jelölt téglalap). A két képen, nem csak a piros referencia vonalak, hanem **a zöld vonal is teljesen egyformák** csak el lettek forgatva az origóban.

Egyetlen fog nagyjából lefedi az IOS látómezőjét, így az origónál az összefűzési hibák még minimálisak. A nagyjából egyfogas képek összeillesztéséhez az egyedi képek átfedő régiói szolgálnak, felhasználva az azonos mintázatukat [122]. Az illesztés pontossága nyilvánvalóan függ ezeknek a képeknek a pontosságától [341]. Egyetlen fog digitalizálásakor nagy valódiság volt elérhető, 21-70 μm (átlag 35 μm) között. Az összefűzési hibák felhalmozódása a teljes fogív mentén azonban több száz mikrométert is eredményezhetnek. Ha az új módszerrel az origóban illesztjük össze a teszt szkennelést a referencia szkenneléssel a végponton mért valódiság jó közelítéssel levezethető a fogak matematikai szorzatából és a fogankénti valódiságából is (kb. $14 \times 35 = 490\mu\text{m}$).

Logikus, ha egy fognál pontatlanabb a szkennelés, akkor az egész fogív szkennelése is pontatlanabb. Erre utal a pozitív korreláció, a teljes felületi illesztés esetén, az origó illeszkedése és az identikus pontok (Spearman $\rho=0,56$) illetve a teljes felület deviációja ($\rho=0,63$) között. Ugyanakkor a korrelációs együttható (ρ) négyzetes (ρ^2) értékei 0,31 és 0,40 voltak, ami azt fejezi ki, hogy 31-40%-ban magyarázható az egy fognyi, tehát gyakorlatilag összefűzés mentes, szkennelési pontatlanságával a teljes fogív pontatlansága. **Feltehetően a teljes felületi illesztés, ahol az egymásban süllyedés is megengedett, képes elosztani és eltüntetni a hiba nagyrészét.**

Az identikus-origó módszer és a teljes felületi illesztéses módszerrel kapott eredmények nem korrelálnak ellenében az azonos helyen illesztett, de eltérő mérést végző módszerrel

(identikus-teljes és felület-teljes). Pontosan ezt az eredményt kaptuk az implantációs szkennelés vizsgálatunkban (6.8.8 alfejezet) is. Összefoglalva a mért eredményeket jelentősen befolyásolja, hogy hol és mit mérünk, de ennél sokkal nagyobb torzító hatása van az illesztésnek. Ez más vizsgálata [342] is megerősíti. Ezért fontos javaslat a jövőbeni vizsgálatokhoz, hogy **egyrészt az illesztés típusát, területét pontosan definiálni kell, másrészt a különböző módszereket és szoftvereket használó tudományos vizsgálatokat csak kellő óvatossággal szabad összehasonlítani.**

Az origóban történő illesztés esetén negatív korreláció mérhető az origó illeszkedése és az identikus pontok deviációja között. Fontos megjegyezni, hogy az origóban levő fog illesztés is az egymásba fonódó, identikus pontokat nem figyelembe vevő, ICP algoritmussal történt. Tehát itt is megtörténik a kiegyenlítés csak kisebb mértékben, hiszen a felület is sokkal kisebb, mint az egész fogíven. Így az origóba történő illesztés szerencsésen kompenzálja, ha pont ennél fognál valamelyest rosszabb volt a szkennelés.

Felmerül, hogy **az origóban történő illesztés esetén túlbecsüljük a teljes fogív szkennelés hibáját, hiszen GOM Inspect szoftverben történő egy fogas best-fit illesztés pontatlanabb**, mintha a teljes fogív összes pontját használnánk. Ennek ellentmond, hogy várhatóan ellentétben negatív korrelációt kaptunk az origó illeszkedése és az identikus-origó módszerrel kapott teljes fogívre átlagolt deviáció között. Ugyanakkor, a kérdés tisztázására a következő vizsgálatunkban egy fizikai lenyomatot is vettünk a mintáról, amit labor szkennelést használtunk. A labor szkennerek látótere magába foglalja az egész mintát, ezért ott nincs a fogíven lineárisan előre haladó összefüzési hiba. Ezért a következő fejezetben (7.6.4) további következtetéseket tudunk levonni a módszerrel kapcsolatban.

Az összefüzési algoritmusok matematikai és szoftverfejlesztése mellett [122, 128], a szkennelési technológia finomítása és a gyári ajánlások szigorú követése javulást eredményezhet a teljes fogív szkennelésben. Ugyanakkor, meglátásunk szerint az összefüzési algoritmusok fejlesztése érdekében fogról-fogra kell mérni a szkennelési kinetikát, ellentétben a konvencionális felületi illesztéssel [115, 119, 120]. Feltételezzük, hogy a szkennelési origóban történő illesztéssel jobban becsülhető a szkennelésre készülő fogtechnikai munka illeszkedési hibája is [261].

7.5.2 Az anatómiai síkokon mért deviációk jelentősége

A különböző tengelyek mentén mért torzulások kinetikájában és teljes fogívre átlagolt értékében is jelentős különbségek voltak. Jól látható, hogy a **legnagyobb torzulás az apico-coronalis tengely mentén jelentkezik**. Ennek oka a 3D-s képpalkotás technológiájából adódik. Ha a szkennelést occlusalisan indítjuk, a mélységet az apico-coronalis tengely jelöli. Ebből a látószögéből a mélységi pontsűrűség kisebb a vízszintes síkhoz képest, hiszen a látósíkkal közel párhuzamos pontoknak csak a vetületét látjuk. A kevesebb információ miatt, az összefüzés során az apico-coronalis torzulás megnő, mivel a regisztrált pontok száma fordítottan arányos az illeszkedési hibákkal [341]. Másrészt a mélység (z-távolság) optikai meghatározása valószínűleg nehezebb, mint a vízszintes 2D képen mért x és y távolságoké.

A bevezetőben leírtak szerint a valódiságot úgy is szokták mérni, hogy a szkennelés két meghatározott pontja között távolságot mérnek, majd a mért értékeket összehasonlítják a referencia modellen történő távolságméréssel [141-145]. A távolság ugyanakkor csak két dimenziós mérés, ezért alábecsülheti a torzulást, ha nem a végpontok mindhárom tengely

mentén történő (vektoriális) elmozdulását mérik. Ez a háromszög egyenlőtlenségi tételből következik, amit a bevezetésben (3.6.6.3.2 fejezet és 3-23. ábra) megvilágítottunk. Másik probléma a távolságméréssel, hogy az értékelés csak a két pont közötti eltérésre összpontosít, és nem veszi figyelembe a köztes területeket. Például, a teljes fogív szkennelés vizsgálatánál az ellenoldali őrlőfogakat méri, miközben pont a saját vizsgálatunk mutatta ki, hogy a **deviáció gyakran egy bizonyos irányba elmozdul, ahogy elindulunk a szkennelési origótól, majd megfordul és visszatér a referencia ponthoz. Ha pont ott mérünk, ahol keresztezi a referencia pontot, akkor hamisan nulla deviációt fogunk mérni.**

A fogankénti kétpontos mérés segítségével az is kiderült, hogy a két pont (orális és vestibularis) torzulása egyes fognál nem egyformán alakul ki. Ez azt jelenti, hogy **az intraorális szkene fogív elcsavarodás is kialakulhat.** Ez a jelenség elsősorban az elülső fogaknál figyelhető meg, ahol a két mérési pont (incisalis és palatinális) között jelentős mélységkülönbség van. Ezen fogak occlusiós felületének hiánya, valamint az occlusiós kép részletzegényisége hozzájárulhat a nagyobb deviációhoz.

7.5.3 Szkennelési mintázat hatása a valódiságra

A torzulás kinetikai (fogív mentén történő változás) elemzése arra is rávilágított, hogy a szkennelési mintázat jelentősen befolyásolja a valódiságot. Összességében a nyeregtechnika (D-mintázat) eredményezte a legalacsonyabb eltérést, ami a Planscan gyár által javasolt stratégiája. A különbség azonban nem volt nyilvánvaló az első szextánsnál (3-4 fognál), ami a molárisok széles és részletgazdag occlusalis felülete miatti pontosabb szkene és összefűzésére utal. Ugyanakkor, a saját vizsgálatunkban a konvencionális metodika (felületi deviáció - teljes felület illesztés után) nem adott szignifikáns különbséget a szkennelési mintázatok között. Ehhez hasonlóan, másoknak sem sikerült kimutatni szignifikáns különbséget a konvencionális módszerrel a mintázatok között, a Trios, a True Definition (3M Espe, U.S.) és az Omnicam esetén, csak az iTero-nál [136]. Egy későbbi, szoftver és hardver frissített vizsgálatban az Emerald, a Trios3, és az iTero Element-nél nem, de az Omnicamnél szignifikáns változást okozott a mintázat [223]. Ugyancsak nem találtak különbséget az Emerald esetén a lineáris és a nyeregtechnika között [343].

Korai vizsgálatok **a gyártó által javasolt mintázat követését ajánlották, hiszen az hozta létre a legnagyobb pontosságot** [131, 135, 136]. Ezt jól példázza, hogy a Trios Pod szkennelése esetén a lineáris mintázat adta a legnagyobb pontosságot, szemben a nyeregtechnikával [135], ami viszont a Planscannél volt a legjobb. A Trios konfokális, a Planscan triangulációs technikát használt. Ugyanakkor, a szintén konfokális technikát használó iTero esetén a nyereg mintázat, míg a triangulációs technikát használó Omnicamnél a lineáris kvadráns (a két oldalt két lépésben készíti el) mintázat vált be, szemben a lineárisal [136]. Ezzel szemben, mások azt találták [344], hogy a Trios3 és a Mediti500 (triangulációs technika) lineáris szkennelésnél jobb valódiságot produkál, mint nyeregtechnikánál, de az ismételtetés nem különbözött.

A nem konzekvens eredmények arra utalnak, hogy a különböző szkenneléshez használt modell típusok, az eltérő hardver és szoftver frissítés, a kissé eltérő stratégiák és **teljes felületi illesztéssel és méréssel dolgozó (az összefűzési hibára kevésbé érzékeny) módszerek elfedik a szkennelési mintázat okozta különbségeket.** A vizsgálatainkhoz hasonló módszert alkalmaztak Son és mtsai [345]. Bár identikus pontokat nem definiáltak, de deviációkat

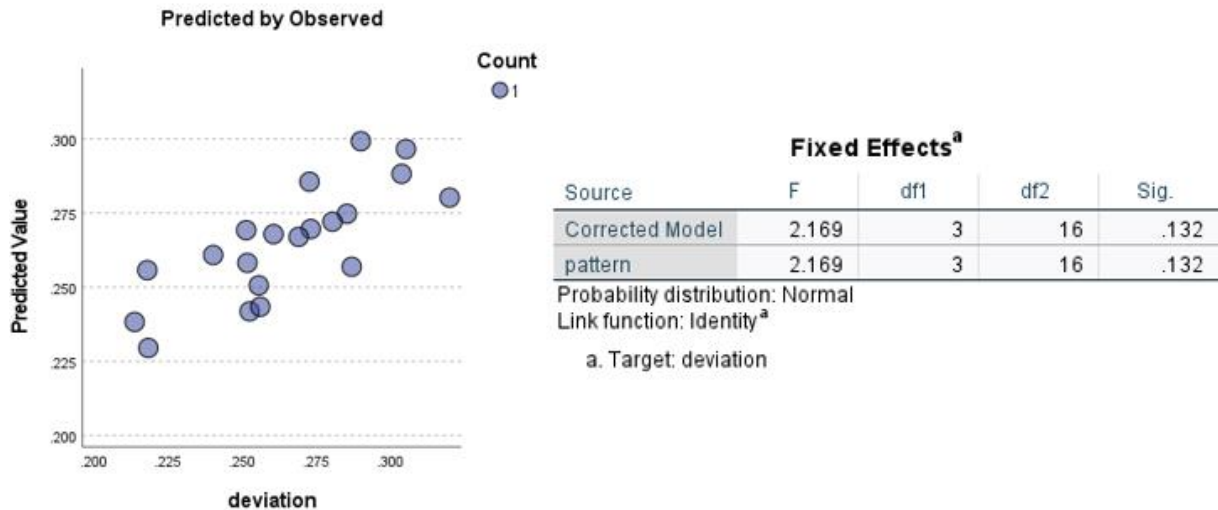
foganként mérték és az illesztést a szkenn origóban (második moláris) végezték. Mind a hat IOS (Trios2, Trios3, CS3500, CS3600, Mediti500, Primescan) esetén konzekvensen azt kapták, hogy a teljesen lineáris szkennelési mintázat szignifikánsan jobb, mint amikor a fogív 2/3-ig (második moláristól az ellenoldali szemfogig) lineárisan beszkennelejük, majd folytatjuk a túl oldali szextánsban. A vizsgált szkennerek között voltak hardver frissített párok és eltérő optikai technikát alkalmazók. Son és mtsai [345] vizsgálatai is megerősítik, hogy az origóban történő illesztés alkalmasabb az összefűzési hiba kimutatására. **A kinetikai elemzés segíthet tudatosan kialakított szkennelési mintázatok meghatározásában, amelyek illeszkednek az adott IOS szoftveréhez és hardveréhez.**

7.5.4 A fogankénti mérés hatása a statisztikai modell jóságára

Vizsgálatunk egyik célkitűzése volt, hogy a szkennelési mintázat hatását kimutassuk a szkenn torzulásra. A **konvencionális - teljes felületi összehasonlítás -, módszerrel nem sikerült szignifikáns különbséget kimutatni, viszont a fogankénti (kinetikus) identikus pont méréssel igen.**

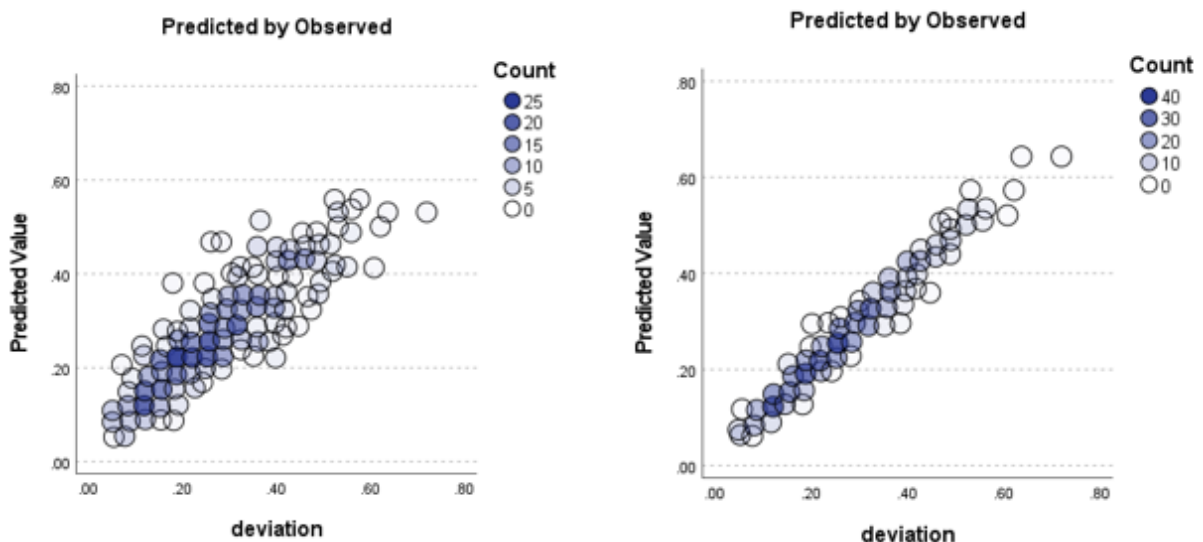
A szkenn torzulás eredményeit a generalizált linear mixed modellel értékeltük statisztikai szempontból. Jelen esetben a 'szkennelési mintázat' volt a modellben az egyik fix (angolul: 'fixed') faktor. Az összefűzési hibát a fogankénti méréssel és a szkennelési origó figyelembe vételével tudtuk a statisztikai modellbe beépíteni. **A linear mixed modell akkor működik jól (jól illeszkedik a modell), ha modellel megbecsült (angolul 'estimated' vagy 'predicted') és az eredeti megfigyelt (angolul 'observed') értékek között jó korreláció van.** A modell annál jobban közelít a valósághoz, minél több a befolyásoló tényezőt mérünk és beépítünk. Ha az összefűzésnek nincs számottevő szerepe a valódiságban vagy az ismételhetőségben, akkor a 'fog' faktor beépítése a modellben nem javítja annak jóságát. A hagyományos felület-teljes módszernél nincs mért információnk a kinetikáról, ezért nem is tudjuk beépíteni a modellbe a fogankénti deviációkat. A jóságot (jó illeszkedést) lemérhetjük, ha ábrázoljuk a modell által becsült „predicted” értékeket az eredeti megfigyelt „observed” értékek függvényében (7-4. ábra, 7-5. ábra és 7-6. ábra).

Ha teljes felületen illesztjük a teszt szkent a referencia szkennre és teljes felületen mérünk (felület-teljes módszer) akkor a 'fog' faktor hiányában a modell nagyon rosszul illeszthető (7-4. ábra). A rossz modell gyenge statisztikai power-t eredményez és így a 'szkennelési mintázat' nem lesz statisztikailag szignifikáns.



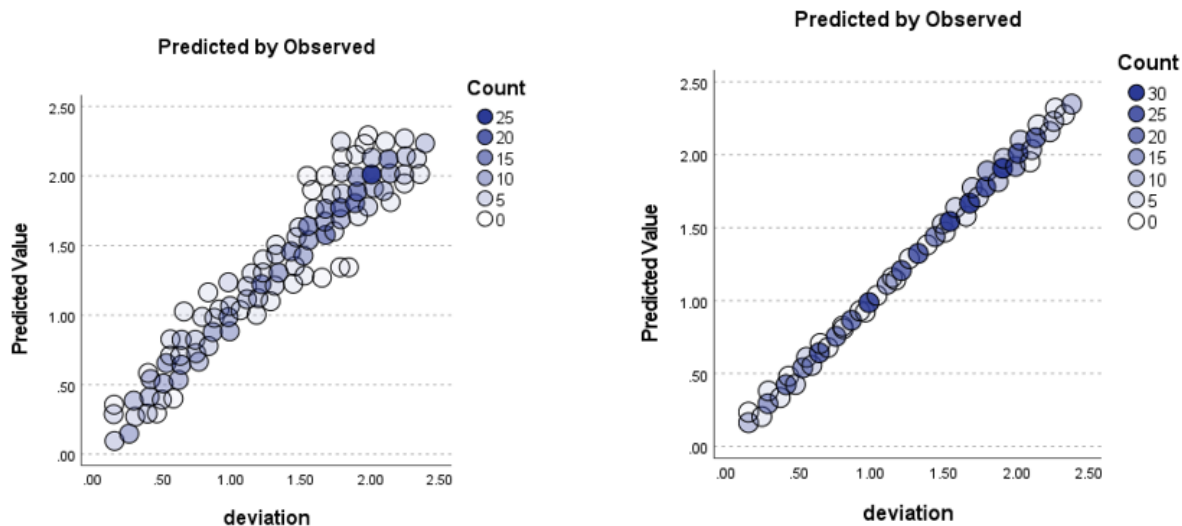
7-4. ábra: A generalizált linear mixed modell becsült (y-tengely: 'predicted value') és a megfigyelt (x-tengely: 'deviation') függő változó korrelációja (bal kép) felület-teljes módszer esetén. Az ANOVA tábla (jobb kép) szerint a mintázat ('pattern') fix faktor nem szignifikáns.

Ha teljes felületen illesztjük a teszt szkent a referencia szkentre, de kiterjesztjük méréseinket minden fogra (identikus-teljes módszer) akkor a 'fog' faktort be tudjuk illeszteni a modellbe, mint fix és random faktor is. A **modell illeszkedése jelentősen javul** (7-5. ábra) és a 'fog*mintázat' interakció szignifikánssá válása ($p < 0,001$) jelzi, hogy mintázatnak mégis van szerepe. Ha random faktorként is szerepel a modellben a 'fog', akkor még jobban javul a modell, jelezve, hogy a fogív mentén kialakuló torzulás kinetikája változik az egyes ismételt szkennelések között. Azaz **az ismételhetőségre, precizitásra is hatással van az összefűzési hiba.**



7-5. ábra: A generalizált linear mixed modell becsült (y-tengely: 'predicted value') és a megfigyelt (x-tengely: 'deviation') függő változó korrelációja identikus-teljes módszer esetén. A bal oldalon a 'fog' csak fix faktorként, míg a jobb oldalon fix és random faktorként is szerepel a modellben.

Ha az origónál illesztjük a két szkennt egymásra (identikus-origó módszer) akkor a modell illeszkedése tovább javul, szinte már tökéletes lesz (7-6. ábra). A modell jósága jól mutatja, hogy az összefüzési mechanizmus **jelentős szerepet játszik az IOS-ok torzulásában**.



7-6. ábra: A generalizált linear mixed modell becsült (y-tengely: 'predicted value') és a megfigyelt (x-tengely: 'deviation') függő változó korrelációja identikus-origó módszer esetén. A bal oldalon a 'fog' csak fix faktorként, a jobb oldalon fix és random faktorként is szerepel a modellben.

7.6 Két intraorális szkener technológia és az indirekt digitalizálás valóságának összehasonlítása identikus-origó módszerrel

7.6.1 Technológia hatása a 3D deviációra

Eredményeink szerint **az indirekt digitalizálás jobb eredményt adott teljes fogíven, mint bármelyik vizsgált IOS rendszer, függetlenül az optikai technológiától** (aktív trianguláció strukturált mintázattal vagy konfokális).

Az új mérési módszer miatt csak korlátozottan tudjuk összevetni eredményeinket mások vizsgálatával. Ezért olyan módszereket kerestünk az irodalomban, ami a szkennelés origóját és annak végpontját figyelembe veszi. Az egyszerűség kedvéért készítettünk egy új táblázatot mások eredményeivel, amik így összevethetők a szkennelés végpontjában mért értékeinkkel (7-1. táblázat). A saját eredményeink végpont értékeit az 6-12. táblázatból is bemásoltuk.

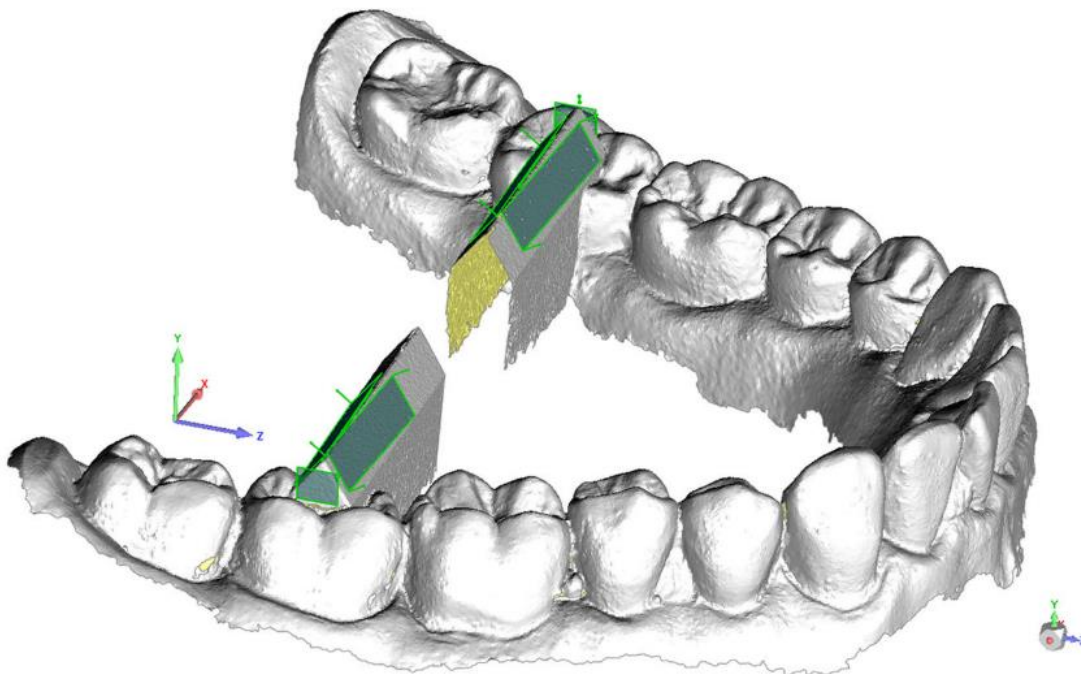
7-1. táblázat Az origóban történő illesztéssel dolgozó munkák összehasonlítása

| szkenner | mérés helye | Vág és mtsai 2020. (6.6 eredmények) | Guth és mtsai 2016. [325] | Keul és Guth 2020. [164] | Park és mtsai 2019. [261] | Son és mtsai 2023. [345] |
|--|-------------|--|---------------------------------|--|------------------------------------|-----------------------------------|
| Indirekt digitalizálás (lenyomat + gipsz + labor szkenner) | kezdet* | 24 | | | | |
| | végpont | 89 (VPS) | 173 (poliéter) | <i>in vitro: 257</i> <i>in vivo: 517</i> (VPS) | | |
| lenyomat + labor szkenner | kezdet | | | | | |
| | végpont | | | <i>in vitro: 318</i> <i>in vivo: 413</i> | | |
| labor szkenner | kezdet | | | | 23 (Freedom) | 27 (E1) |
| | végpont | | | | 67 (Freedom) | 66 (E1) |
| True Definition | kezdet | | | | | |
| | végpont | | 211 | | | |
| Element1# | kezdet | 173 | | | | |
| | végpont | 503 | | <i>in vitro: 287</i> <i>in vivo: 305</i> | | |
| Element2 | kezdet | 53 | | | | |
| | végpont | 320 | | | | |
| Trios2 | kezdet | | | | 34 | 35 |
| | végpont | | | | 532 | 547 |
| Trios3 | kezdet | 37 | | | 21 | 21 |
| | végpont | 237 | | | 227 | 215 |
| Planscan | kezdet | 155 | | | | |
| | végpont | 1 705 | | | | |
| Emerald | kezdet | 74 | | | | |
| | végpont | 479 | | | | |
| Omniscam | kezdet | 23 | | | | |
| | végpont | 409 | | | | |
| CS3500 | kezdet | | | | 36 | 37 |
| | végpont | | | | 303 | 311 |
| CS3600 | kezdet | 91 | | | 20 | 20 |
| | végpont | 534 | | | 205 | 202 |
| Mediti500 | kezdet | | | | | 21 |
| | végpont | | | | | 212 |
| Primescan | kezdet | | | | | 19 |
| | végpont | | | | | 97 |

*origó utáni első fog

A saját vizsgálatainkkal összehasonlítható méréseket piros betűszínnel jelöltük.

