

MTA DOKTORI ÉRTEKEZÉS TÉZISEI



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

Prof. Dr. Vág János
Helyreállító Fogászati és Endodonciai Klinika
Semmelweis Egyetem

Budapest, 2023.

1 A DOLGOZATHOZ FELHASZNÁLT SAJÁT IN EXTENSIO KÖZLEMÉNYEK

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. Csempeš, 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

2 Bevezetés

A fogkorona jelentős részének elvesztését indirekt technikával, teljes borító koronával vagy inlay-vel, célszerű restaurálni. Ebben az esetben szájon kívül, fogtechnikai laboratóriumban készül el a fogmű. A fog teljes elvesztése esetén rögzített fogpótlást készítünk a meglévő fogakra vagy implantátumokra. A készülő restaurátum soklépéses munkafolyamaton megy keresztül. A hagyományos (nem digitális) eljárások hosszú évtizedekig finomodtak. Ugyanakkor a 2000-es évek második felétől robbanásszerűen kezdtek elterjedni a digitális fogtechnikai eljárások a restaurátum előállításához (pl. cirkónium-dioxid korona és híd vázak készítése). A fogorvos ekkor még hagyományos fizikai (pl. szilikon alapú) lenyomattal mintázta le a preparált felszíneket a fogtechnikus számára. Ugyanakkor a 2010-es évek második felétől az intraorális szkennerek (IOS) rohamos fejlődésével a fogorvosok is egyre jobban bekapcsolódtak a digitális munkafolyamatokba. Az IOS kényelmesebb, könnyen ismételhető és környezetkímélő a hagyományos lenyomathoz képest. Legnagyobb előnye, hogy közvetlenül képesek digitalizálni a szájüregi képleteket, így három lépést (fizikai lenyomatvétel, gipszelés, fogtechnikai digitalizálás) is kiváltanak.

Egy 2016-ban megjelent meta-analízis szerint a teljes digitális munkafolyamattal elkészített szülő (egy tagú) restaurátumok szélizáródása ugyanolyan pontos, mint a hagyományos eljárással készített. Szülő restaurátumot készíthetünk kisebb ún. asztali marógépekkel (CAM) is, amely fogorvosi rendelőkben is elhelyezhető. Ebben az esetben az IOS-sal és megfelelő tervező szoftverrel (CAD) kiegészítve chairside (szék melletti) CAD/CAM rendszerről beszélünk. Így a teljesen szék mellett elvégezhető digitális munkafolyamat pontosságának és hatékonyságnak megismerése és a gyártási paraméterek optimalizálása fontos kutatási terület.

Az IOS-ok dinamikus fejlődése a pontosságuk folyamatos vizsgálatát teszi szükségessé. Az elmúlt évek óta a fogorvosok felől igény mutatkozik arra, hogy a szülő restaurátumok mellett, a 3-4 tagú hidakon át, a teljes állcsonton és implantátumokon elhorgonyzott fogpótlásokig, mindent meg tudjunk valósítani teljesen digitális eljárással.

A digitalizálást megelőzi a fogak előkészítése a megfelelő restaurátumhoz. A fogak preparálásának minősége jelentősen hozzá járul a restaurátum hosszútávú sikeréhez. Ezért továbbra is fontos célkitűzése a kurrikulumunknak a fogorvostan-hallgatók kézügyességének és felkészültségének növelése. A digitális háromdimenziós (3D) leképzési rendszerek ebben is segíthetnek, hiszen méréseket lehet rajtuk elvégezni, keresztmetszeteket lehet rajta vizsgálni és a szájbán nehezen látható felszíneket is megjeleníti.

A fogpreparálás minősége és a szkennerek pontossága még nem elegendő a pontos digitális minta elkészítéséhez. Nagyon fontos a lágyszövetek kondicionálása is, hiszen a preparációs határvonalakat élesen el kell különíteni az íny (gingiva) szövetétől. Ennek legalkalmasabb módja az ínyfél (marginális gingiva) reverzibilis eltolása a foggyökér (apicalis) irányába retrakciós fonal segítségével. Ezt a folyamatot sulcus tágításnak nevezzük. Sulcus tágítás során mechanikusan és kémiaiilag is ingereljük az íny szövetet, amely fokozza a vérzési hajlamot. A retrakciós fonal további előnye, hogy különböző vérzéscsillapító anyagokkal itatható át, amelyek segítenek tiszta és száraz körülményeket teremteni.

Klinikai megfigyelések szerint, gyulladt íny esetén a vérzés és sulcus váladék fokozódik, így még nehezebb a preparált felszíneket szárazon tartani. Sulcus tágításkor feltehetően reaktív hyperaemia jön létre, de nem ismert, hogy ennek mi a kórélettani mechanizmusa. Már a nyugalmi (nem stimulált) gingiva véráramlás változása gingivitisben ellentmondásos; egyes megfigyelések szerint nő, mások szerint csökken vagy nem változik. Tekintettel arra, hogy a gingivát

folyamatosan érik külső ingerek (hő, kémia, mikrobiológia) és a gyulladás lefolyása is időben változik (akut, krónikus, subakut) a nyugalmi véráramlás nehezen standardizálható. Másrészt a szöveti regenerációt és ellenállóképességet elsősorban nem a nyugalmi véráramlás, hanem a mikrocirkuláció alkalmazkodó (vasodilatációs kapacitás) képessége befolyásolja. Ezért közelebb juthatunk a gingivitis és a véráramlás kapcsolatának megismeréséhez, ha a gingiva vasodilatációs kapacitását vizsgáljuk meg gyulladásban.

3 Kérdésfelvetések és célkitűzések

1. A szülő koronák készítésének munkafázisai milyen hatással vannak az íny állapotára és mikrocirkulációjára?
2. Hogyan befolyásolja a gingivitis a nyugalmi gingiva véráramlást és a vasodilatációs kapacitását nem dohányzóknak és dohányosokban?
3. Hogyan hat a retrakciós fonál alkalmazása a gingiva mikrocirkulációjára és milyen anyaggal tudjuk kivédeni a fonal eltávolítást követően bekövetkező reaktív hyperaemiát?
4. Javítja-e a fogorvostan-hallgatók preparációs készségét 3D vizuális megjelenítés és összehasonlítás?
5. A tér melyik irányában történik a legnagyobb torzulás intraorális szkennelés közben? Befolyásolja-e a szkennelési mintázat a képösszefűzési mechanizmus okozta torzulást?
6. Van-e különbség az IOS torzulás kinetikája és az indirekt digitalizálás (szilikon lenyomat + gipsz + labor szkennerek) között teljes fogíven? Befolyásolja-e az optikai leképzési technológia az IOS valódiságát és ismételhetőségét? (hét IOS összehasonlítása)
7. Befolyásolja-e a szoftververzió frissítés az IOS valódiságát és ismételhetőségét (precizitás)? Befolyásolja-e szkennelt felület (zománc, dentin, amalgám, kompozit, lítium-diszilikát, cirkónium-dioxid) a valódiságot és ismételhetőségét?

