

SEMMELWEIS EGYETEM  
DOKTORI ISKOLA

**Ph.D. értekezések**

**2800.**

**NAGY ZSOLT ANDRÁS**

**Fogorvostudományi  
kutatások című program**

Programvezető: Dr. Varga Gábor, egyetemi tanár

Témavezető: Dr. Vág János, egyetemi tanár

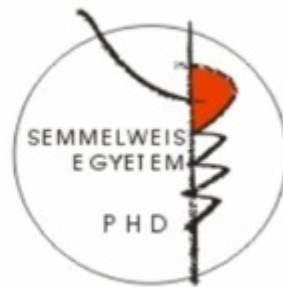
# DIGITÁLIS TECHNIKÁK HATÉKONYSÁGÁNAK ÉS PONTOSSÁGÁNAK VIZSGÁLATA A RESTAURATÍV FOGÁSZAT TERÜLETÉN

**PhD disszertáció**

**Nagy Zsolt András**

Semmelweis Egyetem

Doktori Iskola, Klinikai Orvostudományok



Témavezető: Dr. Vág János, Habil, egyetemi tanár

Hivatalos bírálók: Dr. Borbély Judit, PhD, egyetemi docens  
Dr. Marada Gyula, PhD, egyetemi adjunktus

Komplex vizsgabizottság vezetője Dr. Gera István, PhD, egyetemi tanár

Komplex vizsgabizottság tagjai: Dr. Gerber Gábor, PhD, dékán  
Dr. Rakonczay Zoltán, az MTA doktora,  
egyetemi tanár

Budapest  
2022

## Tartalomjegyzék

	<b>Rövidítések jegyzéke</b> .....	5
<b>1</b>	<b>Bevezetés</b> .....	7
1.1	A digitális fogászat alapfogalmai .....	7
1.2	A CAD/CAM technológia fejlődése.....	8
1.3	A digitális fogászat szerepe az oktatásban.....	10
1.4	Az intraorális scannerek szerepe .....	12
1.4.1	IOS Működési elve .....	12
1.4.1.1	Trianguláció .....	14
1.4.1.2	Konfokális lézer szkennert mikroszkóp (CLSM) .....	16
1.4.1.3	“Active wavefront sampling” (AWS).....	17
1.4.1.4	“Optical coherence tomography” (OCT).....	18
1.4.1.5	“Accordion Fringe Interferometry” (AFI).....	20
1.4.1.6	“Digital holography” .....	20
1.4.2	Por használata scannelés során .....	21
1.4.3	Követés és szoftver.....	21
1.4.4	Térháló minőség .....	22
1.4.5	A stitching mechanizmus fogalma és jelentősége .....	22
1.4.6	Az intraorális scannerek felhasználási területei.....	23
1.4.7	Előnyök és hátrányok .....	25
1.4.7.1	Kiseb a kényelmetlenség a páciens számára.....	25
1.4.7.2	Időhatékonyág.....	25
1.4.7.3	Egyszerűsített klinikai eljárások.....	26
1.4.7.4	Anyagfogyás.....	26
1.4.7.5	Jobb kommunikáció a fogtechnikussal.....	26
1.4.7.6	Jobb kommunikáció a betegekkel.....	27
1.4.7.7	Tanulási görbe .....	27
1.4.7.8	Subgingivalis preparációs szél észlelésének nehézségei .....	28
1.4.7.9	Beszerezési és kezelési költségek.....	28
1.4.8	A pontosság alapfogalmai .....	29
1.4.9	Az IOS pontosságának meghatározása .....	29
1.4.10	Az pontosságot vizsgáló módszerek összehasonlítása .....	30
<b>2</b>	<b>Célkítűzések</b> .....	31
2.1	A Dental Teacher rendszer hatásának vizsgálata a hallgatók preparációs készségére komplex kavitás esetén .....	31

2.2	A stitching mechanizmus okozta torzítás vizsgálata egy új metodikával .....	31
2.3	A stitching mechanizmus okozta torzítás összehasonlítása, az új módszer segítségével, 7 intraoralis scanner és hagyományos lenyomatvételi technika alkalmazása esetén, teljes állcsonton.....	32
<b>3</b>	<b>Módszerek.....</b>	<b>33</b>
3.1	A Dental Teacher rendszer hatásának vizsgálata a hallgatók preparációs készségére komplex kavitás esetén .....	33
3.1.1	Anyag és módszer.....	33
3.1.2	Statisztika.....	35
3.2	A stitching mechanizmus okozta torzítás vizsgálata egy új metodikával .....	36
3.2.1	Anyag és módszer.....	36
3.2.1.1	Mester modellek .....	36
3.2.1.2	Scannelési mintázatok .....	36
3.2.1.3	A vizsgálati módszer protokollja.....	37
3.2.1.4	Statisztikai analízis .....	39
3.3	A stitching mechanizmus okozta torzítás összehasonlítása, az új módszer segítségével, 7 intraoralis scanner és hagyományos lenyomatvételi technika alkalmazása esetén, teljes állcsonton.....	39
3.3.1	Anyag és módszer.....	39
3.3.1.1	A trueness érték meghatározása .....	42
3.3.1.2	Statisztika .....	44
<b>4</b>	<b>Eredmények.....</b>	<b>45</b>
4.1	A Dental Teacher rendszer hatásának vizsgálata a hallgatók preparációs készségére komplex kavitás esetén .....	45
4.2	A stitching mechanizmus okozta torzítás vizsgálata egy új metodikával .....	49
4.2.1	A best fit algoritmus illesztési pontossága a scannelési origó területén... ..	49
4.2.2	Az origó identikus pont deviáció változása foganként és a scannelési mintázatonként.....	50
4.2.3	Három különböző illesztési és mérési módszer esetén kapott átlag deviáció értékek összehasonlítása .....	53
4.3	A stitching mechanizmus okozta torzítás összehasonlítása, az új módszer segítségével, 7 intraoralis scanner és hagyományos lenyomatvételi technika alkalmazása esetén, teljes állcsonton.....	56
4.3.1	Komplex 3D deviáció foganként .....	56
4.3.2	Scannerek összehasonlítása az átlagos komplex 3D deviáció esetén.....	59
4.3.3	Tengelyenkénti eltérés.....	61
<b>5</b>	<b>Megbeszélés.....</b>	<b>62</b>

5.1	A Dental Teacher rendszer hatásának vizsgálata a hallgatók preparációs készségére komplex kavitás esetén .....	62
5.2	A stitching mechanizmus okozta torzítás vizsgálata egy új metodikával .....	64
5.3	A stitching mechanizmus okozta torzítás összehasonlítása, az új módszer segítségével, 7 intraoralis scanner és hagyományos lenyomatvételi technika alkalmazása esetén, teljes állcsonton.....	67
<b>6</b>	<b>Következtetések</b> .....	<b>73</b>
<b>7</b>	<b>Összefoglalás</b> .....	<b>74</b>
<b>8</b>	<b>Summary</b> .....	<b>75</b>
<b>9</b>	<b>Irodalomjegyzék</b> .....	<b>76</b>
<b>10</b>	<b>A szerző saját publikációi</b> .....	<b>93</b>
10.1	A disszertációval összefüggésben megjelent publikációk .....	93
10.2	A disszertációtól függetlenül megjelent publikációk.....	93
<b>11</b>	<b>Köszönetnyilvánítás</b> .....	<b>94</b>

## Rövidítések jegyzéke

AD – Approximal Depth

AFI - Accordion Fringe Interferometry

AR – Augmented Reality

AWS – Active Wavefront Sampling

CAD – Computer Aided Design

CAM – Computer Aided Manufacturing

CBCT – Cone Beam Computer Tomography

CEREC - Chairside Economical Restoration of Esthetic Ceramics

CLSM - Confocal Laser Scanning Microscopy

CR – Cusp Reduction

FoV – Field of View

IOS – Intraoralis Optikai Scanner

OCT - Optical coherence tomography

OD – Occlusal Depth

OW - Occlusal Width

OWD - Occlusal Width Distal

PLY – Polygon File Format

PMMA – Polimetil- metakrilát

POI - Point of Interest

PVS – Polivinil-sziloxán

SPA – Scan Pattern A

SPB – Scan Pattern B

SPC – Scan Pattern C

SPD – Scan Pattern D

STL - Standard Tessellation Language

SW – Shoulder Width

VR – Virtual Reality

# 1 Bevezetés

## 1.1 A digitális fogászat alapfogalmai

Az elmúlt évtizedben az innovatív gyártási technológiák, a korszerű anyagok alkalmazása és az új klinikai technikák úttörő szerepet játszottak az úgynevezett digitális fogászat fejlődésében, kiterjesztve a kezelési lehetőségeket a fogászat minden területére (1-3).

A modern technológiák jelentősen befolyásolták az életmódunkat és a munkánkat, hiszen a digitális eszközök erőteljesen jelen vannak a hétköznapi életünkben, megváltoztatva és gyorsítva a kommunikációt, a tervezést és a gyártást, melyek vitathatatlan előnyökkel járnak a munkafolyamatok során (4).

A fogorvosi területet sajátosságait figyelembe véve az előnyök az orvosi és a páciens oldalán is jelentkeznek. Ennek megfelelően a digitális technológiák előtérbe kerülése jelentős mértékben hozzájárult a **beavatkozások időtartamának csökkenéséhez**, a **minimálinvazív preparációs** technikák elterjedéséhez, valamint a páciensek pszichológiai és fizikális kényelmének figyelemre méltó javulását is eredményezték (5-7).

A digitális eszközök jelentősen megváltoztatták a **diagnosztikai** folyamatokat is, hiszen a CBCT bevezetésével a digitális radiográfia lehetőséget kínál a keményszövetek 3D vizsgálatára (8, 9). A vizualizációs szoftverek és az intraoral scannerek (IOS) bevezetése jelentős előrelépést tett lehetővé a betegekkel folytatott **kommunikációban**, hiszen az implantációs műtétek, a fogpótlások és a restauratív fogászati kezelések esetében is, a digitális tervezés nagyban hozzájárul a kezelési célok magyarázatához, ezáltal indirekt módon a páciensek kezelés alatti és pszichológiai kényelmét is szolgálja (10, 11).

Az intraorális scannerek és a fejlett gyártási folyamatok, például a CAD/CAM technológia és a 3D nyomtatás megjelenése lehetővé tette az innovatív, **fémmentes fogászati anyagok bevezetését**, lehetőséget kínálva a hagyományos fémvázak cseréjére, és javítva a restaurációk funkcionális és esztétikai eredményét (1, 2). A technopolimerek, hibrid kompozitok, valamint a polikristályos és üvegkerámiák olyan tagadhatatlan előnyöket biztosítanak, mint a kiváló mechanikai ellenállás, a kimagasló esztétikum és pontosság, valamint számottevően csökkentik a szükséges székidőt és a gyártási időt is (3). A fejlett technológiák (CAD/CAM, lézerszinterezés/olvasztás, 3D nyomtatás)

jelentős lendületet kaptak a korszerű helyreállító anyagok kifejlesztésével, ami kibővítette a fogak és az implantátumok protetikai kezelésének klinikai lehetőségeit (3). Az egyre korszerűbb gyártási technológiák bevezetése manapság lehetővé teszi a fogpótlások teljes digitális munkafolyamattal történő előállítását, melynek eredményeként lehetőség nyílik a kezelés vizualizációjától kezdve a biokompatibilis, funkcionálisan precíz és magas esztétikumú restaurátumok átadásáig, melyek új helyreállító távlatokat nyitnak orvos és páciens számára (2, 8).

A digitális technológia meghonosodott a fogászati implantáció területén is, lehetővé téve a navigált implantációs műtét is (11, 12). Ez a megközelítés jelentős egyszerűsítést és előrelépést kínált a hagyományos műtéti technikákkal összehasonlítva, javítva az implantátumok elhelyezésének pontosságát, és egyidejűleg segítve a páciensek kényelmét és együttműködését, valamint az ezt követő implantációs- protetikai helyreállítást (8, 9, 11).

Globálisan nézve a klinikai eljárások és a laboratóriumi módszerek egyre inkább a digitális munkafolyamatok felé haladnak (2).

Figyelembe véve a digitális fogászat rendkívül dinamikus jellegét, feltételezhető, hogy a manapság elérhető technológiákra általánosan jellemző a gyors elavulás, ezért helyükre rövidtávon még korszerűbb rendszerek és módszerek kerülhetnek. Következésképpen mind a klinikai eszközök, mind a technikák, valamint a kísérleti és klinikai tudományos adatok folyamatos frissítésére lesz szükség ahhoz, hogy megfelelően megértsük a digitális fogászat további fejlődését a következő évtizedekben.

## 1.2 A CAD/CAM technológia fejlődése

Az elmúlt két évtizedben a számítógépes tervezés és a számítógép vezérelt gyártás (CAD/CAM) technológia és annak alkalmazása gyorsan fejlődött a fogászatban (13). A gyors, de hatékony kezelés és fémmentes restauráció iránti nagyobb igény arra készítette a fogorvosokat, hogy olyan fogászati eljárásokat adaptáljanak, amelyek időt takarítanak meg, és stabil esztétikai és funkcionális eredményeket biztosítanak. Az 1960-as években bevezették a számítógépes tervezés és a számítógép vezérelt gyártást a repülőgép és az autópálya számára (14). Ezt követően, a CAD/CAM technológia tovább fejlődött és 1983-ban forradalmasította a helyreállító fogászatot a CEREC rendszer (Chairside Economical



Restoration of Esthetic Ceramics; Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Németország) bevezetésével (15). A CEREC történelmileg az első szék melletti CAD/CAM rendszer a fogászati világban (13), melyet az 1980-as évek közepén Dr. Mörmann fejlesztett ki. Ez lényegében egy olyan innovatív megoldás volt, ami rutin reataurációk elvégzését tette lehetővé szék mellett. Történelmileg a CEREC rendszer volt az első chairside CAD/CAM rendszer a fogászatban és jelenleg a már a harmadik termékgenerációnál jár. Sikeresen összekapcsolta a marógépet egy digitális scannerrel, és lehetővé tette a fogpótlások előállítását mindössze egyetlen vizit alkalmával. 2008-ban történt meg a piaci bevezetése az E4D Dentist rendszernek, amivel a CEREC rendszerhez hasonlóan egyetlen vizit alatt lehetett végleges restaurátumot készíteni (16).

A gyártási folyamat helyszíne szerint a CAD/CAM rendszerek három kategóriába sorolhatók (16): chairside, laboratóriumi és a központosított gyártási rendszerek. A laboratóriumi rendszerrel és a központosított gyártási rendszerrel a restaurátum előállítási felelőssége a CAD/CAM marógység segítségével a fogtechnikusra hárul. Az utóbbi két esetben fogorvosi munkafolyamat befejezéséhez a korábbi CAD/CAM rendszerek használatával a páciensnek legalább két alkalommal el kell látogatni a fogorvosi rendelőbe. A chairside rendszer azonban lehetővé teszi a fogorvos számára, hogy az egész folyamatot irányítsa, kezdve az előkészített fogak digitális lenyomatvételétől, a restaurátum tervezésén keresztül, annak gyártásáig. Az elkészült restaurátum szájba helyezése és ragasztása ugyanazon vizit alkalmával történik. A CAD/CAM rendszerek általában három elemből állnak (15). Az első elem egy digitalizáló eszköz, amit scannernek hívunk. A scanner a fogak és a környező lágyszövetek háromdimenziós geometriáját a számítógép által feldolgozható digitális adatokká alakítja és elkészíti a digitális modelleket, az alsó, felső álcsontról és meghatározza az egymáshoz képesti relációját egy digitális harapás segítségével. A második elem a szoftver, amely a digitális scannerrel nyert modellekre a fogorvos vagy fogtechnikus közreműködésével megtervezi a restaurátumot. Ezt hívjuk Computer aided design-nak, azaz CAD-nek. A CAD/CAM rendszer harmadik része egy marógép (vagy 3D nyomtató), amely a megtervezett restaurátumot fizikailag megvalósítja. Ezt nevezzük Computer aided manufacturing-nak, azaz CAM-nek. A mai napig széles körben alkalmazzák a CAD/CAM technológiát különféle fogászati munkák előállítására, ideértve az inlay-eket, onlay-eket, koronákat, héjakat, több tagból álló fix és részleges fogpótlásokat, valamint implantációs protetikai

megoldásokat (13, 14). Mindezen túlmutatva a CAD/CAM technológia fogorvosi alkalmazása a teljesség igénye nélkül kibővült a fogszabályozással, okklúziós sínkészítéssel, kivehető fogsorok és arc- és állcsontprotézisek gyártásával, irányított implantációs műtétekkel, ortognathiás műtétekkel, de irányított csontregenerációval is (17-22). Elmondható, hogy ez az innovatív technológia a fogászat területén egyre terjed és ígéretes alkalmazásokkal bővül. A kutatási eredmények azt mutatják, hogy a CAD/CAM gyártmányú fogpótlások jó minőségűek, és pontosságuk, fizikai és mechanikai tulajdonságaik tekintetében meghaladhatják a hagyományos módon gyártott fogorvosi restaurátumokat (23). Ezen érdemek mellett a CAD/CAM technológia, különösen a chairside rendszer számos előnyt kínál a fogorvosoknak, mint például kevesebb függést a fogtechnikustól, kevesebb vizitet a beteg számára, egyszerűbb technikai kivitelezést, mérsékelt anyagfelhasználást, megnövekedett termelékenységet és költségkímélőbb fogászati restaurációkat (14). A technológiának természetesen vannak bizonyos korlátai, ideértve a CAD/CAM rendszerek megvásárlásának magas kezdeti költségeit, az idő- és költségbefektetést a technika elsajátításához a fogorvos - fogtechnikus oldalon.

Mindazonáltal bizonyos, hogy napjainkra a CAD/CAM technológia a modern fogászat elengedhetetlen részévé vált (24).

### 1.3 A digitális fogászat szerepe az oktatásban

A digitális technológiák alkalmazása a fogorvosi tantervekben világszerte megkezdődött, és a helyi erőforrásoktól és igényektől függően változó mértékben terjedt el. A digitális oktatás egyik legnagyobb kihívása az, hogy folyamatosan alkalmazkodnia kell a technológia fejlődéséhez, és mindezt adaptálnia kell a fogorvosi gyakorlatra (25).

A fogorvosi szakemberekkel, orvosokkal, fogtechnikusokkal és biztosítási szolgáltatókkal való kommunikáció során a fogorvostanhallgatóknak fel kell készülniük a digitalizált adatok kezelésére, a beteg adatok biztonságának biztosítására, valamint a hagyományos és digitális folyamatok előnyeinek és korlátainak megértésére.

Világszerte már több helyen 3D fogászati oktatási programokat vezettek be, hogy fokozzák a hallgatók térbeli vizuális képességeit, interaktivitását, kritikai gondolkodását és klinikai ismereteit a fogászati tudományágak megismerésekor.

A „Virtual Reality” (VR) egy olyan szimulált élményfolyam, amely egy, az erre a célra kialakított headset- szemüveg segítségével jelenik meg a felhasználó számára. A „belső világ” hasonlíthat a való világhoz, vagy attól akár teljesen el is térhet. Az „Augmented Reality” (AR) technológia alkalmazása során egy eszközt (pl. telefont, vagy projektoros szemüveget használva) virtuális elemek jeleníthetők meg a valós környezetben, valós időben. A fogászati oktatásban a 3D vizualizációs technológiák során betekintést kaphatunk a fogak morfológiájába, ami megkönnyíti a kezelések megtervezését (26).

Az Augmented Reality (AR) és a Virtual Reality (VR) fogászati orvoslásban való alkalmazásának nemrégiben készült áttekintése kimutatta, hogy az AR/VR technológiák alkalmazása az oktatási motoros készségek fejlesztésére és a maxillofacialis sebészeti protokollok klinikai tesztelésére, növekvő tendenciát mutat (27). A következtetés szerint ezek a digitális technológiák értékesek a fogorvosi alapképzésben és a posztgraduális képzésben egyaránt, interaktív tanulási lehetőséget kínálnak állandó hozzáféréssel és objektív értékelési rendszerrel. Egy nemrégiben végzett áttekintő vizsgálat a VR preklinikai fogászati oktatásban való hatásosságát elemezte, és négy tematikus oktatási szempontot azonosított (szimulációs hardver, a szimuláció realizmusa, pontozási rendszer és validálás), rámutatva arra, hogy a jelenleginél több bizonyítékra van szükség hasznosság igazolásához (28).

A hallgatók teljesítménye javult egy szőlőkorona vázának digitális tervezésekor, amikor a fogorvosi oktatásban bevezették a CAD/CAM tantárgyat (29). A korona készítésekor a hallgatók élvezték a CAD tervezés előnyeit a hagyományos viaszoláshoz képest, hiszen az anatómiai kontúrok precízen formálhatóak voltak a szoftver segítségével (30). A képernyőn nagyítva beolvasott digitális tervek megtekintése javította a hallgatók megértését a pontos feladattal kapcsolatban (31).