Hasonlóan a mi módszerünkhöz, identikus pontok 3D deviációját mérték Guth és mtsai 2016-ban [346] és Keul és Guth 2020-ban [170] a teljes fogív szkennelés végpontjánál (második moláris) [170, 346]. Egy standard geometria testet illesztettek a fogív két végpontja (második molárisok) közé ismert hosszal (referencia modellen megmért) (7-7. ábra).



7-7. ábra: Keul és Guth [170, 346] a két második moláris közé rombusz testet illesztettek. Az idom occlusalis éle és a lezáró sík (zöld sagittális téglalap az idom kétvégén) metszéspontján jelöltek ki egy mérőpontot a test szkenen. Az idom occlusalis élének hossza pontosan meg lett határozva egy referencia szkennelvel. A bal oldali téglalapot az idom hosszának megfelelően párhuzamosan a jobb oldali kvadráns irányába. A jobb oldali eredeti illesztett és a balról át „tolt” téglalap között 3D távolság elmozdulását mérték le.

A teszt szkent ezzel a geometriai testtel készítették el. A teszt szkenen a geometria test bal és jobb oldali végpontjára síkot illesztettek. Majd a bal oldali síkot párhuzamosan eltolták a test ismert hosszával. Az eltoltsík és a jobb oldali sík között lemérték a 3D elmozdulást. Ezzel tulajdonképpen a szkennelési origó és fogív vége között létrejövő deviációt mérték. Ez megfelel a vizsgálatainkban az 6-12. táblázatban megadott paramétereknek.

A Guth és mtsai 2016-ban történt vizsgálatukban [346] az *in vitro* műanyag modell indirekt módszerrel (poliéter lenyomat és laborszkenner) történő digitalizálásának valósága valamelyest volt jobb ($173\mu\text{m}$), mint True Definition IOS-sal ($211\mu\text{m}$). Ugyancsak Keul és Guth 2020-ban végzett vizsgálatában [170], a szkennelés végpontjánál mért 3D deviációban nem találtak szignifikáns különbséget az iTero Element IOS-sal történő szkennelés, és az indirekt módszer (VPS lenyomat + gipsz modell + D810 3Shape, laborszkenner) között, sem *in vitro* ($287\mu\text{m}$ vs. $257\mu\text{m}$), sem *in vivo* ($305\mu\text{m}$ vs. $517\mu\text{m}$).

A mi vizsgálatunkban, a szkenneléstől legtávolabbi fognál az identikus pontok deviációja (7-1. táblázat) iTero Element1 esetén $503\mu\text{m}$ volt, ami 1,8-szor nagyobb, mint amit Keul és mtsai mértek 2020-ban. A nagyobb érték adódhat, hogy mi kadáver mintát használtunk, de

ennek ellentmond, hogy 2020-as vizsgálatban a geometria testet szájba illesztették és úgy is elvégezték a méréseket. Ez az *in vivo* érték is kisebb volt (305 μ m) a miénknél. Szóba jöhet még az eltérő szoftver verzió is. Valószínűleg a módszerek közötti különbség a fő ok. A mi identikus-origó módszerünknel az identikus mérőpontokat foganként történő best-fit illesztéssel végeztük, aminek a pontatlansága hozzáadódhat a végeredményhez. Ezt támasztja alá, hogy a mi módszerünknel az indirekt módszernél is kaptunk egy enyhe fogív vége felé emelkedő deviációt. Viszont ennek ellentmond, hogy az indirekt digitalizálással, mi jóval kisebb értéket kaptunk az ellenoldalon (89 μ m), mint Guth és Keul (*in vitro*: 257 μ m és *in vivo*: 517 μ m). Tekintettel arra, hogy 2020-ban hasonló lenyomat anyagot (VPS) és laborszkenneret használtak, mint mi, az *in vitro* észlelt jelentős különbség nehezen magyarázható. Enyhe különbség, hogy mi kétfázisú egy lépéses, ők mono-fázisos VPS-t lenyomat anyagot használtak. Az eltérésben a laborszkenner eltérő beállítása vagy a gipszelés hibája is szerepet játszhatott.

Park és mtsai [261] és Son és mtsai [345] ugyancsak figyelembe vették a szkennelési origót és foganként végeztek illesztést és valódiság mérést. Bár ők nem a teljes indirekt digitalizálási folyamatot, hanem csak a minta közvetlen labor szkennelését végezték el hasonló valódiságot kaptak. Ez arra utal, hogy a lenyomat és gipsz kiöntésnek kisebb a jelentősége. Ugyanakkor a CS3600 IOS-nál kevesebb, mint fele akkora végpont deviációt mértek (205 és 202 μ m), mint mi (534 μ m). Ennek egyik oka, hogy mi felület-összehasonlítás helyett az identikus pontmódszert alkalmaztunk. A Trios3 IOS esetén viszont hasonló eredményt kaptunk. A Son és mtsai [345] munkája és a miénk között 3 év telt el így feltehetően egy jelentősen javított szoftver verzióval dolgoztak. Ugyanakkor a Park és mtsai [261] 2019-ben publikáltak, tehát korábban, mint mi. Így megint csak a referencia modell anyagában keresendő a különbség. A két vizsgálat gipszet használt, szemben az általunk használt kadáverrel. A kadáveren természetes fogszövetek (dentin, zománc), kompozit és amalgám tömések voltak. Az eltérő felületi reflexió befolyásolja a valódiságot, ahogy azt mi (lásd 5.7 alfejezet) és mások [196, 228, 229, 231] is kimutatták. Erre utal, hogy egy másik vizsgálatban [228], CS3600-nál egyértelmű szignifikáns különbséget találtak a fenti anyag felületek szkeneinek valódiságában. Továbbá, a nagy áttetszőségű szubsztrátum csoport esetében a Trios3 szignifikánsan nagyobb valódiságot mutatott a CS3600-hoz képest [347].

Azok a vizsgálatok, ahol nem vették figyelembe a szkennelési origót [199] a teljes fogív indirekt digitalizálása esetén (VPS lenyomat + gipsz modell + inEos X5; Dentsply Sirona laborszkenner) szignifikánsan jobb valódiságot (16 μ m) kaptak, mint bármelyik vizsgált IOS; Trios3 (49 μ m), CS3600 (58 μ m), Mediti500 (89 μ m), iTero Element2 (63 μ m), Omnicam (48 μ m) és Primescan (32 μ m). Ugyanakkor ezek az IOS értékek jóval alacsonyabbak, mint a mi eredményeink, feltehetően azért, mert a konvencionális felület illesztési és összehasonlítási módszer használták. 2D távolság méréssel is [166] az indirekt digitalizálás adta a legjobb valódiságot (15 μ m), ezt követte a True Definition (23 μ m), a Trios (37 μ m), a CEREC Omnicam (214 μ m).

Összefoglalva, úgy tűnik, hogy **a pár évvel ezelőtt piacra került IOS-okkal (hardver és szoftver verzió) még csak közelíteni tudtuk, de megelőzni nem, az indirekt digitalizálás valódiságát, teljes fogív esetén.**

7.6.2 Tengelyenkénti deviáció értékelése

Az új módszerrel három különböző tengely mentén külön-külön is elvégezhető a mérés az anatómai – fogászati - síkok szerint (occlusalis, sagittalis és transversalis). A szkenekeket occlusalisan kezdtük el, aminek eredményeként a z-tengely az occlusalis felület és a szkener közötti távolságot mutatja. A z-tengely mentén mért eltérés volt a legnagyobb, hasonlóan az előzőekben ismertetett saját (6.5.2 eredmények alfejezet) és mások korábbi vizsgálatához [346]. Ez jól mutatja, hogy **technikailag a legnehezebb lépés a mélység meghatározása**, amely megkülönbözteti a 3D szkennert a 2D kamerától.

A vizsgált IOS-ek különböző optikai mechanizmusokat használnak a mélységi információk meghatározására [117, 130, 348]. A Trios3, az iTero Element1 és az Element2 konfokális technológiát használ, míg a Planscan, Emerald, Omnicam és CS3600 strukturált fény mintázatot vetít a felületre és triangulációs technikával méri a mélységet (aktív trianguláció). **A két technológia között nem volt jelentős különbség** a mélység meghatározásban, főleg ha a régi (2009-es) fejlesztésű Planscant kihagytuk az összehasonlításból.

Egy korábbi vizsgálatban [195] az általunk felhasznált eredeti adatokat felület-összehasonlítási módszerrel elemezték (hasonlóan, mint a 5.5 vizsgálat felület-teljes módszerében), de nem mutattak ki statisztikai különbséget a szkennerek között a teljes fogíves képalkotás valódisága és az ismételhetőség tekintetében, kivéve a Planscant, amely szignifikánsan nagyobb eltérést mutatott. A szerzők arra a következtetésre jutottak, hogy nagyobb mintaszámra lehet szükség a statisztikai különbségek feltárásához. Ugyanakkor ugyanazon nyers adatok identikus-origó módszerrel történt ismételt kiértékelése statisztikailag szignifikáns különbségeket talált a legtöbb IOS között a valódiságban. A 7.5.4 fejezetben látható, hogy az origó figyelembevétele és a fogankénti mérés nagyságrendekkel növeli a szkener torzulását leíró modellek jóságát. **Egy jobb modell, nagyobb hatékonysággal (statisztikai power), jobban tudja kimutatni az eltéréseket is.**

A nagyobb statisztika power egyre fontosabb, hiszen az IOS-ok újabb generációi egyre pontosabbak. Ebben a vizsgálatban az ugyanazon gyártótól származó újabb verziók jobb valódiságot produkáltak (Element1 vs. Element2 és Planscan vs. Emerald), hasonlóan más tanulmányokhoz [199, 261]. A hardverfejlesztésen kívül a gyártók jelentős erőket összpontosítanak a szoftveres oldalra is, hogy ezen keresztül folyamatosan javítsák az IOS pontosságát (mind a valódiságot, mind az ismételhetőséget), amit a verziófrissítés után a fogorvosok is tapasztalnak [216]. A saját 6.7 vizsgálati eredményeink is ezt igazolják. **Ezért a pontossági vizsgálatokat időről időre újra kell értékelni.**

7.6.3 A IOS pontosságot vizsgáló eljárások limitációja

Függetlenül attól, hogy lineáris távolság mérést, teljes felületi illesztést vagy identikus-origó módszer használunk vannak limitációk. Egyszerre vizsgáljuk a valódiságot és az ismételhetőséget, ami összefüggésben van a valódiság szórásával. Általában nagyobb szóráshoz, rosszabb valódiság tartozik [195, 199, 236], statisztikában ezt heteroszkedasztikusságnak hívják. Ennek hátrányos következménye, hogy **a nagy szórás (alacsony ismételhetőség) miatt, akár egész nagy valódiság különbség két szkener között nem lesz statisztikailag szignifikáns**. A legjobb példa, hogy a CS3600 és az indirekt digitalizálás közötti különbség nem volt szignifikáns a saját vizsgálatainkban, ami tévesen azt

a konklúziót hozza, hogy a CS3600 nem rosszabb az indirekt módszernél teljes fogív esetén. Miközben a sokkal jobban teljesítő (alacsony valódiság és ismételhetőség) IOS-ok, pedig rosszabbak.

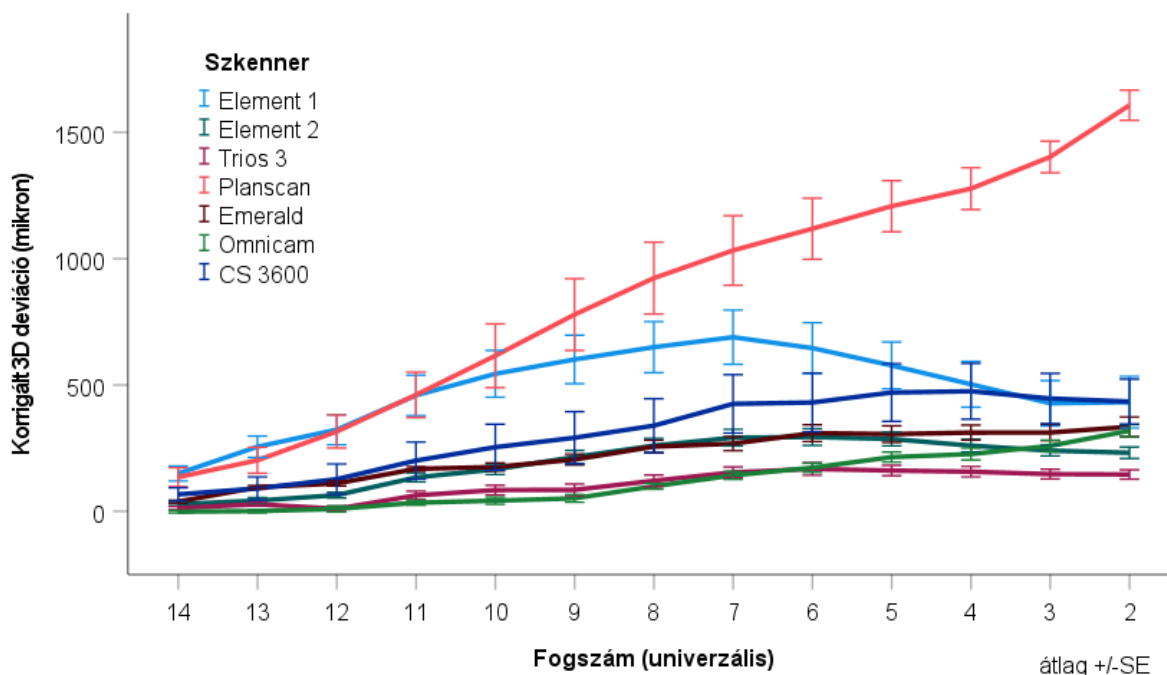
Az ismételhetőség klinikai jelentősége, hogy a restaurációnak minden esetben illeszkednie kell és általában csak egy szkent készítünk és küldünk a fogtechnikai laborba. A szkent megtekintve általában nem lehet felfedezni szabad szemmel a kinetikus torzulást.

Vizsgálatunk egyik jelentőségét az adja, hogy kadáveren történtek. A valódiság értékének kiértékelése *in vivo* nem lehetséges, mivel a referenciamodellt csak extraorális módszerekkel, nagy pontosságú ipari szkenneléssel lehet létrehozni. Ezek az eszközök viszont nem látnak be és nem helyezhetők a szájüregbe. Ezért a valódisági értékeket általában *in vitro*, gyártott fizikai mintákon értékelik [199, 261, 349-351]. Ugyanakkor az 6.7 vizsgálatunk szerint a szkennelt anyag felület optikai tulajdonságai is befolyásolják a pontosságot. Ezért **a természetes szöveteket tartalmazó kadáver minta közelebb áll a klinikai környezethez**. Ugyanakkor limitáció, hogy kadáver esetén a páciens nem mozog, a szájüreg nem korlátozza a szkennelést, eltérő a páratartalom és nincs a felületen nyál. Mesterséges nyál alkalmazása a modell felületén rontja a valódiságot [352], valószínűleg a felszínen képződött buborékok miatt.

7.6.4 Az origóba történő illesztés kritikája a fizikai lenyomattal mért adatok függvényében

Hasonlóan Keul és Ruth rombuszteszt vizsgálatához [170, 346], Park és mtsai [261] és Son és mtsai [345] fogas modellen a deviáció emelkedését - az elméleti szkennelési origótól (bal második felső moláris) a szkennelés végéig (ellenoldali moláris) - indirekt digitalizálás esetén is megfigyelték, bár ez kisebb volt, mint IOS esetében. Ez arra utal, hogy az **origóban történő illesztés pontatlanságából is kialakul egy emelkedő kinetika**.

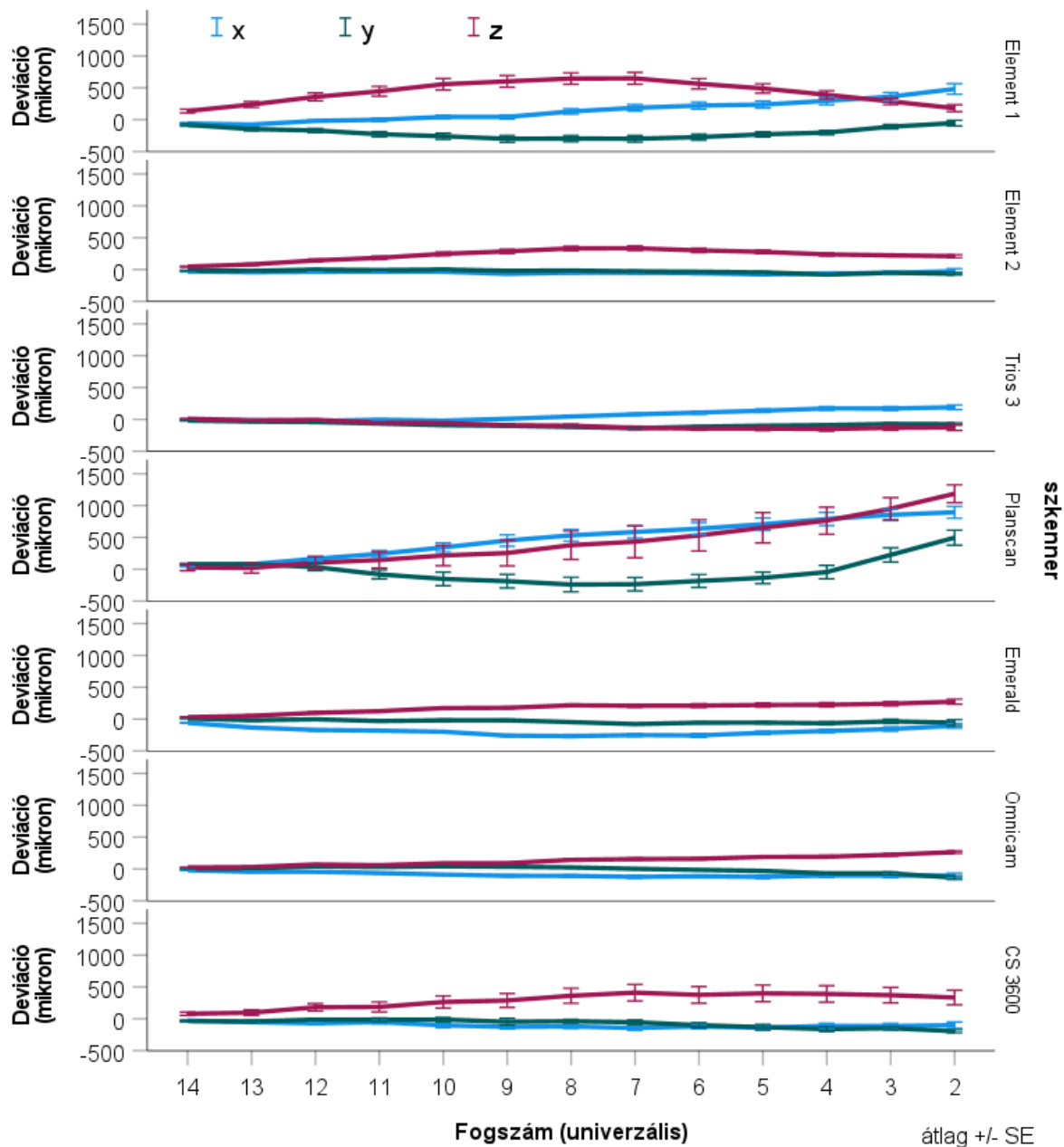
A labor szkennelésnél nincs lineáris összefüzési probléma, hiszen az egész modell belefér a látótérbe. Ezért a labor szkennelésnél is megfigyelhető deviáció emelkedést a fogív vége felé magyarázhatja az origó illesztés. Egy fog méretű szkennelési felület kevesebb képpontot foglal magában; ezért az egy fognál végzett 'local-best-fit' illesztési algoritmus kisebb pontossággal rendelkezik a teljes fogív illesztéshez képest. Ha itt kialakul egy deviációs irány, akkor az a mintegy 11-13cm hosszú fogív vége felé sokkal nagyobb lesz, tulajdonképpen műtermék. A növekedés azonban nem volt lineáris és volt olyan szakasz, ahol nem is növekedett. Ami arra utal, hogy az összefüzési hiba és az illesztési műtermék együttesen hozza létre a kinetikát. Kérdés, hogy ezt szét lehet-e bontani komponensekre. Ezért doktori értekezésben, a szemléltetés kedvéért, levontuk az indirekt digitalizálásnál kapott deviációkat az IOS értékekből, hogy egy úgy nevezett korrigált deviációt kapjunk. A következő két ábrán láthatjuk a 3D és a tengelyenként mért vektoriális deviációt korrigálás után. **Az IOS-ok korrigált identikus pontok 3D deviációja (7-8. ábra) lényegesen nem tér el a korrigálatlan eredményektől (6-18. ábra)**. Az IOS-oknál továbbra is megfigyelhető a nem lineáris emelkedés végpont fele.



7-8. ábra: Az IOS-ok **korrigált 3D** deviáció kinetikája a szkennelési origótól a fogív végéig. Az IOS szkennelés deviációjából levontuk az indirekt digitalizálásánál mértet.

A 3 tengelyen külön-külön mért korrigált deviációkból (7-9. ábra) látszik, hogy továbbra is a **z-tengelyen mérhető a legnagyobb deviáció.**

A jelen eredmény megerősíti, hogy a fogív végére felhalmozódó deviáció nagyrészt nem műtermék, hanem az IOS összefűző mechanizmus okozza. Valószínűleg ez a probléma a fő oka annak, hogy a fizikai rugalmas lenyomatok 2019-ben, amikor a szkennelés készült, nagyobb valószínűséggel rendelkeznek teljes fogívek esetén, mint a közvetlen intraorális szkennelés [166, 199, 353, 354]. Fontos megállapítani, hogy a deviáció egy adott fognál sokkal nagyobb lehet, mint az átlagos teljes fogíveltérés. Ezért a **kinetikus elemzés jobban közelít a klinikai problémához. Egy fogmú élettartalmát nem az átlagos, hanem a legnagyobb pontatlanság fogja meghatározni.**



7-9. ábra: Az IOS-ok tengelyenként mért **korrigált** vektoriális deviációjának összehasonlítása a szkennelési origótól a fogív végéig. Az IOS szkennelési deviációjából levontuk az indirekt digitalizálásánál mértet. Az x-tengelyen történő elmozdulás a bal-jobb (bucco-lingualis) irányú deviációt jelzi az occlusalis síkon, a pozitív szám a jobbra (lingualis) történő elmozdulás. Az y-tengely az occlusalis síkon mesio-distalis (dorso-ventralis) irányú deviációt jelzi, a pozitív szám a distalis (dorsalis) deviációt jelzi. A z-tengelyen mért deviáció a sagittalis síkon az apico-coronalis irányú elmozdulást jelzi, ahol a pozitív szám a coronalis irányba (a szkennelési fej felé) történő deviációra vonatkozik

7.7 A szoftver- és hardverfrissítések hatása az intraorális szkennerek valódiságára és ismételhetőségére eltérő reflektáló felületeken vizsgálva

7.7.1 A szoftver frissítés hatása a pontosságra

Eredményeink szerint **a szoftver frissítés megváltoztatja a legtöbb szkennerek valódiságát és ismételhetőségét, még akkor is, ha a szkennerek hardverében nem volt változás.** Az Emerald, az EmeraldS, a Mediti500, az Omnicam és a Trios3 szignifikánsan javult a valódiság és az ismételhetőség tekintetében legalább egy vizsgált anyagcsoportban. Az egyetlen kivétel ez alól a Primescan volt, aminél egyik vizsgált anyagcsoportban sem jött létre változás. Ugyanakkor a Primescan rendszer pontossága magasan a legjobb volt, és sokkal kevesebb lefagyás, megállás volt szkennelés közben, összehasonlítva a többi szkennerekkel. Egyes szkennereknél azonban enyhe csökkenést figyeltünk meg a pontosságban (Mediti500, Emerald, Element2), egyes anyagcsoportokban. Ez azt jelzi, hogy a szkennerek pontosságában bekövetkezett változások nem mindig pozitívak a szoftverfrissítéseket követően. A mérnököknek számos változót kell figyelembe venni egy új szoftveralgoritmus fejlesztésénél, mint például a számos, szájon előforduló anyagfelület (optikai tulajdonságok), a teljes fogív felépítés, a felületi összefüggési hiba, a szkennelési mintázat, a nyál, a páratartalom, a fókusztávolság és a megvilágítás [355, 356].