8. Elég pontos-e az IOS, hogy fogtalan állcsontba helyezett implantátumokról digitális lenyomatot vegyünk? Befolyásolja-e a valódiságot a szkennelési tapasztalat?
9. Befolyásolja-e a teljes kerámia borítókoronák illeszkedésének pontosságát a chairside rendszer típusa illetve a gyors vagy finom marási opció?

4 Anyag és módszertan

A **mikrocirkulációs klinikai vizsgálatokba** (1-3.) bevont páciensek egyik esetben sem szenvedtek szisztémás betegségben és gyógyszerrel sem szedtek. A marginális gingiva véráramlását (GBF) Lézer Doppler Flowmeter-rel (LDF) határoztuk meg és Blood Perfusion Unit-ban (BPU) adtuk meg. A sulcus váladék (GCF) mennyiségét Periotron 8000 készülékkel határoztuk meg. Plakk felhalmozódást plakk indexel (PI), gingivitist gingivális indexel (GI) mértük.

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

Egy 28 éves női páciens régi elálló szélű fémkerámia koronái mellett (négy felső metszőfogon) megmértük a GBF-t, a PI-t és GI-t (fázis I.). A szájhigiéniai instruálást követően, egy héttel később, a koronákat eltávolítottuk, szék mellett azonnali műanyag ideiglenes koronákat készítettünk. Egy héttel később megmértük a három paramétert (fázis II.). A fogtechnikus által készített ideiglenes koronákat becementeztük és egy, kettő majd három héttel később (fázis III., IV., V.) újramértük ugyanazon paramétereket. A hatodik héten a végleges teljes kerámia koronákat beragasztottuk. Majd egy (fázis V.) és hat héttel (fázis VI.) később újra megmértünk a paramétereket. A fázisok közötti GBF értékeket ANOVA-val hasonlítottuk össze, felhasználva a fázisonként megismételt méréseket. A gingivális index és az GBF értékek között

Spearman korrelációt számoltunk. A $p < 0,05$ kisebb értéket tekintettük szignifikánsnak.

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

A gingiva vasodilatációs kapacitás mérésére meleg fiziológiás sóoldattal és halogén lámpával hő tesztet alkalmaztunk. A két módszert összehasonlítottuk alkalmazhatóság szempontjából.

Ezt követően gyulladt és egészséges ínyű pácienseken ($n=50$) vizsgáltuk a halogén lámpa által kiváltott hyperaemia karakterisztikáját és a gingivitis (GCF-vel mérve) kapcsolatát dohányzókban és nem dohányzókban. A hyperaemia paraméterei a következők voltak:

1. 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 hőstimuláció után az RT pontig (Area)
5. mikrocirkulációs pulzus a kiinduláskor (GFPA-bsl) és a
6. hőprovokáció után (GFPA-heat)

Az életkort és az artériás középnyomást is rögzítettük (MAP). A GBF mellett a fluxus összetevőit (CMBC és Speed) külön-külön is mértük az első pilot vizsgálatban.

A normál eloszlású adatokat $\text{átlag} \pm \text{standard hiba (SE)}$, a nem normális eloszlásúakat medián és interkvartilis tartomány (Q1-Q3) formában adtuk meg. A vérkeringési paraméterek változását az idő függvényében ANOVA-val és Dunnnett teszttel értékeltük ki. A dohányzó és nemdohányzó csoportok paramétereit kétmintás t-teszttel és Kruskall-Wallis teszttel hasonlítottuk össze. A paraméterek közötti kapcsolatot Pearson illetve Spearman korrelációval jellemeztük.

4.3 A retrakciós fonal hatása a humán gingiva mikrocirkulációjára

Először meghatároztuk a fonott retrakciós fonal telítődési görbéjét az impregnáláshoz használt négy anyag (fiziológias sóoldat, 0,1% adrenalin, 25% AlCl_3 , 15,5% $\text{Fe}_2(\text{SO}_4)_3$) esetén. Kiszámoltuk a telítési időt és a maximálisan felszívódott anyag mennyiségét. Ennek megfelelően impregnáltuk a fonalakat a klinikai vizsgálatban.

Ezt követően hét (fiz. só), kilenc (adrenalin), kilenc (AlCl_3), és nyolc ($\text{Fe}_2(\text{SO}_4)_3$) egészséges ínyű páciens jobb oldali felső középső metszőfog buccalis ínybarázdájába sulcus fonalat helyeztünk öt percre. A GBF-t megmértük fonal behelyezés előtt, a fonal bent léte alatt, és kivétele után 20 percen keresztül.

Az adatokat átlag \pm SE formában adtuk meg. A GBF változását az idő periódusok között és a csoportok között kétszemponos ANOVA-val és Newman-Keuls post-hoc teszttel hasonlítottuk össze. A szignifikancia szintjeként $p < 0,05$ -et használtunk.

A digitális fogászati eljárások pontosságának vizsgálata (4-9.) műanyag modelleken vagy kadávereken történt.

4.4 A hallgatói preparációs készség javítása digitális kiértékelő rendszerrel

Vizsgálatainkba harminchat negyedéves fogorvostan-hallgatót vontunk be. Egy tapasztalt oktató egy mester/referencia preparációt készített egy műanyag modellben a jobb felső első őrlőfogba. A mesio-occluso-buccalis onlay üreg a kerámia inlay/onlay készítés szabályait követte. Az üreg geometriai paramétereit miliméterben (mm) adtuk meg a hallgatók számára és ismert méretű fűrókat használhattak. A hallgatók kétszer készítették el ugyanazt a kavitást. Az elsőhöz, az oktató szóban tájékoztatta a hallgatókat az üregkészítés kivitelezésének szabályairól a reguláris propedeutikai oktatásnak megfelelően. A második üreg

elkészítése előtt kiértékeljük az első üreget. A preparált fogakat a Dental Teacher asztali szkennelvel szkenneltük be és a következő paramétereket mértük le:

1. occlusiós üreg mélység (OM: 3 mm)
2. occlusalis kavítás két különböző pontján a szélesség mesialisan részén (OS1: 2 mm)
3. distalisan (OS2: 2,5 mm)
4. approximális kazetta mélység (AM: 1 mm)
5. mesiobuccalis váll szélesség (VS: 1 mm)
6. mesiobuccalis oldalon a csücsök redukció mértéke (CR: 1,5 mm)

Az OM-et, a CR-t és a VS-et három, az OS1-et pedig két ponton mértük, és mindegyiknél átlagot számítottunk. Az OS2-t és az AM-et egy ponton mértük. A hallgatói üregeken mért távolságokból kivontuk a mester modellen mért értékeket és a különbségek abszolút értékével jellemeztük a **hallgatói preparáció minőségét**.