Az IOS alkalmazása a szimulációs képzésen megmutatta, hogy még a tapasztalatlan fogorvostanhallgatók is képesek elsajátítani a digitális eszközök használatához szükséges készségeket, és az IOS-t részesítették előnyben a hagyományos lenyomatvétellel szemben (32). Mindemellett a munkaidejük is rövidebb volt az IOS használatával, mint a hagyományos lenyomat készítése esetén (32), bár a digitális scannelés több tanítási időt igényelt (33).

A teljes kivethető fogsor digitális rendszerrel történő elkészítése (AvaDent; AvaDent Digital Dental Solutions, Scottsdale, AZ, USA) a hallgatói klinikákon kiváló besorolású

fogpótlásokat eredményezett, amelyeket mind a hallgatók, mind a betegek előnyben részesítettek (34).

A digitális értékeléseknek az objektív jellege elősegíti a hallgatók vizualizációjának fejlődését, azonnali visszajelzést nyújt, és segíti az oktatók értékelését, míg a hallgatók önértékelését és önkorrekcióját javítja (35, 36). Az IOS és a digitális lenyomati technikák már korán beépíthetők a fogászati tantervbe, hogy segítsék megismertetni a hallgatókat a szájrehabilitációban használt számítógéppel segített technológiák használatával (32, 37). A digitális eszközök és alkalmazások ma már egyre elterjedtebbek a fogászati ellátásban. Ezért a digitalizálódásnak és a folyamatban lévő fejlesztéseknek ezt a tendenciát figyelembe kell venniük a fogászati tantervekben is, annak érdekében, hogy felkészítsék a jövőbeli fogorvosokat mindennapi munkájukra. Szükség lenne általánosan elfogadott digitális oktatási szabványok kialakítására - legalábbis az egyes országok fogorvosi egyetemei között. A digitalizáció lehetőséget kínál a fogorvosképzés teljes területének forradalmasítására. Több interaktív és intuitív e-tanulási lehetőség is felmerülhet, amelyek motiválják a hallgatókat, és ösztönző, élvezetesebb és tartalmas oktatási élményt nyújthatnak, kényelmes hozzáférhetőséggel a nap 24 órájában.

Összességében úgy tűnik, hogy a digitalizáció nagy hatással van a fogorvosi oktatásra, ahol jelenleg a legfőbb fókuszpontok az online oktatás és az olyan speciális technológiák alkalmazása, mint a digitális lenyomatvétel, a különböző preparáció elemző rendszerek használata, a motoros készségeket fejlesztő fogászati szimulátorok alkalmazása, illetve a digitális radiológia. Továbbá az is feltételezhető, hogy az AR/VR-technológia is meghatározó szerepet játszik majd a fogorvosi oktatás jövőbeli fejlődésében (38).

## 1.4 Az intraorális scannerek szerepe

### 1.4.1 IOS Működési elve

Az Intraoralis Optikai Scannerek (IOS) a digitális lenyomatok elkészítésére szolgáló eszközök a fogászatban (39, 40). A többi háromdimenziós (3D) scannerhez hasonlóan fényforrást (lézert, vagy újabban strukturált fényt) vetítenek a vizsgálandó objektumra, ebben az esetben a fogívre, beleértve a preparált fogakat és az implantátum scan bodykat (azaz csavarral rögzülő henger szerű idomokat), amelyeket az implantátum 3D pozíciójának meghatározására használnak (39). A fényérzékelő szenzor által rögzített

dentogingivalis szövetek képeit (valamint a scan bodykat) a scannelő szoftver dolgozza fel, amely pontfelhőket generál. Ezeket a pontfelhőket ugyanazon szoftver háromszögeli, létrehozva egy 3D felületmodell (térháló) (41). A dentogingivalis szövetek 3D felületi modelljei az optikai lenyomat eredményeként jönnek létre és a hagyományos gipszminták „virtuális” alternatívái (42).

Az intraoralis scannerek különböző elveken működnek, melyeket az 1. táblázat foglal össze (43). Az alkalmazott technológiákat a gyártók sokszor kombinálva használják a szájon belüli scannelés közben keletkező zaj minimálisra csökkentése érdekében, amit a célfelület (szájüregi képletek) eltérő optikai jellemzői (különböző transzluencia), a nedves környezet, és a kiszámíthatatlan mozgások magyaráznak.

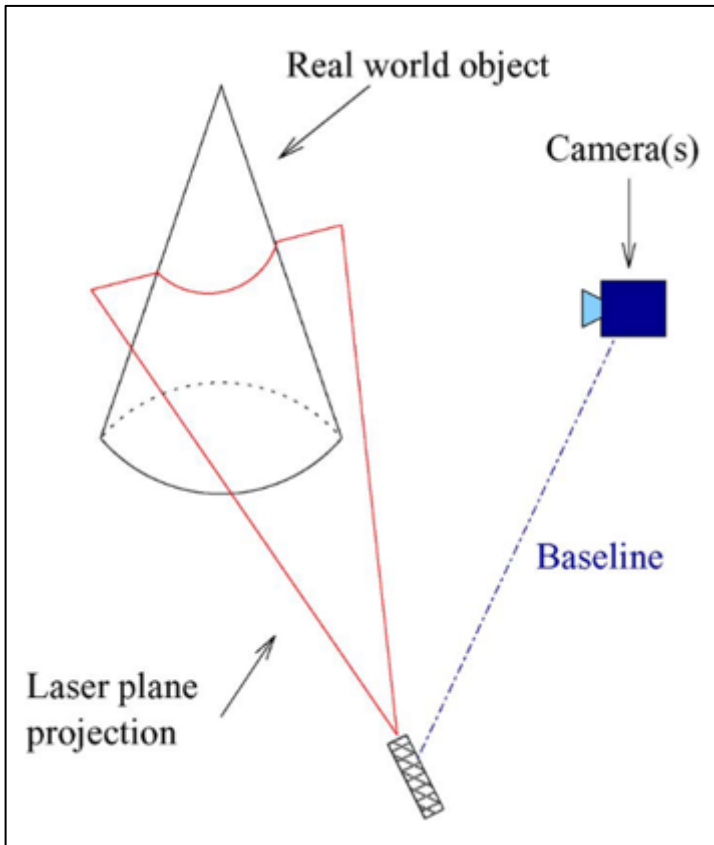
*1. táblázat: Összefoglaló táblázat intraoralis scannerekről, gyártó és működési elv szerint (43), (44), (45)*

KÉSZÜLÉK	GYÁRTÓ	MŰKÖDÉSI ELV
Omniscam PrimeScan	DentSply - Sirona (Németország)	Active triangulation Confocal laser scanning microscopy
iTero	Align Technology (USA)	Confocal laser scanning microscopy
E4D	D4D Technologies LLC (USA)	Optical coherent tomography és CLSM
Lava C.O.S.	3M ESPE (USA)	Active wavefront sampling
IOS FastScan	IOS Technologies Inc. (USA)	Active triangulation
Medit	Medit Corp. (Korea)	Active triangulation
3D Progress	MHT S.p.A. (Olaszország) és MHT Optic Research AG (Svájc)	Confocal laser scanning microscopy
TRIOS	3Shape (Dánia)	Confocal laser scanning microscopy
Bluescan-I	A.TRON 3D GMBH (Németország)	Active triangulation
PlanScan	Planmeca AY (Finnország)	Active triangulation
Emerald (S)	Planmeca AY (Finnország)	Active triangulation
DPI-3D	Dimensional photonics international (USA)	Accordion fringe interferometry
True definition	3M (USA)	Accordion fringe interferometry

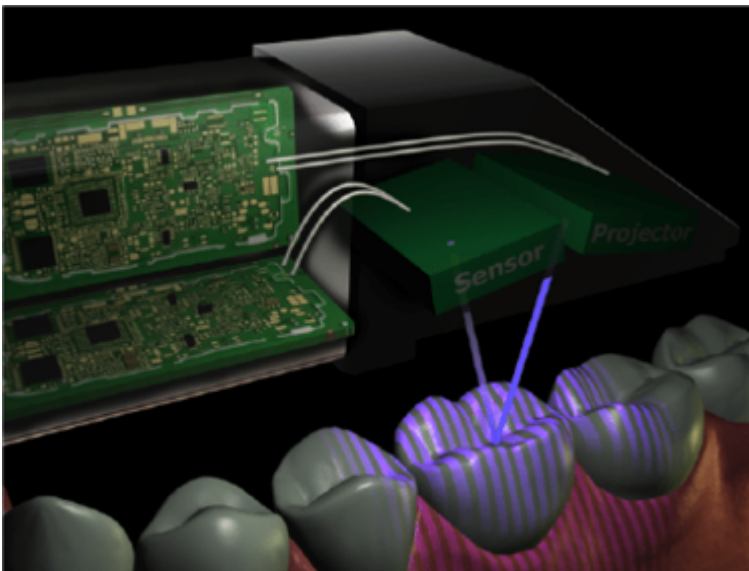
#### *1.4.1.1 Trianguláció*

Az aktív trianguláció technológiai “elődje” a passzív trianguláció, melynek során a készülék semmilyen sugárzást nem bocsájt ki, a rendszer az objektumról visszavert környező sugárzás detektálásán alapszik (43). Két detektáló kamera ismert pozícióból és szögből párhuzamosan rögzíti a tárgyat. A passzív háromszögelés fotogrammetriai algoritmusokat használ és a magas pontosságot biztosít. Azonban csak nagy kontrasztú objektumok és jól definiált élek mérhetőek meg nagy pontossággal, továbbá a környezeti fény jelentősen befolyásolja a rendszer működését abban, hogy sikeresen detektálja az összes kívánt felszínt. Tekintettel arra hogy a fogak színe, transzparenciája és a szájüregi fényviszonyok nem kedveznek ezeknek a feltételeknek, a fogászati felhasználása nem terjedt el.

Aktív trianguláció során fénysugarat vetítenek az objektumra, amelyről a visszavert fénysugár vetüléséből meghatározható az objektum emittertől mért távolsága (43). Egy gyűjtőlencséből és helyzetérzékeny fotodetektorból álló kamera a megvilágított tárgyon keletkező lézer pont helyét detektálja. A lézer pont a kamera látóterében különböző helyeken jelennek meg, attól függően, hogy a lézeremitter milyen messze van a felülettől. Ezt a technikát triangulációnak nevezik, mivel a lézer pont, a kamera és a lézeremitter háromszöget alkotnak. A kibocsátott lézernyaláb pont helyett lehet vonal, vagy akár több vonal is, amivel a rendszer gyorsaságát lehet növelni. A kamera és a lézeremitter közötti távolság ismeretes, ezt “baseline” távolságnak nevezik és a háromszög egyik oldalának felel meg (1. és 2. ábrák) (46).



1. ábra: A trianguláció működési elve (46)



2. ábra: A trianguláció működése több párhuzamos vonalvetítése esetén (47)

A lézermittér sarokszöge – a lézer iránya és a baseline vonallal bezárt szög, és a kamera sarokszöge – kamera középponti iránya és a baseline vonallal bezárt szög - szintén ismert.

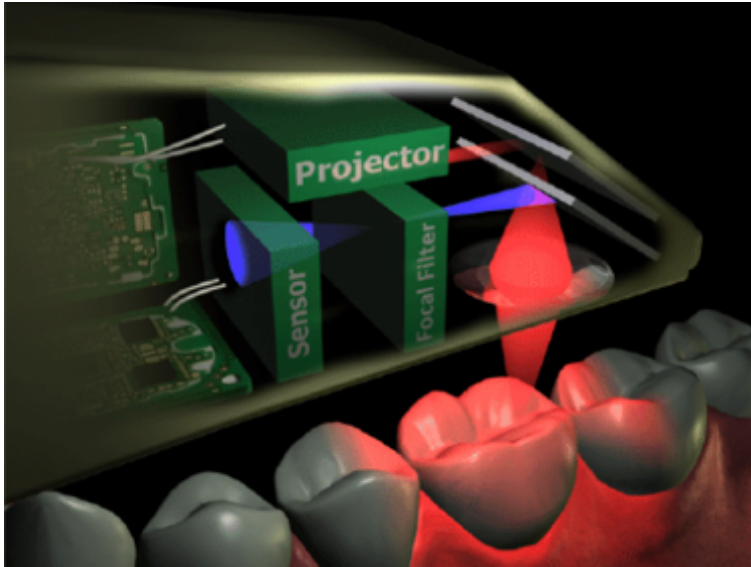
(43). A három adat teljes mértékben meghatározza a háromszög alakját és méretét egy adott fókusz távolságra vonatkoztatva egyszerű trigonometrikus számításokkal. A lézerpont a kamera képérzékelő síkján történő elvetülésének mértékéből a tárgy mélységét ki lehet számolni. Ez az aktív trianguláció, melynek a működési elvét alkalmazzák a fogászatban például a CEREC Omnicam, a Medit, vagy a Planmeca Emerald modellek.

Az IOS FastScan az egyetlen olyan rendszer, amelyben a kamera a scanneren belül mozog (43). Valójában az IOS FastScan lézer automatikusan változtatja helyzetét a scannerben lévő pálya mentén, így a fogorvosnak csak három pozícióban kell tartania a scannert (buccalis, lingualis és occlusalis) a teljes objektum leképezéséhez.

#### *1.4.1.2 Konfokális lézer szkennelő mikroszkóp (CLSM)*

A Trios, a Primescan és az iTero scannerek működése a „confocal laser scanning microscopy” elvén nyugszik (43), amely a fókuszált és defokuszált képek elkülönítésén alapszik kiválasztott mélységekben (48). A CLSM technikában egy lézersugár (3. ábra) (vörös) áthalad egy nyíláson, amelyet objektívlencsével a minta felületére vetítenek (43). A sugárelosztó segítségével a visszavert fényt (3. ábra) (lila sugár) egy fókuszszűrőn keresztül vezetik, így csak a lencse fókuszpontjába eső kép jelenhet meg az érzékelőn (47). A fókusz távolság ismert, így kiszámítható a képpont távolsága (mélysége). A teljes objektum scanneléséhez a lencse folyamatos fel-le mozgásával minden alkalommal az objektum egy része vetül az érzékelőre. A teljes minta scannelése érdekében az objektum felett horizontális síkban vezetett sugárnyaláb szervó-kontrollált oszcilláló tükröket használ (43).

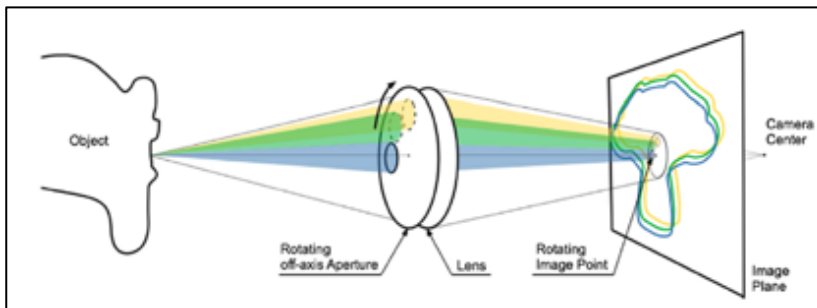




3. ábra: A „confocal laser scanning microscopy” működési elve (47)

#### 1.4.1.3 “Active wavefront sampling” (AWS)

A statikus wave front sampling lényege, hogy egy két lyukat tartalmazó tárcsa van beépítve a lencse tengelytől távolabb, így gyakorlatilag olyan mintha több szögből néznénk a képet (49). A több szögből készült éles – fókuszban levő – képeken levő pontok közötti eltolódás arányos a mélységi információval. A tárgyra vetített lézervonalakról készült két képen a vonalak közötti távolságot megmérve lehet kiszámolni a mélységet. A statikus wavefront sampling hátránya, hogy a két kép együtt jelenik meg, ami sokszor gondot okoz a számolásnál. Ezt küszöböli ki az AWS (4. ábra), ahol csak egy lyuk van a tárcsán, ami viszont gyorsan forog, így a két vagy több szögből készült kép külön képként kerül tárolásra. Több szögből készített kép esetén tovább nő a pontosság.



4. ábra: Az AWS működési elve (49)

A Lava (3M ESPE) IOS az „active wavefront sampling” alapján működik (50). Egyszerre három szenzort tartalmaz és 20 darab képet készít másodpercenként, körülbelül 10.000 pixellel képenként. Így videosebességgel képes a 3D képalkotásra.

#### *1.4.1.4 “Optical coherence tomography” (OCT)*

Az „optical coherence tomography” (OCT) egy interferometrikus képalkotó technika, melynek lényege, hogy a kibocsátott fényt kettéválasztják még a készüléken belül (43). Az egyik nyaláb egy referencia tükörről verődik vissza és éri el az interferométert, míg a másik a vizsgálandó mintáról verődik vissza. A referencianyaláb-útvonal hossza ismert. Ezt követően a két visszaverődő nyaláb találkozik. Ha a referencia nyaláb útvonal hossza megegyezik a mintanyalábéval (tehát a minta ugyanakkora, ismert távolságra van, mint a referencia úthossz), akkor erősíteni fogják egymást, ha a fényhullámhossz felének távolságával különböznek, akkor pedig kioltják egymást. Így az objektumtávolság megmérhető submikrométeres távolságon belül. A mozgatható referencia tükörrel a mért távolság (mélység) tartomány dinamikusan kiterjeszhető. A hosszúkoherencia-távolságú (lézer fény) interferometriában a fény interferenciája méteres távolságon keresztül történik. Az OCT-ban a széles hullámszélességű (polikromatikus) fényforrásokkal (azaz olyan források, amelyek fényt bocsátanak ki a széles frekvenciatartományban) ez az interferencia mikrométeres távolságra csökken. A széles sáv szélességű fényeket rendkívül rövid impulzusokkal (femtosecond lézerek) rendelkező szuperlumineszcens diódákkal vagy lézerekkel lehet generálni. A fehér fény egy alacsonyabb teljesítményű szélessávú forrás.

Az OCT elvén működő IOS volt az E4D (E4D Technologies) scanner (43), amelyet 2008-ban dobtak piacra (5. ábra) (51). Ma már a Planmeca tulajdonába került cég PlanScan illetve Emerald és Emerald S néven forgalmazza a scannereket, amelyek az aktív trianguláció elvén működnek (45). Az eredeti E4D még a lézeres (658nm) interferométert használja a pontonkénti mélységi letapogatáshoz (51). A fókusz távolság 10-25 mm, ideálisan 17 mm (51). Ezt fontos betartani, ezért ezeken az IOS fejeken egy távtartót kell alkalmazni (6. ábra).



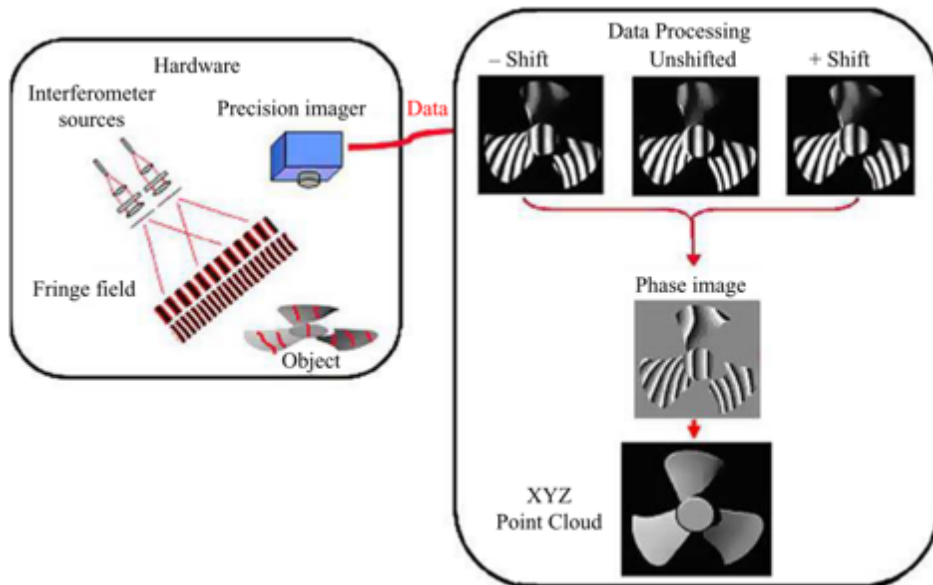
5. ábra: E4D scanner mobil cart kiserelésben  
(51), 2019.01.22.



6. ábra: E4D scanner fej távtartóval egy mintán  
(51)

#### 1.4.1.5 “Accordion Fringe Interferometry” (AFI)

Az AFI forradalmi technológia, kiterjeszti a hagyományos lineáris lézinterferometriát 3 dimenzióba (43). Az AFI-ban két koherens pontforrás világítja meg az objektumot, interferencia mintázatot vetítve a tárgyra (7. ábra) (52). Egy nagy precizitású digitális fényképezőgéppel a mintázat görbületét rögzítik, hasonlóan az aktív triangulációs módszerhez.