Egy korábbi vizsgálat [357] a szoftverfrissítés hatását mérte az Omnicam által készített teljes fogív szkennelés pontosságára, ahol a modell fogfelszínei földpát kerámiából készültek. Az 5.0.0-s szoftververziójú Omnicam jobbnak bizonyult, mint a 4.6.1-es verziója a teljes fogív (49,7 μ m vs. 87,3 μ m), hasonlóan a mi eredményünkhöz (v5.1, 36 μ m vs. v4.6.1, 59 μ m). Az Omnicam esetében, egyetlen fogon végzett szkennelés pontosságát is javította a szoftververzió 4.4.0-ról 4.4.4-re való frissítése [216]. Az Omnicamhoz hasonlóan szoftver frissítés után az EmeraldS teljes fogív valódisága 40 μ m-ről (6.0-s verzió) 22 μ m-re (6.2.1-es verzió) javult, így a ranglistán a középső helyről az egyik legpontosabb szkennerré vált. Mindkét rendszer aktív háromszögelési technikát használ, amely nagymértékben támaszkodik a szoftveralgoritmusokra, a mélység meghatározásához [358].

7.7.2 Szkennerek összehasonlítása frissített szoftver verzióval

Összességében az első négy helyen lévő szkennerek között vagy nem volt különbség a pontosságban egyik anyagcsoport esetén sem, vagy elhanyagolható volt az eltérés. A Trios3, a Primescan és az EmeraldS mindig az első négy között szerepelt. A Trios rendszereket és a Primescant a legpontosabbak köze sorolták korábbi vizsgálatok is [359, 360]. Jelen vizsgálatunkig az EmeraldS-ről, amely rendkívül jól teljesített ebben a tanulmányban, nem áll rendelkezésre irodalmi adat a pontosságáról. **A 2020-as évek generációinak pontossága egymáshoz nagyon közel volt, ami biztosítja a klinikusok számára, hogy ma már pontos IOS-t válasszanak.**

Az ötödik helyezést egyfajta középút volt a legjobb öt és a legrosszabb kettő között. Ez a pozíció az Element2 és a Mediti500 között oszlott meg anyagcsoporttól függően. Hasonlóan egy másik vizsgálatban is [361], ez a két szkennerek a modern szkennerek középmezőnyében volt található.

A frissített szoftververziókkal az Omnicam és az Emerald minden anyagkategóriában gyengébben teljesített a valódiság és az ismételhetőség tekintetében. Ez összhangban van más

publikációkkal, amelyek szerint az Omnicam és az Emerald nem a legpontosabb szkennerek a piacon [362-364]. Fontos hangsúlyozni, hogy az Emerald-nak és az Omnicamnek is a gyártójánál már újabb hardver verziók érhetőek el, mégpedig az általunk is vizsgált EmeraldS és Primescan.

Sok gyártó olyan gipszmodellek segítségével teszteli a szkennereket, amelyek nem tükrözik pontosan a szkennelési körülményeket a szájúregben [230]. A valóságosabb, a szájúregben gyakran előforduló anyagokat tartalmazó modell alkalmazása célozottabb kutatást és fejlesztést tesz lehetővé, és ideális esetben jobb és konzisztensebb terméket eredményezhet a végfelhasználó számára. **Ideális lenne, ha a gyártók ehhez hasonló szabványosított modellt használnának.**

7.7.3 Limitációk a vizsgálatban

Vizsgálatunknak számos korlátja volt. Minden szkennertípusból egy egyedi egységet teszteltünk, és ez az egység az adott típusú összes szkennerre nézve reprezentatívnak tekinthető. A gyártás során fellépő hibák miatt az egyik egység pontosabb vagy kevésbé pontosabb, mint a másik. Fontos megemlíteni, hogy a Mediti500 és Planmeca Emerald szkennernél eleinte felléptek problémák: a frissített szoftverrel lényegesen kevésbé pontosak voltak, mint a korábbi verzióknál. A gyártókkal folytatott konzultációt követően megállapították, hogy valójában hibás volt a hardver. A Planmeca egy új egységet biztosított, amely végül az itt ismertetett eredményeket produkálta. A Mediti500 több különböző egységet küldött. Az iTero Element2 szoftvere állítólag több frissítésen esett át mielőtt vizsgálatunkat elkezdtük. Ez lehet a felelős azért, hogy a korábbi és a frissített szoftververziók között viszonylag kevés változás történt a pontosságban a többi tesztelt frissített szkennerekhez képest. **Több azonos típusú szkennertesztelése segíthet a lehetséges gyártási eltérések ellenőrzésében.**

A szkennelést a gyártó által meghatározott szkennelési mintázat alapján végeztük, de az emberi hiba és a kutatói fáradtság nem zárható ki teljesen egy ilyen vizsgálatból. A jövőbeni tanulmányok használhatnának robotizált szkennelő kart a szkennelési mintázat változékonyságának kiküszöbölésére, és hogy biztosítsák, minden szkennelés azonos módon történjen. Ezenkívül a Geomagic Control X-ben használt szkennelési ICP módszere torzíthatja a különböző anyagoknál elért értékeket. A modelleket az összes beszkenelt fog adatai alapján illesztettük. Miközben a teljes fogív szkennelése közben keletkezhetnek összefüzési hibák [121, 261], ahogy azt az 6.5. és az 6.6. vizsgálatunkban leírtuk, és az egyes reflektáló anyagok nagyobb eltérést okozhattak lokálisan, mint mások, ami hirtelen megnöveli az összefüzési hibákat ezen a területen. Ezért nehéz összehasonlítani a különböző anyagokkal, vagy ugyanazon anyagok eltérő lokalizációjával végzett teljes fogíves szkennelést. Ezenkívül, a fogív egy-egy adott régiója eltérően befolyásolja a torzulást [199]; ezért ha egy adott anyag mindig ugyanazon a helyen van, akkor a lokalizáció és a reflexió interakciója jöhet létre.

A jövőbeni érdemes lenne, az egy-egy kiválasztott anyagot rakni az összes fogba egy modellen belül és így számos különböző anyaggal restaurált modellt létrehozni. Az illesztést pedig a szkennelési origóban végezni.

7.8 A felhasználói tapasztalat hatása a valódiságra teljes fogíves, implantátum szkennelés esetén: öt különböző intraorális szkennelőrrel végzett összehasonlítás

7.8.1 Mérési módszerek összehasonlítása

Hasonlóan a fogas mintáknál tapasztaltakhoz (6.5 fejezet), az implantátumos mintán is jelentős különbségek voltak a mért valódiságok között attól függően, milyen illesztést (szuperimpozíciót) alkalmaztunk és hogyan mit mértünk. A legnagyobb deviációt az implantátum platformnál mértük, amikor teljes felületi illesztést végeztünk. Ennek hátterében az állhat, hogy a szkennelés nagy részét a nyálkahártya tölti ki. Ennek felülete részlethiányos és színe is más, mint a fogaké, ezért kisebb pontossággal szkennelhető [195]. Ennél módszernél az illesztést **elsősorban nem a szkennelőkulcsok, hanem a nyálkahártya felület határozza meg, hiszen annak legnagyobb a felülete.** Viszont a best-fit illesztés létrehozásáért felelős ICP algoritmus nem veszi figyelembe, hogy identikus anatómiai képletek állnak-e egymással szemben a két illesztendő szkennelésen. Nyálkahártya felületen nehéz is lenne identikus pontokat találni két szkennelés között. Ezért a sima nyálkahártya felületek „elcsúszhatnak” egymáson, hogy minimalizálják a globális deviációt. Hovatovább egymásba is csúsznak, hiszen nem fizikai modellekről beszélünk. Viszont a szkennelőkulcsokra illesztett cilinderek segítségével, az implantátum platformok közepének pozíciója pontosan meghatározható és mérhető. Így az ún. identikus deviációt fogjuk mérni a referencia és teszt szkennelés egymásnak megfelelő implantátum platform között. A teljes felületi illesztés és a szkennelőkulcs illesztéssel mért implantátum platform deviációk nem korreláltak egymással, tehát a nyálkahártya tényleg eltorzítja a szuperimpozíciót. Ez nagyon hasonló, mint a fogas mintánál, ahol nem korrelált egymással az identikus-origó módszer az identikus-teljes módszerrel. Itt újra szeretném hangsúlyozni, hogy az illesztés területét és módját pontosan definiálni kell minden vizsgálatban. Más különben nem összehasonlíthatók az eredmények.

Az implantátumos mintánál a platform deviáció teljes felületi illesztéssel ($325\mu\text{m}$), ami az identikus-teljes módszerhez hasonló, sokkal nagyobb volt, mint a teljes felületi deviáció teljes felületi illesztéssel ($109\mu\text{m}$). Hasonlóan a fogas állcsonton mért identikus-teljes módszerrel kapott deviáció ($300\mu\text{m}$) sokkal nagyobb volt, mint a felület-teljes módszerrel meghatározott ($209\mu\text{m}$) (6.5.3 fejezet). Ez felhívja a figyelmet arra, hogy az illesztéshez használt felület kiterjesztése indifferens területekre mesterségesen növeli a deviációs értéket. **Fontos mindig mérés előtt eldönteni, hogy milyen fogászati munkafolyamatot szeretnék modellezni.** Ha teljes lemezes fogsort, akkor természetesen a nyálkahártya illesztés egy elkerülhetetlen tényező. De a rögzített implantációs fogpótlásnál a fogtechnikus a szkennelőkulcsok beszkennelet mintájára illeszti rá a szkennelőkulcs gyári CAD tervét. Ez alapján meghatározza az implantátum pozícióját és erre tervezi a fogpótlást. A fogorvos ezt helyezi szájba levő implantátum platformra. Az implantátum platformon történő illeszkedést a nyálkahártya nem határozza meg. A nyálkahártya szkennelés pontatlansága esetén legfeljebb a pilléreket összekötő részen a leplezés ütközhet, de az a váz passzív illeszkedését nem befolyásolja. Hasonlóan a fogaknál a hídpillérek fogják az illeszkedést meghatározni, amit az identikus pontokkal próbáltunk modellezni.

A fogas modellen az identikus-teljes deviáció, a teljes felületi deviációhoz képest 30%-kal volt nagyobb, ellentétben az implantátum platformnál mért háromszoros különbséggel. A különbség magyarázható azzal, hogy a jelen vizsgálatban az illesztést meghatározó kadáver

nyálkahártya, a palatummal együtt, többszöröse annak, mint a fogas, nyálkahártya nélküli, műanyag állcsont 14 fogának felülete. Hovatovább, egy korábbi vizsgálat szerint [195] kadáver maxillán szkennertől függően 2-5-ször rosszabb a palatum valódisága a fogakhoz képest. Ennek oka, hogy a nyálkahártya felület részlet szegény és így az illesztési mechanizmus nehezített. Ezenkívül a nyálkahártya optikai tulajdonságai eltérnek a fogakétól és valószínűleg a gyártók eleinte nem arra a felületre optimalizálták a technikát [195].

7.8.2 A tapasztalat hatása az IOS-ek valódiságára

A tapasztalat valódiságra gyakorolt pozitív hatása nem volt megfigyelhető minden szkennernél és minden illesztési metodikánál. Egyértelmű és konzekvens javulást (átlagosan 200 μ m) csak akkor észleltünk, ha az implantátum platform deviációt teljes felületi illesztéssel mértük. Tekintettel arra, hogy ennél a módszernél a nyálkahártya szkenn pontatlansága volt a meghatározó, logikusnak tűnik, hogy **a tapasztalatlan felhasználó a legrosszabban szkennelhető területen fogja a legtöbb hibát elkövetni**. A szkennelési mintázat betartása segíthet a kezdőknek a pontosság javításában, de azt elsősorban a fogívre optimalizálták [344, 365, 366].

Lava COS használatával [233] eredményeinkhez hasonlóan, fogatlan műanyag mintán a szkennelőkulcsok közötti lineáris deviáció kisebb volt tapasztalat felhasználó esetén. Az iTero és a Trios szkennerek esetén is a tapasztalatlan felhasználó ismételt gyakorlása jelentősen javította a valódiságot (fizikai lenyomathoz hasonlítva), klinikai fogazott minta esetén is [132]. Ugyanakkor, más vizsgálatok nem találtak javulást a tapasztalat hatására gipszmintán történt szkennelés során [132, 142, 239, 240].

A tapasztalatlanság okozata pontatlanság kimutatásának legérzékenyebb módja a platform eltérés, teljes felületi illesztés esetén. De ez a metodika nem követi a valódi, klinikai és laboratóriumi munkafolyamatot. Minden szkennelőkulcs-típusnak standard, de a gyártmányra jellemző formája van. A fogtechnikai tervezőszoftver könyvtárában megtalálható az eredeti szkennelőkulcs CAD fájlja, amit a fogtechnikus ráilleszt a best-fit alignment segítségével az importált szkenn fájlra található szkennelőkulcs másolatra. Majd a szkennelőkulcsra ráilleszti az implantátum analógot, aminek a felületére tervezi meg a fogpótlást. Ezért **a fogpótlás pontosságát kizárólag a szkennelőkulcsok pozíciójának valódisága határozza meg** [232, 367].

A tapasztalat hatásához hasonlóan a szkennerek valódiságának rangsora is mérőműszereknél eltérő volt. A fogpótlás pontosságának szempontjából a legfontosabb mérőműszer a platform lineáris és szögeltérése szkennelőkulcs illesztés után. Ezért ezeknél a paramétereknél érdemes kiemelni a kapott rangsort. Itt **az Element2 és a Mediti500 teljesített a legrosszabbul, ezt követte a két Trios rendszer, a Primescan pedig a legjobban**.

Egy másik vizsgálatban [200], ahol a Primescan, a Mediti500, az iTero Element 5D, és a Trios3 valódiságát mérték szkennelőkulcs illesztésével, a teljes fogívbe behelyezett 6 implantátum esetén. Az egyetlen különbség a mi vizsgálatunkhoz képest az volt, hogy a szkennelőkulcsok felületi deviációját mérték és nem a platform eltérést. A felületi eltérés kisebb volt az iTero Element 5D (31,4 μ m) és a Mediti500 (32,2 μ m) esetében, mint a mi eredményeink, de hasonló volt a Primescan (38,4 μ m) és a Trios3 (36,4 μ m) esetében. Lehetséges, hogy a szerző más szoftververziót használt, ami az eltérések oka lehet, és az iTero Element 5D egy újabb

generáció, mint az Element2. De a különbség legvalószínűbb magyarázat, hogy nem a platform deviációt mérték.

Egy másik vizsgálatban [236] a teljes felületi deviáció a szkennelőkulcs és a fogatlan alveoláris gerinc illesztése után $46\mu\text{m}$ volt a Trios3 esetében, ami alacsonyabb, mint a jelen vizsgálatban a teljes felület illesztés után kapott $102\mu\text{m}$. Ugyanakkor a mi vizsgálatunkban nem csak az alveoláris gerinc, hanem a teljes szájpaddal is az illesztés része volt. Úgy tűnik, hogy **minél több lágyszövet vesz részt a szuperimpozícióban, annál nagyobb lesz az eltérés**. Mizumoto és munkatársai [201] vizsgálatában ugyanazt a szkennelőkulcsot, az Atlantis I-Flo-t, használták, de kizárták a szkennelőkulcsokat az illesztésből, és csak a nyálkahártyát a teljes szájpaddal használták. A Triosnál a referencia és a teszt szkennelés közötti deviáció nagyon hasonló volt ($207\mu\text{m}$) [201], mint a mi vizsgálatunkban az implantációs platform eltérése ($187\mu\text{m}$) a teljes felületi illesztés után. Ez is arra utal, hogy a lágyszövetek használata az illesztéshez növelik a szkennelőkulcsok deviációját. Ettől eltérően, Sami és munkatársai [202] azt találták, hogy ha csak a szkennelőkulcsokat illesztették a lágyszövetek nélkül, akkor a 6 implantátumból álló fogatlan ívben, a szkennelőkulcs felületének deviációja Trios esetében 18-szor nagyobb ($740\mu\text{m}$) volt, mint a mi vizsgálatunkban mért platform deviáció ($40\mu\text{m}$). A különbség azzal magyarázható, hogy a szerzők két szkennelés közötti átlagos négyzetes középértékkel számoltak a deviáció jellemzéséhez, amely érzékenyebb a kiugró értékekre, szemben az átlagos abszolút deviációval [160]. Másrészt a szoftver verziója is régebbi volt. Ezenkívül mi a platform deviációt **a szkennelőkulcsra illesztett henger tengelyéből számítottuk ki, amelyet kevésbé befolyásol a szkennelőkulcs kis felületi hibája**, miközben Sami és mtsai a szkennelőkulcs felületének deviációját mérték. Továbbá Sami és mtsai [202] hatszögletű szkennelőkulcsot használtak és vannak adatok arról, hogy a bonyolultabb geometria növeli a deviációt [201, 237].

7.8.3 Szkenner típusok valódiságának összevetése

Egy négy implantátumos műanyag állkapocs teljes felület illesztése után, a szkennelőkulcsra illesztett henger helyzetének deviációja $130\text{-}220\mu\text{m}$ tartományban volt, az implantátum szögétől és a csatlakozás típusától függően Trios Cart szkenner esetén [234]. Ami hasonló volt saját vizsgálatainkban kapott implantációs platform deviációhoz Trios3 esetén ($184\mu\text{m}$) tapasztalt felhasználónál.

Egy másik tanulmányban [169] a szkennelőkulcs felületének deviációja hasonló tartományban volt a Triosok esetében ($31\text{-}43\mu\text{m}$), mint a mi vizsgálatunkban a szkennelőkulcs illesztés után mért platform deviáció ($40\mu\text{m}$). A fenti vizsgálatok feltehetően a Trios korábbi - Trios4 előtti -, verzióival készültek, habár nem mindig adták meg a hardver és szoftver verzió számot. Ugyanakkor a legtöbb paraméter esetében nem figyeltünk meg szignifikáns különbséget a Trios3 és 4 rendszer között, kivéve a tapasztalatlan felhasználó esetén a platform deviációban a szkennelőkulcs illesztés után.

A Trios4 esetében fogatlan implantátum esetekre vonatkozó adat nem állt még rendelkezésre a méréseink publikálásáig. Azóta megjelent egyik vizsgálatban [368] a teljes felület, beleértve a szkennelőkulcsokat, a gingivát, és palatum nyálkahártyát is illesztés végeztek és teljes felületi deviációt mértek Trios4-gyel egy 6 implantátumos teljesen fogatlan maxilla modellen. Az átlagos deviáció $88\text{-}142\mu\text{m}$ között volt szkennelési mintázattól függően, ami nem állt mesze az általunk is mért (tapasztalt felhasználó, teljes felületi összehasonlításnál) értékétől ($159\mu\text{m}$).

Egy másik vizsgálatban [369], sorvégi foghiány implantációs fogpótlásánál oldalanként 2-2 implantátumot helyeztek be egy műanyag maxilla modellbe. Egy szabályos geometria test segítségével összeillesztették a referencia és teszt szkenneteket, majd a platform deviációt és a szkennelőkulcs szögeltérését kiszámolták. A négy implantátum átlagos platform deviációja Trios4-nél 152 μ m, Primescannél 87 μ m volt, ami nagyobb, mint amit mi mértünk hasonló módszerrel teljesen fogatlan kadáver maxillán (5 szkennelőkulccsal).

Harmadik vizsgálatban [370], fogatlan mandibula modellbe helyeztek 5 implantátumot. A platform deviáció csak kicsit volt nagyobb, mint, amit mi mértünk, Primescan 55 μ m, Trios3 84 μ m, Trios4 91 μ m. Hasonlóan alakult a szögeltérés is, Primescan 0,32fok, Trios3 0,48fok, Trios4 0,54fok volt. Ugyancsak megegyezik az általunk kapottal, hogy Primescan valamelyest jobban teljesített, mint a Trios típusok, de Trios3 é 4 alig különbözött.

Minden esetben, szkennertől és illesztéstől függetlenül, a szögeltérés 0,74fok alatt volt, ami feltehetően elhanyagolható mértékű a fogpótlás illeszkedése szempontjából, bár nem állnak rendelkezésre adatok a tolerancia szintre vonatkozóan [238]. A szögeltérés minden szkennernél kisebb volt a szkennelőkulcs illesztéssel, mint a teljes felületi illesztéssel, ami megerősíti a platform deviációnál tapasztaltakat. A teljes felületi illesztés hátrányosan befolyásolja a deviációt.

Másoknál, a Triossal mért szögeltérés 1,0fok volt ugyanazzal a szkennelőkulccsal és teljes felületi illesztéssel, ha kizárták a szkennelőkulcsot [201]. Ez jóval nagyobb volt, mint amit mi mértünk (0,36fok), feltehetően azért, mert a szkennelőkulcsok kizárása az illesztésből növelheti a szögeltérést, mivel a szkennelőkulcsok erősen kilógnak a felületből, és így jól vezetnek az illesztés tengelyét. Jobb eredményt kaptak azok, akik a teljes felületi illesztést a szápadon és a szkennelőkulcsokon végezték el [234]. A szög 0,26-0,47fok között volt a Trios3 esetében, ami nagyon hasonló az általunk kapottal.

Vizsgáltunk jelentőségét erősíti, hogy **humán kadáver minták használata feltehetően klinikailag relevánsabb**, mint a gipsz vagy műanyag minták használata. A szkennert fej azonban könnyebben mozgatható egy *ex vivo* maxilla esetén, mint a szájüregben. A valós klinikai helyzethez képest nincs mozgó felület, mint például a bucca és a nyelv. A környezeti fényviszonyok is eltérhetnek a szájüregétől, miközben a fényviszonyok befolyásolhatják a valódiságot [371-373].

Összefoglalva a tapasztalat javíthatja a pontosságot, de a szkennert típusa (hardver és szoftver) és az illesztés helye befolyásolhatja ezt a javulást. Mind a fogatlan állcsonton szkennelőkulcsokkal, mind a fogazott állcsonton (4.5 fejezet) végzett vizsgálatunk és mások vizsgálatai is [202] azt sugallják, hogy **a mérési módszer szabványosítása elengedhetetlen az IOS valódiság-vizsgálatokban.**

7.9 Teljes CAD/CAM munkafolyamat pontossága chairside rendszer használata esetén

7.9.1 A marginális diszkrepancia mértéke és jelentősége

A digitális és a hagyományos lenyomatokból készült szülő CAD/CAM kerámia restaurációk szélizáródását összehasonlító, 2016-ban [374] és 2018-ban megjelent [250] meta-analízis szerint a digitális munkafolyamatnál mért átlagos szélizáródás, *in vitro* és *in vivo*, 18-128 μ m között volt. Nem volt szignifikáns különbség a hagyományos és a digitális munkafolyamat eredményei között. A bevont vizsgálatokon belül jelentős eltérések

mutakoztak a preparátum tervezésében, a használt mintában (természetes fog vagy typodont), a maróegységben, a kiértékelési módszerben (mikroCT, szilikon replika technika stb.) és a marginális illeszkedés mérésében (AMD vs. marginális rés). A 2016-os meta-analízis szerint [374] a fog előkészítés kialakítása (lekerekített vagy chamfer) nem befolyásolja a rés méretét.

Saját vizsgálatunkban az **AMD 71-78 μ m-nek mértük a Planmeca modelleknél és 132 μ m-nek a CEREC esetében.** Az utóbbi nagyobb, mint a meta-analízisben szereplő értékek. Ennek legfőbb oka, hogy a vizsgálatok nagy részében a marginális rést mérték [245, 253, 254, 375]. A marginális rés a legközelebbi távolság a restauráció belső felülete a restaurátum fal között [10], ellentétben az AMD-vel, ami a preparálási szél és a restaurátum széle közötti távolság. Az AMD a vízszintes és függőleges diszkrepancia vektorok összege. Ezért az AMD mindig nagyobb, mint a marginális rés. Ezt támasztják alá, azok a vizsgálatok, ahol mindkét paramétert megmérték ugyanazon mintán [178, 376, 377]. Az AMD-t 30-118%-kal találták nagyobbak, mint a marginális rést.

A résszélesség klinikai jelentőségének értékelésekor legyakrabban McLean és Fraunhofer mérföldkönek számító *in vivo* vizsgálataira [175, 378] hivatkozik az irodalom. Az 1971-ben készült vizsgálatban [175] a klinikusok az elkészül és átadott koronák széleit szondával illetve röntgenfelvételen ellenőrizték. Ha megfelelőnek tartották, akkor a „klinikailag elfogadható” jelzővel illették. A „**klinikailag elfogadhatónak**” minősített koronák *in vitro* vizsgálata azt mutatta, hogy a marginális résszélesség nem volt nagyobb 160 μ m-nél. Az 1972-ben, 5 éves követés után [378] a klinikai vizsgálat azt állapította meg, hogy azok voltak a sikeres koronák, amelyeknél az *in vitro* **szélizáródás 120 μ m alatt** volt. Ezért a tanulmányok többsége ez utóbbi értéket tekinti határértéknek.

Fontos megjegyezni, hogy az 1972-es klinika vizsgálatban cink-polikarboxilát cementet használták, miközben a ragasztó cementek azóta jelentős fejlődésen mentek át. Az azóta publikált *in vitro* vizsgálatok [14, 15] szerint, a marginális rés és a festékpenetráció között nincs korreláció polikarboxilát, cink-foszfát, resinnel megerősített üvegeionomer, vagy resin cementtel beragasztott koronáknál még akkor sem, ha a résszélesség igen tág tartományában: 0 és 831 μ m között van. A restauráció élettartamát nem veszélyeztette a 120 μ m-ig terjedő marginális rés a hagyományos, polikarboxilát cementtel ragasztott restaurációknál [378], sem a 200 μ m marginális rés a CAD/CAM vagy a teljes préskerámia koronák, adhezív technikával történt beragasztása esetén [379]. Annak ellenére, hogy nem állnak rendelkezésre közvetlen bizonyítékok a marginális rés és a restaurátum közötti kapcsolatra, a CAD/CAM-pótlásoknak jó a klinikai sikerük [379-381]. Ezért egyes szerzők [8, 242] **megkérdőjelezzik a 120 μ m-nél kisebb cementréteg vastagságának szükségességét.** Jó példa erre, hogy aranyöntvényeknél a marginális rések jelentős része 150 μ m feletti volt egy vizsgálatban [382], annak ellenére, hogy ennek a restaurációnak az egyik legjobb a klinikai sikeraránya [383, 384].