Az első preparáció után a diákokat véletlenszerűen egy kontroll és egy tesztcsoportra osztottuk. A kontrollcsoportban az oktató szondával mutatta meg a preparációs hibákat a modellen. A tesztcsoportban az oktató a Dental Teacher 3D vizualizációs funkcióját használta a hibák demonstrálására. A tesztcsoport résztvevői jelen voltak a távolságmérések során is, így a kinagyított 3D virtuális modellen könnyedén észlelheték hibáikat.

Elkészülte után, a második kavítást is két csoportban értékeltük ki a Dental Teacher szoftver segítségével

A távolság paramétereket medián \pm interkvartilis (Q1, Q3) formában tüntettük fel. Az első preparátumnál mért minőséget a két csoport között Mann-Whitney U teszttel, az első és a második preparátum közötti minőséget Wilcoxon párosított teszttel, a csoportok között a javulást (a minősége változása az első preparácitól a másodikig) Mann-Whitney U teszttel hasonlítottuk össze. A kiindulási preparátum minőségének és a javulás közötti összefüggést regressziós egyenlettel

és korreláció számítással határoztuk meg. A $p < 0,05$ -nél értéket tekintettük szignifikánsnak.

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

Egy-egy felső és alsó teljes fogas (14-14 fog) állcsont modellt készítettünk PMMA-korongból. A fogmodellekről nagy pontosságú ipari szkennelssel (ATOS) digitális referencia STL fájlokat hoztunk létre.

A két modellt Planscan típusú IOS-sal is beszkeneltük. A szkennelés a bal második őrlőfognál kezdődött a felső és az alsó fogívben (15, Univerzális jelölés szerint) egyaránt (18, Univerzális jelölés). Ezeket tekintettük a **szkennelés origójának**. Négy különböző szkennelési mintázatot használtunk.

- A. Lineáris technika: A második őrlőfogaktól kezdődően először az occlusalis felületeket balról jobbra szkenneltük, majd a lingualis felületeket jobbról balra. Harmadik lépésben az occlusalis felületek balról jobbra, ismét enyhén buccalis irányba megdöntve a szkennert. Végül a buccalis felületeket szkenneltük be.
- B. A lineáris technikát a nyeregtechnika váltotta fel, a nagy- és kisőrlőfogak területén. Nyeregtechnika esetén a szkennergejtet átforgattuk buccalis oldalról lingualis oldalra egy adott fog körül mielőtt tovább léptünk a mellette levő fogra.
- C. A lineáris technikát csak a nagyőrlőfogak területén a nyeregtechnika váltotta fel.
- D. Az egész fogívben nyeregtechnikát használtunk.

Minden egyes szkennelési mintázatot **ötször ismételtünk** meg mindkét modellen. GOM Inspect szoftverben a fogív szkenneléseknél az anatómiai síkoknak megfelelően, occlusalis és a sagittalis, Descartes-féle derékszögű koordináta-rendszert állítottunk fel és x-, y- és z-tengelyeket hoztuk létre. Minden egyes fog occlusalis felületén két

mérőpontot választottunk ki: egy vestibularis-t ('v') és egy orális-t ('o').

Először elvégeztük a referencia és a teszt szkennelés teljes felületi egymásra illesztését az „iterative closest point” algoritmussal (best-fit). Majd négyféleképpen számoltuk ki a deviáció mértékét a két szkennelés között:

1. **Origó (egy fogas) illesztés valódisága:** A szkennelés kiinduló pontjának (origó) megfelelő fogat kijelöltük körberajzolással és a kijelölésen best-fit illesztést végeztünk, majd lemértük a fogon mért felületi deviációt.
2. **Identikus-origó:** Az egy fogas illesztésnél a referencia szkennelés meglévő identikus pontokat ('v' és 'o') átmásoltuk a teszt szkennelésre. Az egymásnak megfelelő pontokat a referencia és teszt szkennelés virtuálisan összekapcsoltuk, hogy a közöttük levő távolságot lemérhessük függetlenül az aktuális illesztéstől. A folyamatot megismételtük mind a felső és mind az alsó fog esetén. Újra aktiváltuk a szkennelés origójánál történt illesztést és mindegyik fognál leolvastuk az identikus pontpárok közötti deviáció három komponensét, ΔX , ΔY , ΔZ . A deviáció, az x-tengelyen a bucco-lingualis, az y-tengely a mesio-distalis, a z-tengelyen az apico-coronalis irányú elmozdulást jelzi.
3. **Identikus-teljes:** A teljes felületi illesztést újra aktiválva, kiszámoltuk a 28-28 pontpár közötti deviációt a felső és az alsó mintán (3360 adatpont).
4. **Felület-teljes:** A teljes felületi illesztést aktiváltuk újra, majd rögzítettük a két felszín közötti teljes átlagos abszolút deviációt. A deviációt $\bar{x} \pm SE$ formában tüntettük fel. A négy mérési módszerhez 1-1 lineáris mixed modellt állítottunk fel, a szkennelési mintázat, a fogankénti kinetika, a v-o mérőpont eltéréseinek és a tengelyeken mért hatás meghatározására. A három a teljes fogívről vonatkoztatott módszerrel (2-4. módszer) kapott értékeket generalizált lineáris mixed modellel hasonlítottuk

össze. Szignifikáns eltérésnek a $p < 0,05$ értéket tekintettük, Bonferroni korrekcióval. A három módszerrel számolt deviációs értékek között Spearman-korrelációt számoltunk.