7. ábra: AFI működési elve

(52)

A látszólagos peremgörbület mértéke a fényképezőgép és a lézerforrás közötti ismert geometriákkal együtt lehetővé teszi az AFI algoritmusok számára, hogy digitalizálják a felvett tárgy felületét 3D-ban (52). Az AFI alapú képalkotók rögzítik az X, Y, Z felületi pontok helyét minden egyes pixel esetében. Előnye, hogy kevésbé érzékeny a háttér fényre, nem kell hozzá bevonó előkezelés (TiO<sub>2</sub> spray), mert nem zavarja a fényes felület. AFI elven működő IOS a Lythos™ (Ormco Corp., Orange, CA/USA) (53), amelyet 2011-ben dobtak piacra, 2013-tól már a KAVO cég tulajdona (54).

#### 1.4.1.6 “Digital holography”

Az IO-Scan a VOCO által folyamatos fejlesztés alatt álló intraoralis scanner, amely a fogászat területén új, 3D scannelési technikát alkalmaz (55). Az infravörös technológián alapuló holografikus megközelítés lehetővé tenné a felszín alatti digitális megjelenítést.

Az IOS tehát képes kiszámítani a subgingivalisan elhelyezkedő fog kontúrját, anélkül, hogy szabaddá kellene tennünk a fognyakat.

#### 1.4.2 Por használata scannelés során

A fogszövetek és egyéb szájrégi szubsztrátok, pl. tömőanyagok és fogpótlások fényvisszaverése nem egységes (56). Ez a scannelési expozíciókor megzavarhatja a szoftver célterület, ún. point of interest (POI) detektálását és leképezését. Ennek megakadályozása érdekében a felhasználó megváltoztathatja a scannelés irányát, hogy növelje a diffúz fényt. Egy másik megoldás lehet ennek a nehézségnek a leküzdésére, a polarizáló szűrővel rendelkező scanner használata (57). Más scannerek esetében a digitalizálási folyamat során 20–40 µm-es por bevonatra van szükség a visszaverődés csökkentése érdekében. A por vastagsága függ a beszórástól, így felhasználónként változó és csökkentheti a pontosságot, de az IOS szoftvere képes figyelembe venni az átlagos vastagságot (58).

A por bevonatú digitális lenyomat korábban nagyon pontosnak bizonyult kisebb kiterjedésű fogpótlásoknál (59, 60), viszont kényelmetlen lehet a betegek számára, és további scannelési időt igényel. Ha a por nyállal szennyeződik, akkor szükséges annak tisztítása és újbóli felhordása (61). Ezenkívül a teljes állcsont scannelése esetén a pormentes technológiát alkalmazó korszerűbb IOS rendszerek kedvezőbbek, mivel egy kiterjedtebb lenyomat munkaideje alatt az összes fog megfelelő porfestését nehéz fenntartani (39). Összegzésként elmondható, hogy bár a por nem túl kényelmes a betegek számára, a korábbi vizsgálatokban (48) nem találtak egyértelmű különbséget a scannelés pontosságát illetően a por bevonat használatakor, illetve anélkül.

#### 1.4.3 Követés és szoftver

3D in motion - video típusú - digitális lenyomatvétele során előfordulhat, hogy megszakad a scannelés és leáll a képalkotás folyamata, ha az objektumtól való előírt távolságot, vagy a scannelési mintázatot nem tartják be, például, ha a mozgás túl gyors, vagy nem egyenes. A gyártók különböző szoftveralgoritmusokat fejlesztenek ki, hogy folytatható legyen a scannelés, ha a nyomonkövetés (tracking) elvész, melyek legtöbbször az objektum mentett geometriájának felismerése által funkcionálnak. Ehhez a felhasználónak újra át kell scannelnie a korábban már sikeresen bescannelt területet, hogy

elegendő információt adjon a szoftvernek. Az újrascannelés lehetővé teszi az előző POI egyeztetését, és a szoftver kiegészíti, vagy folytatja a kimaradt területet (62). A POI felismerését közvetlenül befolyásolja az objektum bonyolult geometriája, például nagy görbületek, vagy alámenős részek, amelyek csökkentik a referencia pontok számát, és nehezítik a szoftver képalkotását (63, 64).

#### 1.4.4 Térháló minőség

Az IOS szoftvere különböző sűrűségű térhálókat képes előállítani. Egy egész fogfelszín esetén a nagy hálósűrűség felesleges a magas szoftveres kalkulálási idő miatt. A generált fájlok többnyire egy átlagos sűrűségű térhálót tartalmaznak a lapos felszíneken (a fog buccalis felszíne) és egy sűrűbb hálót a görbületeknél (például metszőél vagy íny sulcus). A megjelenési profil pontos követéséhez nagyszámú háromszög mező szükséges, mert az alacsony szám a szélek simításához és ezáltal részletvesztéshez vezet. Az intraorális scannelés során egy jelentős nehézség a mobilis lágyszövetek jelenléte, hiszen a bucca, vagy nyelv könnyen műtermékként jelennek meg a képződő modellen. Hasonlóképpen a vér, a nyál vagy az sulcusfolyadék jelenléte is zavarhatja a képet, ahol egy vékony folyadékréteg milliméter nagyságrendű hibához is vezethet a preparációs széleknél (40). A legújabb IOS-ek színt és textúrát is kezelnek, amelyek nagymértékben növelik a fogak scannelhetőségét és a klinikai helyzetek megítélését. A felhasználási élményt növeli, a renderelés vagy képszintézis. Ez egy fotorealisztikus előállítása a 3D modellnek. Ugyanakkor a renderelés félrevezető képet adhat a scannelési pontosságot illetően a különböző árnyékolók és simító algoritmusok miatt. Jelenleg úgy tűnik, hogy a valóság-hűség és a megismételhetőség értékek (trueness és precision) alapos elemzése relevánsabb tényező az IOS pontosságának értékelésében, ezért ezeket a szempontokat később részletesen tárgyalom.

#### 1.4.5 A stitching mechanizmus fogalma és jelentősége

Az IOS-ek korlátozott látómezővel (FoV) rendelkeznek, ezért egy irányból készült kép nem fedi le a fog összes felületét, nem is beszélve a teljes fogívről. A különböző irányból készült képek átfedő régiókat képeznek egymás szomszédságában, melyeket egyesítve generálódik a teljes fog felületmodellje, majd hasonló lépésekkel épül fel a teljes állcsont modell (65). A gyártók különféle módszereket és algoritmusokat fejlesztettek ki ezeknek

az egyes képeknek a regisztrálására és egyesítésére (azaz összefűzésére), ezek azonban elkerülhetetlenül tartalmaznak bizonyos hibákat, amelyek felhalmozódhatnak a scannelés előrehaladtával a képek hosszú lineáris illesztése miatt(62, 65, 66). Mindezek mellett jelentős szerepe van az alkalmazott technikának, a scannelési stratégiának, vagy mintázatnak, azaz milyen mozdulat sorral történik a fogív scannelése, valamint a választott scannelési kezdőpontnak, mely szintén befolyásolhatja a stitching pontosságát (39, 48).

#### 1.4.6 Az intraorális scannerek felhasználási területei

Az IOS-eket a fogászat legtöbb területein alkalmazzák, diagnosztizálásra, restaurátumok, protézisek, vagy egyedi készülékek gyártására, műtétek során és az orthodontiában egyaránt (67-75). A 3D-s modellek diagnosztikai célú elkészítése, hasznos lehet a pácienssel való kommunikációban is (39, 41, 76). A diagnózis és a kommunikáció mellett az IOS-eket a preparált fogak optikai lenyomatozására használják a különböző fogpótlások előállításához: esztétikus betétek (58), cirkónium-dioxid vázak (77), lítium diszilikát (72) és cirkónium koronák (69), fémkerámia (78) és teljes kerámia koronák (79), valamint vázak és részleges fogsorok (70, 80) készítéséhez. Számos tanulmány (69, 74, 78, 79) és szakirodalmi áttekintés (67) kimutatta, hogy az intraorális scanneléssel készített kerámia szülő koronák marginális rése a klinikailag elfogadható mértéken belül van és esetenként kisebb a hagyományos lenyomatok alapján készített koronákéhoz képest. Ugyanezek a szempontok kiterjeszthetők olyan rövid fesztávú restaurátumokra is, mint a három-öt tagból álló rögzített híd pótlások (81-83). A szakirodalom a mai napig egységesen nem támogatja az IOS alkalmazását teljes állcsontra kiterjedő precíziós lenyomattétel esetén: számos tanulmány és szakirodalmi áttekintés kimutatta, hogy az IOS pontossága még nem elégséges ilyen kihívást jelentő klinikai esetekben (84). A fogpótlástan területén az IOS-t sikeresen lehet használni az implantátumok 3D-s pozíciójának rögzítésére és az ez alapján készülő implantációs protetikai munkák elkészítéséhez (41, 61, 85, 86). Az IOS-rel készült lenyomat az implantátumok 3D-s pozícióját, az ínyből hosszan (5-10 mm) kinyúló scanbody-k határozzák meg. A fogtechnikai tervező szoftverben ki lehet választani a scannelésnél használt, implantátum specifikus scan-body CAD file-ját egy digitális könyvtárból. A CAD filekat a szoftver a best fit alignment algoritmus segítségével ráilleszti a szájüregről vett scan fileon található

scanbody látható részére. A scanbody CAD-je egybe fonódik az intraorális scannel és így a scanbody-ra virtuálisan ráillesztett implantátum analóg fogja megadni a szájüregi pozíciót a fogtechnika számára. Ezek után készülhet el a restaurátum digitális tervezése. A restaurátum fizikai elkészítését nagy teljesítményű, CAM marógép végzi az adott esetre választott anyagok felhasználásával (1, 87). Jelenleg az implantációs szülő koronák (88, 89), a hidak (87, 90) és a merevítő rudak (stégek) (91) sikeresen előállíthatók az optikai lenyomatok alapján. Az irodalom által a természetes fogazatra vonatkozó megállapításokhoz (76, 92) hasonlóan az IOS implantációs protetikában történő alkalmazásának egyetlen nyilvánvaló korlátja a számos implantátumon nyugvó fogpótlás (például hosszú fesztávolságú, vagy rögzített teljes fogívre kiterjedő hidak, mely több mint négy implantátumon nyugszik). Ez derül ki a legfontosabb áttekintésekből (93, 94), valamint a pontosságról szóló különböző in vitro vizsgálatokból, amelyek azt jelzik, hogy a hagyományos lenyomatvétele a legjobb megoldás ezekre a kihívásokkal járó klinikai helyzetekre (41, 95, 96). Jelenleg csak kevés tanulmány foglalkozik az IOS alkalmazásával részleges (70, 97) és teljes (59, 68) kivehető fogpótlások készítése során; különösen ez az utolsó alkalmazás még mindig felvet néhány kérdést a referenciapontok hiánya és a lágyszövet-dinamika regisztrálásának lehetetlensége miatt. Az IOS azonban sikeresen használható digitális mosolytervezési alkalmazásokhoz (98), csapos fogmű készítéséhez (99), valamint obturátorok gyártásához, komplex esetekben (71, 100).

Egy speciális szoftver segítségével az intraorális scan a CBCT fájlokkal is összeilleszthető, a beteg virtuális csontszövetet tartalmazó modelljének létrehozásához (101, 102). Ezt a modellt használják az implantátumok pozíciójának megtervezéséhez és a műtéti sablon elkészítéséhez, melyek nélkülözhetetlenek a precíz, irányított (navigált) beültetéshez (101, 102). Az IOS használata ilyen értelemben kiszorította a régebbi, csak CBCT-vel végzett kettős felvételi technikát, amely a páciens és a róla készült gipszminta radiológiai expozícióján alapult. Valójában a CBCT scannelési felbontása alacsonyabb, mint az IOS-é, ezért ez utóbbi használata nagyobb pontosságot eredményez az occlusalis felületek leképezésekor. Ez a különbség jelentős például a fogakkal megtámasztott sebészi sablonok használatakor.

Az IOS nagyon hasznos eszköze a diagnózis felállításának és a kezelés megtervezésének az orthodontiában (53, 103). Valójában az optikai lenyomatok kiindulópontként szolgálhatnak az egyénreszabott fogszabályozó eszközök különböző típusainak



használatakor, amelyek közül fontos kiemelni a fogszabályozó síneket (alignereket) (104). Az elkövetkező években valószínűsíthető, hogy egyre nő majd azon fogszabályozó készülékek száma, melyeket intraoralis scannek alapján terveznek meg, így azok teljes mértékben egyéniek lesznek és a páciens speciális klinikai igényeihez igazodhatnak (103).

#### 1.4.7 Előnyök és hátrányok

Az optikai lenyomatok előnyei és hátrányai a hagyományos fizikai lenyomatokhoz (azaz a lenyomatkanállal és különböző anyagokkal készített lenyomatok) képest az alábbiakban kerülnek bemutatásra.

##### *1.4.7.1 Kiseb a kényelmetlenség a páciens számára*

Az optikai lenyomatok egyik fő előnye az a tulajdonság, hogy a páciens minden statikus intraoralis képletét (fog és lágyszövet), fizikai lenyomat nélkül rögzíti és ennek eredményeként 3D-s modellt generál (92, 105). Az intraoralis scannelés jelentősen csökkenti a beteg kényelmetlenségét a hagyományos fizikai lenyomatvételhez képest (61, 106), hiszen a hagyományos lenyomatok pillanatnyi diszkomfortot okozhatnak a beteg számára a kanalakra helyezett nyomás, a kanál széle és a kifolyó lenyomatanyag miatt (40, 92, 105). Néhány páciens (pl. erős garat reflexben szenvedő betegek vagy gyermekek) úgy tűnik, hogy nem tolerálják a hagyományos eljárást (39, 107). Ezen betegek számára különösen előnyt jelent a hagyományos lenyomatanyagok mellőzése és a digitális lenyomat használata (108, 109).

##### *1.4.7.2 Időhatékonyság*

Több tanulmány is kimutatta, hogy a digitális lenyomatok lehetővé teszik a székidő (és ezáltal a költségek) csökkentését a hagyományos lenyomatokkal összehasonlítva (59, 106, 109). A technológiai fejlesztések következtében a piacon bevezetett legújabb IOS készülékek lehetővé teszik a teljes fogív kevesebb, mint 3 perc alatt történő scannelését. Mindazonáltal nem tűnik úgy, hogy a fizikai lenyomatvétellel szembeni időhatékonyság fő oka a kivitelezésből fakad, hiszen a teljes ív scannelésének ideje hasonló a hagyományos lenyomatvételhez, sokkal inkább az utána megtakarított időről van szó, mely minden további munkafázis során jelentkezik (76). Valójában optikai lenyomatok

esetén nincs szükség a lenyomat kiöntésére és fizikai gipszmodellekre, hiszen a páciens 3D modelljeinek (pl. STL és PLY fájlok) elküldésére közvetlenül lehetőség van a fogtechnikai laboratóriumba anélkül, hogy bármit kézbesíteni kellene futárral vagy szokásos postai úton. Mindez a munkaidő során jelentős idő és pénz megtakarítást eredményezhet (76, 92).

#### *1.4.7.3 Egyszerűsített klinikai eljárások*

Az digitális lenyomat használatának további előnye a klinikumban jelentkezik (39, 76). Valójában, amikor a tanulási görbe tetőzik, az IOS használata további klinikai előnyöket jelenthet (110, 111). Egyszerűbbé válik a lenyomatvétel komplex esetekben, például több implantátum jelenléte vagy jelentős alámenős területek esetén, amelyek a hagyományos lenyomatvételt nehezítik, vagy kiszámíthatatlanná teszik (39, 76). Ha a klinikus nem elégedett a lenyomat egyes részleteivel, törölheti azokat és újra scannelheti a hiányzó részt anélkül, hogy meg kellene ismételnie a teljes eljárást, ami jelentős mennyiségű időt takarít meg (39, 89). Az intraoralis scannerrel készült lenyomat kiértékelését és azonnali javítását segíti a sokszoros nagyításban a képernyőn ellenőrizhető digitális modell és jól látható intermaxilláris reláció. Jól látható és mérhető az interocclusalis térköz a scannerhez tartozó szoftver segítségével, melyek közül bizonyosak az alámenős részeket is jelzik (112).

#### *1.4.7.4 Anyagfogyás*

A klinikus számára a digitális lenyomatvétel lehetővé teszi az egyébként megkerülhetetlen hagyományos lenyomatvételi és mintakészítési eljárás átugrását, mely jelentős időt takarít meg. A hagyományos lenyomatanyagok mellőzése közvetlen anyagi megtakarítást jelent a klinikus számára, csökkentve az anyagfogyasztási költségeket. A lenyomat csatornák és lenyomatanyagok mellőzése, valamint a fogtechnikai mintakészítéskor használatos anyagok nélkülözhetősége és a fogorvos és fogtechnikus közötti munka-szállítás mellőzése jelentős környezetkímélő hozadék (39).

#### *1.4.7.5 Jobb kommunikáció a fogtechnikussal*

Az IOS segítségével a klinikus és a fogtechnikus valós időben tudja felmérni a lenyomat minőségét (39, 41, 76). A scannelés után a fogorvos azonnal interneten keresztül

elküldheti a laboratóriumnak az adatot, és a technikus pontosan ellenőrizheti azt. Ha a fogtechnikus nincs meggyőződve a kapott digitális lenyomat megfelelő minőségéről, azonnal kérheti, hogy az orvos jelentősebb idővesztés nélkül készítsen még egyet, anélkül, hogy újabb időpontot kellene egyeztetnie a beteggel. Mindez egyszerűsíti és erősíti a fogorvos és a fogtechnikus közötti kommunikációt (112).

#### *1.4.7.6 Jobb kommunikáció a betegekkel*

A digitális felület a páciensekkel történő kommunikációnak és marketingnek is hatékony eszköze (39, 41, 76). Valójában a digitális lenyomatvételtől a betegek jobban érzik magukat a kezelés közben és hatékonyabb kommunikációt lehet folytatni velük; ez az érzelmi részvétel pozitív hatással lehet az általános munkafolyamatra, például azáltal, hogy javítja a páciensek motivációját. Ezenkívül a technológia iránt is érdeklődhetnek, így megemlítik ismerőseiknek és barátaiknak, erősítve a modern technológiával felszerelt fogorvosi rendelő népszerűségét. Közvetett módon az IOS hatékony reklám- és marketingeszközzé vált (39, 41, 76).

#### *1.4.7.7 Tanulási görbe*

Mint minden új eszköz használata esetén, az IOS alkalmazásakor is van egy kikerülhetetlen tanulási görbe, mely szempontot a fogorvosnak fontos figyelembe venni (110, 111, 113). A technológia és a számítógépek világához nagyobb affinitással közeledő személyek (pl. fiatal fogorvosok) nagyon könnyen adaptálják az IOS-t a gyakorlatban. Az idősebb orvosok, akiknek kisebb a tapasztalata és kevesebb a szenvedélye a technológiai újítások iránt, összetettebbnek találhatják ezen eszközök és a hozzájuk kapcsolódó szoftverek alkalmazását (110, 111, 113).

Azt is szem előtt kell tartani, hogy még mindig nem teljesen letisztult, hogy az egyik scannelési mintázat jobb-e a másiknál, mivel a gyártók kevés információt nyújtanak a javasolt stratégiájukról. Ezt a szempontot alaposan meg kell vizsgálni az elkövetkező években, mivel lehetséges, hogy különböző eszközökkel, különböző scannelési mintázatokat alkalmazva, eltérő eredmények születhetnek.

#### *1.4.7.8 Subgingivalis preparációs szél észlelésének nehézségei*

Az IOS és a digitális lenyomatok esetén a leggyakrabban felmerülő problémák az előkészített fogak mély preparációs széleinek észlelése, vagy egy esetleges vérzés esetén mutatkozó lenyomatvételi nehézség (42). Számos esetben, különösen azon esztétikai területeken, ahol a klinikus számára fontos, hogy a restaurátum széle subgingivalisan helyezkedjen el, a scanner számára nehezebb lehet a preparációs szélek elérése (42). Valójában a hagyományos lenyomatanyagokkal ellentétben a fény nem tud befolyjni a preparációs szélekre ráboruló íny alá, ezért nem tudja regisztrálni a „nem látható” területeket. Hasonló problémák fordulhatnak elő vérzés esetén is, mivel a vér elfedi a protetikai széleket (42, 112). A fenti problémák leküzdhetőek IOS használata esetén, ám fontos bizonyos kiegészítő klinikai eljárást elvégezni lenyomat vétel előtt. Gingiva vérzés esetén javasolt valamilyen vérzéscsillapító készítmény (vas-szulfát, alumíniumklorid) használata az érintett területen. A paragingivális, vagy enyhén subgingivalis preparációs szélek esetén már szükséges lehet az egyfonalas sulcustágítási technika. Mélyebb subgingivális szélek esetén a kétfonalas technika javasolt, ahol a felső fonalat közvetlenül a scannelés előtt érdemes eltávolítani. Kiegészítésként használhatóak az injektálható retrakciós paszták is. Digitális lenyomatvétel közben a megfelelően megválasztott technikával és sebességgel haladva, a klinikus ideálisan scannelhet nehéz körülmények között is (40). Egy jó digitális lenyomat számos tényező eredménye, nevezetesen függ a protetikai előkészítésnek a minőségétől, a páciens szájhigiénéjétől, valamint az ideiglenes pótlások minőségétől. Akárcsak a hagyományos lenyomatoknál, az egészséges lágy szövetek elengedhetetlenek az intraoralis scannelés megfelelő kivitelezéséhez (114). Ezek a szempontok a természetes fogakra mind érvényesek, azonban fogászati implantátumok esetében nem feltétlenül, hiszen a scanbodyk használata a CAD szoftverek felismerő algoritmusai miatt áthidalják ezeket a nehézségeket.