A gingivitis és a marginális diszkrepancia között azonban erős korreláció volt, 5-430 μ m rés tartományban [9]. Fontos észrevenni, hogy az utóbbi vizsgálatban marginális diszkrepanciát (AMD) mérték, ami magába foglalja a korona szél csonktól mért távolságát horizontális és a vertikális irányban is (hétköznapi fogászati nyelven elálló koronaszél). Az előző bekezdésben, a festékpenetrációs vizsgálatok esetén, viszont a legkisebb marginális távolságot - a korona belső oldala és a csonk között -, azaz a marginális rést határozták meg. Tehát az általunk is mért **AMD-nek nagyobb klinikai jelentősége van, mint a marginális résnek.**

A chairside rendszerekről, elsősorban szkennelt typodonton készült adatok, csak a CEREC-kel kapcsolatban vannak. Az átlagos marginális rés 94 és 145 μm között mozgott [253, 254]. Ami nagyon hasonló tartomány, mint amit a saját vizsgálatainkban kaptunk a CEREC rendszerrel, ha figyelembe vesszük a marginális rés és az AMD közötti különbséget. **Klinikai vizsgálatban** [385] az átlagos marginális résszélesség 149 μm volt. Más vizsgálatok [178, 255, 386] azonban az AMD-re alacsonyabb értékeket kaptak, amelyek 53-94 μm között mozogtak. Az alacsonyabb értékekben szerepe lehet az idealizált *in vitro* körülményeknek, hiszen egy különálló typodont fog szkennelésével kapták, szemben a saját vizsgálatunkban alkalmazott **humán kadáver** teljes fogazott álcsonntal. Különálló typodont műcsonkok approximális felületei könnyebben szkennelhetők, mint egy zárt kadáver fogsorban lévő pillérek [387]. Ez a jelenség hozzájárulhat az általunk kapott klinikai vizsgálatokhoz közelítő AMD értékekhez.

Érdekes módon az **AMD következetesen kisebb volt a mesio-distalis (55 μm), mint a bucco-lingualis (133 μm) metszetben**. Hasonlóan, a Planscannel végzett lítium-diszilikát tömb marása esetén, a marginális rés 77 μm volt a mesio-distalis és 113 μm a bucco-lingualis metszeten [256]. Ugyanakkor Trios3 esetén nem volt jelentős különbség (57 vs. 61 μm). Mindkét esetben a marás PlanMill 40S-sel történt, detailed módban, de a Triosnál jelentős, 50 μm marginális cementrést hagytak, ellentétben a zéró beállítással a Planscan esetén. Az extra hely kompenzálhatja akár a szkennelésből, akár a marásból adódó hibákat. Tehát a saját vizsgálatainkban a különbség lehet a szkennelés vagy a marás következménye. A szkennelésből adódó eltérésnek ellentmond, hogy zárt fogsorban a mesialis és distalis approximális felületeket mindig nehezebb szkennelni, mint a buccalisat és lingualisat. Hovatovább, a variancia-komponens elemzés kimutatta, hogy a szkennelések közötti eltérés kis mértékben járult hozzá az általános hibához. Továbbá, ebben a variancia-komponensben nem figyeltünk meg különbséget az Omnicam és az Emerald között. Ezért inkább a marási technológiában keresendő a válasz, de a kérdés megválaszolása további vizsgálatokat igényel.

7.9.2 A cementrés beállítás hatása a marginális résre

A marginális rés és belső rések összehasonlításánál figyelembe kell venni, hogy mind a hagyományos öntési, mind a CAD/CAM technikáknál a vállnál kihagyunk egy területet (rámpa), aminél tervezéskor nem hagyunk a cementnek helyett. Szemben az axiális és occlusalis falakon, ahol cementrést hagyunk, néhány 10 μm -tól egészen 200 μm -ig. Ezért a méréseknél a marginális rés mindig kisebb, mint az axiális és az occlusalis rés. A cementrés vastagsága befolyásolja beragasztás után a marginális rést. A hagyományos öntési technikánál a marginális rés akkor volt a legnagyobb, ha nem használtak cementrést, és drámaian csökkent, ha több lakkréteget alkalmaztak egészen 70 μm -ig [388]. Számos tanulmány kimutatta, hogy a **túl vékony cementrés növelheti a résszélességet, elsősorban a cement kiáramlásának akadályozása miatt** [389-392]. Hasonlóan a CEREC rendszer esetében a cementrés beállításának 10 μm -ról 100 μm -re való növelése alacsonyabb AMD-t eredményezett [182, 255, 393]. Az E4D marórendszerrel (amely a PlanMill marógép korábbi verziója) készített e.max CAD koronáknál, a 200 μm -es cementrés eredményezte a legalacsonyabb marginális rést (75 μm), szemben a 100 μm -es (rés: 89 μm) és az 50 μm -es (rés: 126 μm) beállításokkal [183]. A saját vizsgálatainkban mindkét rendszerhez egységesen 70 μm cementrést és 250 μm rámpát állítottunk be. A CEREC kézikönyv (4.6.x szoftververzió) 120 μm -t ajánl a cementréshez, ami nagyobb, mint amit alkalmaztunk. A Planmeca FIT CAD/CAM rendszer kézikönyve 100 μm

cementrést ajánl [16]. A cementrés, nem csak a cement réteg elhelyezkedését segíti, hanem kompenzálhatja a szkennelési és gyártási munkafolyamat pontatlanságait a marginális rés minimalizálása érdekében. Ezért a gyári ajánlásnál alacsonyabb cementrés beállítás fordítottan növelheti a rést. Ez részben megmagyarázza nagyobb AMD értékeket a CEREC-nél, a Planmecaival összehasonlítva.

7.9.3 A marginális rés mérésének limitációja

A vizsgálatok eredményei közötti különbség adódhat a **vizsgálati módszerből** is. Kimutatták, hogy a marginális illeszkedés mérésének öt módszere - roncsolásos keresztmetszeti, szilikon-replika, tripla szkennelés, mikroCT, optikai koherencia tomográfia -, között jelentős különbség van [394]. MikroCT-vel történt méréseknél az Omnicam szkennelés és CEREC inLab marógép használatával az e.max CAD korona AMD értékei 151-161µm között voltak [179], ami nagyon hasonló a mi eredményeinkhez.

Az AMD értékelésénél fontos megemlíteni, hogy az elkészült restaurátumok fűrővel történő **beigazítása** vizuális ellenőrzés mellett, nagymértékben tovább tudja csökkenteni a marginális rést és az AMD-t [179]. Saját kísérletsorozatunkban ilyen nem alkalmaztunk, miközben sok más vizsgálat igen [12, 179, 244, 248, 385, 395].

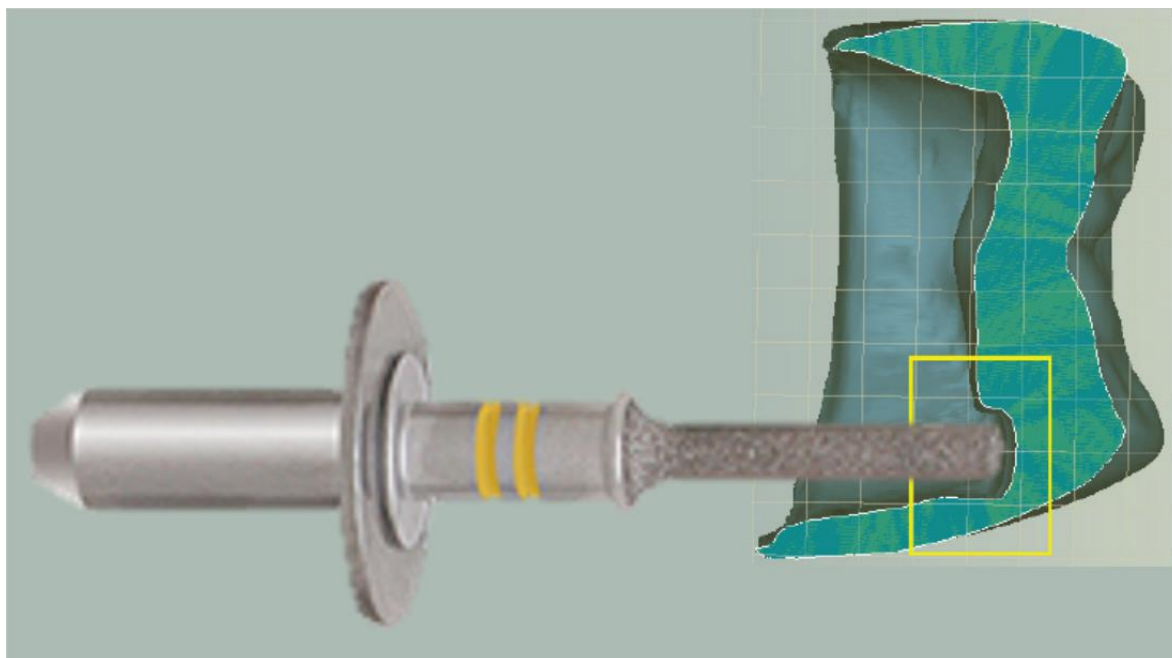
A szélizáródás mintaszám becsüléséhez korábban a mikroszkópos módszert használták. Groten és mtsai [396] meghatározták, hogy hány helyen kell mikroszkóppal megmérni az AMD-t egy adott mintán ahhoz, hogy értékek konzisztensek legyenek. Javaslatuk: 50 mérés elvégzése. Ugyanakkor a mikroszkópos kiértékelés eleve vetületi hibával jár, hiszen kívülről, szemből és nem keresztmetszeten végezzük a méréseket. A szilikon replika technikánál, nehéz a korona és csonk szélek meghatározása, a metszetek standardizálása és szilikon elszakadhat [397]. Ezzel ellentétben mikroCT vizsgálatunkban minden koronához ugyanazt a fogcsonkot használtuk és így a digitális metszésnél standardizált pozíciókat tudtunk használni.

Ugyanakkor közös probléma mindegyik módszernél, hogy a **távolságmérés** kezdő- és végpontjának kiválasztása a felhasználó szemére van bízva. A mikroCT-n mi csak 4 helyen (két szelet két oldalán) végeztünk AMD mérést, de azt öt független vizsgáló megismételte. A vizsgálok közötti eltérés (CV: 17%) nagysága azt jelezte, hogy a távolságmérés jelentősen hozzájárult az általános hibához. Több vizsgáló bevonása lehetővé teszi ennek a hibának a kontrollálását a statisztikai modellben, az ICC 0,88-ről 0,97-re nőtt. Tovább fokoztuk a mérések megbízhatóságát, hogy 8,7µm felbontású mikroCT-t használtunk, összehasonlítva más vizsgálatokkal, ahol 10-19µm felbontást használtak [179, 180, 376, 398]. **A nagy felbontású mikroCT növeli a határfelületek kontrasztját, ami segíti korona és a csonk szélek manuális kijelölését.** Ugyanakkor a nagyfelbontású mikroCT hátránya, hogy a felvételek elkészítése és a szeletek rekonstrukciója több hétig tart egy erős PC-vel is. A jelentős mennyiségű adattömeggel viszont csak egy kis részét használjuk a méréshez.

7.9.4 A belső cementrés jelentősége

Az átlagos teljes belső rés 169-182µm között volt a Planmeca rendszereknél és 204-224µm a CEREC esetében. A legalacsonyabb érték a belső felületen az axiális falakon, a legmagasabb az occlusalis falakon volt. Ezek az értékek hasonlóak mások vizsgálataihoz, függetlenül attól, hogy hagyományos [244, 399, 400], vagy digitális lenyomatot vettek [180, 253, 401]. A marási pontatlanságok a CAD/CAM restaurációk belső occlusalis felületén

nagyobb mértékben fordulnak elő, mert a fogelőkészítésnél jelentkező egyenetlenségek főleg itt jönnek létre [180, 253], valamint az éles éleket a digitális szkennelés lekerékíti [244]. Hovatovább, az axiális falakat a marógép a fűrészszköz oldalával marja ki. Ezzel szemben a belső occlusalis felületet a fűrészszköz hegyével, ami túlmarást okozhat a műszer adott vastagsága miatt (7-10. ábra).



7-10. ábra: Túlmarás jelensége. A Planmeca cilindrikus marószerszámja (Ellipsoidal PlanMill 10035572 milling bur), amit a standard beállításnál használ a készülék. Ha túl éles, keskeny részt hagyunk a csücsöknél preparálás során, akkor a marószerszám túl marja ezt a területet azért, hogy restaurátum behelyezhető legyen.

A belső rés és a cementvastagság befolyásolhatja a pótlás rögzülését a csonkon és a törésállóságát. Ugyanakkor, 20-140 μ m tartományban csak nagyon gyenge korrelációt találtak a restauráció retenciója és a cink-foszfát cement vastagsága között [402]. Másrészt a kompozit ragasztó vastagságának 50 μ m-ről 100 μ m-re való növelése 20-43%-kal csökkentette a vizsgálatban használt lítium-diszilikát korongokhoz történő adhéziót [11]. Ezzel ellentétben, a cementvastagság 50 μ m-ről 200 μ m-re történő növelése nem változtatta meg a porcelán restaurátum retencióját, ugyancsak kompozit ragasztó esetén [403]. Fontos megjegyezni, hogy a kompozittal beragasztott lítium-diszilikát kerámia koronákon alkalmazott húzási tesz az esetek 90%-ában a restauráció törését eredményezte, még azelőtt, mielőtt bármilyen ragasztóanyag levált volna [404]. Tehát a **dual-kötésű kompozit, nagyon erős ragasztó, így a cementrés vastagsága egy bizonyos tartományon belül nem meghatározó az adhézió szempontjából.**

Másik feltételezés, hogy a nagyobb cement réteg gyengítheti a restaurátum törési ellenállását. Például földpát porcelán korona esetén a kompozit ragasztó vastagságának 50 μ m-ről 500 μ m-re való növelésével a törési ellenállás jelentősen csökkent [12, 13]. Viszont az IPS e.max CAD (CEREC rendszerrel készítve) törésállósága nem változott 30-150 μ m közötti cementvastagságnál [405]. Hasonlóan a 26-297 μ m tartományban csak kismértékű törési

szilárdság csökkenés volt megfigyelhető az üvegkerámia tömböknél [406]. **A törési és rögzülési adatok alátámasztják a vizsgálatunkban választott 70µm-es cementrés jogosságát.**

7.9.5 A marógépek közötti különbség

Vizsgálatainkban jelentős résszélesség különbség volt megfigyelhető a CEREC és a Planmeca rendszerek között. Fontos hangsúlyozni, hogy mi a teljes munkafolyamat után mértük meg a résszélességeket. Minkét rendszerhez a saját szkennert (Emerald, Omnicam) és saját szoftverét használtuk.

A szkennerek közötti (Omnicam és Emerald) különbség befolyásolhatta az eredményeket. Ugyanakkor korábbi [195] és saját természetes foganyagon végzett vizsgálataink (6.7.3 eredmények) nem találtak szignifikáns különbséget a valódiságban és precizításban a két szkennert között, csak kadáveren elvégzett teljes fogív szkennelés esetén (6.6.1 eredmények). Ugyanakkor a szkennerek abban is különbözhetnek, hogy mennyire jelentik meg élesen a preparációs széleket [407]. Az ismételtetés hasonlóságára utal, hogy ebben a vizsgálatban a szkennelés CV értéke különbözött a két szkennert között. Korábban szignifikáns különbséget találtak a Trios3 és a Planscan között a lítium-diszilikát koronák marginális részében, annak ellenére, hogy ugyanazt a PlanMill 40S marógépet használták [256]. Ugyanakkor, az Emerald lényegesen pontosabb, mint a Planscan [195], saját eredményeink (6.6.1 eredmények) alapján. A Planscan esetében is 72-132µm marginális résszélességeket mértek [256], ami jelentős, hiszen nálunk az AMD volt ekkora.

A két Planmeca modell között nem volt különbség, annak ellenére, hogy egész más a felépítésük. A PlanMill 30S egy darab 3 tengelyes orsóval rendelkezik, és az objektum elforgatható 180 fokban, míg a PlanMill 40S és MCXL modelleknél két orsó mozog egyszerre 3 tengelyben szemben egymással. A végeredmény a marás flexibilitásának szempontjából ugyanaz: három valódi tengely van és egy korlátozott 180 fokos. A három modell három féle tengely és orsó elrendezése ugyanannyi mozgás szabadságot ad a maráshoz mindegyik modellenél. Vizsgálatok szerint a tengelyek száma nem feltétlenül javítja a restaurátum pontosságát [180, 377, 408, 409], hiszen, ha nincs alámenős rész, akkor ugyan olyan pontosan tud marni a fűrőeszköz, függetlenül a tengelyek számától. Tehát a **CEREC rosszabb teljesítését feltehetően nem az eltérő orsó felépítés okozta.**

Összeségében, **úgy tűnik, hogy inkább a marógép pontatlansága állhat a chairside rendszerek között mért jelentős különbségek hátterében.** Mivel a hibák a munkafolyamat során összeadódnak [410], hangsúlyozni kell a jövőben az egyes lépések vizsgálatának fontosságát.

7.9.6 A marási módok közötti különbség

Váratlan eredmény, hogy a **részletes/finom vs. standard/gyors marási módok között nem találtunk szignifikáns különbséget** egyik rendszernél sem. A Planscan esetén viszont szignifikáns különbséget találtak a PlanMill 40S részletes és standard üzemmódja között a marginális részben [256], de itt tyodont modellt használtak egy kevésbé pontos szkennertel. Ugyanakkor a CEREC chairside rendszer különböző CAM stratégiáinak változtatása (pl. különböző fűrőméretek) nem befolyásolták a résszélességeket [253]. Talán a magyarázat a preparálásban keresendő. Az E4D rendszerrel (Planmeca chairside rendszer korábbi változata)

gyártott e.max CAD koronák átlagos vertikális szélizáródása sokkal kisebb volt olyan preparációknál, amelyek megfelelően voltak előkészítve ($38\mu\text{m}$), szemben a rosszul előkészítettek esetén ($90\mu\text{m}$) [16]. Ebben a vizsgálatban minden korona ugyanarra a fogra készült, amelyet egy tapasztalt fogorvos készített elő. Lehetséges, hogy ebben a vizsgálatban **a módok közötti különbség hiánya az ideális fog-előkészítés eredménye lehetett**, amellyel elkerülhető volt a belső felület alul- vagy túlmarása.

Egyik Planmeca modellben sem találtunk különbséget az előre jelzett és a tényleges idők között, ami egy jól fejlett szimulációs szoftverre utal. A CEREC esetében azonban az időket átlagosan három perccel alábecsülték. A PlanMill 30S több időt igényelt a maráshoz, valószínűleg az egyetlen orsója miatt, szemben a PlanMill 40S két egyidőben dolgozó orsójával. Ahogy várható volt a standard/fast mód minden modellenél gyorsabb eljárást eredményezett, anélkül hogy a pontosságot befolyásolta volna. Itt meg kell jegyezni, hogy mindkét rendszer szoftverét folyamatosan fejlesztik és frissítik, ami befolyásolhatja a pontosságot és marási időket [182]. Mivel a marás detailed/fine módban tovább tartott, mint standard módban, de nem volt pontosabb, így **a detailed módnak nem sok előnye van, ha a fog jól van előkészítve**.

8 Következtetések és klinikai jelentőség

8.1 A korona készítés hatása a humán gingiva mikrocirkulációjára (esettanulmány)

1. Korábbi nem megfelelő, elállószerű restaurátumok cseréje esetén a kellő odafigyeléssel elvégzett protetikai beavatkozás jelentősen javíthatja a parodontium állapotát. Standardizált körülmények között a lézer Doppler véráramlásmérés reprodukálhatósága megfelelő lehet, akár egy páciens parodontális állapotának jellemzésére is.

8.2 A gingivitis és a dohányzás hatása a humán gingiva vasodilatációs kapacitására

2. A lokális hőterheléses teszt jó indikátora a fogínyszövet vascularis reaktivitásának. A lámpával kiváltott hőprovokáció klinikai körülmények között előnyösebb, mint a meleg sóoldattal indukált teszt. Ugyanakkor a meleg, 44fokos, fiziológiás sóoldat alkalmas lehet a műtéti lebenyek vérkeringésének javítására.
3. A gingivában a mikrocirkuláció szintjén, feltehetően már nyugalmi állapotban is nyitva van az erek többsége, ezért a hyperaemia és a hőelvezetés elsősorban a véráramlás sebességének fokozódásán keresztül valósulhat meg.
4. Gingivitisben az érsűrűség növekszik a tágult erek és a kollaterális erek kinyílása miatt, ami a vér gyorsabb áthaladását teszi lehetővé.
5. A gingivitis legjobb mikrocirkulációs indikátora a hyperaemiás válasz gyorsabb lecsengése és a pulzus amplitúdó kiszélesedése.
6. A dohányzás elnyomja a gingivitis mikrocirkulációs tüneteit, ami endothel diszfunkcióra utal.

8.3 A retrakciós fonal hatása a humán gingiva mikrocirkulációjára

7. Akár adrenalinnal, akár adsztringenssel impregnáljuk a retrakciós fonalat, fontos legalább 10 percig áztatni, a légzárványok mechanikai kiperéselése mellett.
8. A retrakciós fonal eltávolításakor lenyomatvétele szempontjából hátrányos véráramlás fokozódás jön létre, valószínűleg a vasodilatátor mediátorok lokális felszabadulása miatt.
9. A vérzés megfelelő kontrollálását, analóg vagy digitális lenyomatkor, az adrenalinnal impregnált retrakciós fonalak biztosítják a legjobban. Az adrenalin szisztémás hatásának elkerülése érdekében a legalacsonyabb hatásos dózis (0,01 %, azaz 0,1 mg/ml) alkalmazása javasolt.
10. A lézer Doppler áramlásmérés, ellentétben más klinikai és szövettani megfigyelésekkel, megfelelő technikának tűnik az ínyszélben bekövetkező mikrocirkulációs változások folyamatos értékelésére, és megbízható adatokat szolgáltat a vasoactiv gyógyszerek helyileg hatékony minimális dózisának kiválasztásához.

8.4 A hallgatói preparációs készség javítása digitális kiértékelő rendszerrel

11. A Dental Teacher digitális preparációt kiértékelő metrikus rendszer képes javítani a hallgatók tanulási görbét különösen a nehezen elsajátítható összetett onlay üregpreparáció esetén.

12. A tanulást segítő digitális rendszer különösen előnyös a gyengébb szinten álló hallgatók felzárkóztatásában.

8.5 Az intraorális szkennelés összefűző hibájának vizsgálata négy féle szkennelési mintázat esetén

13. Bevezettünk egy új módszert („identikus-origó”) az IOS valódiságának mérésére. Ennek lényege, hogy egymásnak megfeleltethető (azaz identikus) anatómiai pontok egymáshoz képest történő 3D elmozdulását nézzük a referencia és a teszt szkennelés között, szemben a konvencionális szkennelés felületek távolságának meghatározásával. További fejlesztés, hogy egy kis területen (szkennelési origó) illesztjük össze a referencia és a teszt szkennelést, szemben a teljes felületen történő illesztéssel. Így szimuláljuk az intraorális szkennelés alatt létrejövő, a számos elkészített különálló 3D kép összefűzéséből adódó, hibát.
14. A képek összefűzésének sorrendjét a szkennelési mintázat határozza meg. Az új módszer nagy statisztikai erővel mutatja ki a szkennelési mintázatok közötti eltérést. Ezért különösen jó használható a nagy fesztávú (pl. teljes fogív) szkennelés mintázat optimalizálásához.
15. Hipotézisünk beigazolódott, hogy a teljes felületi összehasonlító módszer nagymértékben alábecsüli a valódiságot, így nem alkalmas, az adott szkennelésre készülő fogpótlás illeszkedési hibájának becslésére.
16. Módszerünk arra is rávilágított, hogy a 3D-s felvétel készítés legérzékenyebb pontja a mélységi dimenzió leképzése.

8.6 Két intraorális szkennelési technológia és az indirekt digitalizálás valódiságának összehasonlítása identikus-origó módszerrel

17. Az új identikus-origó módszer alkalmazása a labor szkennelési technológiával történő indirekt digitalizálás vizsgálatára megerősítette, hogy a módszer szelektíven mutatja ki az IOS-ok összefűzési hibáját.
18. Az optikai technológia, legalábbis az aktív triangulációs és a konfokális elv összehasonlítása esetén, nem befolyásolja az IOS-ok pontosságát.
19. Függetlenül az IOS-ok optikai technológiájától, a legnagyobb deviáció mindig a mélységmérésben jelentkezik.
20. A klinikai viszonyokhoz közel álló kadáveren az indirekt digitalizálás a legpontosabb, szemben a 2019-ben rendelkezésre állt IOS hardverekkel és szoftverekkel.
21. Azonban az újabb IOS rendszerek (pl. Trios3) klinikailag elfogadható eredményeket adtak már 2019-ben is.

8.7 A szoftver- és hardverfrissítések hatása az intraorális szkennelés valódiságára és pontosságára eltérő reflektáló felületeken vizsgálva

22. Eredményeink szerint, egyes IOS-ok pontossága megduplázódott pusztán egy szoftverfrissítéssel, ezért a szkennelés értékelése során a szoftver verziója legalább olyan fontos, mint a hardver.
23. Ugyanakkor a frissítések pozitív és negatív hatással is lehetnek a szkennelés pontosságára attól függően, hogy milyen reflektív felületet szkennelünk. Ezért fontos, hogy a frissítések

után a pontosságot több különböző reflektív felületet tartalmazó modellben is vizsgáljuk, amely jobban hasonlít a valódi szájüregi szituációhoz.