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

A vizsgálatot egy friss, teljes fogazattal rendelkező kadáver maxillán végeztük, amelyet 4°C -on és nedvesen tartottunk a vizsgálat ideje alatt. Három fogat teljes borító koronához készítettünk elő, hogy a dentin felszín szabadabbá váljon. Néhány fog amalgám vagy kompozit tömést tartalmazott. A maxillát ipari 3D szkennelvel (ATOS) digitalizáltuk referencia szkenn létrehozása céljából. Hét különböző IOS-t választottunk kétféle optikai technológiával, konfokális mikroszkópiával (Trios3, iTero Element1, iTero Element2) és aktív triangulációval (Planscan, Emerald, CEREC Omnicam, CS3600). Minden IOS-sal ötször ismételtük a szkennelést. Minden szkennelés a bal felső második molárisnál (15 fog, Univerzális számozás) kezdődött. Öt hagyományos kétfázisú VPS lenyomatot is vettünk egy lépéses technikával, gyári kanállal. A lenyomatokat precíziós gipsszel öntöttük ki. Minden gipszmodellt asztali laboratóriumi szkennelvel (D800) digitalizáltunk.

A szkennelések közötti eltérést az előző 4.5-ös pontban ismertetett új módszerrel (identikus-origó) végeztük GOM Inspect szoftverben. A referencia és a teszt szkenn illesztését a szkenn origóban végeztük és az identikus pontok közötti deviációt a koordináta-rendszer mindhárom tengelye mentén regisztráltuk, minden fennmaradó fognál.

(1) Az IOS-ok és az indirekt digitalizálási eljárás valóságának és az ismételhetőségének (precizitás) összehasonlításához a fogankénti 3D deviációs értékeket a teljes fogívre átlagoltuk. (2) A tengelyeken mért fogankénti deviációt a teljes fogívre átlagoltuk, hogy a tengelyek közötti eltérést kimutassuk. (3) Az azonos optikai technológiát használó

IOS-okat egy csoportba soroltuk és a 3D és a z-tengelyen mért deviációt hasonlítottuk össze.

A valóság adatokat az $\text{átlag} \pm \text{SE}$, míg az ismételhetőséget a szórással (SD) adtuk meg. A deviációkat a generalizált lineáris mixed modellel hasonlítottuk össze. Szignifikáns eltérésnek a $p < 0,05$ értéket tekintettük, a többszörös páronkénti összehasonlításnál Sidak-módszert alkalmaztunk.

4.7 A szoftver- és hardverfrissítések hatása az IOS-ok valóságára és ismételhetőségére eltérő reflektáló felületeken.

A szkenneteket egy speciális in vitro modellen készítettük el. A mintán a 14 tyodont fogat 14 típusú és színű anyagokból készítette el munkacsoportunk. A statisztikai elemzés egyszerűsítése érdekében az anyagjellemzők alapján ezeket öt csoportba soroltuk.

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

A referencia szkennet ipari szkennelvel (ATOS) hoztuk létre. A teszt szkenneteket hét IOS rendszer két-két szoftver verziójával szkenneltük be; Emerald (Planmeca, 5.8 vs. 6.2.1), EmeraldS (Planmeca, 6.0 vs. 6.2.1), Trios3 (3Shape, 1.3.4.5 vs. 1.6.9.1), Primescan (Dentsply Sirona, 5.0.1 vs. 5.1), Omnicam (Dentsply Sirona, 4.6.1 vs. 5.1),

Mediti500 (Medit, Szöul, Dél-Korea, 1.2.0.3 vs. 2.1.2), iTero Element2 (Align Technologies, 1.9.3.3 vs. 1.9.3.7).

Így minden tesztelt rendszerrel nyolc vizsgálatot végeztünk.

Az két szkennelés egymásra illesztését a best-fit alignmenttel végeztük a Geomagic Control X metrológiai szoftverben. Az öt anyagcsoportban csak a megfelelő fogak voltak kijelölve a lokális deviáció kiszámolásához. A teljes fogív esetén a szoftver kiszámolta az összes illesztett felületi pont közötti **átlagos abszolút távolságot, vagyis a teljes felületi deviációt**.

Az adatokat átlag \pm SD formában adtuk meg. Generalizált lineáris mixed modellt használtuk a csoportok között a deviációk összehasonlítására. Az első modellben elemeztük a szoftververziók közötti különbséget az egyes anyagcsoportokon belül. Az ismételhetőségnél az SD értékeket F-teszt segítségével hasonlítottuk össze. A második modellben az IOS-okat a frissített szoftververziókkal hasonlítottuk egymáshoz. A többszörös páronkénti összehasonlítás korrekciójához szekvenciális Bonferroni-módszert alkalmaztunk, $p < 0,05$ értékkel.

4.8 A felhasználói tapasztalat hatása a valódiságra teljes fogíves, implantátum szkennelés esetén: öt IOS összehasonlítása

Egy tapasztalt sebész öt enossealis Astratech EV típusú fogászati implantátumot helyezett be egy friss, teljesen fogatlan felső állcsont kadáverbe. Az implantátumok annak megfelelően lettek behelyezve, hogy egy rögzített fogpótlást lehessen rájuk tervezni. Öt 4,2 mm átmérőjű intraorális Atlantis szkennelőkulcsot rögzítettünk az implantátumokhoz. A maxillát jégen tartottuk, hogy megakadályozzuk a minta lebomlását vagy méretváltozását a szkennelések során.

A referencia szkennelés létrehozására ipari 3D szkennert (ATOS) használtunk. A kadáver mintát CEREC Optispray-jel permetezzük be, hogy csökkentjük a szkennertől kibocsátott kékfény visszaverődését.

A vizsgálatban az alábbi öt különböző IOS-t hasonlítottunk össze; iTero Element2, Mediti500, Primescan, Trios3, Trios4. Mindegyik szkennelőrrel nyolc szkent készített egy tapasztalt, és szintén nyolcat egy tapasztalatlan operatőr.