#### *1.4.7.9 Beszerzési és kezelési költségek*

A modelltől függően az IOS vásárlásának költsége jelenleg 6 500 és 35 000 euró között mozoghat. Az elmúlt néhány évben a gyártók sok új modellt hoztak forgalomba, ezért a kínálat növekedésével várható a beszerzési költségek csökkenése (42). Ettől függetlenül a csúcscategóriás, utolsó generációs IOS-ek beszerzési költsége igen magas, mely akkor térül meg a legjobban, ha az eszközt a különböző fogászati szakterületeken (protetika,

fogsabályozás, implantációs beavatkozások) egyaránt integrálják a klinikai munkafolyamatba (39, 41, 42, 76). Egy következő fontos szempont, amelyet érdemes figyelembe venni, a rekonstrukciós szoftver frissítésekor jelentkező várható költségek. A gyártók eltérő álláspontot képviselnek ebben a tekintetben, így fontos, hogy a klinikus az IOS megvásárlása előtt teljes körű tájékoztatást kapjon az éves felmerülő kezelési költségekről és díjakról. Bizonyos „zárt” rendszerek esetében, vagy azon IOS-eknél, amelyek csak saját fájlformátumokat hoznak létre, éves, vagy havi díjat követelhetnek meg a fájlok „kinyitásaért”, hogy azok bármely CAD szoftver, illetve laboratórium által fogadhatók legyenek.

#### 1.4.8 A pontosság alapfogalmai

Az ISO 12836: 201213, szabvány 3.6. pontja szerint az **accuracy** (pontosság) leírja az adott mérési eredmény és a mérendő objektum valós értéke közötti egyezés mértékét. A **trueness** (valósághűség) érték a mérés átlagos eltérését mutatja a valós értéktől (115). A **precision** (reprodukálhatóság, megismételhetőség) a megismételt mérések standard hibájaként jelentkezik. Megmutatja a vizsgálati eljárás többször, az előírt feltételek mellett történő alkalmazásakor kapott eredmények közötti egyezés mértékét (116, 117). A fentiekből következik, hogy az **accuracyt** (pontosságot) két független tényező határozza meg: a **trueness** és a **precision** (118). A **trueness** a nagyszámú vizsgálati eredmény számtani átlaga és a valódi vagy elfogadott referenciaérték közötti egyezés mértékére utal. Ilyen az eredeti geometria, például egy referenciaként szolgáló mesterminta és a digitalizált vizsgálati minta összehasonlításakor jelentkező érték, míg a **precisiont** a digitalizált vizsgálati minták csoporton belüli összehasonlításával lehet mérni, ami az egymás közötti egyezés mértékére utal. (118). A fogászati minták magas pontossága (**accuracy**) szükséges a restaurátumok megfelelő illeszkedéséhez és a minták megfelelő virtuális artikulálásához (119, 120).

A magyar elnevezések nem egyértelműek, félrevezetőek, ezért a dolgozatban az eredeti **angol** kifejezéseket használom.

#### 1.4.9 Az IOS pontosságának meghatározása

A mérési módszerek rámutatnak az IOS-eknél jelentkező **trueness** és **precision** értékek változékonyságára, mivel ezek számos tényezőtől függenek, úgymint a felhasználó, az

alkalmazott eszköz és a kalibrálása, a mérések között eltelt idő és a külső környezet (hőmérséklet, páratartalom stb.). Az IOS trueness és precision értékeinek kiszámítására szolgáló módszerek csak korlátozottan állnak rendelkezésre a referencia minták minősége és az alkalmazott mérési technikák miatt (121, 122). Egyes vizsgálatok összehasonlították a gipszmodellből létrehozott STL fájl és az IOS által manuálisan létrehozott fájlok távolságát, míg más vizsgálatok algoritmust használtak két különböző fájl egymásra illesztésére és a köztük lévő átlagos távolság kiszámítására (118, 123). Annyi mindenképpen megállapítható, hogy további törekvések szükségesek az IOS-ek pontosságának mérésére szolgáló, szabványosított és összehasonlítható stratégiák kidolgozásához (121).

#### 1.4.10 Az pontosságot vizsgáló módszerek összehasonlítása

Az IOS-ek pontosságának értékelésére a szakirodalomban különböző módszerekkel találkozhatunk. Az indirekt megközelítések általában egy elkészült restaurátum illeszkedési pontosságát vizsgálják (124, 125). Ennek van klinikailag a legnagyobb relevanciája, de nem tudja elválasztani a restaurátum elkészítéséből adódó hibát a scanner hibájától. A leginkább elterjedt direkt módszerek különböző 3D-s vizsgálati minták (digitális fájlok) best fit algoritmus segítségével történő illesztését követően, a fogívek felületén végzett összehasonlításokat alkalmazzák a pontosság értékelésére (121). Fontos hangsúlyozni, hogy a pontosság-mérés helyes módját az adott érdeklődés fókuszától függően kell kiválasztani, mivel nincs egyetlen olyan megközelítés sem, amely figyelembe venné az összes befolyásoló tényezőt. A pontosság-mérési vizsgálatok eredményeinek értelmezéséhez mindig nagyon specifikus ismeretekkel kell rendelkezni, a helyes statisztikai adatok megértésével kombinálva, ugyanis az IOS-ekkel végzett in vitro és in vivo pontossági vizsgálatok között jelentős eltérések vannak (66, 76, 126, 127). Az in vivo trueness érték meghatározása nehéz, mert a referencia mestergeometria a páciens szájában van, így az közvetlenül nem digitalizálható úgy, hogy referencia pontosságot kapjunk. Az in vitro vizsgálatok egyszerűbben kivitelezhetőek és betekintést nyújtanak az IOS-k lehetséges pontosságába, ezért ezek az előkapui az in vivo vizsgálatok lebonyolításának (128, 129).

## 2 Célkitűzések

### 2.1 A Dental Teacher rendszer hatásának vizsgálata a hallgatók preparációs készségére komplex kavitás esetén

A szakirodalom eddig keveset vizsgálta a digitális preparáció elemző rendszerek tényleges hasznát (130, 131), míg a vele dolgozó hallgatók fejlődését, korábban egyetlen vizsgálat sem elemezte. Feltételezhető, hogy jelentősebb javulás következhetne be a hallgatói preparációkban, ha egy a vizualizációt és értékelést megkönnyítő digitális platformot használnának a gyakorláshoz. Jelen tanulmány célja az volt, hogy a preklinikai oktatási kurriukulum részeként megvizsgálja a Dental Teacher preparáció kiértékelő szoftver hasznosságát, amely javíthatja az onlay üreget előkészítő egyetemi hallgatók tanulási fejlődését és teljesítményét.

### 2.2 A stitching mechanizmus okozta torzítás vizsgálata egy új metodikával

A vizsgálat célja a scannelési origóban végzett mintaillesztés esetén az identikus pontok deviációjának meghatározása foganként és scannelési mintázonként

Az alap kérdés volt, hogy az új metodika eredményei mennyire térnek el az irodalomban alkalmazott módszerektől. Ezért az új metodikával kapott eredményeket (A) összehasonlítottuk teljes felület illesztéssel (origót figyelmen kívül hagyjuk) és azt követő felületek közötti (non-identikus pontok) esetén kapott átlag deviációs értékekkel (B) illetve az identikus pontok közötti átlag távolsággal (C).

Az identikus pontok meghatározása egy amorf felületen (fogak) pontatlanságot eredményezhet, ezért meghatároztuk local best fit algoritmus illesztési pontosságát az egyes fogakon. Ezzel a módszer pontosságát lehetett leképezni.

2.3 A stitching mechanizmus okozta torzítás összehasonlítása, az új módszer segítségével, 7 intraoralis scanner és hagyományos lenyomatvételi technika alkalmazása esetén, teljes állcsonton

A vizsgálat elsődleges célja a fogakon történő intraoralis scannelés során jelentkező torzítás összehasonlítása a fizikai lenyomatvételi eljárás digitalizálásával. A másodlagos cél az volt, hogy meghatározzuk azt a tengelyt, amelyet a teljes állcsont scan során a stitching error leginkább befolyásol. A harmadik cél a hét különböző IOS trueness értékének összehasonlítása volt.

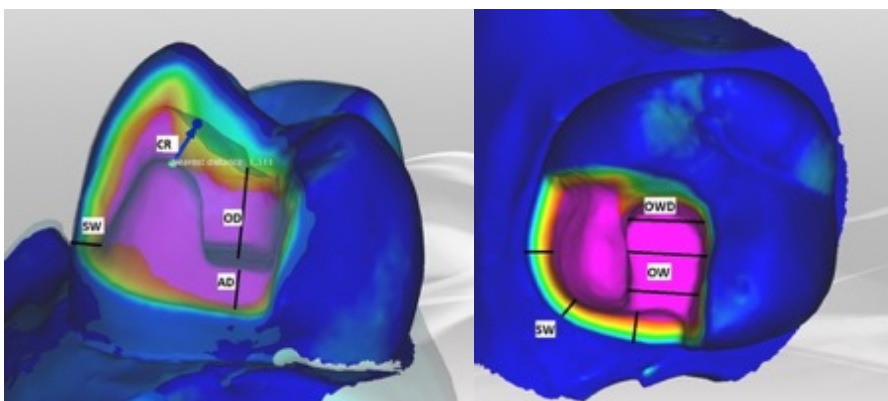


### 3 Módszerek

#### 3.1 A Dental Teacher rendszer hatásának vizsgálata a hallgatók preparációs készségére komplex kavitás esetén

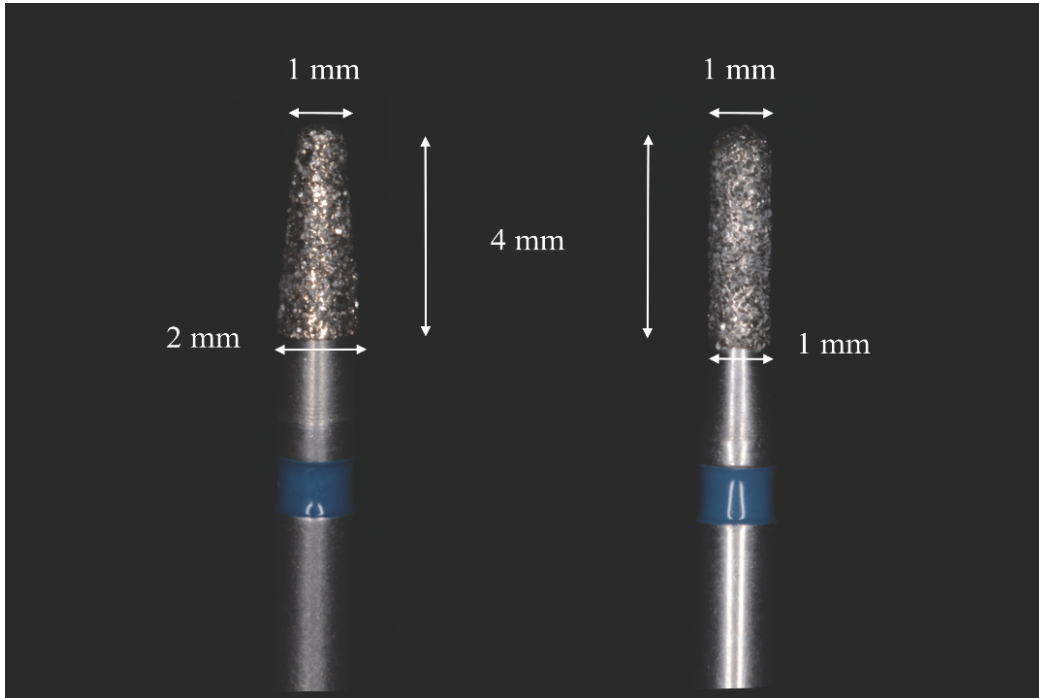
##### 3.1.1 Anyag és módszer

Összesen harminchat, egyenként 2 évnyi klinikai tapasztalattal rendelkező fogorvostanhallgató került véletlenszerűen kiválasztásra a negyedéves évfolyam hallgatói közül. Valamennyi résztvevőt egy a betét preparálás területén nagy gyakorlattal rendelkező fogszakorvos gyakorlatvezető tájékoztatta a vizsgálat céljáról és a kijelölt feladatokról. A teljes vizsgálati protokoll összhangban volt az intézményi és a nemzeti kutatási bizottság etikai normáival, továbbá az 1964-es Helsink Deklarációval és annak későbbi módosításaival, valamint az általános etikai normákkal. A hallgatók számára kijelölt feladat egy mesio-occlusobuccalis kiterjedésű onlay üreg preparálása volt, egy oktatási célra használt műanyag mulázs jobb felső első moláris fogában. Egy előre elkészített minta (mester) üregnek a demonstrálását a gyakorlatvezető végezte, hogy minden hallgató számára egyértelmű legyen a feladat. A vizsgálatához hat különböző üregparaméter került kiválasztásra a hagyományos esztétikai onlay előkészítési szabályok szerint (132). Ezeket a paramétereket a 8. ábra mutatja.



8. ábra. A mester mintán mért üreg paraméterek: occlusalis üregmélység (OD: 3 mm), approximalis üregrész magassága (AD: 1 mm), csücsökredukció mértéke az approximalis csücsöknél (CR: 1.5 mm), mesiobuccalis csücsök körüli vállszélesség (SW: 1 mm), az occlusalis üregrész szélessége két ponton (OW: 2 mm, OWD: 2.5 mm)

Az üreg előkészítéséhez minden tanuló számára két ismert dimenziójú fúrót biztosítottunk (9. ábra).



9. ábra. Az üreg preparálásához használt fúró típusok: lekerekített végű, gyémánt borítású inlay és fissure fúrók.

A hallgatóknak az üreg preparálását és a távolságok mérését a fenti standard fúróknak a segítségével kellett kivitelezniük a munka során. Legfeljebb 60 perces előkészítési idő elteltével az összes preparátum összegyűjtésre került. A kavitások értékeléséhez minden fog egy fogtechnikai 3D scannerrel (KaVo Arctica, KaVo Dental GmbH, Németország) került digitalizálásra. A scanner az adatokat automatikusan a KaVo Dental Teacher® szoftverbe (KaVo Dental GmbH, Németország) továbbította kiértékelés céljából. Az üreg összes paramétere a szoftver eszköztárából választott digitális vonalzó segítségével mértük. Az OD, a CR és az SW értékek három, az OW pedig két ponton került lemérésre, majd mindegyik esetében átlagszámítás történt. Az OWD és az AD értékeket egy-egy ponton mértük. Az adatokat MS Excel táblázatokban rögzítettük a későbbi kiértékelés céljából.

Az első preparáció után a hallgatók véletlenszerűen ketté osztottuk egy kontroll és egy teszt csoportra, amelyek mindegyike 18 diákból állt. A kontrollcsoportban a hallgatók a

leellenőrzött üregükről szóbeli kiértékelést kaptak a gyakorlatvezető részéről, fogászati szondával megmutatva a hibákat, hiányosságokat az általuk használt fizikai mintán. Az összes észlelt hiba átbeszélése után egy következő, második üregelőkészítést végeztek egy preparátatlan, de formailag az előzővel teljesen egyező műanyag jobb felső molárisban, a gyakorlatvezető korábbi utasításainak megfelelően.

A tesztcsoport esetén az első üregalakításokat - a fentiekől eltérő módon - az oktató a Dental Teacher rendszer 3D-s megjelenítési felületén mutatta be. A tesztcsoport tanulói jelen voltak a mérések során, így könnyedén felismerhették és elemezheték hibáikat egy 3D-s, nagyított környezetben. Az értékelés után a tesztcsoport elvégezte a preparálás második körét, szintén új fogakon, a digitális elemzés tapasztalatai alapján.

A végső üregek mindkét csoport esetén 3D scannelésre, majd kiértékelésre kerültek ugyanolyan módon, mint az első preparátumnál a Dental Teacher szoftver segítségével. Végül az üregek paramétereinek az ideális üregtől (mester minta) való eltérése került kiszámításra a tanítás előtt és után.

### 3.1.2 Statisztika

Az ábrákon és a táblázatban a medián  $\pm$  kvartilisek (25% és 75%-os percentilisek) láthatóak (11-14. ábra). Az első és a második üregalakítások közötti különbség (a fejlődés mérőszámaként) statisztikailag lett értékelve a Wilcoxon matched pairs teszt segítségével. A kontroll és teszt csoport közötti összehasonlítás elemzéséhez a Mann-Whitney U teszt került alkalmazásra. Az első preparációk mestermintától való eltérése és a javulás (második preparálás során elért eredmény mínusz az első eredmény) kapcsolata a Pearson féle korrelációs koefficienssel lett jellemezve. Ezenkívül lineáris regressziós egyenest illesztettünk a pontokra külön a kontroll és külön a tesztcsoport számára linear mixed model segítségével, ahol az interakció mutatta meg a két egyenes meredeksége közötti különbséget. A statisztikai számításokat az SPSS 24 szoftver segítségével végeztük (IBM SPSS Statistics for Windows, 24.0 verzió. Armonk, NY: IBM Corp). A  $p < 0,05$  érték volt szignifikánsnak tekinthető az összes statisztikai adat esetében.

## 3.2 A stitching mechanizmus okozta torzítás vizsgálata egy új metodikával

### 3.2.1 Anyag és módszer

#### 3.2.1.1 Mester modellek

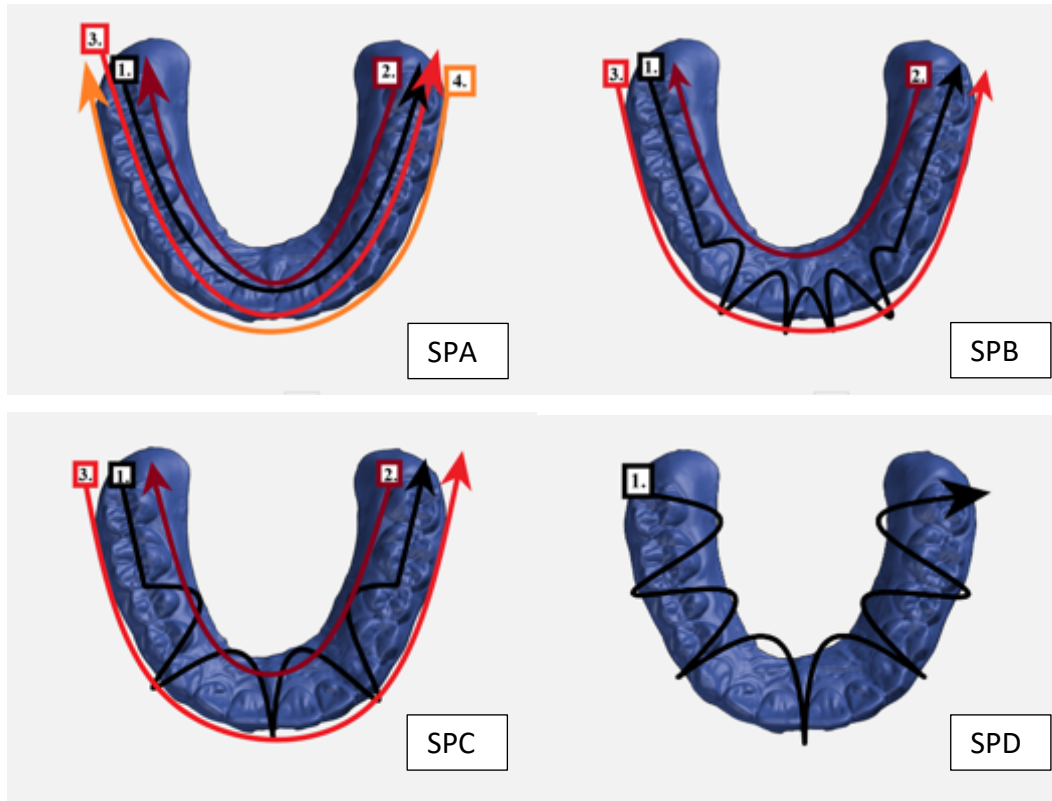
Elkészítettünk egy maxilla és egy mandibula mester modellt digitálisan Zirkozahn CAD/CAM szoftverrel (Zirkozahn, Dél-Tirol, Olaszország) egy egyedileg létrehozott fogkönyvtár felhasználásával. Mindegyik digitális modell 14 fogat tartalmazott (2-15, illetve 18-31, az univerzális jelölés szerint). A digitális modellek marás útján kerültek előállításra (Milling Unit M1, Zirkozahn, Dél-Tirol, Olaszország) PMMA korongból (Telio CAD LT, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein). A Telio CAD refraktív index értéke 1,49, amely nagyon közel áll a dentinéhez (1,54) (66). Ez a két fizikai modell képezte a vizsgálati alapot az egész értékelési folyamat során. A mestermodellek nagy pontosságú ipari scannerrel (ATOS Core 135, GOM GmbH, Braunschweig, Németország) lettek digitalizálva, hogy elkészüljenek a referencia sztereolitográfiai (STL) minták (mester - CAD body). Az ATOS egy nonkontakt, strukturált kéfény-scanner, amely nagy precizitással (precision) és valósághűséggel (trueness) rendelkezik (133). Állkapocs méretű scanneléseknél ez a scanner átlagosan 3 µm trueness és 2 µm precision értéket mutat (134).