24. A pontosság minden vizsgált szkennert elérte a klinikailag kívánatosat. Tehát a 2020-as években elérhető szkennerek (Trios3, Primescan, EmeraldS, iTero Element2) alkalmasak fogas állcsontok teljes fogívének direkt digitalizálására.

8.8 A felhasználói tapasztalat hatása a valódiságra teljes fogíves, implantátum szkennelés esetén: öt különböző intraorális szkennerral végzett összehasonlítás

25. Az IOS-okkal szerzett tapasztalat javítja a teljes fogív valódiságát, ha a nyálkahártyát is lemintázzuk. Ugyanakkor a tapasztalat nem befolyásolja a szkennelőkulcs pozíció meghatározását. Ezért rögzített implantációs fogpótlásnál nem lesz számottevő hatása a tapasztalatnak, de a nyálkahártyán megtámasztott fogpótlás esetén igen.
26. Tapasztalattól függetlenül, teljes fogtalan állcsonton implantációs hidat az általunk vizsgált IOS-ok közül a legújabbakkal (2021-ben), a Primescannel és a Trios4-gyel, nagy pontossággal el lehet készíteni.

8.9 Teljes CAD/CAM munkafolyamat pontossága chairside rendszer használata esetén

27. Bár a Planmeca modellek teljesítménye lényegesen jobb volt, mint a CEREC-é, a természetes fogakra elkészített CAD/CAM kerámia korona szélizáródása a klinikailag elfogadható szinten volt. Ezért szülő kerámia korona készítése chairside rendszerekkel egy jó és gyors alternatíva a régi eljárásokkal szemben.
28. Az olcsóbb és egyszerűbb marógység modell - PlanMill 30S -, ugyanolyan pontos koronát készít, mint a PlanMill 40S, de a marás 12 perccel hosszabb ideig tart.
29. Az időigényes, részletes marási beállítás nem javít jelentős mértékben a teljes kerámia koronák illeszkedésén, ezért megfelelő fog előkészítés esetén nem jelent előnyt a használata.
30. További vizsgálatok kellenek, hogy pontosan meghatározhassuk, hogy az egyes lépések - szkennelés, tervezés, beállítás, marás -, milyen mértékben járulnak hozzá a végső hibához.

9 Saját tudományos közlemények jegyzéke

9.1 PhD értekezésben szereplő közlemények

1. J. Vag, C. Hably, Z. Csabai, H. Tost, J. Bartha, A. Fazekas, Blood flow of the submandibular gland in sodium-depleted and -loaded rats: effect of nitric oxide synthase inhibition, *Res. Exp. Med. (Berl.)* 198(2) (1998) 101-8. IF: 0,4, Q2
2. J. Vag, C. Hably, A. Fazekas, J. Bartha, Blood flow of the right and left submandibular gland during unilateral carotid artery occlusion in rat: role of nitric oxide, *Acta Physiol. Hung.* 86(2) (1999) 139-45.
3. J. Vag, C. Hably, B. Keremi, E. Kovacs, J. Bartha, A. Fazekas, Role of nitric oxide in the regulation of blood flow in the rat submandibular gland during carotid artery occlusion, *Arch. Oral Biol.* 46(3) (2001) 261-7. IF: 0,97, Q2
4. J. Vág, C. Hably, J. Bartha, Inhibition of beta-1 receptor but not vagotomy can abolish the L-NAME evoked bradycardia in anesthetized rat, *Physiol. Res.* 51(3) (2002) 221-6. IF: 0,98, Q2
5. J. Vag, B. Keremi, C. Hably, J. Bartha, A. Fazekas, Angiotensin II type 1 (AT(1)) receptor blockade enhances the L-NAME-induced vasoconstriction in rat submandibular gland, *Exp. Physiol.* 87(3) (2002) 327-33. IF: 1,70, Q2

9.2 Az MTA disszertáció témájához kötődő közlemények

9.2.1 Orális képletek vérkeringése

1. F. Csempezs, J. Vag, B. Keremi, A. Gyorfi, A. Fazekas, [Blood flow measurements in human oral tissues with laser Doppler flowmetry], *Fogorv. Sz.* 93(4) (2000) 115-20.
2. A. Fazekas, Z. Csabai, F. Csempezs, J. Vag, [Effect of retraction materials on the blood supply of marginal gingiva], *Fogorv. Sz.* 93(10) (2000) 289-96.
3. B. Keremi, F. Csempezs, J. Vag, A. Gyorfi, A. Fazekas, [Blood flow in marginal gingiva as measured with laser Doppler flowmetry], *Fogorv. Sz.* 93(6) (2000) 163-8.
4. J. Vag, A. Fazekas, [Effect of crown margin on the condition of the gingiva], *Fogorv. Sz.* 93(2) (2000) 35-44.
5. F. Csempezs, J. Vag, A. Fazekas, [Kinetic study of the liquid uptake of retraction cords], *Fogorv. Sz.* 95(4) (2002) 159-62.
6. F. Csempezs, J. Vag, A. Fazekas, In vitro kinetic study of absorbency of retraction cords, *J. Prosthet. Dent.* 89(1) (2003) 45-9. IF: 0,53, Q1
7. M. Csillag, G. Nyiri, J. Vag, A. Fazekas, Dose-related effects of epinephrine on human gingival blood flow and crevicular fluid production used as a soaking solution for chemo-mechanical tissue retraction, *J. Prosthet. Dent.* 97(1) (2007) 6-11. IF: 1,01, Q1
8. E. Molnar, B. Molnar, Z. Lohinai, Z. Toth, Z. Benyo, L. Hricisak, P. Windisch, J. Vag, Evaluation of Laser Speckle Contrast Imaging for the Assessment of Oral Mucosal Blood Flow following Periodontal Plastic Surgery: An Exploratory Study, *BIOMED RES INT* 2017 (2017) 4042902. IF:2,58, Q1

9. R. Fazekas, E. Molnar, Z. Lohinai, E. Dinya, Z. Toth, P. Windisch, J. Vag, Functional characterization of collaterals in the human gingiva by laser speckle contrast imaging, *Microcirculation* 25(3) (2018) e12446. IF: 2,68, Q1
10. R. Fazekas, E. Molnar, P. Nagy, B. Mikecs, P. Windisch, J. Vag, A Proposed Method for Assessing the Appropriate Timing of Early Implant Placements: A Case Report, *J. Oral Implantol.* 44(5) (2018) 378-383. IF: 1,06, Q3
11. E. Molnar, R. Fazekas, Z. Lohinai, Z. Toth, J. Vag, Assessment of the test-retest reliability of human gingival blood flow measurements by Laser Speckle Contrast Imaging in a healthy cohort, *Microcirculation* 25(2) (2018). IF:2,68, Q1
12. R. Fazekas, B. Molnar, L. Kohidai, O. Lang, E. Molnar, B. Ganti, G. Michailovits, P. Windisch, J. Vag, Blood flow kinetics of a xenogeneic collagen matrix following a vestibuloplasty procedure in the human gingiva-An explorative study, *Oral Dis.* 25(7) (2019) 1780-1788. IF: 2,61, Q1
13. R. Fazekas, E. Molnar, B. Mikecs, Z. Lohinai, J. Vag, A Novel Approach to Monitoring Graft Neovascularization in the Human Gingiva, *Journal of visualized experiments : JoVE* (143) (2019) e58535. IF: 1,16, Q1
14. B. Ganti, W. Bednarz, K. Komuves, J. Vag, Reproducibility of the PIROP ultrasonic biometer for gingival thickness measurements, *J Esthet Restor Dent* 31(3) (2019) 263-267. IF: 1,79, Q1
15. B. Ganti, E. Molnar, R. Fazekas, B. Mikecs, Z. Lohinai, S. Miko, J. Vag, Evidence of spreading vasodilation in the human gingiva evoked by nitric oxide, *J. Periodontal Res.* 54(5) (2019) 499-505. IF: 2,93, Q2
16. B. Molnar, E. Molnar, R. Fazekas, B. Ganti, B. Mikecs, J. Vag, Assessment of Palatal Mucosal Wound Healing Following Connective-Tissue Harvesting by Laser Speckle Contrast Imaging: An Observational Case Series Study, *Int. J. Periodontics Restorative Dent.* 39(2) (2019) e64-e70. IF: 1,51, Q2
17. J. Vag, B. Ganti, B. Mikecs, E. Szabo, B. Molnar, Z. Lohinai, Epinephrine penetrates through gingival sulcus unlike keratinized gingiva and evokes remote vasoconstriction in human, *BMC Oral Health* 20(1) (2020) 305. IF: 2,76, Q1
18. B. Mikecs, E. Molnar, R. Fazekas, J. Vag, Microvascular Reactivity of Peri-implant Mucosa in Humans: Effect of Abutment Material, *Int. J. Periodontics Restorative Dent.* 41(5) (2021) 761-768. IF: 2,23, Q1
19. B. Mikecs, J. Vag, G. Gerber, B. Molnar, G. Feigl, A. Shahbazi, Revisiting the vascularity of the keratinized gingiva in the maxillary esthetic zone, *BMC Oral Health* 21(1) (2021) 160. IF: 3,75, Q1
20. J. Vag, T.L. Nagy, B. Mikecs, Sex-related differences in endothelium-dependent vasodilation of human gingiva, *BMC Oral Health* 22(1) (2022) 177. IF: 2,90, Q1
21. A. Shahbazi, A. Sculean, G. Baksa, S. Gschwindt, B. Molnar, J. Vag, S. Bogdan, Intraosseous arterial alteration of maxilla influencing implant-related surgeries, *Clin. Oral Investig.* (2023). IF: 3,4, D1 (2022-es)

9.2.2 Digitális fogászat

1. B. Simon, L. Liptak, K. Liptak, A.D. Tarnoki, D.L. Tarnoki, D. Melicher, J. Vag, Application of intraoral scanner to identify monozygotic twins, *BMC Oral Health* 20(1) (2020) 268. IF: 2,76, Q1
2. B. Simon, A.A. Farid, G. Freedman, J. Vag, Digital scans and human identification, *Oral Health Journal*, Oral Health Group, 2021.
3. B. Simon, A.A. Farid, J. Vág, A preventív és proaktív fogászati azonosítás bevezetése és jelentősége tömegkatasztrófa áldozat azonosításkor, *Scientia et Securitas* 2(1) (2021) 123-134.
4. G. Berkei, J. Vag, Peri-Implant Soft Tissue Conditioning With Prefabricated Titanium Anatomic Healing Abutment Compared With Conventional Circular Healing Abutment: A Case Letter, *J. Oral Implantol.* 48(6) (2022) 523-532. IF: 1,60, Q2
5. B. Simon, K. Aschheim, J. Vag, The discriminative potential of palatal geometric analysis for sex discrimination and human identification, *J. Forensic Sci.* 67(6) (2022) 2334-2342. IF: 1,67, Q2
6. J. Vag, G. Freedman, E. Szabo, L. Romanschky, G. Berkei, Cervical tooth anatomy considerations for prefabricated anatomic healing abutment design: A mathematical formulation, *J. Prosthet. Dent.* 127(6) (2022) 852-859. IF: 4,60, D1
7. Borbola, G. Berkei, B. Simon, L. Romanschky, G. Sersli, M. DeFee, W. Renne, F. Mangano, J. Vag, In vitro comparison of five desktop scanners and an industrial scanner in the evaluation of an intraoral scanner accuracy, *J. Dent.* 129 (2023) 104391. IF: 4,61, D1 (2022-es)
8. Mikolicz, B. Simon, O. Gaspar, A. Shahbazi, J. Vag, Reproducibility of the digital palate in forensic investigations: a two-year retrospective cohort study on twins, *J. Dent.* 135 (2023) 104562. IF: 4,61, D1 (2022-es)
9. B. Simon, A.A. Farid, G. Freedman, J. Vag, Digital Palate Analysis to Verify the MirrorTwin Phenomenon, *Oral Health Journal*, Oral Health Group, 2023.
10. Simon, F.G. Mangano, A. Pal, I. Simon, D. Pellei, A. Shahbazi, J. Vag, Palatal asymmetry assessed by intraoral scans: effects of sex, orthodontic treatment, and twinning. A retrospective cohort study, *BMC Oral Health* 23(1) (2023) 305. IF: 3,62, Q1 (2022-es)

9.3 Egyéb közlemények

1. J. Bartha, J. Vag, C. Hably, Intrarenal distribution of renal blood flow after acute and chronic administration of nitric oxide-synthase inhibitor, *Acta Physiol. Hung.* 83(4) (1995) 403-10.
2. Hably, J. Vag, J. Bartha, Nitric oxide synthase inhibition increases vascular resistance in sodium and water loaded rats, *Res. Exp. Med. (Berl.)* 198(3) (1998) 145-56. IF: 0,40, Q2
3. Hably, J. Vag, J. Bartha, Comparative haemodynamic studies of resting and active skeletal muscle in anaesthetised rats: role of nitric oxide, *Acta Physiol. Hung.* 88(1) (2001) 25-33.
4. C. Hably, J. Vag, H. Tost, Z. Csabai, J. Bartha, Intrarenal distribution of blood flow in sodium depleted and sodium loaded rats: role of nitric oxide, *Kidney Blood Press. Res.* 24(3) (2001) 166-75. IF: 1,89, Q2

5. G.Z. Racz, A. Szucs, V. Szlavik, J. Vag, B. Burghardt, A.C. Elliott, G. Varga, Possible role of duration of PKC-induced ERK activation in the effects of agonists and phorbol esters on DNA synthesis in Panc-1 cells, *J. Cell. Biochem.* 98(6) (2006) 1667-80. IF: 3,41, Q1
6. K. Nagy, V. Szlavik, G. Racz, G. Ovari, J. Vag, G. Varga, Human submandibular gland (HSG) cell line as a model for studying salivary gland Ca²⁺ signalling mechanisms, *Acta Physiol. Hung.* 94(4) (2007) 301-13. IF: 0,40, Q4
7. J. Vag, E.M. Byrne, D.H. Hughes, M. Hoffman, I. Ambudkar, P. Maguire, B.C. O'Connell, Morphological and functional differentiation of HSG cells: role of extracellular matrix and trpc 1, *J. Cell. Physiol.* 212(2) (2007) 416-23. IF: 3,64, D1
8. Z. Rakonczay, Jr., P. Hegyi, M. Hasegawa, M. Inoue, J. You, A. Iida, I. Ignath, E.W. Alton, U. Griesenbach, G. Ovari, J. Vag, A.C. Da Paula, R.M. Crawford, G. Varga, M.D. Amaral, A. Mehta, J. Lonovics, B.E. Argent, M.A. Gray, CFTR gene transfer to human cystic fibrosis pancreatic duct cells using a Sendai virus vector, *J. Cell. Physiol.* 214(2) (2008) 442-55. IF: 4,31, D1
9. V. Szlavik, B. Szabo, T. Vicsek, J. Barabas, S. Bogdan, V. Gresz, G. Varga, B. O'Connell, J. Vag, Differentiation of primary human submandibular gland cells cultured on basement membrane extract, *Tissue Eng Part A* 14(11) (2008) 1915-26. IF: 4,70, D1
10. V. Szlavik, J. Vag, K. Marko, K. Demeter, E. Madarasz, I. Olah, T. Zelles, B.C. O'Connell, G. Varga, Matrigel-induced acinar differentiation is followed by apoptosis in HSG cells, *J. Cell. Biochem.* 103(1) (2008) 284-95. IF: 3,54, Q1
11. Z. Rakonczay, Jr., J. Vag, A. Foldes, K. Nagy, A. Nagy, P. Hegyi, G. Varga, Chronic inflammation in the pancreas and salivary glands--lessons from similarities and differences in pathophysiology and treatment modalities, *Curr. Pharm. Des.* 20(7) (2014) 1104-20. IF: 3,45, Q1
12. N.B. Cziriák, J. Szalma, J. Vág, S. Bogdán, Piezosebészeti eszköz és a sagittalis csontfűrész intraossealis hőtermelésének in vitro összehasonlító vizsgálata., *Fogorv. Sz.* 109(3) (2016) 5.
13. G. Berkei, L. Lukács, J. Vág, Azonnali implantáció és lágyszövetformázás saját foggal kombinált ideiglenes PMMA felépítménnyel, *Fogorv. Sz.* 113(2) (2020) 46-51.
14. Z. Khorolsuren, O. Lang, E. Pallinger, A. Foldes, G.G. Szabolcs, G. Varga, G. Mezo, J. Vag, L. Kohidai, Functional and cell surface characteristics of periodontal ligament cells (PDLs) on RGD-synthetic polypeptide conjugate coatings, *J. Periodontal Res.* 55(5) (2020) 713-723. IF: 4,42, Q2
15. Z. Khorolsuren, O. Lang, J. Vag, L. Kohidai, Effect of dental antiseptic agents on the viability of human periodontal ligament cells, *Saudi Dent J* 33(8) (2021) 904-911. IF: 2,59, Q2
16. Koppány, K.B. Csomo, E.M. Varmuzsa, E. Bognar, L. Pelyhe, P. Nagy, I. Kientzl, D. Szabo, M. Weszl, G. Dobos, S. Lenk, G. Erdei, G. Kiss, L. Nagy, A. Sreter, A.A. Belik, Z. Toth, J. Vag, A. Joob-Fancsaly, Z. Nemeth, Enhancement of Hydrophilicity of Nano-Pitted TiO₂ Surface Using Phosphoric Acid Etching, *Nanomaterials (Basel)* 13(3) (2023) 511. IF: 5,51, Q1 (2022-es)

9.4 MTMT összefoglaló táblázat

Vág János (Fogászat) tudományos és oktatói munkásságának összefoglalása
MTA V. Orvostudományi Osztálya (2023.09.07)

| Tudományos közlemények | Száma | | Hivatkozások ¹ | |
|---|----------|-------------|---------------------------|--------|
| | Összesen | Részletezve | Független | Összes |
| I. Tudományos folyóiratcikk² | 61 | | | |
| szakcikk nemzetközi folyóiratban, idegen nyelvű | | 48 | 388 | 521 |
| szakcikk hazai idegen nyelvű | | 5 | 31 | 45 |
| szakcikk magyar nyelvű | | 7 | 8 | 14 |
| szakcikk sokszerzős, érdemi szerzőként ³ | | 0 | 0 | 0 |
| összefoglaló közlemény | | 1 | 0 | 0 |
| rövid közlemény | | 0 | 0 | 0 |
| II. Könyvek | 0 | | | |
| a) Szakkönyv, kézikönyv, tankönyv szerzőként | 0 | | | |
| idegen nyelvű | | 0 | 0 | 0 |
| magyar nyelvű | | 0 | 0 | 0 |
| aa) Felsőoktatási tankönyv | | 0 | 0 | 0 |
| b) Szakkönyv, kézikönyv, konferenciakötet, tankönyv szerkesztőként | 0 | | | |
| idegen nyelvű | | 0 | | |
| magyar nyelvű | | 0 | | |
| bb) Felsőoktatási tankönyv | | 0 | | |
| III. Könyvrészlet | 1 | | | |
| idegen nyelvű | | 0 | 0 | 0 |
| magyar nyelvű | | 0 | 0 | 0 |
| cc) Felsőoktatási tankönyvfejezet | | 1 | 0 | 0 |
| IV. Konferenciaközlemény⁴ | 0 | | 0 | 0 |
| Oktatási közlemények összesen (II.aa,bb-III.cc) | | 1 | 0 | 0 |
| Tudományos közlemények összesen (I-IV) | | 61 | 427 | 580 |
| Tudományos és oktatási közlemények összesen (I-IV.) | 62 | | 427 | 580 |
| V. További tudományos művek | 1 | | | |
| További tudományos művek, ide értve a nem teljes folyóiratcikkek és a nem ismert lektoráltságú folyóiratokban megjelent teljes folyóiratcikkek is | | 1 | 0 | 0 |
| Szerkesztőségi levelezés, hozzászólások, válaszok | | 0 | 0 | 0 |
| Oltalmak (szabadalmak) | | 0 | 0 | 0 |
| VI. Hivatkozott absztraktok⁵ | 1 | | 0 | 1 |
| Összes hivatkozás¹ | | | 427 | 581 |
| Hirsch index⁶ | 16 | | | |
| g index⁶ | 21 | | | |

| Speciális tudományometriai adatok | Száma | Összes hivatkozás |
|---|-------|-------------------|
| Első szerzős teljes folyóiratcikkek száma ² | 15 | 126 |
| Utolsó szerzős teljes folyóiratcikkek száma ² | 26 | 279 |
| A tudományos fokozat (PhD) elnyerése utáni (2003) teljes tudományos folyóiratcikkek száma | 44 | 472 |
| Az utolsó 10 év (2013-) tudományos, teljes, lektorált tudományos folyóiratcikkeinek száma | 37 | 311 |
| A legmagasabb hivatkozottságú közlemény hivatkozásainak száma (az összes hivatkozás százalékában) | 45 | 7,75% |
| Hivatkozások száma, amelyek nem szerepelnek a WoS/Scopus rendszerben | | 35 + 0 |
| Jelentés, guideline | 0 | 0 |
| Csoportos (multicentrikus) közleményben kollaborációs közreműködő ⁷ | 0 | 0 |

10 Köszönetnyilvánítás

1993-ban, mint IV. éves fogorvostan-hallgató kezdtem meg TDK munkámat a Semmelweis Orvostudományi Egyetem Élettani Intézetében. Témavezetőm Dr. Hably Csilla adjunktus és Dr. Bartha Jenő docens volt. Szeretném nekik megköszönni, hogy megtanítottak arra, hogy hogyan kell kíméletlen szigorral és precízséggel a kísérleteket megtervezni, kiértékelni; előadásokat, posztereket, pályázatokat írni.

1997-től Fazekas Árpád professzor Úr lett a frissen alakult Fogorvostudományi Alprogramban a PhD témavezetőm. Köszönöm, hogy segített a fogászatban meglátni a klinikai problémákat és azokat átültetni a tudományos vizsgálat nyelvére. Bevezetett a tudományos publikáció megírásának rejtelseibe is.

2003-ban Dr. Varga Gábor professzor Úr segítségével sikerült egy két éves Wellcome Trust ösztöndíjat elnyernem a dublini, Trinity College-ba. Köszönöm, hogy segített kitekinteni a világba és megismerni a világ egyik legkorszerűbb Orál Biológiai laboratóriumát, Brian O'Connell professzor Úr vezetésével. Köszönöm, Brian O'Connell-nek, hogy megismerttetett a korszerű sejt- és molekuláris biológiai módszerekkel és segített kialakítani lényegre törő kutatási szemléletemet.

Köszönöm, Dr. Walter Renne-nek, hogy 5 évvel ezelőtt kialakulhatott egy tudományos kapcsolat köztünk a digitális fogászat témakörében. Klinika szemléletű kutatás, az újdonságok azonnali beemelése a vizsgálatok tárgyába jelentős mértékben járul hozzá a jelen MTA disszertáció megírásához.

Köszönöm Dr. Kerémi Beáta igazgatóhelyettesnek, hogy átnézte és javította disszertációt, és kritikus javaslatokkal élt jobbitó szándékkal. Köszönöm, hogy tudományos tevékenységemet azzal is támogatja, hogy segít a Helyreállító Fogászati és Endodonciai Klinika irányításában. Köszönöm számos kollégámnak, PhD hallgatómnak és TDK-somnak a hozzájárulását a vizsgálatokat elvégzéséhez.

Köszönöm, szüleimnek, hogy mindig arra neveltek, hogy ne a könnyebb utat válasszam, mert hosszú távon a küzdelmesebb sokkal értékesebb.

Köszönöm, a négy gyermekemnek (János, Hanna, Csanád, Luca) sok megbocsájtást, amiért a velük töltött idő helyett a tudománnyal foglalkoztam. Köszönöm feleségemnek Csillának, hogy mindig mögöttem áll, támogat és biztat, és egy stabil háttérrel nyújt nekem és a családnak.