A referencia és az intraorális szkent Geomagic Control X-ben hasonlítottuk össze, háromféle módszerrel. (1) **Teljes felületi deviáció teljes felületi illesztéssel:** A referencia és teszt szkent best-fit algoritmussal illesztettük össze a teljes felületen, beleértve a lágyszöveteket és a szkennelőkulcsokat is. Majd a teljes felületi pontok átlagos eltérését számítottuk ki. (2) **Implantációs platform deviációja és szögeltérése teljes felületi illesztéssel:** A referencia szkent és az intraorális szkent best-fit algoritmussal illesztettük össze a teljes felületen. Minden egyes szkennelőkulcs hengeralakú alsó részére CAD hengereket illesztettünk. Ezt követően a referencia és a teszt szkent hengereinek tengely koordinátáit exportáltuk. A tengelyek vektorát extrapoláltuk 3D-ben a szkennelőkulcsok hosszának megfelelően az implantációs platformig. A 3D-s deviációt a két tengely végpontja között a 3D Pitagorasz tétellel számítottuk ki. A két henger tengelyei közötti szöveget a GOM Inspect automatikusan számította ki. (3) **Implantációs platform deviációja és szögeltérése a szkennelőkulcsok illesztésével:** Az öt szkennelőkulcs teljes felületén a local best-fit-tel történt az illesztés a nyálkahártya nélkül. A második módszerhez hasonlóan számítottuk ki a platform eltérését és a hengerek tengelye közötti szöveget.

Az adatok $\text{átlag} \pm \text{SE}$ formában szerepelnek, amelynél egy szkennen mért öt szkennelőkulcs deviációja összevonásra került. A deviációkat és szögeltéréseket generalizált lineáris mixed modellel elemeztük. Öt modellt futtattunk; 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 összehasonlításához ($p < 0,05$). A három különböző módon mért eltérések közötti összefüggéseket Spearman-rang korrelációs együtthatójával (r) értékeltük.

4.9 Teljes CAD/CAM munkafolyamat pontossága chairside rendszer használata esetén.

Egy friss, teljes fogazattal rendelkező felső állcsont kadáver jobb felső első molárisában egy teljes kerámia borító koronához végeztünk preparálást chamfer típusú vállal. Occlusalisan 1,5-2 mm-es, axialisan 1-1,5 mm-es redukción alkalmaztunk. Az oldalfalak 10° -os szögben konvergáltak.

A referencia szkennelést ipari 3D szkennelssel (ATOS) végeztük. Négy, teljes fogívre kiterjedő optikai szkennelést végeztünk Emerald (Planmeca), négyet pedig CEREC Omnicam (Dentsply Sirona) IOS-sal. A szkennelést követően a preparált fogat csipesszel extraháltuk, és steril sóoldatban tároltuk fénytől és hőtől védve.

A referencia szkennelést virtuális viaszfelrakással terveztünk egy ún. mester koronát. A virtuális modellt és a korona mintát 3Shape laboratóriumi szoftverrel fűztük össze egy fájlba, majd 3D-nyomtatóval, műanyagból kinyomtattuk. Ezt a replikamodellt az Emerald és az Omnicam szkennerekkel beszkenneltük, hogy a külső felület kialakításához a mester koronatervet mindkét rendszer tervező szoftvere sablonként használhassa. A koronaterveket minden IOS rendszer saját szoftverén (Romexis, Planmeca, CEREC szoftver, Dentsply Sirona) készítettük el. Minden egyes szkennelést egy digitális koronatervet terveztünk, tehát összesen nyolcat. A rámpaszélességet $250\mu\text{m}$ -re állítottuk be, a cementrést pedig $70\mu\text{m}$ -re.

A restaurátum gyártásához három marógépet használtunk. (1) PlanMill 40S, (2) PlanMill 30S, (3) CEREC MCXL. Minden egyes digitális koronatervet kétszer martunk ki mindegyik marógéppel, egy lassabb(detailed/fine) és egy gyorsabb (standard/fast) beállítás mellett.

A koronákat lítium-diszilikát kerámia tömbből (IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent) martuk ki. Minden rendszerhez a saját szkennert, tervet és marót használtunk. Így összesen 24 kerámia korona készült el. Rögzítettük a maró készülék által becsült marási időt is, hogy összehasonlíthassuk a tényleges marási idővel.

A koronákat a gyártó által javasolt égetési ciklussal kályhában égettük ki színezés nélkül.

A koronákat egyenként helyeztük fel a kihúzott fogra, és gumigyűrűvel rögzítettük. Majd a SkyScan 1172 típusú mikro-CT-vel szkenneltük be. A szkennelés után a képeket NRecon szoftverrel rekonstruáltuk és DataViewer szoftver segítségével az egyes szkemből metszeteket készítettünk a korona centrális régiójában, mesio-distalis és buccalis-lingualis irányban.

A mintánkénti két metszeten a résméréseket az ImageJ szoftverben végeztük. A minták széli és belső illeszkedését különböző pontokon mértük le: abszolút marginális diszkrepancia („absolute marginal discrepancy”, AMD), 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 mindkét metszeten buccalisan, lingualisan, mesialisan és distalisan végeztük el. A korona belső oldala és a fog közötti területet egyben is lemértük, hogy kiszámítsuk a két felület közötti átlagos teljes hézagot vagyis a teljes cementrés szélességét.

Minden szeletet **öt megfigyelő** mért le egymástól függetlenül külön-külön.

Az adatok átlag \pm SE formában szerepelnek. A résszélességeket és a marási időt generalizált lineáris mixed modellel elemeztük ki. A $p < 0,05$ -et vettük szignifikáns változásnak, de a többszörös páros összehasonlításoknál Bonferroni-módszerrel korrigáltuk.

A megfigyelők közötti (inter-rater) egyetértést az intraclass korrelációs együtthatóval (ICC) jellemeztük. Az $ICC < 0,40$ -et rossznak, a $0,40$ – $0,75$ tartományt mérsékeltnek és az $ICC > 0,75$ -öt kiválónak tekintettük.

5 Eredmények

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

A III., IV. és V. fázis alatt a szájhigiéniát tükröző teljes szájüreg **PI** a kezdeti 0,92-ről 0,21-0,52 közé esett vissza. A VI. és VII. fázisban újra emelkedtek az értékek (0,68 és 0,68).

A kezelt fogak felületén a rögzített plakk érték a II. fázisban a kezdeti értékhez (0,6) képest négyszeresére nőtt (2,4). A III. fázisban csökkent (0,4), majd enyhén emelkedett a IV-V. fázisban, de a VI. és VII. fázisban a kezdeti értéknél alacsonyabb értékeket regisztráltunk (1,2 és 0,2). Nem találtunk szignifikáns korrelációt a kezelt és a teljes szájüregi PI között.

A II. fázisban nagyrészt csökkent a GI a kezdeti értékhez képest. A III-V. fázis alatt a GI 0 és 2 között ingadozott. Hasonlóan a GBF folyamatosan ingadozott a II-VI. fázis alatt, mérőpontként eltérő módon, de a VII. fázisra mindenhol csökkent, a kiinduláshoz képest 12-56%-kal. A GI és a GBF között szignifikáns korrelációt kaptunk ($r=0,37$, $n=49$, $p<0,001$).