#### 3.2.1.2 Scannelési mintázatok

A fizikai modellekről digitális lenyomat készült intraorális scanner segítségével (PlanScan with PlanCAD Easy v. 5.9.2. szoftver, Planmeca, Helsinki, Finnország) négy különböző scannelési minta felhasználásával. Mind az alsó- és felső fogív modellnél öt-öt különböző digitális lenyomat készült minden egyes scannelési mintával, ami 40 vizsgálati mintát eredményezett. A scannelések a felső és az alsó fogív bal második őrlőfogától kezdődtek (#15 és #18). Az „A” scannelési mintánál (SPA, 10 A. ábra) lineáris technikát alkalmaztuk, az okklúziós felületeket először balról jobbra haladva a második molárisokig, majd a lingualis oldalon folytatva a pásztázást jobbról balra, majd ismét az okklúziós felületeken továbbhaladva balról jobbra, kissé a buccalis irányba döntve a scannert. A lenyomat a buccalis felületek leképezésével lett teljes.

A „B” (SPB, 10 B. ábra) és a „C” (SPC, 10 C. ábra) scannelési minták esetében részlegesen, illetve a „D” (SPD, 10 D. ábra) esetén teljesen, az ún. „nyereg technikát”

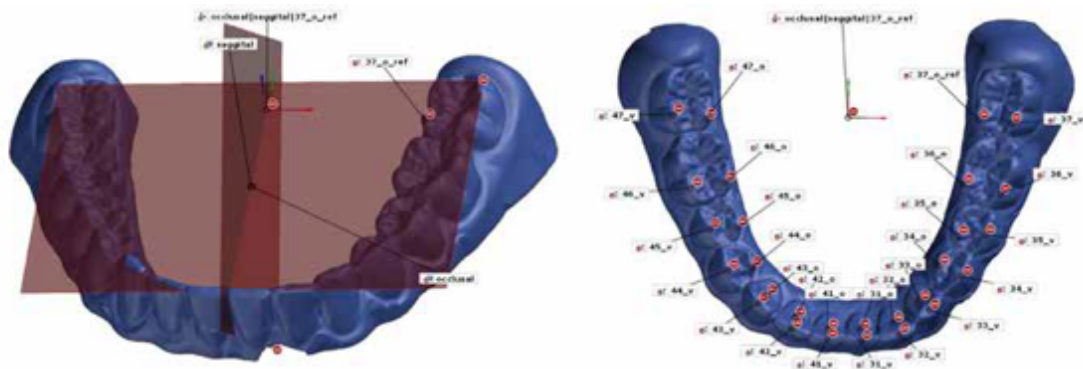
köveztük. A minták az SPB esetén mind a molárisok, mind a premolarisok, az SPC esetén pedig csak az őrőlfogak területén SPA-hoz hasonlóan, lineárisan lettek scannelve, míg a többi helyen a scanner feje billegtetve lett mozgatva (nyeregtechnika) a buccalis oldalról a lingualisra, amíg a megfelelő kontralaterális foghoz nem ért.



10. ábra. Scannelési mintázatok, mintázat A (SPA), mintázat B (SPB), mintázat C (SPC), mintázat D (SPD)

### 3.2.1.3 A vizsgálati módszer protokollja

Az összes scannelt minta adatait nyitott STL fájlformátumban exportáltuk a PlanCAD Easy szoftverből. Az összes STL fájl a GOM Inspect szoftverbe (GOM GmbH, Braunschweig, Németország) importáltuk az adatok kiértékeléséhez. A mesterminta fájlok „CAD body”-ként kerültek a programba, és ezek lettek a „nominal element”-ek. A szofverben először egy egyedi koordinárendszer került felállításra, ahol az X, Y és Z tengelyek az okkluzális és a sagittális síkok mentén helyezkedtek el (11 A. ábra). A mester minták mindegyik fogának okkluzális felületén két mérési pont került meghatározásra (11 B. ábra).



11. ábra. Lokális koordináta rendszer falállítása az occlusalis és saggitalis síkok mentén (A). Mérési pontok kijelölése a fogfelszíneken (B).

Ezt követően az összes vizsgálati minta importálása következett „actual element”-ként. A mester és a vizsgálati mintákat először a teljes felületük mentén a szoftver összeillesztette (prealignment), majd fogívenként 14 helyen lokális illesztés történt az ún. „local best fit” algoritmus szerint, ahol minden egyes fogat egyesével körbe jelölve kellett meghatározni az illesztési zónák határát. Minden egyes local best fit illesztés során a két kijelölt mérési pont lett és átmásolva az actual elementre, és így megtörtént az identikus pontok egymásnak való megfeleltetése a két mintán. Miután megtörtént mind a 28 mérési pont összekapcsolása állcsontonként, a scannelési origónak megfelelő (#15 fog a felső állcsonton és #18 fog az alsó állcsonton) illesztési zóna lett újra aktiválva. A vizsgálati minták mérési pontjainak az eltérései a mesterminták identikus pontjaitól a szoftverben milliméterben (mm) kerültek regisztrálásra az X, Y és Z tengelyek mentén. Az X tengely a bal-jobb (bucco-lingual) irányú esetleges deviációkat mutatja (a pozitív szám a jobbra való eltérés), míg az Y tengely a mesio-distalis (dorso-ventrális) irányban észlelt bármely deviációt (a pozitív szám a disztális / dorzális eltérésre vonatkozik) az okkluzális síkon. Az Z tengely mentén történt az okkluzális síkra merőleges, a szagittális síkon bekövetkezett eltérések regisztrációja, mely megfelel az apiko-koronális iránynak, ahol a pozitív szám a koronális irányú deviációt jelöli.

#### 3.2.1.4 Statisztikai analízis

A fogívenként összesített 3360 adatpont a MS Excel programba került importálásra adatgyűjtés és rendezés céljából, majd további statisztikai elemzés történt az SPSS 25 (IBM SPSS Statistics for Windows, 24.0 verzió. Armonk, NY: IBM Corp) program segítségével. A szövegben és az ábrákon szereplő adatok átlag  $\pm$  standard hiba (SE) formában lettek megadva. A táblázatban a standard deviáció is megadásra került. Az deviációs értékek generalizált lineáris mixed modell segítségével lettek elemezve restricted maximal likelihood becsléssel. A scannelési mintázat, a fog és az oldal (orális és vestibularis mérési pontok) voltak a fő faktorok, és azok interakcióival együtt lettek beépítve a modellbe. Összesen hat modell került lefuttatásra minden fogíven és tengelyen külön-külön.

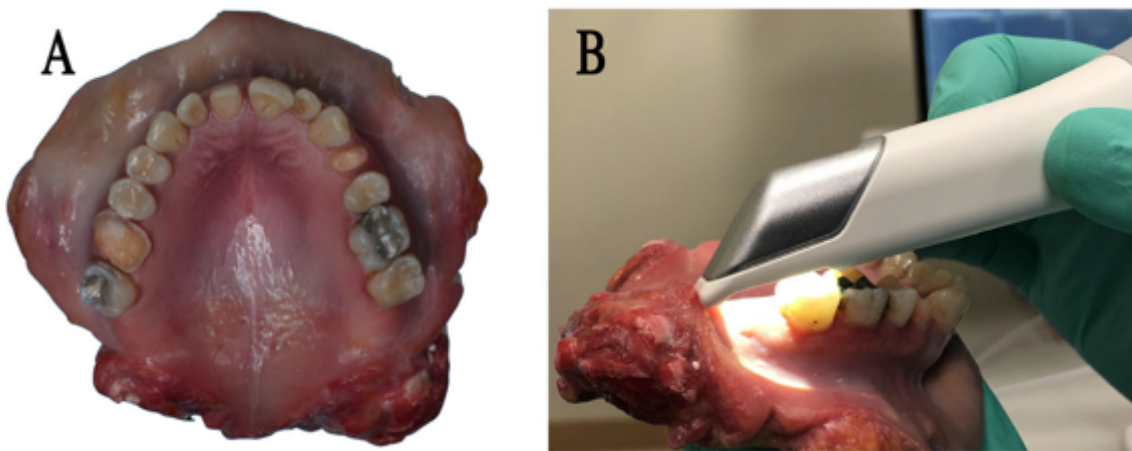
Három módszer került összehasonlításra: Az első érték (**teljes felszín deviáció**) a mérési pontokhoz legközelebbi felszíni pontok közötti átlagos távolság volt, amelyet a GOM szoftver automatikusan meghatároz és az irodalomban is ez a leggyakrabban alkalmazott módszer (135-137). A második átlagérték a teljes felületi illesztés során az identikus pontok közötti 3D távolságokból került kiszámításra (**teljes identikus pont deviáció**). Harmadik, az általunk kidolgozott új módszer (**origó identikus pont deviáció**), amikor az identikus pontok közötti, az egész fogívre számolt átlagos abszolút 3D deviáció a scannelési origóban történt illesztés után lett kiszámítva. A három érték generalized linear mixed modellben, gamma-eloszlással és log-link funkcióval lett összehasonlítva. A p értékek Bonferroni módszerrel lettek beállítva, páronként összehasonlítva a 0,05-re beállított alfa értékkel. A módszerek közötti korrelációk Spearman teszttel kerültek kiértékelésre.

3.3 A stitching mechanizmus okozta torzítás összehasonlítása, az új módszer segítségével, 7 intraoralis scanner és hagyományos lenyomatvételi technika alkalmazása esetén, teljes állcsonton

#### 3.3.1 Anyag és módszer

Az alábbi vizsgálat a Dél-Karolinai Orvostudományi Egyetem Fogorvosi Kar munkatársainak együttműködésével zajlott le. A szájüregben előforduló különböző anyagok optikai tulajdonságainak pontos modellezéséhez egy megtartott fogazatú friss

humán cadaverből származó maxilla képezte a vizsgálati mintát, ahol néhány fog tartalmazott amalgámot és kompozit töméseket, valamint három fog került csonkelőkészítésre teljes borító koronához (12. A ábra). A vizsgálata teljes időtartama alatt a disszekált maxilla 4° C-on és nedvesen volt tartva a szövetek állapotának megőrzése érdekében. Ebben a vizsgálatban a cadaver szövet használatát a Dél-Karolinai Orvostudományi Egyetem Institutional Review Board for Human Research intézménye mentesnek ítélte az engedély alól (Pro 77,251), mely lehetővé tette a szöveten végzett orvosi célú tudományos vizsgálatot.



12. ábra. (A) A vizsgálati humán cadaver maxilla a koronákhoz előkészített fogakkal (#3, #8, #12), (B) A scannelési origóban (#15) megkezdett digitális lenyomat intraoralis scannerrel.

A disszekált emberi maxilla egy ipari 3D scannerrel (ATOS III Triple Scan 3D optikai scanner, GOM, Braunschweig, Németország) lett digitalizálva. Az így keletkezett digitális modell lett a mester minta és ez került összehasonlításra a többi intraoralis scannerrel és labor scannerrel készített digitális vizsgálati mintával. Hét különböző intraoralis scanner került kiválasztásra a vizsgálatához, melyek adatait a következő táblázat tartalmazza (2. táblázat):



2. táblázat. Összefoglaló táblázat a vizsgálatban alkalmazott intraoral scannerekről.

név	gyártó	szoftver verzió	működési elv
Trios 3	3Shape, Koppenhága, Dánia	v1.17.2.4.	LED strukturált konfokális mikroszkópia
Omniscam	Dentsply Sirona, York, PS, USA	v4.5.2.	strukturált fehér fény, optikai háromszögelés és konfokális mikroszkópia
CS 3600	Carestream, Dental Atlanta, GA, USA	v.3.1.0	4 LED, kék, zöld, piros, UV-strukturált fény, aktív speed 3D videó
iTero Element 1	Align Technologies, San Jose, Kalifornia, USA	v1.5.0.361	vörös lézeres párhuzamos konfokális képalkotás
iTero Element 2	Align Technologies, San Jose, Kalifornia, USA	v1.5.0.361	vörös lézeres párhuzamos konfokális képalkotás
Emerald	Planmeca, Helsinki, Finnország	v5.9.4	háromszínű lézer projektált aktív trianguláció
PlanScan	Planmeca, Helsinki, Finnország	v5.9.4	lézer projektált aktív trianguláció

Mindegyik eszközzel öt scannelés történt egyetlen felhasználó által, aki tapasztalt volt az adott rendszerrel és a gyártók által javasolt scannelési mintázatot alkalmazta minden egyes lenyomatvételnél. Az elkészült scannek tartalmazták a maxilla összes fogát, az

előkészített felszínek approximalis területeit, a gingivalis területeket és a szájpadrást. Minden scannelés az #15 fognál (univerzális jelölés) kezdődött (12. B ábra). A környezeti tényezők állandó szinten voltak tartva, ahol a vizsgálati maxilla jégen feküdt és minden lenyomat után átnedvesítésre került.

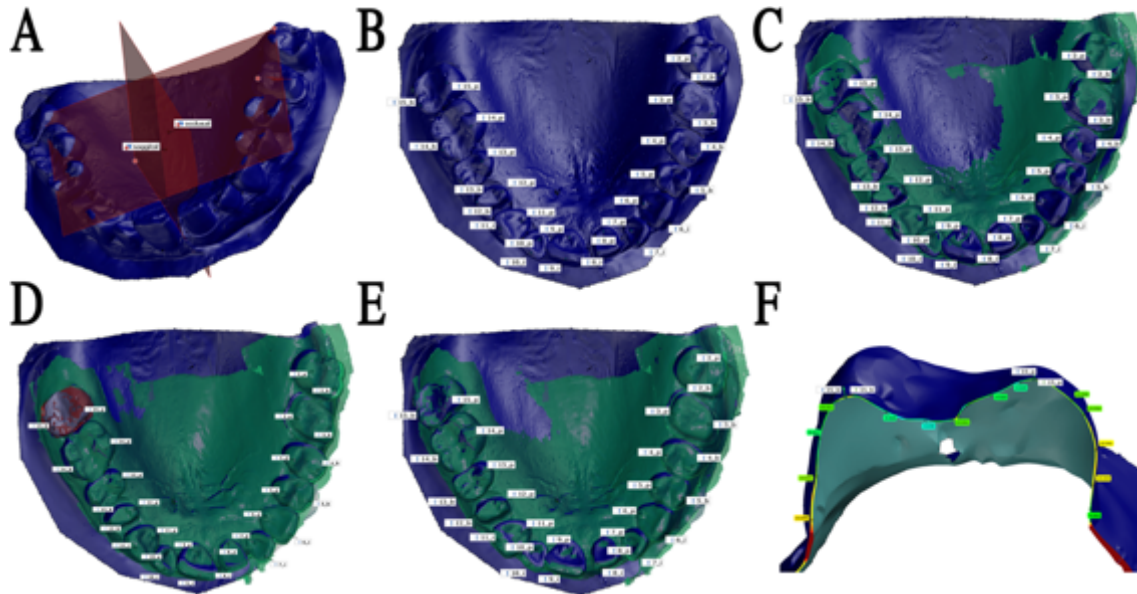
A digitális lenyomatok mellett elkészült öt hagyományos polivinil-sziloxán (PVS) lenyomat (VPosil, Voco GmbH, Németország) is, kétfázisú- egyidejű technikával, gyári kanalak felhasználásával. Ezekből extra kemény, nagy szilárdságú gipsz kiöntéssel precíziós minták készültek (Silky Rock, Whip Mix Corp., Louisville, KY, USA). Az összes fizikai mintát egy fogtechnikai asztali laboratóriumi scannerrel (D800, 3Shape) digitalizálták az elérhető legnagyobb pontossággal (50 µm), a fogorvos és a fogtechnikus közötti hagyományos munkafolyamat reprodukálása érdekében.

Az összes teszt scannelési fájl standard tessellation language (STL) formátumban lett exportálva az egyes rendszerek dedikált szoftvereiből. Az STL fájlok a GOM Inspect szoftverbe (GOM GmbH, Németország) kerültek importálásra.

#### *3.3.1.1 A trueness érték meghatározása*

A teszt és a mester minta eltérését a bevezetésben már említett új, **origo identikus pont deviáció** módszerrel határoztuk meg. A 3.2 vizsgálatban ismertetett módon bizonyításra került, hogy a módszer alkalmas a stitching hiba feltárására (138). Először a megfelelő koordináta-rendszer felállítása történt meg a mester minta mentén, ahol az X, Y és Z tengelyek az occlusalis és a sagittalis síkokat követték (13. A. ábra). Ezt követően a mester minta minden egyes fogán két mérési pont került kiválasztásra meghatározott helyeken, melyek referenciapontként szolgáltak (összesen 28 pont) (13. B ábra). Az intraoralis scanneket egyenként kiértékeljük, melynek során az első lépésben a szoftver által egy automatikus felszín alapú illesztés (szuperimpozíció) történt a mestermintára (13. C ábra). A következő lépésben minden egyes fog határvonalait körbe jelöltük a szoftverben (13. D ábra), hogy foganként beazonosíthatóak és megfeleltethetőek legyenek a választott identikus mérő pontok a lokális best fit algoritmussal (13. E ábra). Amikor a két minta foganként illeszkedett egymáshoz, az egymásnak megfelelő két pont átmásolásra került a mesterről a teszt mintára (identikus pontok) (13. F ábra). Végül a két minta (mester és intraoralis) illesztését vissza állítottuk a scannelési origóra, a #15 fogra. Az identikus pontok közötti eltérési értékek a megfelelő koordináta-rendszer mindhárom

tengelye mentén regisztrálásra kerültek. A 3D-ben mutatott átlagos komplex deviáció a Pythagoras-tétel alapján került kiszámításra a 3 tengely vektoraiból.



13. ábra. A reprezentatív ábra egy, a PlanScannel készült scan (zöld) szuperimpozíciójának folyamatát mutatja a mester scanhez (kék) (A). Helyi koordinátarendszer felállítása a mester minta fogászati síkjai mentén GOM Inspect szoftverben, (B). Két referenciapont kiválasztása foganként a mester mintán, (C). A tesztskan kezdeti illesztése az egész fogív mentén, (D). A #15 fog kijelölése (piros felszín, scannelési origó) a local best fit illesztéshez, (E). Szuperimpozíció a local best fit használatával az #15 fognál, (F). A 15\_b és 15\_p pontok átmásolása a mester mintáról a tesztscanre. A színes háttérű címkék jelzik a metszési vonal mentén jelentkező mintafelszínek közötti távolságot.

Az egyes fogakhoz tartozó, a mester mintától való komplex 3D eltérés mérése (trueness), a teljes fogíven történő scannelés iránya mentén történt, mely megmutatja az egymást követő pillanatképek egyesítése (stitching) miatt kumulálódó deviációt.

Az egyes tengelyek mentén kialakuló deviáció statisztikailag került kiértékelésre minden egyes scanner esetében, hogy mérhető legyen a legnagyobb eltérést mutató tengely. A scannelések mindig az occlusalis felszínen kezdődtek, és ez a nézet a Z tengelyhez került hozzárendelésre, ezért az ezen a tengelyen jelentkező deviáció a mélységmérés hibáját

jelzi, mely az IOS-ek egyik jellemző tulajdonsága, megkülönböztetve azokat a 2D kameráktól.

A fogak közötti komplex 3D eltéréseket átlagoltuk és ezen értékeket összehasonlítottuk az IOS-ek között, valamint az IOS-ek és a fizikai lenyomat digitalizált mintái között. Ez az átlagérték mutatja a scannerek általános trueness (valósághűség) értékét, míg a standard szórás a precision (pontosság) értéket (vagyis a reprodukálhatóságot) mutatja meg.