11 Irodalomjegyzék

1. Frencken, J.E., et al., *Global epidemiology of dental caries and severe periodontitis - a comprehensive review*. J Clin Periodontol, 2017. **44 Suppl 18**: p. S94-S105.
2. GA: Centers for Disease Control and Prevention, U.D.o.H.a.H.S., *Centers for Disease Control and Prevention. Oral Health Surveillance Report: Trends in Dental Caries and Sealants, Tooth Retention, and Edentulism*, . 2019: United States, 1999–2004 to 2011–2016. Atlanta, .
3. Madlena, M., et al., *Caries prevalence and tooth loss in Hungarian adult population: results of a national survey*. BMC Public Health, 2008. **8**: p. 364.
4. Sperber, G.H., *Dental Wear: Attrition, Erosion, and Abrasion-A Palaeo-Odontological Approach*. Dent J (Basel), 2017. **5**(2).
5. Llodra, J.C., et al., *LLL2: an international global level questionnaire on toothbrushing and use of fluoride toothpaste*. Int Dent J, 2014. **64 Suppl 2**(Suppl 2): p. 20-6.
6. WHO, *WHO Information Series on School Health, Doc 11: Oral Health Promotion through Schools*. 2003, World Health Organization (WHO). : Geneva. p. 1–25.
7. Splieth, C.H., J. Christiansen, and L.A. Foster Page, *Caries Epidemiology and Community Dentistry: Chances for Future Improvements in Caries Risk Groups. Outcomes of the ORCA Saturday Afternoon Symposium, Greifswald, 2014. Part 1*. Caries Res, 2016. **50**(1): p. 9-16.
8. Roulet, J.F., *Marginal integrity: clinical significance*. J Dent, 1994. **22 Suppl 1**: p. S9-12.
9. Felton, D.A., et al., *Effect of in vivo crown margin discrepancies on periodontal health*. J Prosthet Dent, 1991. **65**(3): p. 357-64.
10. Holmes, J.R., et al., *Considerations in measurement of marginal fit*. J Prosthet Dent, 1989. **62**(4): p. 405-8.
11. Cekic-Nagas, I., S. Canay, and E. Sahin, *Bonding of resin core materials to lithium disilicate ceramics: the effect of resin cement film thickness*. Int J Prosthodont, 2010. **23**(5): p. 469-71.
12. Gressler May, L., et al., *Influence of the resin cement thickness on the fatigue failure loads of CAD/CAM feldspathic crowns*. Dent Mater, 2015. **31**(8): p. 895-900.
13. May, L.G., et al., *Effects of cement thickness and bonding on the failure loads of CAD/CAM ceramic crowns: multi-physics FEA modeling and monotonic testing*. Dent Mater, 2012. **28**(8): p. e99-109.
14. Rossetti, P.H., et al., *Correlation between margin fit and microleakage in complete crowns cemented with three luting agents*. J Appl Oral Sci, 2008. **16**(1): p. 64-9.
15. White, S.N., S. Ingles, and V. Kipnis, *Influence of marginal opening on microleakage of cemented artificial crowns*. J Prosthet Dent, 1994. **71**(3): p. 257-64.
16. Renne, W., et al., *Predicting marginal fit of CAD/CAM crowns based on the presence or absence of common preparation errors*. J Prosthet Dent, 2012. **108**(5): p. 310-5.
17. Faruqi, S., et al., *Digital assessment of marginal accuracy in ceramic crowns fabricated with different marginal finish line configurations*. J Esthet Restor Dent, 2022. **34**(5): p. 789-795.
18. Angerame, D., et al., *Influence of preparation designs on marginal adaptation and failure load of full-coverage occlusal veneers after thermomechanical aging simulation*. J Esthet Restor Dent, 2019. **31**(3): p. 280-289.
19. Milicich, G., *The compression dome concept: the restorative implications*. Gen Dent, 2017. **65**(5): p. 55-60.
20. Ahlers, M.O., et al., *Guidelines for the preparation of CAD/CAM ceramic inlays and partial crowns*. Int J Comput Dent, 2009. **12**(4): p. 309-25.
21. Milicich, G. and J.T. Rainey, *Clinical presentations of stress distribution in teeth and the significance in operative dentistry*. Pract Periodontics Aesthet Dent, 2000. **12**(7): p. 695-700; quiz 702.
22. Park, J.M., *Comparative analysis on reproducibility among 5 intraoral scanners: sectional analysis according to restoration type and preparation outline form*. J Adv Prosthodont, 2016. **8**(5): p. 354-362.

23. Jalalian, E. and N.S. Aletaha, *The effect of two marginal designs (chamfer and shoulder) on the fracture resistance of all ceramic restorations, Inceram: an in vitro study*. J Prosthodont Res, 2011. **55**(2): p. 121-5.
24. Gratton, D.G., et al., *Performance of two different digital evaluation systems used for assessing pre-clinical dental students' prosthodontic technical skills*. Eur J Dent Educ, 2017. **21**(4): p. 252-260.
25. Wierinck, E., V. Puttemans, and D. van Steenberghe, *Effect of tutorial input in addition to augmented feedback on manual dexterity training and its retention*. Eur J Dent Educ, 2006. **10**(1): p. 24-31.
26. Mirghani, I., et al., *Capturing differences in dental training using a virtual reality simulator*. Eur J Dent Educ, 2018. **22**(1): p. 67-71.
27. Park, C.F., et al., *Dental Students' Perceptions of Digital Assessment Software for Preclinical Tooth Preparation Exercises*. J Dent Educ, 2017. **81**(5): p. 597-603.
28. Mays, K.A. and G.L. Branch-Mays, *A Systematic Review of the Use of Self-Assessment in Preclinical and Clinical Dental Education*. J Dent Educ, 2016. **80**(8): p. 902-13.
29. Kateeb, E.T., et al., *Utilising an innovative digital software to grade pre-clinical crown preparation exercise*. Eur J Dent Educ, 2017. **21**(4): p. 220-227.
30. Esser, C., et al., *A comparison of the visual and technical assessment of preparations made by dental students*. Eur J Dent Educ, 2006. **10**(3): p. 157-61.
31. Keul, C. and J.-F. Güth, *Accuracy of full-arch digital impressions: an in vitro and in vivo comparison*. Clinical oral investigations, 2020. **24**(2): p. 735-745.
32. Kihara, H., et al., *Accuracy and practicality of intraoral scanner in dentistry: A literature review*. Journal of prosthodontic research, 2020. **64**(2): p. 109-113.
33. Kravitz, N., et al., *Intraoral digital scanners*. Journal of clinical orthodontics: JCO, 2014. **48**(6): p. 337.
34. Rekow, E.D., *Digital dentistry: The new state of the art—Is it disruptive or destructive?* Dental Materials, 2020. **36**(1): p. 9-24.
35. Silness, J., *Periodontal conditions in patients treated with dental bridges. 3. The relationship between the location of the crown margin and the periodontal condition*. J Periodontal Res, 1970. **5**(3): p. 225-9.
36. Grasso, J.E., et al., *Effect of restoration quality on periodontal health*. J Prosthet Dent, 1985. **53**(1): p. 14-9.
37. Muller, H.P., *The effect of artificial crown margins at the gingival margin on the periodontal conditions in a group of periodontally supervised patients treated with fixed bridges*. J Clin Periodontol, 1986. **13**(2): p. 97-102.
38. Silness, J. and T. Hegdahl, *Area of the exposed zinc phosphate cement surfaces in fixed restorations*. Scand J Dent Res, 1970. **78**(2): p. 163-77.
39. Luthardt, R.G., et al., *Clinical parameters influencing the accuracy of 1- and 2-stage impressions: a randomized controlled trial*. Int J Prosthodont, 2008. **21**(4): p. 322-7.
40. Chiche, G.J. and A. Pinault, *Esthetic of anterior fixed prosthodontics* 1994, Louisiana State University, New Orleans: Quintessence Publishing Co., Inc.,.
41. Luthardt, R.G., et al., *Clinical performance and periodontal outcome of temporary crowns and fixed partial dentures: A randomized clinical trial*. J Prosthet Dent, 2000. **83**(1): p. 32-9.
42. Nuki, K. and J. Hock, *The organisation of the gingival vasculature*. J Periodontal Res, 1974. **9**(5): p. 305-13.
43. Mikecs, B., et al., *Revisiting the vascularity of the keratinized gingiva in the maxillary esthetic zone*. BMC Oral Health, 2021. **21**(1): p. 160.
44. Nobuto, T., et al., *Periosteal microvasculature in the dog alveolar process*. J Periodontol, 1989. **60**(12): p. 709-15.
45. Le, N.M., et al., *A noninvasive imaging and measurement using optical coherence tomography angiography for the assessment of gingiva: An in vivo study*. J Biophotonics, 2018. **11**(12): p. e201800242.

46. Le, N., et al., *Intraoral optical coherence tomography and angiography combined with autofluorescence for dental assessment*. Biomed Opt Express, 2022. **13**(6): p. 3629-3646.
47. Nobuto, T., et al., *The relationship between connective tissue and its microvasculature in the healthy dog gingiva*. J Periodontal Res, 1989. **24**(1): p. 45-52.
48. Townsend, D., F. D'Aiuto, and J. Deanfield, *Preliminary study of video imaging of blood vessels in tissues lining the gingival sulcus in periodontally healthy individuals*. J Periodontal Res, 2014. **49**(5): p. 670-9.
49. Li, Y., U. Baran, and R.K. Wang, *Application of thinned-skull cranial window to mouse cerebral blood flow imaging using optical microangiography*. PLoS One, 2014. **9**(11): p. e113658.
50. Gadde, S.G., et al., *Quantification of Vessel Density in Retinal Optical Coherence Tomography Angiography Images Using Local Fractal Dimension*. Invest Ophthalmol Vis Sci, 2016. **57**(1): p. 246-52.
51. McGuire, B.J. and T.W. Secomb, *Estimation of capillary density in human skeletal muscle based on maximal oxygen consumption rates*. Am J Physiol Heart Circ Physiol, 2003. **285**(6): p. H2382-91.
52. Harris, P.D. and D.E. Longnecker, *Significance of precapillary sphincter activity for microcirculatory function*. Microvasc Res, 1971. **3**(4): p. 385-95.
53. Miles, A.E.W., *International Association for Dental Research*. Journal of Dental Research, 2016. **34**(5): p. 776-785.
54. Lindhe, J., N.P. Lang, and T. Karring, *Clinical Periodontology and Implant Dentistry*. 2009: Wiley.
55. Wang-Evers, M., et al., *Assessing the impact of aging and blood pressure on dermal microvasculature by reactive hyperemia optical coherence tomography angiography*. Sci Rep, 2021. **11**(1): p. 13411.
56. Zoellner, H., C.C. Chapple, and N. Hunter, *Microvasculature in gingivitis and chronic periodontitis: disruption of vascular networks with protracted inflammation*. Microsc Res Tech, 2002. **56**(1): p. 15-31.
57. Zoellner, H. and N. Hunter, *Vascular expansion in chronic periodontitis*. J Oral Pathol Med, 1991. **20**(9): p. 433-7.
58. Zoellner, H.F. and N. Hunter, *High endothelial-like venules in chronically inflamed periodontal tissues exchange polymorphs*. J Pathol, 1989. **159**(4): p. 301-10.
59. Kasprzak, A., et al., *Role of high endothelial postcapillary venules and selected adhesion molecules in periodontal diseases: a review*. J Periodontal Res, 2013. **48**(1): p. 1-21.
60. Kraal, G., A.M. Duijvestijn, and H.H. Hendriks, *The endothelium of the high endothelial venule: a specialized endothelium with unique properties*. Exp Cell Biol, 1987. **55**(1): p. 1-10.
61. Blanchard, L. and J.P. Girard, *High endothelial venules (HEVs) in immunity, inflammation and cancer*. Angiogenesis, 2021. **24**(4): p. 719-753.
62. Egelberg, J., *The blood vessels of the dento-gingival junction*. J Periodontal Res, 1966. **1**(3): p. 163-79.
63. Soderholm, G. and J. Egelberg, *Morphological changes in gingival blood vessels during developing gingivitis in dogs*. J Periodontal Res, 1973. **8**(1): p. 16-20.
64. Kennedy, J.E., *Effect of inflammation on collateral circulation of the gingiva*. J Periodontal Res, 1974. **9**(3): p. 147-52.
65. Kindlova, M., *Changes in the Vascular Bed of the Marginal Periodontium in Periodontitis*. J Dent Res, 1965. **44**: p. 456.
66. Hock, J. and K. Niki, *A vital microscopy study of the morphology of normal and inflamed gingiva*. J Periodontal Res, 1971. **6**(2): p. 81-8.
67. Chapple, C.C., R.K. Kumar, and N. Hunter, *Vascular remodelling in chronic inflammatory periodontal disease*. J Oral Pathol Med, 2000. **29**(10): p. 500-6.
68. Brex, M.C., et al., *Microvascular volumes in healthy and inflamed gingiva in humans*. J Periodontal Res, 1992. **27**(1): p. 1-7.

69. Nemeth, E., G.V. Kulkarni, and C.A. McCulloch, *Proliferative responses of endothelial cell populations to experimentally induced inflammatory lesions of gingival connective tissues in the cynomolgus monkey (Macaca fascicularis)*. *Anat Rec*, 1994. **239**(1): p. 9-17.
70. Jackson, J.R., et al., *The codependence of angiogenesis and chronic inflammation*. *FASEB J*, 1997. **11**(6): p. 457-65.
71. Creamer, J.D. and J.N. Barker, *Vascular proliferation and angiogenic factors in psoriasis*. *Clin Exp Dermatol*, 1995. **20**(1): p. 6-9.
72. Thurston, G., et al., *Angiogenesis in mice with chronic airway inflammation: strain-dependent differences*. *Am J Pathol*, 1998. **153**(4): p. 1099-112.
73. Kuo, L.C., A.M. Polson, and T. Kang, *Associations between periodontal diseases and systemic diseases: a review of the inter-relationships and interactions with diabetes, respiratory diseases, cardiovascular diseases and osteoporosis*. *Public Health*, 2008. **122**(4): p. 417-33.
74. Scardina, G.A. and P. Messina, *Microvascular periodontal alterations: A possible relationship between periodontitis and rheumatoid arthritis*. *Clin Hemorheol Microcirc*, 2007. **37**(3): p. 229-35.
75. Preus, H.R., et al., *Periodontitis in psoriasis patients: a blinded, case-controlled study*. *Acta Odontol Scand*, 2010. **68**(3): p. 165-70.
76. Skudutyte-Rysstad, R., et al., *Association between moderate to severe psoriasis and periodontitis in a Scandinavian population*. *BMC Oral Health*, 2014. **14**: p. 139.
77. Kaplan, M.L., M.K. Jeffcoat, and P. Goldhaber, *Blood flow in gingiva and alveolar bone in beagles with periodontal disease*. *J Periodontal Res*, 1982. **17**(4): p. 384-9.
78. Hock, J.M. and S. Kim, *Blood flow in healed and inflamed periodontal tissues of dogs*. *J Periodontal Res*, 1987. **22**(1): p. 1-5.
79. Baab, D.A. and P.A. Oberg, *Laser Doppler measurement of gingival blood flow in dogs with increasing and decreasing inflammation*. *Arch Oral Biol*, 1987. **32**(8): p. 551-5.
80. Matheny, J.L., et al., *Microcirculatory dynamics in experimental human gingivitis*. *J Clin Periodontol*, 1993. **20**(8): p. 578-83.
81. Gleissner, C., et al., *Local gingival blood flow at healthy and inflamed sites measured by laser Doppler flowmetry*. *J Periodontol*, 2006. **77**(10): p. 1762-71.
82. Mavropoulos, A., et al., *Gingival blood flow in periodontitis patients before and after periodontal surgery assessed in smokers and non-smokers*. *J Periodontol*, 2007. **78**(9): p. 1774-82.
83. Hinrichs, J.E., et al., *Intrasulcular laser Doppler readings before and after root planing*. *J Clin Periodontol*, 1995. **22**(11): p. 817-23.
84. Townsend, D., *Identification of venular capillary remodelling: a possible link to the development of periodontitis?* *J Periodontal Implant Sci*, 2022. **52**(1): p. 65-76.
85. Svalestad, J., et al., *Reproducibility of transcutaneous oximetry and laser Doppler flowmetry in facial skin and gingival tissue*. *Microvasc Res*, 2010. **79**(1): p. 29-33.
86. Sasano, T., S. Kuriwada, and D. Sanjo, *Arterial blood pressure regulation of pulpal blood flow as determined by laser Doppler*. *J Dent Res*, 1989. **68**(5): p. 791-5.
87. Ikawa, M., K. Ikawa, and H. Horiuchi, *The effects of thermal and mechanical stimulation on blood flow in healthy and inflamed gingiva in man*. *Arch Oral Biol*, 1998. **43**(2): p. 127-32.
88. Perry, D.A., J. McDowell, and H.E. Goodis, *Gingival microcirculation response to tooth brushing measured by laser Doppler flowmetry*. *J Periodontol*, 1997. **68**(10): p. 990-5.
89. Tanaka, M., et al., *Effect of mechanical toothbrush stimulation on gingival microcirculatory functions in inflamed gingiva of dogs*. *J Clin Periodontol*, 1998. **25**(7): p. 561-5.
90. Ozcan, G., et al., *Blood flow to human gingiva measured by the 133Xe clearance technique*. *J Nihon Univ Sch Dent*, 1992. **34**(3): p. 208-13.
91. Keremi, B., et al., *[Blood flow in marginal gingiva as measured with laser Doppler flowmetry]*. *Fogorv Sz*, 2000. **93**(6): p. 163-8.
92. Kerdvongbundit, V., et al., *Microcirculation of the healthy human gingiva*. *Odontology*, 2002. **90**(1): p. 48-51.

93. Roustit, M., et al., *Excellent reproducibility of laser speckle contrast imaging to assess skin microvascular reactivity*. *Microvasc Res*, 2010. **80**(3): p. 505-11.
94. Mahe, G., et al., *Assessment of skin microvascular function and dysfunction with laser speckle contrast imaging*. *Circ Cardiovasc Imaging*, 2012. **5**(1): p. 155-63.
95. Gaillard-Bigot, F., et al., *Abnormal amplitude and kinetics of digital postocclusive reactive hyperemia in systemic sclerosis*. *Microvasc Res*, 2014. **94**: p. 90-5.
96. Kebuschull, M., et al., *Gingival tissue transcriptomes identify distinct periodontitis phenotypes*. *J Dent Res*, 2014. **93**(5): p. 459-68.
97. Papapanou, P.N., et al., *Periodontitis: Consensus report of workgroup 2 of the 2017 World Workshop on the Classification of Periodontal and Peri-Implant Diseases and Conditions*. *J Clin Periodontol*, 2018. **45 Suppl 20**: p. S162-S170.
98. To, M., et al., *Microcirculation changes in gingival tissue after ultrasonic tooth preparation in beagle dogs*. *J Appl Oral Sci*, 2020. **28**: p. e20190145.
99. Weir, D.J. and B.H. Williams, *Clinical effectiveness of mechanical-chemical tissue displacement methods*. *J Prosthet Dent*, 1984. **51**(3): p. 326-9.
100. Pelzner, R.B., et al., *Human blood pressure and pulse rate response to racemic epinephrine retraction cord*. *J Prosthet Dent*, 1978. **39**(3): p. 287-92.
101. Donovan, T.E., B.K. Gandara, and H. Nemetz, *Review and survey of medicaments used with gingival retraction cords*. *J Prosthet Dent*, 1985. **53**(4): p. 525-31.
102. Runyan, D.A., T.G. Reddy, Jr., and L.M. Shimoda, *Fluid absorbency of retraction cords after soaking in aluminum chloride solution*. *J Prosthet Dent*, 1988. **60**(6): p. 676-8.
103. de Camargo, L.M., W.W. Chee, and T.E. Donovan, *Inhibition of polymerization of polyvinyl siloxanes by medicaments used on gingival retraction cords*. *J Prosthet Dent*, 1993. **70**(2): p. 114-7.
104. O'Mahony, A., et al., *Effect of 3 medicaments on the dimensional accuracy and surface detail reproduction of polyvinyl siloxane impressions*. *Quintessence Int*, 2000. **31**(3): p. 201-6.
105. Harrison, J.D., *Effect of retraction materials on the gingival sulcus epithelium*. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1961. **11**(3): p. 514-521.
106. Nemetz, H., *Tissue management in fixed prosthodontics*. *J Prosthet Dent*, 1974. **31**(6): p. 628-36.
107. Hatch, C.L., et al., *Plasma catecholamine and hemodynamic responses to the placement of epinephrine-impregnated gingival retraction cord*. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 1984. **58**(5): p. 540-4.
108. Bowles, W.H., S.J. Tardy, and A. Vahadi, *Evaluation of new gingival retraction agents*. *J Dent Res*, 1991. **70**(11): p. 1447-9.
109. Kellam, S.A., J.R. Smith, and S.J. Scheffel, *Epinephrine absorption from commercial gingival retraction cords in clinical patients*. *J Prosthet Dent*, 1992. **68**(5): p. 761-5.
110. Maischberger, C., et al., *Hemostatic gingival retraction agents and their impact on prosthodontic treatment steps: A narrative review*. *Quintessence Int*, 2018. **49**(9): p. 719-732.
111. Griffiths, G.S., *Formation, collection and significance of gingival crevice fluid*. *Periodontol 2000*, 2003. **31**: p. 32-42.
112. Duret, F., *Optical Impression*, in *in (UER) Faculty Odontology*. 1973, Claude Bernard University: Lyon (France). p. 288.
113. Duret, F., J.L. Blouin, and B. Duret, *CAD-CAM in dentistry*. *J Am Dent Assoc*, 1988. **117**(6): p. 715-20.
114. Mormann, W.H., *The evolution of the CEREC system*. *J Am Dent Assoc*, 2006. **137 Suppl**: p. 7S-13S.
115. Kravitz, N.D., et al., *Intraoral digital scanners*. *J Clin Orthod*, 2014. **48**(6): p. 337-47.
116. van der Meer, W.J., et al., *Application of intra-oral dental scanners in the digital workflow of implantology*. *PLoS One*, 2012. **7**(8): p. e43312.
117. Logozzo, S., et al., *Recent advances in dental optics - Part I: 3D intraoral scanners for restorative dentistry*. *Optics and Lasers in Engineering*, 2014. **54**: p. 203-221.

118. Hwang, H.H.-M., et al. *An Overview of Digital Intraoral Scanners: Past, Present and Future- From an Orthodontic Perspective*. 2018.
119. Marghalani, A., et al., *Digital versus conventional implant impressions for partially edentulous arches: An evaluation of accuracy*. J Prosthet Dent, 2018. **119**(4): p. 574-579.
120. Aragon, M.L., et al., *Validity and reliability of intraoral scanners compared to conventional gypsum models measurements: a systematic review*. Eur J Orthod, 2016. **38**(4): p. 429-34.
121. Park, S., et al., *An enhanced method for registration of dental surfaces partially scanned by a 3D dental laser scanning*. Comput Methods Programs Biomed, 2015. **118**(1): p. 11-22.
122. Arold, O., et al. *A new registration method to robustly align a series of sparse 3D data*. in *DGaO-Proceedings*. 2009. 110.
123. Chen, Y. and G. Medioni, *Object modeling by registration of multiple range images*, in *Proceedings. 1991 IEEE International Conference on Robotics and Automation*. 1991. p. 2724-2729.
124. Chen, Y. and G. Medioni, *Object Modeling by Registration of Multiple Range Images*. Image and Vision Computing, 1992. **10**(3): p. 145-155.
125. Fisher, B. and S. McDonagh. *Simultaneous registration of multi-view range images with adaptive kernel density estimation*. in *Proceedings of the IMA 14th Mathematics of Surfaces*. 2013. Birmingham, AL, USA.: Institute of Mathematics and its Applications.
126. Mao, Z., et al., *Robust surface reconstruction of teeth from raw pointsets*. Int J Numer Method Biomed Eng, 2014. **30**(3): p. 382-96.
127. Nedelcu, R.G. and A.S. Persson, *Scanning accuracy and precision in 4 intraoral scanners: an in vitro comparison based on 3-dimensional analysis*. J Prosthet Dent, 2014. **112**(6): p. 1461-71.
128. Weise, T., et al., *Online loop closure for real-time interactive 3D scanning*. Computer Vision and Image Understanding, 2011. **115**(5): p. 635-648.
129. Zimmerman, M., et al., *Intraoral scanning systems - a current overview*. International Journal of Computerized Dentistry, 2015. **18**(2): p. 28.
130. Richert, R., et al., *Intraoral Scanner Technologies: A Review to Make a Successful Impression*. J Healthc Eng, 2017. **2017**: p. 8427595.
131. Ender, A. and A. Mehl, *Influence of scanning strategies on the accuracy of digital intraoral scanning systems*. Int J Comput Dent, 2013. **16**(1): p. 11-21.
132. Lim, J.H., et al., *Comparison of digital intraoral scanner reproducibility and image trueness considering repetitive experience*. J Prosthet Dent, 2018. **119**(2): p. 225-232.
133. Nagy, Z.A., et al., *Evaluating the efficiency of the Dental Teacher system as a digital preclinical teaching tool*. Eur J Dent Educ, 2018. **22**(3): p. e619-e623.
134. Mennito, A.S., et al., *Evaluation of the effect scan pattern has on the trueness and precision of six intraoral digital impression systems*. J Esthet Restor Dent, 2018.
135. Muller, P., et al., *Impact of digital intraoral scan strategies on the impression accuracy using the TRIOS Pod scanner*. Quintessence Int, 2016. **47**(4): p. 343-9.
136. Medina-Sotomayor, P., A. Pascual-Moscardo, and I. Camps, *Accuracy of four digital scanners according to scanning strategy in complete-arch impressions*. PLoS One, 2018. **13**(9): p. e0202916.
137. Müller, P., et al., *Impact of digital intraoral scan strategies on the impression accuracy using the TRIOS Pod scanner*. Quintessence international, 2016. **47**(4).
138. 5725e1, I., *Accuracy (trueness and precision) of measurement methods and results in Part 1: General principles and definitions (ISO 5725e1:1994)*. 1994.
139. Borbola, D., et al., *In vitro comparison of five desktop scanners and an industrial scanner in the evaluation of an intraoral scanner accuracy*. J Dent, 2023. **129**: p. 104391.
140. Waldecker, M., et al., *In-vitro accuracy of complete arch scans of the fully dentate and the partially edentulous maxilla*. J Prosthodont Res, 2022. **66**(4): p. 538-545.
141. Mangano, F.G., et al., *Trueness and Precision of Four Intraoral Scanners in Oral Implantology: A Comparative in Vitro Study*. PLoS One, 2016. **11**(9): p. e0163107.