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

A hőprovokáció hatására a GBF egyenletesen és gyorsan nőtt. A GBF a hőkezelés befejezése után 21sec alatt érte el a válasz csúcsát ($76\pm 6,0\%$). A 2. percben már nem különbözött a kiindulástól. A hőkezelés után megnövekedett GBF kizárólag a vörös vértestek átlagos sebességének (Speed) növekedéséből adódott, a CMBC változása nélkül. A további kísérletekben nem bontottuk szét a paramétereket, hanem csak a fluxust használtuk a GBF becslésére.

Halogén lámpa által kiváltott hő után a GBF értéke szignifikánsan magasabb volt az 1. ($80\pm 12\%$, $p<0,001$) és a 2. percben (44 ± 10 , $p<0,001$). A 2. perc elteltével a GBF visszatért az alapértékekre és a

továbbiakban nem változott. A MAX% $89\pm 15\%$ volt a hőkezelés befejezése után 30sec-el, ami nagyon közel áll az melegvízzel kapott értékhez. Az átlagos RT-idő 110s volt. 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 hőteszthez lámpát használtunk.

Az életkor, a MAP, a GCF, a GBF-kiindulási, a MAX, a MAX%, az Area, a kiindulási GFPA és a hőprovokáció okozta GFPA emelkedés nem különbözött szignifikánsan a nemdohányzó és a dohányzó csoportban. Egyik csoportban sem volt megfigyelhető szignifikáns korreláció az életkor és a mért paraméterek között.

Ugyanakkor, az RT érték szignifikánsan nagyobb volt dohányzóknál. A gyulladási érték (GCF) és a GBF közötti korrelációban is eltérést láttunk. A nemdohányzó csoportban pozitív korrelációt találtunk a GCF és a MAX ($r=0,48$, $p<0,05$), a GCF és a GFPA-kiindulási ($r=0,55$, $p<0,05$), a GCF és a GFPA-hőteszt ($r=0,55$, $p<0,05$) között. Negatív korreláció volt megfigyelhető a GCF és az RT között ($r=-0,64$, $p<0,01$). Ezek a korrelációk mind eltűntek a dohányzó csoportban.

5.3 A retrakciós fonal hatása a humán gingiva mikrocirkulációjára

A fonal által felszívott folyadék mennyisége jelentősen függött az áztatás idejétől. A folyadékabszorpció dinamikája logaritmikus összefüggést mutatott. A Michaelis-Menten kinetika alapján a számolt telítési idők 6 (fiziológiás sóoldat), 4 (adrenalin), 9 ($AlCl_3$) és 10 ($Fe_2(SO_4)_3$) perc volt.

Egy perccel a retrakciós fonal sulcusba történő behelyezése után a GBF szignifikánsan csökkent a kiindulási értékhez képest, minden vizsgált anyag esetén:

- A. fiziológiás 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. $\text{Fe}_2(\text{SO}_4)_3$: 369 ± 66 -ről 227 ± 37 BPU-ra; $p < 0,05$.

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

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 $\text{Fe}_2(\text{SO}_4)_3$ oldatnál egy enyhe nem szignifikáns emelkedés jött létre. A véráramlás növekedése fennmaradt 10 (fiziológiás sóoldat, AlCl_3) és 20 perccel (fiziológiás sóoldat) a fonal eltávolítása után is. Az adrenalinnal átítatott retrakciós fonal behelyezése után regisztrált csökkent inyvérkeringés gyakorlatilag változatlan maradt végig a vizsgálat alatt.

5.4 A hallgatói preparációs készség javítása digitális kiértékelő rendszerrel

Az első hallgatói preparáción mért távolságok átlagosan 0,22-0,48 mm között tértek el a mester mintától, a vizsgált paramétertől függően. A kiindulási állapotban egyik paraméterben sem volt szignifikáns különbség a kontroll és teszt csoport között

A kontroll csoportban a második preparátumok a mester preparátumtól való eltérései nem különböztek szignifikánsan az első preparációban mérttől.

A teszt csoportban (Dental Teacher), az OM, AM és VS távolságok mestermintától történő eltérései szignifikánsan kisebbek voltak a második preparátumok esetében, azaz szignifikáns javulás volt megfigyelhető. A VS paraméter javulása szignifikánsan jobb volt a tesztcsoportban, mint a kontrollcsoportban.

Mindkét csoportban szignifikáns korreláció volt az első preparáció és a második preparáció között elért javulás és az első preparációnál mért minőség között (kontrollcsoport: $r=0,33$, $p < 0,001$; tesztcsoport: $r=0,714$, $p < 0,001$). Viszont a tesztcsoportban a regressziós egyenes

meredeksége szignifikánsan nagyobb volt, mint a kontrolcsoportban (0,90 vs. 0,53, $p < 0,001$).

5.5 Az intraorális szkennelés összefüző hibájának vizsgálata négyféle szkennelési mintázat esetén

A szkennelési origóban levő fog felületi illesztésének deviációja 23-46 μm között változott a szkentől és az állcsonttól függően. 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. Ugyanakkor az origó illesztés pontatlansága negatívan korrelált az identikus-origó módszerrel mért deviációs értékekkel.

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, $p < 0,001$) a felső fogívben. 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. Az alsó fogívben csak az A mintázat deviációja volt nagyobb a D-nél ($p < 0,05$). A szkennelési mintázatok között különbség volt a torzítás kinetikájában (deviáció változása foganként) minden tengelyen és állcsonton ($p < 0,001$). A vestibularis és orális oldal deviációs kinetikája nem egyformán változott az x- és y-tengelyek esetében ($p < 0,001$). A z-tengelyen egyik fogívnel se volt interakció.

A **identikus-teljes** és a **felület-teljes** módszerekkel nem találtunk szignifikáns különbséget a szkennelési mintázatok között.

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 ($209 \pm 8 \mu\text{m}$, $p < 0,001$). Az identikus-teljes deviáció szignifikánsan nagyobb volt, mint a felület-teljes deviáció ($p < 0,001$). Szignifikáns pozitív korreláció volt a két teljes felületen illesztett módszer között (identikus-teljes és

felület-teljes). Nem találtunk összefüggést az origóban illesztett és a teljes felületen illesztett módszerek között.