### 3.3.1.2 *Statisztika*

Az adatok összegzés céljából a MS Excel programba kerültek, majd további statisztikai analízis történt az SPSS 25 programban (IBM SPSS Statistics for Windows, v. 24.0. Armonk, NY: IBM Corp). Az deviációs értékeket generalized liner mixed modellel elemeztük, gamma-eloszlással és log-link funkcióval, korlátozott maximalizált valószínűség-becsléssel. Az első modellben a komplex deviációs értékek (a három vektor, X, Y, Z abszolút értékeinek kombinációi) két fő tényezővel, a fogakkal és a scannerekkel, valamint ezek kölcsönhatásával kerültek elemzésre. A második modellben a három tengelyen külön mért eltérések lettek vizsgálva, beleértve a scanner és tengely, valamint a scanner \* tengely kölcsönhatásainak fő hatását. Többszörös páros összehasonlítás okozta előfajú hiba növekedés elkerüléséhez, a p értékeket 0,05-ös szinten tartottuk, a Sidak módszer segítségével. A fogakon átlagolt komplex deviációk szórása, ami a precision értékről ad felvilágítást, statisztikailag F-test segítségével lett kiértékelve, Bonferroni korrekciót alkalmazva.

## **4 Eredmények**

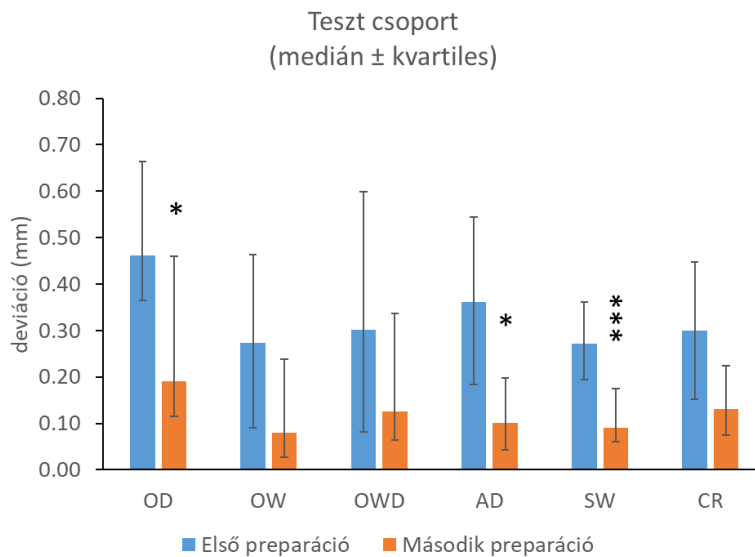
### **4.1 A Dental Teacher rendszer hatásának vizsgálata a hallgatók preparációs készségére komplex kavitás esetén**

A tesztcsoport esetén valamennyi mért paraméter javulási tendenciát mutatott az oktatói utasításoknak megfelelően (3. táblázat).

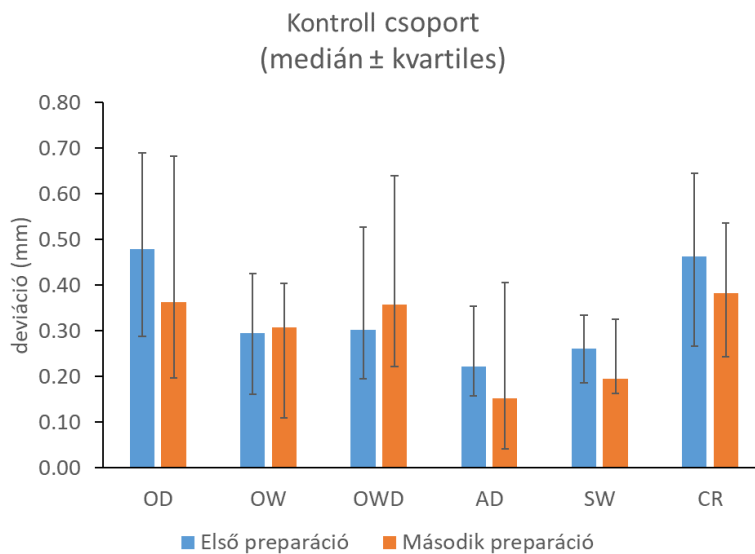
3. táblázat. Eltérések és javulás milliméterben megadva

Paraméter	Módszer	Deviáció a mester mintától										Javulás (első-második preparáció)	
		első preparáció				második preparáció							
		N	medián	1. kvartilis	3. kvartilis	N	medián	1. kvartilis	3. kvartilis	N	medián	1. kvartilis	3. kvartilis
<b>OD-mean</b>	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
<b>OW-mean</b>	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
<b>OWD</b>	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
<b>AD</b>	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
<b>SW-mean</b>	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
<b>CR-mean</b>	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

A teszt csoportban az átlagos OD, AD és az átlagos SW eltérései a mestermintától lényegesen kisebbek voltak a második üregek esetében (13. ábra). A kontroll csoportban a második preparáció eltérései nem különböztek szignifikánsan az elsőknél mértektől (14. ábra).

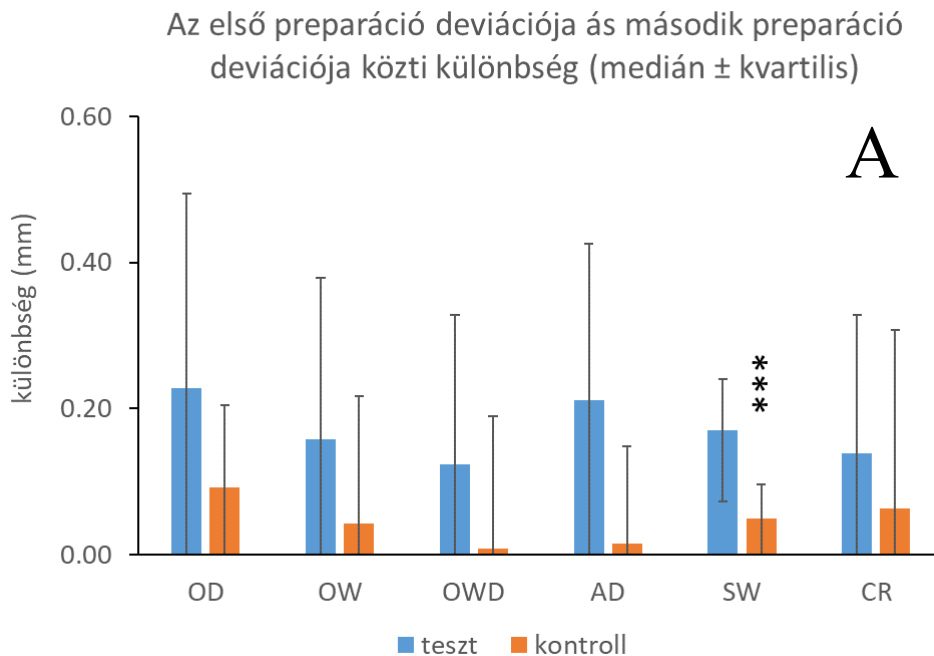


13. ábra. Az első preparáció és a második preparáció értékeinek az eltérése a mester mintához képest a teszt csoportban. \* szignifikáns különbség a javulásban,  $p < 0,05$ ; \*\*\* szignifikáns különbség a javulásban,  $p < 0,001$ .



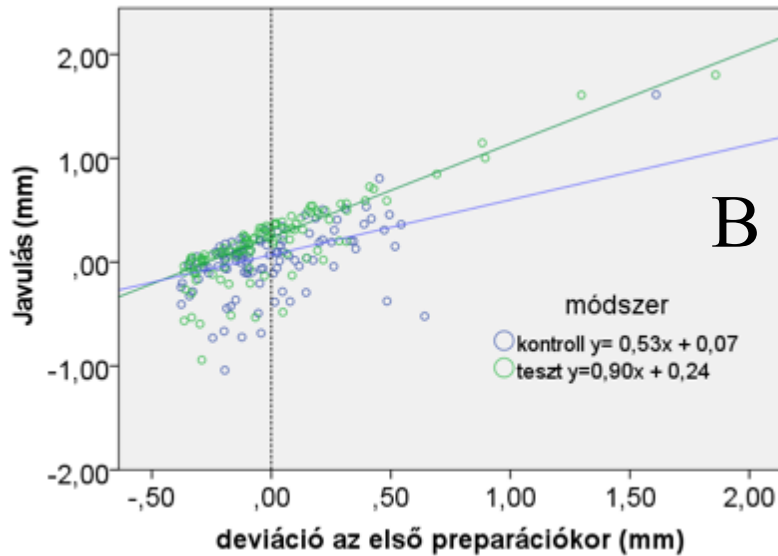
14. ábra. Az első preparáció és a második preparáció értékeinek az eltérése a mester mintához képest a kontroll csoportban.

A hallgatók preparációjának javulása tekintetében az átlagos SW paraméter szignifikánsan magasabb volt a tesztcsoportban, mint a kontroll csoportban (15 A. ábra). Jelentős összefüggés volt tapasztalható az első preparálástól a második preparálásig elért javulás és az első preparálásnál mért deviáció között mindkét csoport esetén (kontrollcsoport:  $r = 0,33$ ,  $p < 0,001$ ; tesztcsoport:  $r = 0,714$ ,  $p < 0,001$ ) (15 B. ábra). A regressziós paramétereket átlag  $\pm$  standard hiba formában adtuk meg és a független változó (első preparáció deviációja) értékei centralizálva vannak. A teszt csoportban a regressziós egyenlet y-tengely metszés pontja ( $0,235 \pm 0,016$  mm vs.  $0,070 \pm 0,038$  mm,  $p < 0,001$ ) és meredeksége ( $0,898 \pm 0,069$  mm vs.  $0,534 \pm 0,169$  mm,  $p < 0,001$ ) szignifikánsan nagyobb volt, mint a kontroll csoportban. A szignifikánsan magasabb y-tengely metszés pont azt jelenti, hogy a második preparációnál mért javulás összességében (az 5 preparációs paramétert együtt figyelembe véve) a teszt csoportban jobb volt az átlagos első preparációs értéknél mérve. A szignifikánsan nagyobb meredekség, pedig arra utal, hogy az első preparációnál gyengébben szereplő hallgatóknak nagyobb volt a javulása a teszt csoportban, tehát jobban felzárkóztak.



15. A ábra. Az első és a második preparációk közötti fejlődés összehasonlítása a két csoport között \*\*\* szignifikáns különbség a javulásban,  $p < 0,001$ .





15. B ábra. Korreláció az első preparációnál mért deviáció és a javulás között. Az első preparáció deviációs értékei centralizálva vannak, hogy a zérus  $x$ -tengelynél (átlagos deviáció) értelmezhető legyen a tengelymetszetek közötti különbség.

#### 4.2 A stitching mechanizmus okozta torzítás vizsgálata egy új metodikával

##### 4.2.1 A best fit algoritmus illesztési pontossága a scannelési origó területén

Az identikus pontokat a mester és a vizsgálati mintákon foganként történő illesztés után hoztuk létre és másoltuk át. Az egy fogas illesztés feltételezésünk szerint mentes a stitching problémától, hiszen a scanner fej látótere bőven lefed egy fogat. Ugyanakkor némi pontatlanság elképzelhető, hiszen két scan soha nem ugyanaz. Az identikus pontok meghatározásának hibáját ezért az egy fogas illesztés átlagos felszíni deviációjából kívántuk megbecsülni.

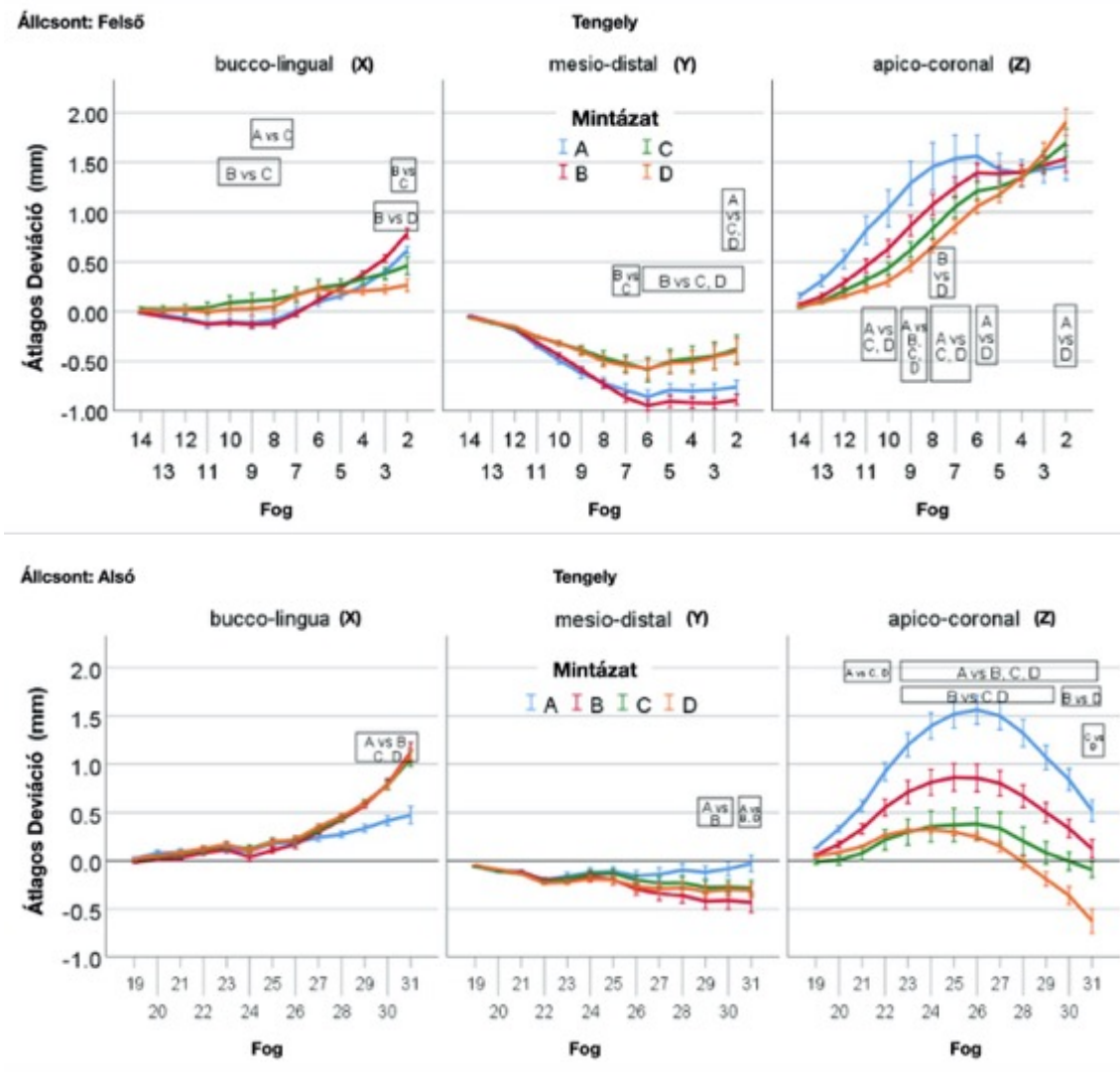
Az átlagos eltérések 23-46  $\mu\text{m}$  között változtak (4. táblázat). Alacsonyabb ( $p < 0,001$ ) volt a felső fogívénél ( $25 \pm 1,2 \mu\text{m}$  a 15. fognál), mint az alsó fogív esetén ( $40 \pm 2,2 \mu\text{m}$  a #18 fognál). A scannelési mintázatnak nem volt hatása a deviációra ( $p = 0,93$ ).

4. táblázat. A scannelési origóban mért deviáció ( $\mu\text{m}$ ) egy fog esetén

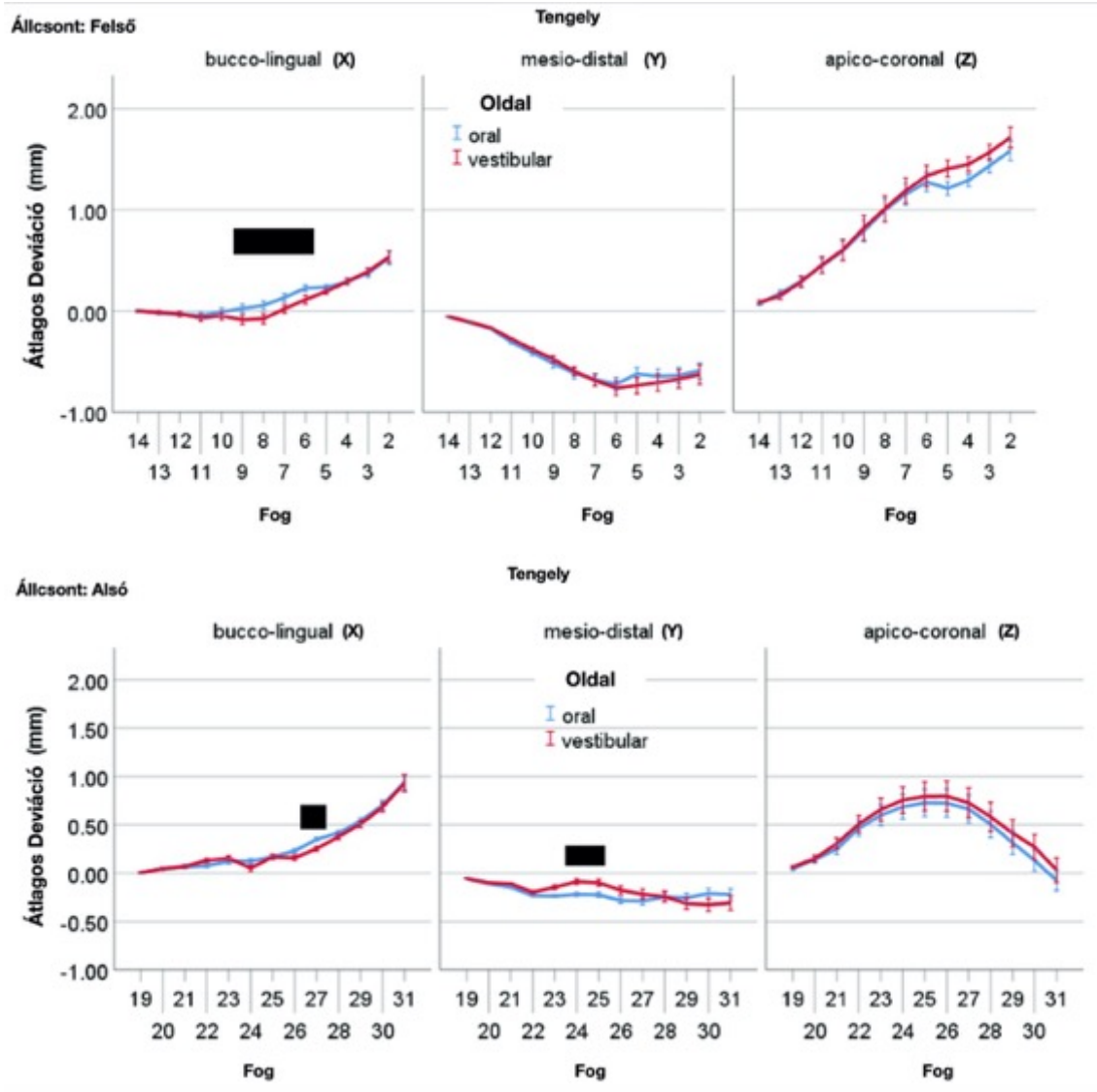
állcsont	Scannelési mintázat	N	átlag	SE	SD
<b>Alsó</b>	A	5	34	2,6	5,9
	B	5	46	6,4	14,3
	C	5	43	4,5	10,0
	D	5	37	1,8	4,0
<b>Felső</b>	A	5	30	3,2	7,1
	B	5	23	1,5	3,3
	C	5	24	2,7	6,0
	D	5	23	0,7	1,5

#### 4.2.2 Az origo identikus pont deviáció változása foganként és a scannelési mintázatonként

A mintázat \* fog \* oldal három szempontos interakció egyik fogíven és egyik tengely esetén sem volt szignifikáns. Ezért a grafikus ábrázolás érthetősége érdekében a kétirányú fog \* mintázat (16. ábra) és fog \* oldal (17. ábra) kölcsönhatásokat ábrázoltuk. A fog és a minta közötti szignifikáns kölcsönhatás az összes tengely és fogív esetében ( $p < 0,001$ ) azt sugallta, hogy scannelési mintázatonként eltérnek a deviációk az egyes fogak esetében. Az oldal és a fog közötti kölcsönhatás szignifikáns volt az X és Y tengelyeknél ( $p < 0,001$ ), de a Z tengely esetében egyik fogívnél sem. Tehát az X és Y tengely mentén az oldalak közötti eltérés különbsége a foganként változó volt.



16. ábra. A scannelési mintázat hatása a három tengely mentén mért fogankénti deviációra a felső és az alsó állcsont esetén. A téglalapok a mintázatok közötti szignifikáns eltéréseket mutatják, legalább  $p < 0,05$  esetén.