142. Gimenez, B., et al., *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, 2014. **29**(4): p. 853-62.
143. Shimizu, S., et al., *The accuracy of the CAD system using intraoral and extraoral scanners for designing of fixed dental prostheses*. Dent Mater J, 2017. **36**(4): p. 402-407.
144. Uhm, S.H., et al., *Evaluation of the accuracy and precision of four intraoral scanners with 70% reduced inlay and four-unit bridge models of international standard*. Dent Mater J, 2017. **36**(1): p. 27-34.
145. Vecsei, B., et al., *Comparison of the accuracy of direct and indirect three-dimensional digitizing processes for CAD/CAM systems - An in vitro study*. J Prosthodont Res, 2017. **61**(2): p. 177-184.
146. Magnusson, M., et al. *Evaluation of 3D registration reliability and speed - A comparison of ICP and NDT*. in 2009 IEEE International Conference on Robotics and Automation. 2009.
147. Nicholls, J.I., *The measurement of distortion: theoretical considerations*. J Prosthet Dent, 1977. **37**(5): p. 578-86.
148. Nicholls, J.I., *The measurement of distortion: mathematical considerations*. J Prosthet Dent, 1978. **39**(3): p. 339-43.
149. Khamsi, M.A., W.A. Kirk, and W.A. Kirk, *An Introduction to Metric Spaces and Fixed Point Theory*. 2001: Wiley.
150. Mennito, A.S., et al., *Evaluation of the effect scan pattern has on the trueness and precision of six intraoral digital impression systems*. J Esthet Restor Dent, 2018. **30**(2): p. 113-118.
151. Renne, W., et al., *Evaluation of the accuracy of 7 digital scanners: An in vitro analysis based on 3-dimensional comparisons*. J Prosthet Dent, 2017. **118**(1): p. 36-42.
152. Chen, Y., et al., *Understanding the effect of scan spans on the accuracy of intraoral and desktop scanners*. J Dent, 2022. **124**: p. 104220.
153. Auskalnis, L., et al., *Error propagation from intraoral scanning to additive manufacturing of complete-arch dentate models: An in vitro study*. J Dent, 2022. **121**: p. 104136.
154. Chen, Y. and G. Medioni, *Object Modeling by Registration of Multiple Range Images*. Image Vision Comput., 1992. **10**: p. 145-155.
155. Besl, P.J. and N.D. McKay, *A method for registration of 3-D shapes*. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 1992. **14**(2): p. 239-256.
156. Low, K.-L. *Linear Least-Squares Optimization for Point-to-Plane ICP Surface Registration*. 2004.
157. Yang, X., et al., *Accuracy of Digital Impressions and Fitness of Single Crowns Based on Digital Impressions*. Materials (Basel, Switzerland), 2015. **8**(7): p. 3945-3957.
158. Henninger, E., et al., *The effect of regular dental cast artifacts on the 3D superimposition of serial digital maxillary dental models*. Sci Rep, 2019. **9**(1): p. 10501.
159. Kanjanasavitree, P., P. Thammarajuk, and M. Guazzato, *Comparison of different artificial landmarks and scanning patterns on the complete-arch implant intraoral digital scans*. J Dent, 2022. **125**: p. 104266.
160. Chai, T. and R.R. Draxler, *Root mean square error (RMSE) or mean absolute error (MAE)? - Arguments against avoiding RMSE in the literature*. Geoscientific Model Development, 2014. **7**(3): p. 1247-1250.
161. Stefanelli, L.V., et al., *Use of Intraoral Scanners for Full Dental Arches: Could Different Strategies or Overlapping Software Affect Accuracy?* Int J Environ Res Public Health, 2021. **18**(19).
162. Tahmaseb, A., et al., *Parameters of passive fit using a new technique to mill implant-supported superstructures: an in vitro study of a novel three-dimensional force measurement-misfit method*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2010. **25**(2): p. 247-57.
163. Pyo, S.W., et al., *Methods Used to Assess the 3D Accuracy of Dental Implant Positions in Computer-Guided Implant Placement: A Review*. J Clin Med, 2019. **8**(1).
164. Rhee, Y.K., et al., *Comparison of intraoral scanning and conventional impression techniques using 3-dimensional superimposition*. J Adv Prosthodont, 2015. **7**(6): p. 460-7.

165. Knechtle, N., et al., *Accuracy of digital complete-arch, multi-implant scans made in the edentulous jaw with gingival movement simulation: An in vitro study*. J Prosthet Dent, 2022. **128**(3): p. 468-478.
166. Kuhr, F., et al., *A new method for assessing the accuracy of full arch impressions in patients*. J Dent, 2016. **55**: p. 68-74.
167. Roth, I., et al., *Digital intraoral scanner devices: a validation study based on common evaluation criteria*. BMC Oral Health, 2022. **22**(1): p. 140.
168. Schmidt, A., et al., *Torsion and linear accuracy in intraoral scans obtained with different scanning principles*. J Prosthodont Res, 2020. **64**(2): p. 167-174.
169. Bilmenoglu, C., et al., *In vitro comparison of trueness of 10 intraoral scanners for implant-supported complete-arch fixed dental prostheses*. J Prosthet Dent, 2020. **124**(6): p. 755-760.
170. Keul, C. and J.F. Guth, *Accuracy of full-arch digital impressions: an in vitro and in vivo comparison*. Clin Oral Investig, 2020. **24**(2): p. 735-745.
171. Mendricky, R., *Determination of Measurement Accuracy of Optical 3d Scanners*. MM Science Journal, 2016. **2016**(06): p. 1565-1572.
172. Yatmaz, B.B., S. Raith, and S. Reich, *Trueness evaluation of digital impression: The impact of the selection of reference and test object*. J Dent, 2021. **111**: p. 103706.
173. Goujat, A., et al., *Marginal and internal fit of CAD-CAM inlay/onlay restorations: A systematic review of in vitro studies*. The Journal of Prosthetic Dentistry, 2019. **121**(4): p. 590-597. e3.
174. Souza, R.O.A., et al., *Marginal and internal discrepancies related to margin design of ceramic crowns fabricated by a CAD/CAM system*. Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry, 2012. **21**(2): p. 94-100.
175. McLean, J.W. and J.A. von Fraunhofer, *The estimation of cement film thickness by an in vivo technique*. Br Dent J, 1971. **131**(3): p. 107-11.
176. Coolidge, E.D., *The Thickness of the Human Periodontal Membrane*. The Journal of the American Dental Association and The Dental Cosmos, 1937. **24**(8): p. 1260-1270.
177. Thongthammachat, S., et al., *Dimensional accuracy of dental casts: influence of tray material, impression material, and time*. J Prosthodont, 2002. **11**(2): p. 98-108.
178. Meirowitz, A., et al., *An in vitro evaluation of marginal fit zirconia crowns fabricated by a CAD-CAM dental laboratory and a milling center*. BMC Oral Health, 2019. **19**(1): p. 103.
179. Tabata, L.F., et al., *Marginal and internal fit of CAD-CAM composite resin and ceramic crowns before and after internal adjustment*. J Prosthet Dent, 2020. **123**(3): p. 500-505.
180. Saab, R.C., et al., *Micro-CT Analysis of Y-TZP Copings Made by Different CAD/CAM Systems: Marginal and Internal Fit*. Int J Dent, 2018. **2018**: p. 5189767.
181. Boitelle, P., et al., *3D fitting accuracy evaluation of CAD/CAM copings - comparison with spacer design settings*. Int J Comput Dent, 2016. **19**(1): p. 27-43.
182. Shim, J.S., et al., *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, 2015. **23**(5): p. 515-22.
183. Zhang, Y. and J. Dudley, *The influence of different cement spaces on the marginal gap of CAD/CAM all-ceramic crowns*. Aust Dent J, 2019. **64**(2): p. 167-174.
184. Mahmood, D.J.H., et al., *Production tolerance of conventional and digital workflow in the manufacturing of glass ceramic crowns*. Dent Mater, 2019. **35**(3): p. 486-494.
185. Cakmak, G., et al., *Effect of number of supports and build angle on the fabrication and internal fit accuracy of additively manufactured definitive resin-ceramic hybrid crowns*. J Dent, 2023. **134**: p. 104548.
186. Suzuki, S., et al., *Marginal and internal fit of three-unit zirconia fixed dental prostheses: Effects of prosthesis design, cement space, and zirconia type*. J Prosthodont Res, 2020. **64**(4): p. 460-467.
187. Ahrberg, D., et al., *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, 2016. **20**(2): p. 291-300.

188. Benic, G.I., et al., *Randomized controlled clinical trial of digital and conventional workflows for the fabrication of zirconia-ceramic fixed partial dentures. Part III: Marginal and internal fit.* J Prosthet Dent, 2019. **121**(3): p. 426-431.
189. Almeida e Silva, J.S., et al., *Marginal and internal fit of four-unit zirconia fixed dental prostheses based on digital and conventional impression techniques.* Clin Oral Investig, 2014. **18**(2): p. 515-23.
190. Uluc, I.G., et al., *Comparison of marginal and internal fit of 5-unit zirconia fixed dental prostheses fabricated with CAD/CAM technology using direct and indirect digital scans.* J Dent Sci, 2022. **17**(1): p. 63-69.
191. Juntavee, N. and I. Sirisathit, *Marginal accuracy of computer-aided design- and computer-aided manufacturing-fabricated full-arch zirconia restoration.* Clin Cosmet Investig Dent, 2018. **10**: p. 9-17.
192. McGregor, D.J., et al., *Analyzing part accuracy and sources of variability for additively manufactured lattice parts made on multiple printers.* Additive Manufacturing, 2021. **40**.
193. Meloun, M. and J. Militký, *Errors in instrumental measurements*, in *Statistical Data Analysis*, M. Meloun and J. Militký, Editors. 2011, Woodhead Publishing India. p. 1-23.
194. Choi, J.W., et al., *Three-Dimensional Evaluation on Accuracy of Conventional and Milled Gypsum Models and 3D Printed Photopolymer Models.* Materials (Basel), 2019. **12**(21).
195. Mennito, A.S., et al., *Evaluation of the trueness and precision of complete arch digital impressions on a human maxilla using seven different intraoral digital impression systems and a laboratory scanner.* J Esthet Restor Dent, 2019. **31**(4): p. 369-377.
196. Yatmaz, B.B., S. Raith, and S. Reich, *Accuracy of four recent intraoral scanners with respect to two different ceramic surfaces.* J Dent, 2023. **130**: p. 104414.
197. Gao, H., et al., *Accuracy of three digital scanning methods for complete-arch tooth preparation: An in vitro comparison.* J Prosthet Dent, 2022. **128**(5): p. 1001-1008.
198. Vitai, V., et al., *Evaluation of the accuracy of intraoral scanners for complete-arch scanning: A systematic review and network meta-analysis.* J Dent, 2023: p. 104636.
199. Ender, A., M. Zimmermann, and A. Mehl, *Accuracy of complete- and partial-arch impressions of actual intraoral scanning systems in vitro.* Int J Comput Dent, 2019. **22**(1): p. 11-19.
200. Mangano, F.G., et al., *Trueness of 12 intraoral scanners in the full-arch implant impression: a comparative in vitro study.* BMC Oral Health, 2020. **20**(1): p. 263.
201. Mizumoto, R.M., et al., *Accuracy of different digital scanning techniques and scan bodies for complete-arch implant-supported prostheses.* J Prosthet Dent, 2020. **123**(1): p. 96-104.
202. Sami, T., et al., *An in vitro 3D evaluation of the accuracy of 4 intraoral optical scanners on a 6-implant model.* J Prosthet Dent, 2020. **124**(6): p. 748-754.
203. Di Fiore, A., et al., *Full arch digital scanning systems performances for implant-supported fixed dental prostheses: a comparative study of 8 intraoral scanners.* J Prosthodont Res, 2019. **63**(4): p. 396-403.
204. Mizumoto, R.M., et al., *The effect of scanning the palate and scan body position on the accuracy of complete-arch implant scans.* Clin Implant Dent Relat Res, 2019. **21**(5): p. 987-994.
205. Taylor, T.D., *Prosthodontic problems and limitations associated with osseointegration.* J Prosthet Dent, 1998. **79**(1): p. 74-8.
206. Sahin, S. and M.C. Cehreli, *The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status.* Implant Dent, 2001. **10**(2): p. 85-92.
207. Kallus, T. and C. Bessing, *Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years.* Int J Oral Maxillofac Implants, 1994. **9**(2): p. 169-78.
208. Sekine, H., et al., *Mobility characteristics and tactile sensitivity of osseointegrated fixture-supporting systems.* In: van Steenberghe D, Albrektsson T, Branemark PI, HHenry PJ, Holt R, Liden G, editors. *Tissue integration in oral and maxillofacial reconstruction.* Amsterdam: Excerpta Medica, 1986: p. 326-332.

209. Kim, Y., et al., *Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale*. Clin Oral Implants Res, 2005. **16**(1): p. 26-35.
210. Andriessen, F.S., et al., *Applicability and accuracy of an intraoral scanner for scanning multiple implants in edentulous mandibles: a pilot study*. J Prosthet Dent, 2014. **111**(3): p. 186-94.
211. Jemt, T. and L. Hjalmarsson, *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, 2012. **14 Suppl 1**: p. e175-82.
212. Hjalmarsson, L., et al., *Precision of fit to implants: a comparison of Cresco and Procera(R) implant bridge frameworks*. Clin Implant Dent Relat Res, 2010. **12**(4): p. 271-80.
213. Katsoulis, J., et al., *In vitro precision of fit of computer-aided designed and computer-aided manufactured titanium screw-retained fixed dental prostheses before and after ceramic veneering*. Clin Oral Implants Res, 2015. **26**(1): p. 44-9.
214. Imburgia, M., et al., *Continuous Scan Strategy (CSS): A Novel Technique to Improve the Accuracy of Intraoral Digital Impressions*. Eur J Prosthodont Restor Dent, 2020. **28**(3): p. 128-141.
215. Inokoshi, S., et al., *Marginal accuracy of CAD/CAM inlays made with the original and the updated software*. J Dent, 1992. **20**(3): p. 171-7.
216. Haddadi, Y., G. Bahrami, and F. Isidor, *Effect of Software Version on the Accuracy of an Intraoral Scanning Device*. Int J Prosthodont, 2018. **31**(4): p. 375-376.
217. Ender, A. and A. Mehl, *Full arch scans: conventional versus digital impressions--an in-vitro study*. Int J Comput Dent, 2011. **14**(1): p. 11-21.
218. Ender, A. and A. Mehl, *Accuracy of complete-arch dental impressions: a new method of measuring trueness and precision*. J Prosthet Dent, 2013. **109**(2): p. 121-8.
219. Patzelt, S.B., et al., *Accuracy of full-arch scans using intraoral scanners*. Clin Oral Investig, 2014. **18**(6): p. 1687-94.
220. Ender, A. and A. Mehl, *In-vitro evaluation of the accuracy of conventional and digital methods of obtaining full-arch dental impressions*. Quintessence Int, 2015. **46**(1): p. 9-17.
221. Jeong, I.D., et al., *Accuracy of complete-arch model using an intraoral video scanner: An in vitro study*. J Prosthet Dent, 2016. **115**(6): p. 755-9.
222. Kim, R.J., J.M. Park, and J.S. Shim, *Accuracy of 9 intraoral scanners for complete-arch image acquisition: A qualitative and quantitative evaluation*. J Prosthet Dent, 2018. **120**(6): p. 895-903 e1.
223. Latham, J., et al., *Effect of scan pattern on complete-arch scans with 4 digital scanners*. J Prosthet Dent, 2020. **123**(1): p. 85-95.
224. Abduo, J., *Accuracy of casts produced from conventional and digital workflows: A qualitative and quantitative analyses*. J Adv Prosthodont, 2019. **11**(2): p. 138-146.
225. Osnes, C.A., et al., *Full arch precision of six intraoral scanners in vitro*. J Prosthodont Res, 2020. **64**(1): p. 6-11.
226. Hayama, H., et al., *Trueness and precision of digital impressions obtained using an intraoral scanner with different head size in the partially edentulous mandible*. J Prosthodont Res, 2018. **62**(3): p. 347-352.
227. Keul, C., et al., *Accuracy of data obtained from impression scans and cast scans using different impression materials*. Int J Comput Dent, 2020. **23**(2): p. 129-138.
228. Bocklet, C., et al., *Effect of scan substrates on accuracy of 7 intraoral digital impression systems using human maxilla model*. Orthod Craniofac Res, 2019. **22 Suppl 1**: p. 168-174.
229. Dutton, E., et al., *The effect different substrates have on the trueness and precision of eight different intraoral scanners*. J Esthet Restor Dent, 2020. **32**(2): p. 204-218.
230. Li, H., et al., *Influence of object translucency on the scanning accuracy of a powder-free intraoral scanner: A laboratory study*. The Journal of prosthetic dentistry, 2017. **117**(1): p. 93-101.
231. Kurz, M., T. Attin, and A. Mehl, *Influence of material surface on the scanning error of a powder-free 3D measuring system*. Clin Oral Investig, 2015. **19**(8): p. 2035-43.

232. Huang, R., et al., *Improved scanning accuracy with newly designed scan bodies: An in vitro study comparing digital versus conventional impression techniques for complete-arch implant rehabilitation*. Clin Oral Implants Res, 2020. **31**(7): p. 625-633.
233. Gimenez, B., et al., *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 Suppl 1**: p. e54-64.
234. Moslemion, M., et al., *Do Type and Shape of Scan Bodies Affect Accuracy and Time of Digital Implant Impressions?* Eur J Prosthodont Restor Dent, 2020. **28**(1): p. 18-27.
235. Iturrate, M., et al., *Accuracy analysis of complete-arch digital scans in edentulous arches when using an auxiliary geometric device*. J Prosthet Dent, 2019. **121**(3): p. 447-454.
236. Mangano, F.G., et al., *Trueness and precision of 5 intraoral scanners in the impressions of single and multiple implants: a comparative in vitro study*. BMC Oral Health, 2019. **19**(1): p. 101.
237. Motel, C., et al., *Impact of Different Scan Bodies and Scan Strategies on the Accuracy of Digital Implant Impressions Assessed with an Intraoral Scanner: An In Vitro Study*. J Prosthodont, 2020. **29**(4): p. 309-314.
238. Flugge, T., et al., *The accuracy of different dental impression techniques for implant-supported dental prostheses: A systematic review and meta-analysis*. Clin Oral Implants Res, 2018. **29 Suppl 16**: p. 374-392.
239. Resende, C.C.D., et al., *Influence of operator experience, scanner type, and scan size on 3D scans*. J Prosthet Dent, 2021. **125**(2): p. 294-299.
240. Canullo, L., et al., *Trueness of Intraoral Scanners Considering Operator Experience and Three Different Implant Scenarios: A Preliminary Report*. Int J Prosthodont, 2021. **34**(2): p. 250-253.
241. Roig, E., et al., *In vitro comparison of the accuracy of four intraoral scanners and three conventional impression methods for two neighboring implants*. PLoS One, 2020. **15**(2): p. e0228266.
242. Fransson, B., G. Oilo, and R. Gjeitanger, *The fit of metal-ceramic crowns, a clinical study*. Dent Mater, 1985. **1**(5): p. 197-9.
243. Yeo, I.S., J.H. Yang, and J.B. Lee, *In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems*. J Prosthet Dent, 2003. **90**(5): p. 459-64.
244. Tamac, E., S. Toksavul, and M. Toman, *Clinical marginal and internal adaptation of CAD/CAM milling, laser sintering, and cast metal ceramic crowns*. J Prosthet Dent, 2014. **112**(4): p. 909-13.
245. Gonzalo, E., et al., *A comparison of the marginal vertical discrepancies of zirconium and metal ceramic posterior fixed dental prostheses before and after cementation*. J Prosthet Dent, 2009. **102**(6): p. 378-84.
246. Siervo, S., et al., *Where is the gap? Machinable ceramic systems and conventional laboratory restorations at a glance*. Quintessence Int, 1994. **25**(11): p. 773-9.
247. Bindl, A. and W.H. Mormann, *Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown-copings on chamfer preparations*. J Oral Rehabil, 2005. **32**(6): p. 441-7.
248. Quintas, A.F., F. Oliveira, and M.A. Bottino, *Vertical marginal discrepancy of ceramic copings with different ceramic materials, finish lines, and luting agents: an in vitro evaluation*. J Prosthet Dent, 2004. **92**(3): p. 250-7.
249. Almasri, R., et al., *Volumetric misfit in CAD/CAM and cast implant frameworks: a university laboratory study*. J Prosthodont, 2011. **20**(4): p. 267-74.
250. Nagarkar, S.R., et al., *Digital versus conventional impressions for full-coverage restorations: A systematic review and meta-analysis*. J Am Dent Assoc, 2018. **149**(2): p. 139-147 e1.
251. Tsirogiannis, P., D.R. Reissmann, and G. Heydecke, *Evaluation of the marginal fit of single-unit, complete-coverage ceramic restorations fabricated after digital and conventional impressions: A systematic review and meta-analysis*. J Prosthet Dent, 2016. **116**(3): p. 328-335 e2.
252. Hack, G.P., S., *Evaluation of the accuracy of six intraoral scanning devices: An in-vitro investigation*. ADA professional product review, 2015. **10**(4): p. 5.

253. Zimmermann, M., et al., *Influence of Different CAM Strategies on the Fit of Partial Crown Restorations: A Digital Three-dimensional Evaluation*. Oper Dent, 2018. **43**(5): p. 530-538.
254. Tsitrou, E.A., S.E. Northeast, and R. van Noort, *Evaluation of the marginal fit of three margin designs of resin composite crowns using CAD/CAM*. J Dent, 2007. **35**(1): p. 68-73.
255. Nakamura, T., et al., *Marginal and internal fit of Cerec 3 CAD/CAM all-ceramic crowns*. Int J Prosthodont, 2003. **16**(3): p. 244-8.
256. Sadid-Zadeh, R., et al., *Accuracy of marginal fit and axial wall contour for lithium disilicate crowns fabricated using three digital workflows*. J Prosthet Dent, 2020. **123**(1): p. 121-127.
257. Claus, D., et al., *Generation of 3D digital models of the dental arches using optical scanning techniques*. Seminars in Orthodontics, 2018. **24**(4): p. 416-429.
258. Ramiro, G.P., et al., *Digitalization in Restorative Dentistry*, in *Digital Restorative Dentistry*. 2019. p. 7-39.
259. Fukazawa, S., C. Odaira, and H. Kondo, *Investigation of accuracy and reproducibility of abutment position by intraoral scanners*. J Prosthodont Res, 2017. **61**(4): p. 450-459.
260. Park, J.-M. and J.-S. Shim, *Optical Impression in Restorative Dentistry*, in *Computer Vision in Dentistry [Working Title]*. 2019.
261. Park, G.H., K. Son, and K.B. Lee, *Feasibility of using an intraoral scanner for a complete-arch digital scan*. J Prosthet Dent, 2019. **121**(5): p. 803-810.
262. Abduo, J. and M. Elseyoufi, *Accuracy of Intraoral Scanners: A Systematic Review of Influencing Factors*. Eur J Prosthodont Restor Dent, 2018. **26**(3): p. 101-121.
263. Silness, J. and H. Loe, *Periodontal Disease in Pregnancy. II. Correlation between Oral Hygiene and Periodontal Condition*. Acta Odontol Scand, 1964. **22**: p. 121-35.
264. Loe, H. and J. Silness, *Periodontal Disease in Pregnancy. I. Prevalence and Severity*. Acta Odontol Scand, 1963. **21**(6): p. 533-51.
265. Csempeš, F., et al., *[Blood flow measurements in human oral tissues with laser Doppler flowmetry]*. Fogorv Sz, 2000. **93**(4): p. 115-20.
266. Roberson, T.M., et al., *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry*. 2006: Mosby.
267. Janiszewska-Olszowska, J., et al., *Three-dimensional quantitative analysis of adhesive remnants and enamel loss resulting from debonding orthodontic molar tubes*. Head Face Med, 2014. **10**: p. 37.
268. Dold, P., et al., *Validation of an optical system to measure acetabular shell deformation in cadavers*. Proc Inst Mech Eng H, 2014. **228**(8): p. 781-6.
269. Guth, J.F., et al., *Accuracy of digital models obtained by direct and indirect data capturing*. Clin Oral Investig, 2013. **17**(4): p. 1201-8.
270. Jeong, I.-D., et al., *Accuracy of complete-arch model using an intraoral video scanner: An in vitro study*. The Journal of prosthetic dentistry, 2016. **115**(6): p. 755-759.
271. Rosenstiel, S.F., M.F. Land, and J. Fujimoto, *Contemporary fixed prosthodontics*. 4th ed. 2006, St. Louis, Mo.: Mosby/Elsevier. xiii, 1130 p.
272. Shillingburg, H.T., *Fundamentals of fixed prosthodontics*. 3rd ed. 1997, Chicago: Quintessence Pub. Co. ix, 582 p.
273. Vaz, S., et al., *The case for using the repeatability coefficient when calculating test-retest reliability*. PLoS One, 2013. **8**(9): p. e73990.
274. Koo, T.K. and M.Y. Li, *A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research*. J Chiropr Med, 2016. **15**(2): p. 155-63.
275. Bi, J. and C. Kuesten, *Intraclass Correlation Coefficient (ICC): A Framework for Monitoring and Assessing Performance of Trained Sensory Panels and Panelists*. Journal of Sensory Studies, 2012. **27**(5): p. 352-364.
276. Tew, G.A., et al., *Comparison of laser speckle contrast imaging with laser Doppler for assessing microvascular function*. Microvasc Res, 2011. **82**(3): p. 326-32.
277. Shoukri, M.M., et al., *Comparison of two dependent within subject coefficients of variation to evaluate the reproducibility of measurement devices*. BMC Med Res Methodol, 2008. **8**: p. 24.