5.6 Két IOS technológia és az indirekt digitalizálás valódiságának összehasonlítása identikus-origó módszerrel

A deviáció minden szkennernél és az indirekt digitalizálásnál is szignifikánsan nőtt a szkennelési origótól az ellenoldalig. Az Element2 és az Element1 esetén a deviáció trendje az anterior régióban megfordul és csökkenni kezd. A legnagyobb deviáció a Planscan esetében történt. Az indirekt digitalizálás teljes fogívre átlagolt deviációja ($53\pm 2\mu\text{m}$) szignifikánsan kisebb volt, mint az Omnicam ($174\pm 11\mu\text{m}$, $p<0,001$), Element2 ($246\pm 11\mu\text{m}$, $p<0,001$), Emerald ($317\pm 13\mu\text{m}$, $p<0,001$), Element1 ($531\pm 26\mu\text{m}$, $p<0,05$), és Planscan ($903\pm 49\mu\text{m}$, $p<0,001$) deviációja. Nem különbözött szignifikánsan a Trios3-tól ($156\pm 13\mu\text{m}$) és a CS3600-tól ($365\pm 29\mu\text{m}$). 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 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.

A legjobb ismételtetősége (legkisebb SD) az indirekt digitalizálásnak 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 Trios3, az Element2, az Omnicam, az Emerald, az Element1, a CS3600 ismételtetősége között nem volt szignifikáns különbség. De mindegyik szignifikánsan jobb volt, mint a Planscan ($p<0,05$) kivéve a CS3600-at. 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 legtöbb IOS-nál a teljes fogíveltérés

a z-tengelyen volt a legnagyobb, míg 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.

A deviáció mind a konfokális, mind a triangulációs szkennereknél folyamatosan növekedett a szkennelési origótól az ellenoldalig. A két technológia szignifikánsan egymástól csak az utolsó három fognál tért el. A régebbi generációs Planscan-t kihagyva eltűnik a szignifikáns különbség a két technológia között.

A z-tengelyen mért deviáció mind a konfokális, mind a triangulációs szkennernél folyamatosan növekszik a szkennelési origótól az ellenoldalig. A konfokális inkább parabolikus ívet ír le, míg a trianguláció lineárisan növekszik a szkennelési origótól indulva. A két technológia szignifikánsan egymástól csak a 2. fognál tért el ($p < 0,05$).

5.7 A szoftver- és hardverfrissítések hatása az IOS valódiságára és ismételhetőségére eltérő reflektáló felületeken

Az Emerald, az EmeraldS, a Mediti500, az Omnicam és a Trios3 valódisága szignifikánsan javult a szoftverfrissítések eredményeként legalább egy anyagcsoportnál. 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 Primescan és az Element2 esetén nem volt szignifikáns javulás egyik anyagnál sem. Az Element2-nél a szoftverfrissítés után szignifikánsan romlott a valódiság az ACC-nál és a kompozitnál.

A szoftverfrissítések kevésbé befolyásolták az ismételhetőséget, mint a valódiságot. Míg a Primescan ismételhetőségét a frissítés nem befolyásolta, addig az Element2 a természetes anyagoknál, az EmeraldS a kompozitnál és a csonkfelépítő anyagnál, az Omnicam a

csonkfelépítő -, a természetes anyagoknál, és a teljes fogívnél, a Trios3 természetes anyagnál és a kompozitnál 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.

Szoftverfrissítés után, a Trios3 nem különbözött szignifikánsan sem a valódiságban, sem az ismételhetőségben, illetve a legjobb teljesítményt mutatott Primescan-tól 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 többed magával. Minden anyagcsoport esetén az Emerald és az Omnicam következetesen a 6. vagy a 7. helyre került, ami szignifikáns eltéréssel a többi szkennerekhez képest.

5.8 A felhasználói tapasztalat hatása a valódiságra teljes fogíves, implantátum szkennelés esetén: öt IOS összehasonlítása

A **teljes felületi deviáció, a teljes felületi illesztést követően** a tapasztalt és a tapasztalatlan felhasználók között nem volt szignifikáns különbség az legtöbb IOS valódiságában. Kivétel az Element2, ahol szignifikánsan ($p < 0,01$) nagyobb deviáció volt a tapasztalt felhasználóknál.

Implantációs platform 3D deviációja, a teljes felületi illesztést követően a tapasztalt felhasználók szignifikánsan kisebb deviációt kaptak minden IOS szkennelésében (iTero Element2, $p < 0,001$; Mediti500, $p < 0,001$; Primescan, $p < 0,001$; Trios3, $p < 0,001$; Trios4, $p < 0,001$). Ugyancsak a tapasztalt felhasználók szignifikánsan kisebb szögeltérést mutattak a Primescan ($p < 0,05$), Trios3 ($p < 0,05$) és Trios4

($p < 0,001$) esetén. Nem volt szignifikáns különbség az Element2 és a Mediti500 esetén.

Implantációs platform deviáció, a szkennelőkulcsok illesztését követően a tapasztalt felhasználók szignifikánsan kisebb deviációt kaptak a Trios4-nél ($p < 0,001$). Ezzel szemben a Mediti500-nál nagyobb volt a deviáció ($p < 0,05$). Más IOS-nál nem tapasztaltunk különbséget a tapasztalt és tapasztalatlan operátorok között. A tapasztalt felhasználók szignifikánsan kisebb **szögeltérést** mutattak az Mediti500-nál ($p < 0,001$) és a Primescan-nél ($p < 0,05$). Nem volt szignifikáns különbség a többi IOS-nál.

Szkennerek rangsora eltérést mutatott attól függően, hogy melyik módszerrel mértünk, amit az alábbi táblázatban szemléltettünk.

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

A teljes felületi deviáció ($109\pm 3\mu\text{m}$) a teljes felületi illesztés esetén szignifikánsan kisebb volt, mint a platform deviáció ($325\pm 17\mu\text{m}$, $p<0,001$), de szignifikánsan nagyobb volt, mint a platform deviáció szkennelőkulcs illesztés esetén ($50\pm 2\mu\text{m}$, $p<0,001$). A platform deviáció szignifikánsan nagyobb volt a teljes felületi illesztés esetén, mint a szkennelőkulcs illesztés esetén ($p<0,001$).

A teljes felületi deviáció és az implantációs platform deviációja közötti teljes felületi illesztés esetén gyenge pozitív korrelációt találtunk ($r=0,32$, $p<0,01$). A teljes felületi illesztés és szkennelőkulcsok illesztés között nem találtunk szignifikáns korrelációt az implantációs platform deviációjában.