17. ábra. A három tengely mentén mért deviációk összehasonlítása foganként a vestibularis és az oralis mérőpontok között

A felső állcsonton a bucco-lingualis orientációban (X tengely) az SPC és az SPD mérési pontok fokozatosan deviáltak az ellenoldal felé (jobbra) a scannelési origó irányából (#15), míg a SPA és az SPB az ipsilateralis oldalon balra, a kontralateralis oldalon pedig jobbra tért el (17. ábra). Mesio-distalis orientációban (Y tengely) minden mérési pont fokozatosan deviált ventralis irányba a scannelési origó irányából. Az eltérések szignifikánsan nagyobbak voltak a középvonaltól SPA-ban és SPB-ben, mint SPC-ben és SPD-ben. Az apico-coronalis orientációban (Z tengely) minden mérési pont coronalisan deviált a scannelési origó irányából az összes minta középvonaláig. Ezt követően SPA-

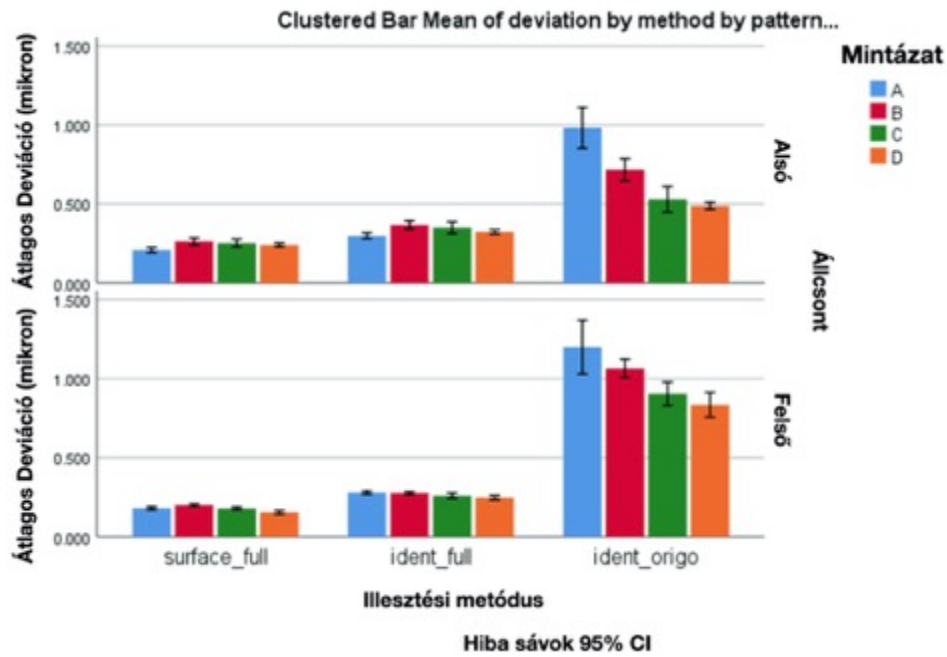
ban és az SPB-ben a tendencia megváltozott, és az eltérés mértéke nem erősödött tovább. A #11-től #6-ig terjedő szakaszon volt legnagyobb a deviáció az SPA mintázat esetén. Az alsó fogívnél, bucco-lingualis orientációban (X tengely), az összes mérési pont fokozatosan deviált az ellenoldal felé a scannelési origó irányából (#18). Az SPA mintázat eltérése szignifikánsan alacsonyabb volt, mint más mintázatoké (B, C, D) a #29 - #31 fogaknál, de hasonló volt a többihez #19 - #28 fogak között (17. ábra). Mesio-distalis orientációban (Y tengely) az összes mérési pont fokozatosan ventralisan tért el a scannelési origó irányából. Az SPA mintázat deviációja szignifikánsan alacsonyabb volt, mint az SPB mintázata a #29 - #31 fogaknál, és kisebb volt, mint a 31-es fognál az SPD mintázaté. Az apico-coronalis orientáció mentén (Z tengely) minden mérési pont progresszíven coronalis irányban tért el a scannelési origótól egészen a középvonalig. Ezt követően ez a tendencia megváltozott és a deviáció fokozatosan megközelítette a kezdeti nullpontot. Az összes eltérés az SPA mintázat esetén volt a legnagyobb, míg az SPB-ben, SPC-ben, SPD-ben kisebb mértékű volt.

A felső fogív esetén csak a #6 és #9 fogak között volt szignifikáns különbség az oralis és a vestibularis mérési pontok között a bucco-lingualis tengelyen (111 – 132  $\mu\text{m}$ ) (17. ábra). Az alsó fogívnél szignifikáns különbségek voltak megfigyelhetők a #27 fognál a bucco-lingualis tengely mentén (98  $\mu\text{m}$ ), valamint a #24 és #25 fogaknál a mesio-distalis tengelyen (132  $\mu\text{m}$  és 124  $\mu\text{m}$ ) (17. ábra).

#### 4.2.3 Három különböző illesztési és mérési módszer esetén kapott átlag deviáció értékek összehasonlítása

Jelentős különbség jelentkezik a három különböző minta illesztési módszer között, függetlenül a fogívtól és a scannelési mintázattól (18. ábra és 5. táblázat). Az identikus pontok közötti összesített átlagos deviáció, a scannelési origónál (origo identikus pont deviáció-:  $840 \pm 48 \mu\text{m}$ ) történt illesztés alapján, szignifikánsan magasabb volt, mint az összfelszín illesztésekor kapott átlagos eltérés (teljes felszín deviáció:  $209 \pm 8 \mu\text{m}$ ,  $p < 0,001$ ), valamint szignifikánsan magasabb érték, mint az identikus pontok közötti átlagos eltérés (teljes identikus pont deviáció:  $300 \pm 9 \mu\text{m}$ ,  $p < 0,001$ ) összfelszín illesztése esetén. Az összfelszíni illesztés során a teljes felület összes pontját vizsgálva

(kemény és lágyszöveti pontfelhők), a teljes átlag deviációs értéke szignifikánsan alacsonyabb volt, mint az identikus pontok átlagértéke ( $p < 0,001$ ).



18. ábra. Az abszolút értékű átlag deviációk összehasonlítása összfelszíni és identikus pontok vizsgálata esetén a scannelési mintázat és állcsontok függvényében

5. táblázat. A táblázat a különböző mérési módszerekkel mért deviációk ( $\mu\text{m}$ ) összehasonlításának eredményeit mutatja állcsontonként és scannelési mintázatonként.

állcsont	Scannelési mintázat	módszer	N	átlag	SE	SD
alsó	A	teljes felszín összdeviáció	5	208	16	36
		teljes felszín identikus pont deviáció	5	299	18	41
		scan origó identikus pont deviáció	5	982	129	289
	B	teljes felszín összdeviáció	5	262	23	51
		teljes felszín identikus pont deviáció	5	366	28	62
		scan origó identikus pont deviáció	5	716	69	155
	C	teljes felszín összdeviáció	5	252	25	55
		teljes felszín identikus pont deviáció	5	350	38	84
		scan origó identikus pont deviáció	5	528	82	182
	D	teljes felszín összdeviáció	5	240	12	27
		teljes felszín identikus pont deviáció	5	322	14	31
		scan origó identikus pont deviáció	5	487	22	49
felső	A	teljes felszín összdeviáció	5	180	10	22
		teljes felszín identikus pont deviáció	5	279	11	24
		scan origó identikus pont deviáció	5	1200	170	381
	B	teljes felszín összdeviáció	5	200	8	19
		teljes felszín identikus pont deviáció	5	276	9	20
		scan origó identikus pont deviáció	5	1065	59	132
	C	teljes felszín összdeviáció	5	178	9	19
		teljes felszín identikus pont deviáció	5	260	17	37
		scan origó identikus pont deviáció	5	904	74	166
	D	teljes felszín összdeviáció	5	154	12	27
		teljes felszín identikus pont deviáció	5	247	14	31
		scan origó identikus pont deviáció	5	835	79	176

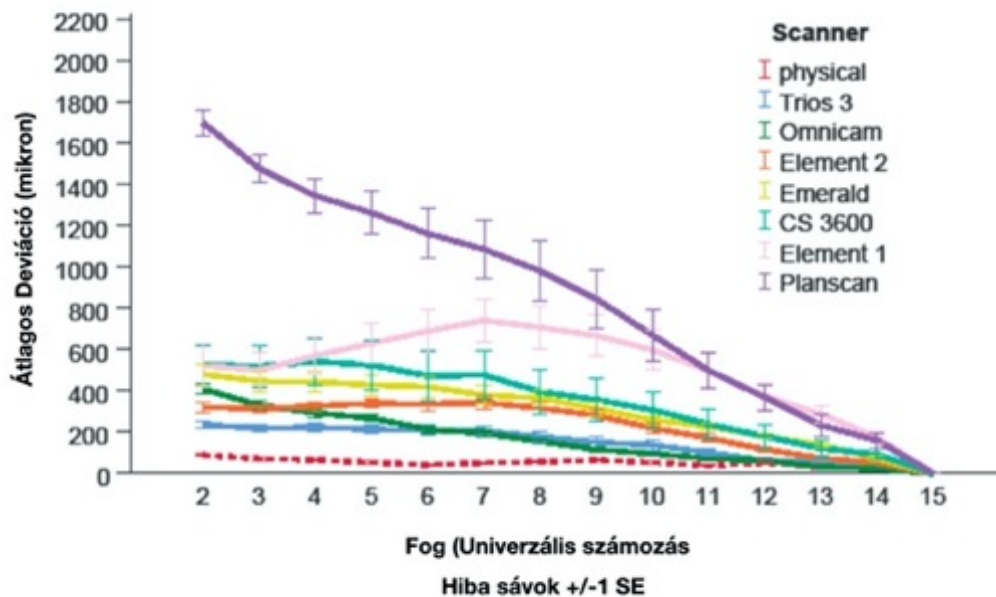
A scannelési mintázatok összehasonlítása a scannelési origónál történt illesztéssel azt mutatta, hogy a felső fogív esetén az SPD szignifikánsan kisebb deviációt mutat, mint az SPA ( $p < 0,05$ ), de hasonló volt az SPB-hez ( $p = 0,23$ ) és az SPC-hez ( $p = 0,77$ ). Az alsó fogívnél az SPD szignifikánsan kisebb eltérést mutat, mint az SPA ( $p < 0,001$ ) és az SPB ( $p < 0,01$ ), de hasonló volt az SPC-hez ( $p = 0,59$ ). A másik két illesztési módszerrel nem figyelhető meg statisztikai különbség egyik fogívnél sem. Szignifikáns korreláció volt a scannelési origónál mért eltérés és az átlagos teljes fogív deviáció között, a három módszer bármelyikével számított módon (surface-full,  $r = 0,63$ ; ident-full,  $r = 0,56$ , ident-origin,  $r = 0,49$ ,  $p < 0,01$ ). A korreláció szignifikáns volt ( $r = 0,77$ ,  $p < 0,01$ ) a két összefelzúni illesztési módszer (surface-full és ident-full) között is, azonban az ident-orig és az összefelzúni alapú illesztési módszerek között nem volt összefüggés ( $r = -0,27$ ,  $r = -0,29$ ).

4.3 A stitching mechanizmus okozta torzítás összehasonlítása, az új módszer segítségével, 7 intraoralis scanner és hagyományos lenyomatvételi technika alkalmazása esetén, teljes állcsonton

#### 4.3.1 Komplex 3D deviáció foganként

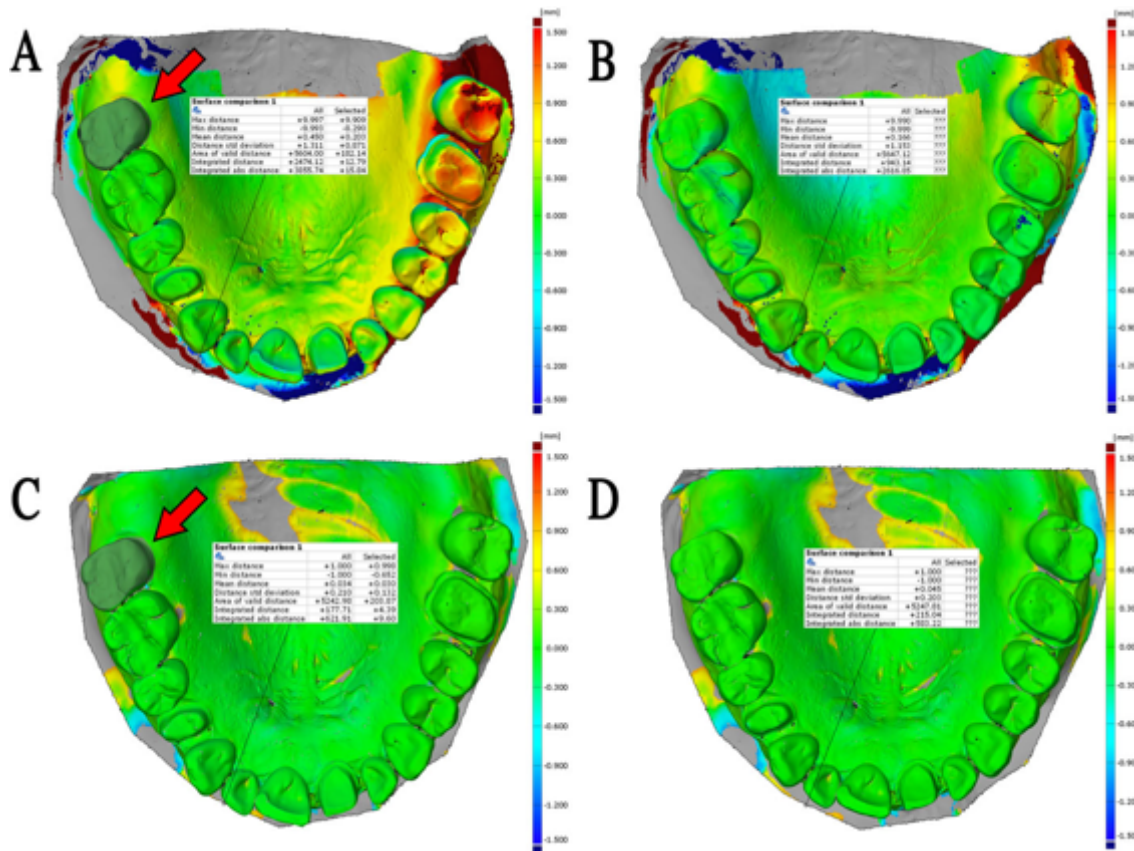
Az első modellben mind a fő hatások, mind a fog ( $p < 0,001$ ), mind a scanner ( $p < 0,001$ ), mind kölcsönhatásuk ( $p < 0,001$ ) szignifikáns volt, melyet a 19. ábra mutat. A deviációs értékek folyamatosan emelkednek a scannelési origó irányából kiindulva és ez a tendencia szinte az összes scanner esetében fennáll, kivéve az Element2 és Element1 esetén, ahol a deviáció tendenciája az anterior régióban megfordul és csökkenni kezd. A legjelentősebb deviáció a PlanScan esetében volt kimutatható.



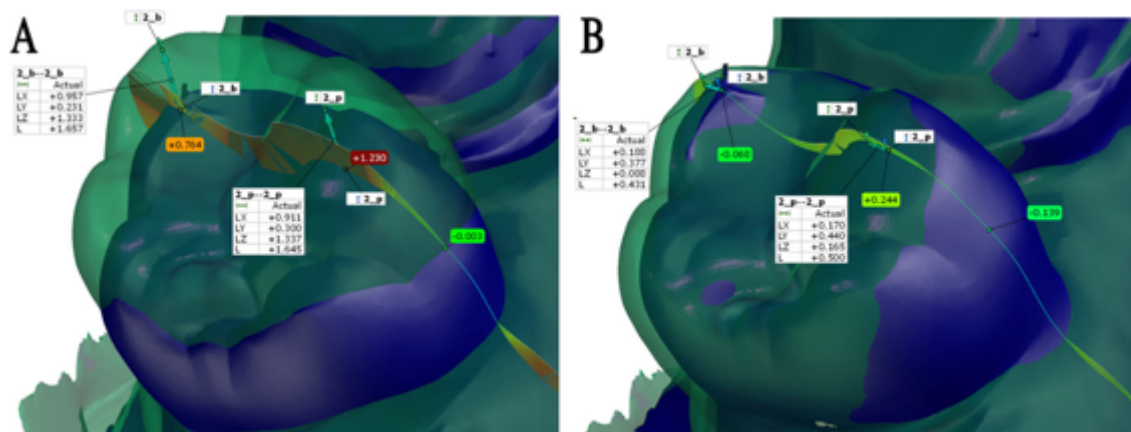


19. ábra. A scannerek közötti átlagos komplex 3D deviációk fogankénti összehasonlítása

A 20. ábrán demonstráljuk módszer szenzitivitását. Hasonlóan a 3.2. vizsgálathoz az **összfelszíni deviáció a scannelési origó figyelembe vétele nélkül** alig látható (20. A ábra), szemben a scannelési origóban végzett, lokális best fit illesztéssel (20. B ábra). Az origótól legtávolabbi fog (jobb második moláris, #2) 3D-s képénél szemléletesen látható a halmozott torzulás, melyet a csücskökön található identikus pontok közötti deviáció eredményez (21. ábra). Ez sokkal nagyobb mértékű, mint a felszínek közötti eltérés. Ez a scannelési origótól a végpontig tartó, megnövekedett deviáció nem látható a fizikai lenyomat alapján készült minta esetén (20. C ábra). Tehát nem a digitális best-fit illesztés pontatlansága okozza a fokozatos eltérést az origótól távolodva.



20. ábra. Teljes állcsonton vizsgált felszíni deviáció egy random kiválasztott intraoral scan (PlanScan: **A**, **B**) és egy random fizikai minta (**C**, **D**) esetén. **A** A scannelési origónál végzett lokális best fit illesztésnél (piros nyíl, #15) a #15 fog felületi eltérése 87  $\mu\text{m}$  volt, míg az egész fogíven 688  $\mu\text{m}$ . **B** A teljes fogív mentén történő best fit alignment esetén (hagyományos módszer) a teljes fogív felületi deviációja 463  $\mu\text{m}$  volt. **C** A lokális best fit illesztés a scannelési origónál (piros nyíl, #15) a #15 fog felületi eltérése 47  $\mu\text{m}$  volt, az egész fogíven pedig 119  $\mu\text{m}$ . **D** A teljes fogíven történő best fit illesztés esetén (hagyományos módszer) a teljes fogív felületi deviációja 111  $\mu\text{m}$  volt. A színskála egyformán lett beállítva az egyes ábrákon. Kevés különbség figyelhető meg a **B** és **D** ábrák között, szemben az **A** és **C** ábrákkal, ami jól érzékelteti a scannelési origó fontos szerepét.



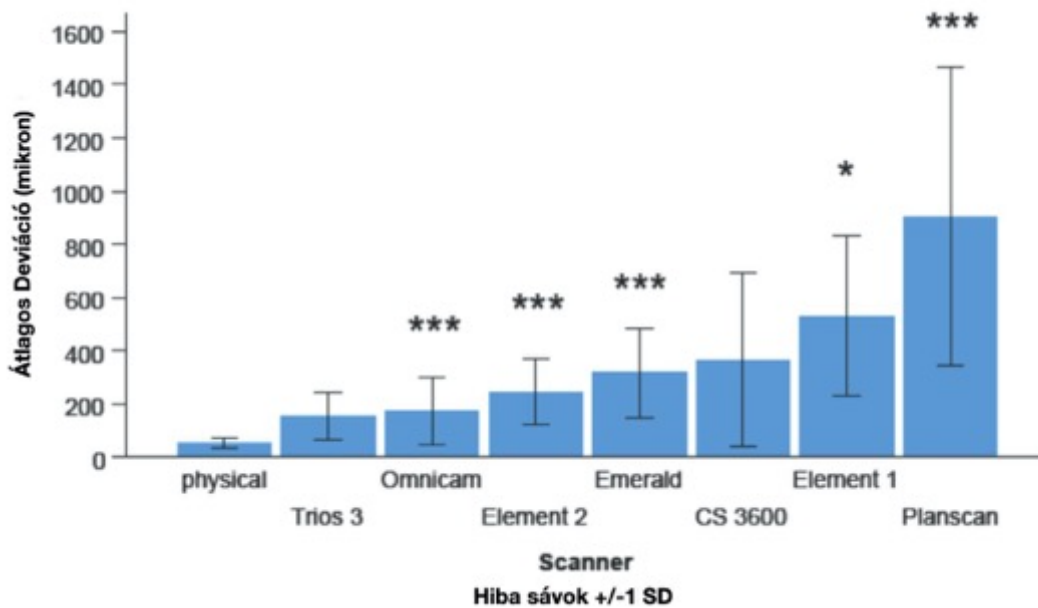
21. ábra. A fogív utolsó fogánál (#2) látható identikus mérőpontok mentén felállított keresztmetszet, a scannelési origónál (#15) végrehajtott local best fit illesztés alapján (A) és az összfelszíni illesztés alapján (B). A két dupla nyíl (jåde szín) a két identikus pontot kötik össze 3D-ben a referencia scan (kék) és a vizsgálati scan (átlátszó zöld, PlanScan) között. A 3D értékek (L) a hozzárendelt táblázatokban láthatóak. A színes vektorok a keresztmetszetben a felületek összehasonlításának értékeit jelzik. A színes háttérű címkék azt mutatják, hogy a referencia scan mérőpontjainál (2\_b és 2\_p) jelentkező felszíni deviáció jelentősen alacsonyabb, mint az identikus pontok közötti távolság (L értékek). Mindemellett a minták felszíneinek metszéspontjánál (a palatinalis részen található címke) ez az érték nullához konvergál. Minél több a metszéspont a fogív mentén, az összesített felszíni deviációs érték annál jobban csökken.