278. Euser, A.M., F.W. Dekker, and S. le Cessie, *A practical approach to Bland-Altman plots and variation coefficients for log transformed variables*. J Clin Epidemiol, 2008. **61**(10): p. 978-82.
279. Bertoldi, C., et al., *Clinical and histological reaction of periodontal tissues to subgingival resin composite restorations*. Clin Oral Investig, 2020. **24**(2): p. 1001-1011.
280. Loe, H., E. Theilade, and S.B. Jensen, *Experimental Gingivitis in Man*. J Periodontol (1930), 1965. **36**(3): p. 177-87.
281. Axelsson, P. and J. Lindhe, *The effect of a preventive programme on dental plaque, gingivitis and caries in schoolchildren. Results after one and two years*. J Clin Periodontol, 1974. **1**(2): p. 126-38.
282. Baab, D.A., P.A. Oberg, and G.A. Holloway, *Gingival blood flow measured with a laser Doppler flowmeter*. J Periodontal Res, 1986. **21**(1): p. 73-85.
283. Minson, C.T., *Thermal provocation to evaluate microvascular reactivity in human skin*. J Appl Physiol (1985), 2010. **109**(4): p. 1239-46.
284. Kellogg, D.L., Jr., *In vivo mechanisms of cutaneous vasodilation and vasoconstriction in humans during thermoregulatory challenges*. J Appl Physiol (1985), 2006. **100**(5): p. 1709-18.
285. Roustit, M. and J.L. Cracowski, *Assessment of endothelial and neurovascular function in human skin microcirculation*. Trends Pharmacol Sci, 2013. **34**(7): p. 373-84.
286. Minson, C.T., L.T. Berry, and M.J. Joyner, *Nitric oxide and neurally mediated regulation of skin blood flow during local heating*. J Appl Physiol (1985), 2001. **91**(4): p. 1619-26.
287. Arildsson, M., et al., *Skin capillary appearance and skin microvascular perfusion due to topical application of analgesia cream*. Microvasc Res, 2000. **59**(1): p. 14-23.
288. Cracowski, J.L., et al., *Methodological issues in the assessment of skin microvascular endothelial function in humans*. Trends Pharmacol Sci, 2006. **27**(9): p. 503-8.
289. Herlofson, B.B., P. Brodin, and H. Aars, *Increased human gingival blood flow induced by sodium lauryl sulfate*. J Clin Periodontol, 1996. **23**(11): p. 1004-7.
290. Sasano, T., et al., *Axon reflex vasodilatation in cat dental pulp elicited by noxious stimulation of the gingiva*. J Dent Res, 1994. **73**(12): p. 1797-802.
291. Kemppainen, P., et al., *Differences between tooth stimulation and capsaicin-induced neurogenic vasodilatation in human gingiva*. J Dent Res, 2003. **82**(4): p. 303-7.
292. Wipke-Tevis, D.D. and D.A. Williams, *Effect of oral hydration on skin microcirculation in healthy young and midlife and older adults*. Wound Repair Regen, 2007. **15**(2): p. 174-85.
293. Freccero, C., et al., *Laser Doppler perfusion monitoring of skin blood flow at different depths in finger and arm upon local heating*. Microvasc Res, 2003. **66**(3): p. 183-9.
294. Fredriksson, I., et al., *Reduced arteriovenous shunting capacity after local heating and redistribution of baseline skin blood flow in type 2 diabetes assessed with velocity-resolved quantitative laser Doppler flowmetry*. Diabetes, 2010. **59**(7): p. 1578-84.
295. Fazekas, R., et al., *Functional characterization of collaterals in the human gingiva by laser speckle contrast imaging*. Microcirculation, 2018. **25**(3): p. e12446.
296. Ganti, B., et al., *Evidence of spreading vasodilation in the human gingiva evoked by nitric oxide*. J Periodontal Res, 2019. **54**(5): p. 499-505.
297. Mormann, W. and S.G. Ciancio, *Blood supply of human gingiva following periodontal surgery. A fluorescein angiographic study*. J Periodontol, 1977. **48**(11): p. 681-92.
298. Mormann, W., C. Meier, and A. Firestone, *Gingival blood circulation after experimental wounds in man*. J Clin Periodontol, 1979. **6**(6): p. 417-24.
299. Folke, L.E. and R.E. Stallard, *Periodontal microcirculation as revealed by plastic microspheres*. J Periodontal Res, 1967. **2**(1): p. 53-63.
300. Naumova, E.A., et al., *The oral mucosal surface and blood vessels*. Head Face Med, 2013. **9**: p. 8.
301. Newman, M.G., et al., *Carranza's clinical periodontology*. 2012, Saunders Elsevier, St. Louis, MO. p. 1 online resource (xlv, 824 p.).
302. Johnson, G.K., et al., *Blood flow and epithelial thickness in different regions of feline oral mucosa and skin*. J Oral Pathol, 1987. **16**(6): p. 317-21.

303. Squier, C.A. and D. Nanny, *Measurement of blood flow in the oral mucosa and skin of the rhesus monkey using radiolabelled microspheres*. Arch Oral Biol, 1985. **30**(4): p. 313-8.
304. Hammel, H.T., C.H. Wyndham, and J.D. Hardy, *Heat production and heat loss in the dog at 8-36 degrees C environmental temperature*. Am J Physiol, 1958. **194**(1): p. 99-108.
305. Kronert, H. and K. Pleschka, *Lingual blood flow and its hypothalamic control in the dog during panting*. Pflugers Arch, 1976. **367**(1): p. 25-31.
306. Heimhalt-El Hamriti, M., et al., *Impaired skin microcirculation in paediatric patients with type 1 diabetes mellitus*. Cardiovasc Diabetol, 2013. **12**: p. 115.
307. Petrofsky, J., et al., *The effect of acute administration of vitamin D on micro vascular endothelial function in Caucasians and South Asian Indians*. Med Sci Monit, 2013. **19**: p. 641-7.
308. Nicotra, A., et al., *Heat-provoked skin vasodilatation in innervated and denervated trunk dermatomes in human spinal cord injury*. Spinal Cord, 2006. **44**(4): p. 222-6.
309. Nagy, I., et al., *Microcirculatory Changes of Human Gingiva Induced by Vasoactive Reflexes and Toothbrushing*. Journal of Dental Research, 2016. **95**(C): p. 0147 (IADR/PER congress).
310. Wada-Takahashi, S., et al., *Effect of physical stimulation (gingival massage) on age-related changes in gingival microcirculation*. PLoS One, 2020. **15**(5): p. e0233288.
311. Osunde, O.D., et al., *Comparative study of the effect of warm saline mouth rinse on complications after dental extractions*. Int J Oral Maxillofac Surg, 2014. **43**(5): p. 649-53.
312. Shimotoyodome, A., et al., *Improvement of macromolecular clearance via lymph flow in hamster gingiva by topical warming and massage*. J Periodontal Res, 2000. **35**(5): p. 310-7.
313. Baab, D.A., A. Oberg, and A. Lundstrom, *Gingival blood flow and temperature changes in young humans with a history of periodontitis*. Arch Oral Biol, 1990. **35**(2): p. 95-101.
314. Mormann, W.H., et al., *The thermodynamic behaviour of labial gingiva in patients with destructive periodontal disease*. J Clin Periodontol, 1985. **12**(6): p. 477-93.
315. Sugiyama, S., et al., *Gingival vascular functions are altered in type 2 diabetes mellitus model and/or periodontitis model*. J Clin Biochem Nutr, 2012. **51**(2): p. 108-13.
316. Holowatz, L.A., C.S. Thompson-Torgerson, and W.L. Kenney, *The human cutaneous circulation as a model of generalized microvascular function*. J Appl Physiol (1985), 2008. **105**(1): p. 370-2.
317. Khan, F., et al., *Impaired skin microvascular function in children, adolescents, and young adults with type 1 diabetes*. Diabetes Care, 2000. **23**(2): p. 215-20.
318. RG, I.J., et al., *Individuals at increased coronary heart disease risk are characterized by an impaired microvascular function in skin*. Eur J Clin Invest, 2003. **33**(7): p. 536-42.
319. Khan, F., et al., *Changes in endothelial function precede the clinical disease in women in whom preeclampsia develops*. Hypertension, 2005. **46**(5): p. 1123-8.
320. Kruger, A., et al., *Laser Doppler flowmetry detection of endothelial dysfunction in end-stage renal disease patients: correlation with cardiovascular risk*. Kidney Int, 2006. **70**(1): p. 157-64.
321. Morozumi, T., et al., *Smoking cessation increases gingival blood flow and gingival crevicular fluid*. J Clin Periodontol, 2004. **31**(4): p. 267-72.
322. Edvinsson, M.L., et al., *Cigarette smoking leads to reduced relaxant responses of the cutaneous microcirculation*. Vasc Health Risk Manag, 2008. **4**(3): p. 699-704.
323. Kuvin, J.T., et al., *Assessment of peripheral vascular endothelial function in the ambulatory setting*. Vasc Med, 2007. **12**(1): p. 13-6.
324. Kuvin, J.T., et al., *Assessment of peripheral vascular endothelial function with finger arterial pulse wave amplitude*. Am Heart J, 2003. **146**(1): p. 168-74.
325. Nohria, A., et al., *Role of nitric oxide in the regulation of digital pulse volume amplitude in humans*. J Appl Physiol (1985), 2006. **101**(2): p. 545-8.
326. Bonetti, P.O., et al., *Noninvasive identification of patients with early coronary atherosclerosis by assessment of digital reactive hyperemia*. J Am Coll Cardiol, 2004. **44**(11): p. 2137-41.
327. Hamburg, N.M., et al., *Cross-sectional relations of digital vascular function to cardiovascular risk factors in the Framingham Heart Study*. Circulation, 2008. **117**(19): p. 2467-74.

328. Persson, L., et al., *Tobacco smoking and gingival neutrophil activity in young adults*. J Clin Periodontol, 1999. **26**(1): p. 9-13.
329. Luthra, K., et al., *Smoking swings of gingival crevicular fluid secretion*. J Indian Soc Periodontol, 2012. **16**(1): p. 101-3.
330. Tymkiw, K.D., et al., *Influence of smoking on gingival crevicular fluid cytokines in severe chronic periodontitis*. J Clin Periodontol, 2011. **38**(3): p. 219-28.
331. Hedin, C.A., G. Ronquist, and O. Forsberg, *Cyclic nucleotide content in gingival tissue of smokers and non-smokers*. J Periodontal Res, 1981. **16**(3): p. 337-43.
332. Perozini, C., et al., *Gingival crevicular fluid biochemical markers in periodontal disease: a cross-sectional study*. Quintessence Int, 2010. **41**(10): p. 877-83.
333. Oliver, R.C., P. Holm-Pederen, and H. Loe, *The correlation between clinical scoring, exudate measurements and microscopic evaluation of inflammation in the gingiva*. J Periodontol, 1969. **40**(4): p. 201-9.
334. Nemetz, H., T. Donovan, and H. Landesman, *Exposing the gingival margin: a systematic approach for the control of hemorrhage*. J Prosthet Dent, 1984. **51**(5): p. 647-51.
335. Woycheshin, F.F., *An evaluation of the drugs used for gingival retraction*. The Journal of Prosthetic Dentistry, 1964. **14**(4): p. 769-776.
336. Csillag, M., et al., *Dose-related effects of epinephrine on human gingival blood flow and crevicular fluid production used as a soaking solution for chemo-mechanical tissue retraction*. J Prosthet Dent, 2007. **97**(1): p. 6-11.
337. Hauser, A.M. and D.M. Bowen, *Primer on preclinical instruction and evaluation*. J Dent Educ, 2009. **73**(3): p. 390-8.
338. Lenherr, P. and C.P. Marinello, *[prepCheck computer-supported objective evaluation of students preparation in preclinical simulation laboratory]*. Swiss Dent J, 2014. **124**(10): p. 1085-92.
339. Cardoso, J.A., et al., *Reducing subjectivity in the evaluation of pre-clinical dental preparations for fixed prosthodontics using the Kavo PrepAssistant*. Eur J Dent Educ, 2006. **10**(3): p. 149-56.
340. Kournetas, N., et al., *Assessing the reliability of a digital preparation assistant system used in dental education*. J Dent Educ, 2004. **68**(12): p. 1228-34.
341. Labussiere, M., J. Laconte, and F. Pomerleau, *Geometry Preserving Sampling Method based on Spectral Decomposition for 3D Registration*. 2018.
342. Hammett, P.D., et al., *Quantifying alignment effects in 3d coordinate measurement*. 2009, University of Michigan Transportation Research Institute, Manufacturing Validation Solutions, LLC.
343. An, H., E.E. Langas, and A.S. Gill, *Effect of scanning speed, scanning pattern, and tip size on the accuracy of intraoral digital scans*. J Prosthet Dent, 2022.
344. Oh, K.C., J.M. Park, and H.S. Moon, *Effects of Scanning Strategy and Scanner Type on the Accuracy of Intraoral Scans: A New Approach for Assessing the Accuracy of Scanned Data*. J Prosthodont, 2020. **29**(6): p. 518-523.
345. Son, K., M.U. Jin, and K.B. Lee, *Feasibility of using an intraoral scanner for a complete arch digital scan, part 2: A comparison of scan strategies*. J Prosthet Dent, 2023. **129**(2): p. 341-349.
346. Guth, J.F., et al., *A new method for the evaluation of the accuracy of full-arch digital impressions in vitro*. Clin Oral Investig, 2016. **20**(7): p. 1487-94.
347. Michelinakis, G., et al., *Influence of different material substrates on the accuracy of 3 intraoral scanners: A single-blinded in vitro study*. Int J Prosthodont, 2022. **35**(1): p. 82-93.
348. Syrek, A., et al., *Clinical evaluation of all-ceramic crowns fabricated from intraoral digital impressions based on the principle of active wavefront sampling*. J Dent, 2010. **38**(7): p. 553-9.
349. Latham, J., et al., *Effect of scan pattern on complete-arch scans with 4 digital scanners*. J Prosthet Dent, 2019.
350. Osnes, C.A., et al., *Full arch precision of six intraoral scanners in vitro*. J Prosthodont Res, 2019.
351. Park, J.M. and J.S. Shim, *Measuring the Complete-arch Distortion of an Optical Dental Impression*. J Vis Exp, 2019(147).

352. Song, J. and M. Kim, *Accuracy on Scanned Images of Full Arch Models with Orthodontic Brackets by Various Intraoral Scanners in the Presence of Artificial Saliva*. Biomed Res Int, 2020. **2020**: p. 2920804.
353. Ender, A., T. Attin, and A. Mehl, *In vivo precision of conventional and digital methods of obtaining complete-arch dental impressions*. J Prosthet Dent, 2016. **115**(3): p. 313-20.
354. Malik, J., et al., *Comparison of Accuracy Between a Conventional and Two Digital Intraoral Impression Techniques*. Int J Prosthodont, 2018. **31**(2): p. 107-113.
355. Revilla-Leon, M., D.E. Kois, and J.C. Kois, *A guide for maximizing the accuracy of intraoral digital scans. Part 1: Operator factors*. J Esthet Restor Dent, 2023. **35**(1): p. 230-240.
356. Revilla-Leon, M., D.E. Kois, and J.C. Kois, *A guide for maximizing the accuracy of intraoral digital scans: Part 2-Patient factors*. J Esthet Restor Dent, 2023. **35**(1): p. 241-249.
357. Haddadi, Y., G. Bahrami, and F. Isidor, *Effect of Software Version on the Accuracy of an Intraoral Scanning Device*. International Journal of Prosthodontics, 2018. **31**(4).
358. Richert, R., et al., *Intraoral scanner technologies: a review to make a successful impression*. Journal of Healthcare Engineering, 2017. **2017**.
359. Ender, A., M. Zimmermann, and A. Mehl, *Accuracy of complete-and partial-arch impressions of actual intraoral scanning systems in vitro*. Int J Comput Dent, 2019. **22**(1): p. 11-19.
360. Treesh, J.C., et al., *Complete-arch accuracy of intraoral scanners*. The Journal of Prosthetic Dentistry, 2018. **120**(3): p. 382-388.
361. Zimmermann, M., A. Ender, and A. Mehl, *Local accuracy of actual intraoral scanning systems for single-tooth preparations in vitro*. The Journal of the American Dental Association, 2020. **151**(2): p. 127-135.
362. Mennito, A.S., et al., *Evaluation of the effect scan pattern has on the trueness and precision of six intraoral digital impression systems*. Journal of Esthetic and Restorative Dentistry, 2018. **30**(2): p. 113-118.
363. Michelinakis, G., et al., *A comparison of accuracy of 3 intraoral scanners: A single-blinded in vitro study*. The Journal of Prosthetic Dentistry, 2019.
364. Renne, W., et al., *Evaluation of the accuracy of 7 digital scanners: An in vitro analysis based on 3-dimensional comparisons*. The Journal of prosthetic dentistry, 2017. **118**(1): p. 36-42.
365. Pattamavilai, S. and C. Ongthiemsak, *Accuracy of intraoral scanners in different complete arch scan patterns*. J Prosthet Dent, 2022.
366. Yilmaz, H., et al., *Effect of scan pattern on the scan accuracy of a combined healing abutment scan body system*. J Prosthet Dent, 2022.
367. Mangano, F.G., et al., *Solid index and reverse implant library for the fabrication of a bar for overdenture: a proof of concept*. Int J Comput Dent, 2021. **24**(3): p. 331-343.
368. Gomez-Polo, M., et al., *Influence of arch location and scanning pattern on the scanning accuracy, scanning time, and number of photograms of complete-arch intraoral digital implant scans*. Clin Oral Implants Res, 2023. **34**(6): p. 591-601.
369. Schmidt, A., et al., *The Influence of Hard- and Software Improvement of Intraoral Scanners on the Implant Transfer Accuracy from 2012 to 2021: An In Vitro Study*. Applied Sciences-Basel, 2021. **11**(15).
370. D'Haese, R., et al., *In Vitro Accuracy of Digital and Conventional Impressions for Full-Arch Implant-Supported Protheses*. J Clin Med, 2022. **11**(3).
371. Revilla-Leon, M., et al., *Intraoral digital scans: Part 2-influence of ambient scanning light conditions on the mesh quality of different intraoral scanners*. J Prosthet Dent, 2020. **124**(5): p. 575-580.
372. Revilla-Leon, M., et al., *Intraoral digital scans-Part 1: Influence of ambient scanning light conditions on the accuracy (trueness and precision) of different intraoral scanners*. J Prosthet Dent, 2020. **124**(3): p. 372-378.
373. Revilla-Leon, M., et al., *Clinical Study of the Influence of Ambient Light Scanning Conditions on the Accuracy (Trueness and Precision) of an Intraoral Scanner*. J Prosthodont, 2020. **29**(2): p. 107-113.

374. Tsirogiannis, P., D.R. Reissmann, and G. Heydecke, *Evaluation of the marginal fit of single-unit, complete-coverage ceramic restorations fabricated after digital and conventional impressions: A systematic review and meta-analysis*. J Prosthet Dent, 2016. **116**(3): p. 328-335.e2.
375. May, K.B., et al., *Precision of fit: the Procera AllCeram crown*. J Prosthet Dent, 1998. **80**(4): p. 394-404.
376. Peroz, I., et al., *Marginal adaptation of lithium disilicate ceramic crowns cemented with three different resin cements*. Clin Oral Investig, 2019. **23**(1): p. 315-320.
377. Alajaji, N.K., et al., *Micro-CT Evaluation of Ceramic Inlays: Comparison of the Marginal and Internal Fit of Five and Three Axis CAM Systems with a Heat Press Technique*. J Esthet Restor Dent, 2017. **29**(1): p. 49-58.
378. McLean, J.W., *Polycarboxylate cements. Five years' experience in general practice*. Br Dent J, 1972. **132**(1): p. 9-15.
379. Akin, A., S. Toksavul, and M. Toman, *Clinical Marginal and Internal Adaptation of Maxillary Anterior Single All-Ceramic Crowns and 2-year Randomized Controlled Clinical Trial*. J Prosthodont, 2015. **24**(5): p. 345-50.
380. Fasbinder, D.J., *Clinical performance of chairside CAD/CAM restorations*. J Am Dent Assoc, 2006. **137** Suppl: p. 22S-31S.
381. Aziz, A., et al., *Clinical performance of chairside monolithic lithium disilicate glass-ceramic CAD-CAM crowns*. J Esthet Restor Dent, 2019. **31**(6): p. 613-619.
382. Romeo, E., et al., *Marginal adaptation of full-coverage CAD/CAM restorations: in vitro study using a non-destructive method*. Minerva Stomatol, 2009. **58**(3): p. 61-72.
383. Olley, R.C., M. Andiappan, and P.M. Frost, *An up to 50-year follow-up of crown and veneer survival in a dental practice*. J Prosthet Dent, 2018. **119**(6): p. 935-941.
384. Stoll, R., et al., *Longevity of cast gold inlays and partial crowns--a retrospective study at a dental school clinic*. Clin Oral Investig, 1999. **3**(2): p. 100-4.
385. Boeddinghaus, M., et al., *Accuracy of single-tooth restorations based on intraoral digital and conventional impressions in patients*. Clin Oral Investig, 2015. **19**(8): p. 2027-34.
386. Lee, K.B., et al., *Marginal and internal fit of all-ceramic crowns fabricated with two different CAD/CAM systems*. Dent Mater J, 2008. **27**(3): p. 422-6.
387. Flugge, T.V., et al., *Precision of intraoral digital dental impressions with iTero and extraoral digitization with the iTero and a model scanner*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2013. **144**(3): p. 471-8.
388. Grajower, R., Y. Zuberi, and I. Lewinstein, *Improving the fit of crowns with die spacers*. J Prosthet Dent, 1989. **61**(5): p. 555-63.
389. Mule, S.A., et al., *Effect of Varying Layers of Two Die Spacers on Precementation Space of Full Coverage Restorations*. J Indian Prosthodont Soc, 2014. **14**(Suppl 1): p. 67-75.
390. Soriani, N.C., et al., *Effect of the use of die spacer on the marginal fit of copings cast in NiCr, NiCrBe and commercially pure titanium*. Braz Dent J, 2007. **18**(3): p. 225-30.
391. Fusayama, T., K. Ide, and H. Hosoda, *Relief of resistance of cement of full cast crowns*. The Journal of Prosthetic Dentistry, 1964. **14**(1): p. 95-106.
392. Eames, W.B., et al., *Techniques to improve the seating of castings*. J Am Dent Assoc, 1978. **96**(3): p. 432-7.
393. Hmaidouch, R., P. Neumann, and W.D. Mueller, *Influence of preparation form, luting space setting and cement type on the marginal and internal fit of CAD/CAM crown copings*. Int J Comput Dent, 2011. **14**(3): p. 219-26.
394. Son, K., et al., *A Comparison Study of Marginal and Internal Fit Assessment Methods for Fixed Dental Prostheses*. J Clin Med, 2019. **8**(6).
395. Aditya, P., et al., *Marginal discrepancy as affected by selective placement of die-spacer: an in vitro study*. J Indian Prosthodont Soc, 2012. **12**(3): p. 143-8.
396. Groten, M., et al., *Determination of the minimum number of marginal gap measurements required for practical in-vitro testing*. J Prosthet Dent, 2000. **83**(1): p. 40-9.

397. Nawafleh, N.A., et al., *Accuracy and reliability of methods to measure marginal adaptation of crowns and FDPs: a literature review*. J Prosthodont, 2013. **22**(5): p. 419-28.
398. Riccitiello, F., et al., *In vitro Evaluation of the Marginal Fit and Internal Adaptation of Zirconia and Lithium Disilicate Single Crowns: Micro-CT Comparison Between Different Manufacturing Procedures*. Open Dent J, 2018. **12**: p. 160-172.
399. Boening, K.W., M.H. Walter, and P.D. Reppel, *Non-cast titanium restorations in fixed prosthodontics*. J Oral Rehabil, 1992. **19**(3): p. 281-7.
400. Karlsson, S., *The fit of Procera titanium crowns. An in vitro and clinical study*. Acta Odontol Scand, 1993. **51**(3): p. 129-34.
401. Gaintantzopoulou, M.D. and H.M. El-Damanhoury, *Effect of Preparation Depth on the Marginal and Internal Adaptation of Computer-aided Design/Computer-assisted Manufacture Endocrowns*. Oper Dent, 2016. **41**(6): p. 607-616.
402. Jorgensen, K.D. and A.L. Esbensen, *The relationship between the film thickness of zinc phosphate cement and the retention of veneer crowns*. Acta Odontol Scand, 1968. **26**(3): p. 169-75.
403. Molin, M.K., S.L. Karlsson, and M.S. Kristiansen, *Influence of film thickness on joint bend strength of a ceramic/resin composite joint*. Dent Mater, 1996. **12**(4): p. 245-9.
404. Mobilio, N., et al., *Effect of Different Luting Agents on the Retention of Lithium Disilicate Ceramic Crowns*. Materials (Basel), 2015. **8**(4): p. 1604-1611.
405. Sagsoz, N.P. and N. Yanikoglu, *Evaluation of the fracture resistance of computer-aided design/computer-aided manufacturing monolithic crowns prepared in different cement thicknesses*. Niger J Clin Pract, 2018. **21**(4): p. 417-422.
406. Scherrer, S.S., et al., *Effect of cement film thickness on the fracture resistance of a machinable glass-ceramic*. Dent Mater, 1994. **10**(3): p. 172-7.
407. Nedelcu, R., et al., *Finish line distinctness and accuracy in 7 intraoral scanners versus conventional impression: an in vitro descriptive comparison*. BMC Oral Health, 2018. **18**(1): p. 27.
408. Beuer, F., J. Schweiger, and D. Edelhoff, *Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations*. Br Dent J, 2008. **204**(9): p. 505-11.
409. Kirsch, C., et al., *Trueness of four different milling procedures used in dental CAD/CAM systems*. Clin Oral Investig, 2017. **21**(2): p. 551-558.
410. Koch, G.K., G.O. Gallucci, and S.J. Lee, *Accuracy in the digital workflow: From data acquisition to the digitally milled cast*. J Prosthet Dent, 2016. **115**(6): p. 749-54.