5.9 Teljes CAD/CAM munkafolyamat pontossága chairside rendszer használata esetén

A megfigyelők közötti ICC 0,88 érték kiváló egyetértésre utalt. A mérések átlagolása esetén a megbízhatóság ICC 0,97-re nőtt.

A teljes cementrés szélességét a marás módja nem befolyásolta. Ugyanakkor a marómódtól függetlenül a CEREC-nél szignifikánsan magasabb teljes cementrés értéket figyeltünk meg, mint a Planmeca modelleknél standard/gyors módban ($p<0,001$). A 30S és 40S modellek között nem tapasztaltunk különbséget.

A rés a CO-nál szignifikánsan nagyobb volt, mint az összes többi helyen ($p<0,001$). Nem volt különbség a CU és az FL között. Mindkettő szignifikánsan nagyobb volt, mint az AW ($p<0,001$). Az AMD pedig szignifikánsan kisebb volt, mint az összes többi ($p<0,001$).

A 30S és 40S között egyetlen helyen sem volt megfigyelhető különbség. Nem találtunk szignifikáns különbséget a Planmeca és a CEREC modellek között az AW-nál és a CO-nál. Az AMD és a CU esetében CEREC-nél, az FL-nél pedig a Planmeca modelleknél szignifikánsan nagyobb volt a mért résszélesség.

A módtól és modellektől függetlenül az átlagos AMD a coronalis metszeten (oro-vestibularis, $133 \pm 21 \mu\text{m}$) szignifikánsan nagyobb volt, mint a sagittalis metszetben (mesio-distalis, $55 \pm 8,6 \mu\text{m}$, $p < 0,001$).

Nem volt különbség a tényleges és a becsült marási idő között a két Planmeca modellnél. A CEREC esetében a tényleges idő szignifikánsan meghaladta a becsült időt ($13,4 \pm 1,2$ perc vs. $10,0 \pm 0,9$ perc, $p < 0,001$).

A 30S szignifikánsan lassabb volt az összes többi modellhez képest ($p < 0,001$). Nem volt szignifikáns különbség a 40S és a CEREC modellek marási idejében. Standard módban az átlagos marási idő 7,2 perccel rövidebb volt, mint a detailed módban ($p < 0,001$).

6 A tézisek legfontosabb új megállapításai

1. Standardizált körülmények között a lézer Doppler véráramlásmérés reprodukálhatósága megfelelő egy páciens parodontális állapotának jellemzésére.
2. A lámpával kiváltott lokális hőteszt jó indikátora a fogínyszövet vascularis reaktivitásának.
3. A gingivában a már nyugalmi állapotban is nyitva levő kapillárisok miatt a hőelvezetés elsősorban a véráramlás sebességének fokozódásán keresztül valósulhat meg. Gyulladásban viszont a hyperaemia gyorsabb lezajlása az érsűrűség növekedésére utal.
4. A hyperaemiás válasz gyorsabb lecsengése és pulzus amplitúdó kiszélesedése legjobb mikrocirkulációs indikátora a gingivitis-nek.
5. A dohányzás elnyomja a gingivitis mikrocirkulációs tüneteit, ami endothel diszfunkcióra utal.
6. A retrakciós fonalat használat előtt legalább 10 percre kell impregnálni a maximális hatás eléréséhez.
7. A vérzés megfelelő kontrollálását, analóg vagy digitális lenyomat esetén, az adrenalinnal impregnált retrakciós fonalak biztosítják a legjobban.

8. A Dental Teacher digitális kiértékelő metrikus rendszer képes javítani a hallgatók preparációs készségét a nehezen elsajátítható összetett onlay üregpreparációk esetén, különösen gyengébben teljesítő hallgatóknál.
9. Kidolgoztunk egy új módszert („identikus-origó”) az IOS-sal történő teljes fogív szkennelés valódiságának mérésére, ami hűen szimulálja az intraorális szkennelés alatt létrejövő kép összefűzés hibáját és nagy statisztikai pontossággal mutatja ki a szkennelési mintázatok közötti eltérést.
10. Módszerünk arra is rávilágított, hogy a 3D-s felvétel készítés legérzékenyebb pontja a mélységi dimenzió leképzése.
11. Az optikai leképzési technológia, az aktív triangulációs és a konfokális elv esetén, nem befolyásolja az IOS-ok pontosságát.
12. A klinikai viszonyokhoz közel álló kadáveren az indirekt digitalizálás a legpontosabb módszer, szemben a 2019-ben rendelkezésre álló IOS hardverekkel és szoftverekkel. Azonban az újabb IOS rendszerrel (Trios3) klinikailag elfogadható eredményt kaphatunk.
13. A szoftverfrissítés jelentősen javíthatja az IOS-ok pontosságát, így a folyamatos szoftver update esszenciális.
14. A szkennelés pontossága függ a szkennelendő felülettől a fény reflexió miatt. Ezért fontos, hogy több különböző reflektív felületet tartalmazó modellben is vizsgáljuk a pontosságot, mintegy szimulálva a valódi szájüreget.
15. A 2020-as években elérhető szkennerek (Trios3, Primescan, EmeraldS, iTero Element2) a legfrissebb szoftver verzióval alkalmasak fogas állcsontok teljes fogívének direkt digitalizálására.
16. Az IOS-okkal szerzett tapasztalat javítja a nyálkahártya szkennelés pontosságát, de nem befolyásolja az implantátum pozíció pontosságát.

17. Rögzített implantációs fogpótlásnál tapasztalattól függetlenül, teljes fogatlan állcsonton implantációs hidat a Primescan-nel és a Trios4-gyel, nagy pontossággal lehet elkészíteni.
18. A szkennelés pontosság mértéke erősen függ az alkalmazott kiértékelő módszertől (elsősorban az illesztéstől, másodsorban a mérőpontoktól), ezért azt fontos lenne standardizálni.
19. A természetes fogakra elkészített CAD/CAM lítium diszilikát kerámia korona szélizáródása a klinikailag elfogadható szint alatt van, mind a CEREC, mind a Planmeca chairside rendszer esetében, bár a Planmeca modellek teljesítménye lényegesen jobb (2020-ban).
20. Az olcsóbb és egyszerűbb marógység modell - PlanMill 30S -, ugyanolyan pontos koronát készít, mint a PlanMill 40S, de a marás 12 perccel hosszabb ideig tart.
21. Az időigényes, részletes marási beállítás nem javít jelentős mértékben a teljes kerámia korona illeszkedésén, ezért megfelelő fog előkészítés esetén nem jelent előnyt a használata.