#### 4.3.2 Scannerek összehasonlítása az átlagos komplex 3D deviáció esetén

Az első statisztikai modellben, a szignifikáns scanner fő hatás ( $p < 0,001$ ) a scannerek közötti különbségre utal függetlenül a fogankénti eltéréstől (22. ábra). Mivel a scannerek közötti különbségnél a felhasználó számára érdekes lehet, hogy a teljes állcsontra vetítve „melyik a jobban teljesítő scanner?”, ezért a fő hatást is kiértékeljük. A páros posthoc analízis azt mutatta, hogy a fizikai minta deviációja ( $53 \pm 2 \mu\text{m}$ ) szignifikánsan alacsonyabb volt, mint a legtöbb scanner értéke (Element 1,  $531 \pm 26 \mu\text{m}$ ,  $p < 0,05$ ; Element 2,  $246 \pm 11 \mu\text{m}$ ,  $p < 0,001$ ; Emerald  $317 \pm 13 \mu\text{m}$ ,  $p < 0,001$ ; Omnicam,  $174 \pm 11 \mu\text{m}$ ,  $p < 0,001$ , PlanScan,  $903 \pm 49 \mu\text{m}$ ,  $p < 0,001$ ), kivétel a Trios 3 ( $156 \pm 8 \mu\text{m}$ ,  $p = 0,068$ ) és a CS 3600 ( $365 \pm 29 \mu\text{m}$ ,  $p = 0,208$ ). A Trios 3 deviációja szignifikánsan alacsonyabb volt, mint a PlanScané ( $p < 0,001$ ) és az Emeraldé ( $p < 0,05$ ), az Omnicam

értéke pedig alacsonyabb volt, mint a PlanScan ( $p < 0,001$ ) és az Emerald ( $p < 0,01$ ) értékei. Az Element 2 és az Emerald szignifikánsan alacsonyabb deviációs értékkel rendelkezett, mint a PlanScan ( $p < 0,01$ ,  $p < 0,05$ ). A CS 3600 nem különbözött jelentősen más scannerektől. Az Element 1 deviációs értéke nem különbözött szignifikánsan a többi scannerétől.

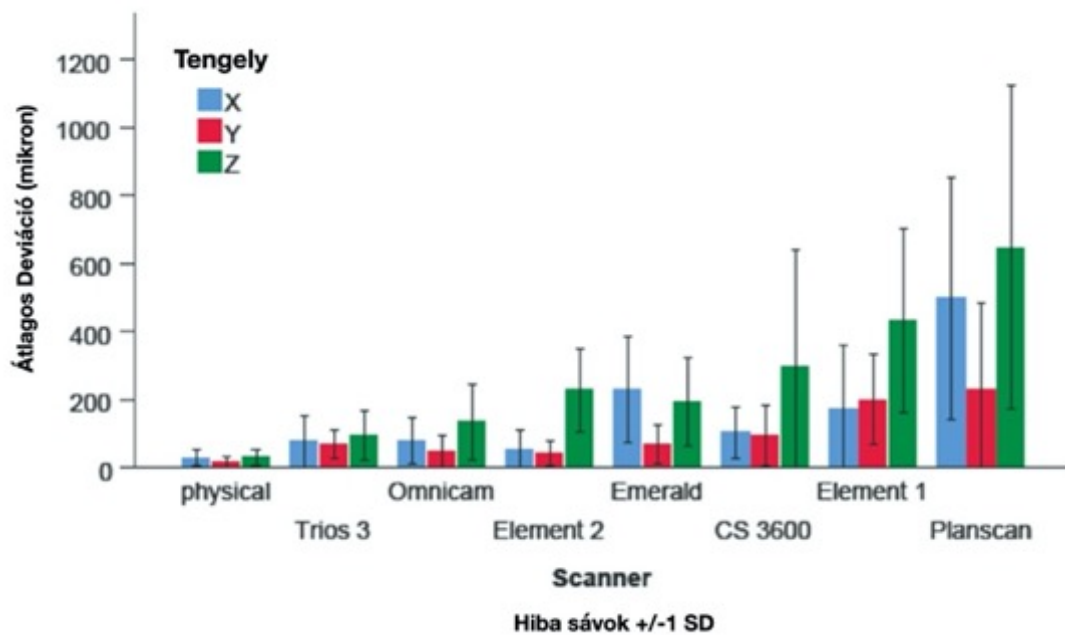
A 22. ábrán szereplő standard deviáció a precision értékeket (vagyis a reprodukálhatóságot) mutatja. A legalacsonyabb precision a fizikai mintánál jelentkezett (20  $\mu\text{m}$ ). Az összes IOS-nak ehhez képest szignifikánsan nagyobb volt a standard deviációja. Trios 3 (89  $\mu\text{m}$ ,  $p < 0,05$ ), Element 2 (123  $\mu\text{m}$ ,  $p < 0,05$ ), Omnicam (125  $\mu\text{m}$ ,  $p < 0,05$ ), Emerald (166  $\mu\text{m}$ ,  $p < 0,01$ ), Element 1 (300  $\mu\text{m}$ ,  $p < 0,001$ ), CS 3600 (326  $\mu\text{m}$ ,  $p < 0,001$ ), PlanScan (561  $\mu\text{m}$ ,  $p < 0,001$ ). Ez a sorrend közelítőleg megfelel a trueness értékek sorrendjének. A PlanScan standard deviációja szignifikánsan nagyobb volt, mint a Trios 3 ( $p < 0,05$ ), Element 2 ( $p < 0,05$ ) és az Omnicam ( $p < 0,05$ ) értéke.



22. ábra. A scannerek közötti átlagos komplex deviációk összehasonlítása az egész fogív átlaga alapján. \* jelöli a szignifikáns eltérést a fizikai minta és scanner között, \*  $p < 0,05$ , \*\*\*  $p < 0,001$

### 4.3.3 Tengelyenkénti eltérés

A scanner ( $p < 0,001$ ), tengely ( $p < 0,001$ ) és kölcsönhatásuk ( $p < 0,01$ ) szignifikáns volt a második modellben. Összességében az átlagos deviáció (teljes fogíven) a Z tengelyen ( $122 \pm 11 \mu\text{m}$ ) szignifikánsan magasabb volt, 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 jelentős scanner \* tengely interakció azt jelzi, hogy a scannerek között a tengelyenkénti deviációkban különbség jelentkezik (23. ábra). A legtöbb scanner esetében a teljes fogívre vonatkozó deviáció a Z tengely mentén volt a legnagyobb, míg a másik két tengelyen esetén az értékek egymáshoz hasonlóak voltak. Kivétel ez alól a Planmeca eszközei (PlanScan és Emerald), ahol az X tengelyek deviációi hasonlóak voltak a Z tengelyek értékeihez.



23. ábra. A scannerek tengelyenként megjelenített átlagos deviációja a teljes fogíven

## 5 Megbeszélés

### 5.1 A Dental Teacher rendszer hatásának vizsgálata a hallgatók preparációs készségére komplex kavitás esetén

A fogorvosi oktatásban a preparációkat és az önértékelési elveket hagyományosan az oktatók vizuális és verbális visszajelzései, oktatási prezentációi, valamint videók és élő bemutatók, esetleg ellenőrzőlistán alapuló önértékelések segítségével tanítják. A Computer Assisted Learning / Computer Assisted Simulation képes ki egészíteni ezt a hagyományos oktatási módszert, mint egyfajta korszerű lehetőség a tanulási folyamat megkönnyítésére. A tesztcsoportban a hallgatók a Dental Teacher segítségével könnyedén egy egér segítségével, digitálisan, grafikus 3D képen, nagyított méretben vizsgálhatták meg saját preparációjukat. A preparáció forgatható és a távolságok lemérhetőek és a mester mintától való eltérés színskálával jellemezhető. Ez az előny magyarázatot adhat a tesztcsoport jelentősebb fejlődésére, összevetve a kontrollcsoporttal, ahol a hallgatók mindössze szóbeli visszajelzést kaptak a saját műanyag mulázsukon bemutatott, mester preparációtól való eltéréseikről. Jelentős javulás történt a tesztcsoportban az üregmélységi paraméterek (átlag OD és AD) esetén, ami arra utal, hogy az üreg szeletelt approximális képe, amely általában nehezen látható élőben, nagyban elősegíti a tanulást. A hallgatók a váll (SW) kialakítása és tisztázása során is élvezték a kinagyított nézet előnyeit, amelyek szintén nem jeleníthetők meg ideálisan egy hagyományos mintán.

Azonban nem minden javulás volt statisztikailag szignifikáns a hallgatók adataiban megfigyelt magas szórás miatt. A nagy szórás nem meglepő, hiszen a Semmelweis Egyetemen a hallgatók a preklinikum során a manuális fogelőkészítést a második tanévben, míg a klinikai munkájukat a harmadik tanévben kezdik meg. Ezért a negyedéves hallgatók a tanulási görbe elején járnak, főleg egy olyan bonyolult üregelőkészítést illetően, mint amilyen egy esztétikus onlay restaurátumhoz szükséges. Az occlusalis üregrészt két különböző pontjának szélességét (átlagos OW: 2 mm, OWD: 2,5 mm) az előkészítés során viszonylag nehéz volt megmérni, mert a rendelkezésükre bocsátott fúró szélessége csak 1 mm volt. Ennek ellenére egyes hallgatók viszonylag jól teljesítettek az első preparálás során (az eltérések 0,38 mm (19%), illetve 0,39 mm (16%), valószínűleg annak köszönhetően, hogy az előkészítés során jó közvetlen rálátással bírtak

az occlusalis felületre. Volt olyan hallgató is, aki az első preparációs fordulóban még jobb eredményt ért el, a másodikban pedig rosszabbul teljesített a tized milliméteres tartományban. Hasonlóképpen, ahol a megcélzott csücsökredukció (CR) 1,5 mm volt, ami 0,5 mm-rel szélesebb, mint az alkalmazott fűrők átmérője, ott a hallgatóknak egy 0,5 mm-es tartományt csak vizuálisan lehetett megbecsülni. Ez magyarázhatja a CR előkészítés jelentős javulásának hiányát. Eredményeink szerint az első preparálás során gyengén teljesítő hallgatók nagyobb javulást mutattak, amelyet az első és a második szakaszban mért deviációk pozitív korrelációja mutat. Ez a pozitív összefüggés tovább javítható a Dental Teacher szoftver vizuális demonstrálásra történő felhasználásával, ami arra utalhat, hogy a leggyengébb hallgató szerezheti a legtöbb hasznot a digitális segédletből.

Továbbá úgy tűnik, hogy ebben a konkrét esetben a választott kiértékelő szoftver hasznos megoldás volt a váll előkészítésének értelmezésében, hiszen a tesztcsoport hallgatói szignifikánsan nagyobb javulást értek el az SW paraméterben. A digitális értékelő rendszerek ismérvei, hogy objektív és célramutató visszajelzéssel segítsék elő az egyéni tanulást (139-141). A Computer Assisted Learning / Computer Assisted Simulation lényege, hogy a munkafolyamatok során a számítógépes képalkotás segítségével, a hallgatói preparációkat összeveti az „gold standarddal,” ezáltal objektív visszajelzést generál. Ez a megközelítés lehetővé teszi a hallgatók számára, hogy értékeljék a mestermintától való eltéréseiket, értelmezzék a szintérképeket és megállapítsák, hogy előkészítéseik túl- vagy alulpreparáltak-e, van-e alámenős felszín, illetve, hogy hol jelentkeznek ezek a hibák. Mivel az önértékelés a klinikai fogászat egyik kulcsfontosságú eleme, a kezdő tanulóknak meg kell tanítani mind a kívánt eredmény eléréséhez szükséges pszichomotoros készségeket, mind pedig a kívánt eredmény értékeléséhez szükséges, hatékony önértékelési készségeket (142).

Jelentős vizsgálati tényező volt a résztvevő hallgatók megkérdezése szubjektív személyes véleményükről az alkalmazott digitális rendszer hatékonyságáról és segítségéről. Egybehangzóan azt állították, hogy az alkalmazott preparáció elemző rendszer használata nemcsak tetszésüket nyerte el, hanem a második előkészítés során vezette és segítette a korrekciós munkafolyamatukat. Mindannyian úgy vélték, hogy egy ilyen rendszer esetleges bevezetése a tantervbe előnyös lenne az üregalakítások megértésében és elsajátításában (38, 143, 144).

## 5.2 A stitching mechanizmus okozta torzítás vizsgálata egy új metodikával

Jelen vizsgálat anatómiai síkok mentén felállított tengelyeken alapuló protokollt mutat be a scannelési torzítás 3D elemzéséhez. A módszer foganként két mérési pontot vizsgál, egyet az oralis, egyet a vestibularis felszínen, így összesen 28 mérési pontot eredményezve. A foganként mért deviáció az egész fogív mentén rávilágít arra a tényre, hogy a stitching error felhalmozódhat (145), és ez nagy torzulásokhoz vezethet a fogív végén. Az IOS (PlanScan) FoV-ja nagyjából egyetlen fog területét fedi le, ennek megfelelően az egyesítési hibák minimálisan lépnek fel egy ekkora területen. Ezért egyetlen fog képalkotásakor nagy pontosság érhető el (átlagosan 35  $\mu\text{m}$ ). A stitching error felhalmozódása az egész fogív mentén korábbi generációs scannereknél azonban több száz mikrométert eredményezhet, ami a fogak matematikai szorzatából és a fogankénti pontosságból (kb.  $14 \times 35 = 490 \mu\text{m}$ ) is kitűnik. A stitching tehát csak olyan pontos lehet, mint maga az adott FoV felbontása. A Dentsply Sirona legújabb scannere (CEREC sorozat tagja), a Primescan, sokkal nagyobb Fov-val rendelkezik (16 mm x 16 mm), mint a PlanScan (9 mm x 9 mm). Feltehető, hogy ennek is köszönhető, hogy teljes állcsont scannelés esetén egészen kiváló trueness értéket mutat, műanyag fogas modellen 19  $\mu\text{m}$  (146), míg fogatlan cadaveren 5 scanbody esetén, 28  $\mu\text{m}$  (147). További lehetőség ezen deviáció csökkentésére a software-es kompenzáció, pl. global alignment, amit jól mutat, hogy a software upgrade önmagában képes javítani a pontosságot (146).

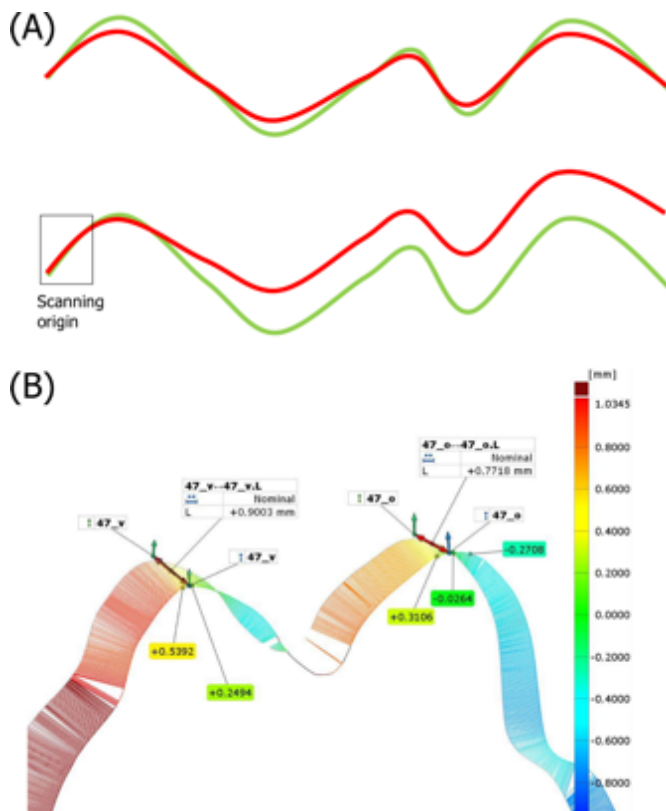
A tengelyeként elvégzett elemzés azt mutatta, hogy a különböző tengelyek mentén mért torzítások között figyelemre méltó különbségek vannak. Jól látható, hogy a legnagyobb torzulás az apicocoronalis tengely mentén történik. Ennek oka lehet a 3D képalkotás mélységi dimenziójának nehéz mérhetősége. Ha a scannelést occlusalisan kezdjük, a mélységet az apicocoronalis tengely képviseli, ahol a mélységpont-sűrűség alacsonyabb lesz a vízszintes síkhoz képest, hiszen csak a csücsök mélysége ad információt. A kevesebb információ miatt az apicocoronalis torzítás a stitching során megnőhet, mivel a regisztrált pontok száma fordítottan arányos az illesztési hibákkal (148). Erre utal az is, hogy anterior területen, ahol kevesebb az occlusalis információ, saját méréseink szerint is megnőhet a deviáció mértéke, amit mások szintén alátámasztottak (149). Továbbá a mélység (Z tengely) optikai meghatározása valószínűleg nehezebb, mint a vízszintes 2D képen mért X és Y tengelyek távolságai. A bevezetőben leírtak szerint a scannelés két



meghatározott pontja közötti, általánosan használt távolságmérés, majd a mért értékek összehasonlítása a mestermintával alul becsülheti a torzítást, amennyiben az nem mindhárom tengely mentén történik (96, 150-153). Ez az oka annak, hogy három dimenzió mentén mértünk a relatív deviáció kiszámításához. Jelen vizsgálat azt is megmutatja, hogy a deviáció gyakran egy bizonyos irányba mozog, majd visszatér. Ez azt sugallja, hogy amikor az eltérés értékelése csak a kétoldali őrlőfogakra összpontosít, és nem méri az összes fogat, akkor az hamis negatív eredményeket mutathat (154, 155). A foganként végzett deviáció elemzés alkalmával kiderült, hogy a két mérési pont torzulása néha nem egyenletesen alakul ki az adott tengely mentén. Ez azt jelenti, hogy a torzió (forgás) a digitális modellen belül is kialakulhat. Ez a jelenség főleg a front fogaknál figyelhető meg, ahol a két mérési pont (incisalis és palatinalis) jelentős mélységbeli különbséggel rendelkezik. Ahogy azt már korábban említettük, ezen fogak occlusalis felszínének hiánya, valamint az occlusalis irányú kép keskenysége valószínűleg hozzájárul a két mérési pont különböző deviációjához. A kinetika elemzése azt is feltárta, hogy a scannelési mintázat jelentősen befolyásolhatja a pontosságot. Összességében a nyereg technika (vagy gördülő technika, SPD) eredményezte a legkisebb eltérést, ami a PlanScan gyárilag ajánlott stratégiája. A hatás azonban az első szextánsnál nem volt nyilvánvaló, ami regionális különbségekre utal.

A kinetikai elemzés segíthet az IOS speciális szoftveréhez és hardveréhez illeszkedő, tudatosan kidolgozott scannelési mintázat meghatározásában. A stitching algoritmus matematikai és szoftveres fejlesztése mellett a scannelési technológia finomítása és a gyári ajánlások szigorú követése javulást eredményezhet (145). Az algoritmus kinetikájának potenciális fejlesztése érdekében azonban, a teljes scannelési eljárást végig kell mérni, a korábbi vizsgálatokkal ellentétben (42, 156, 157), ahol csak az átlagértékek kerültek lemérésre. A különféle módszereket és szoftvereket alkalmazó tudományos vizsgálatokat körültekintően kell összehasonlítani, mivel az alkalmazott illesztési metódus erőteljesen befolyásolja a deviáció kiszámítását, ami az újabb scannereknél sokkal jelentősebb lehet, mint a precision (megismételhetőség és reprodukálhatóság) esetén jelentkező eltérések. Jelen vizsgálat rámutat, hogy a teljes fogív mentén történő best fit illesztés során jelentkező deviáció figyelemre méltóan alacsonyabb, mint a scannelési origónál történő illesztés esetén számított átlagérték. Ennek oka két tényezőben keresendő. Az összefelszínű illesztésnél az best fit célja az eltérés egyenletes

elosztása és minimalizálása, figyelembe véve az összes pixelt (159, 160). Ennek megfelelően a két felszín (vizsgálati és referencia) több ponton metszi egymást (24. A ábra). A metszési pontokon az eltérés értéke nulla, annak ellenére, hogy ezek anatómiailag különböző pontok. Ha a szuperimpozíció a scannelési origónál történik, a valós idejű stitching okozta deviáció felhalmozódik a fogív mentén. Ebben az esetben hasonló eredményre csak akkor lehet számítani, ha a stitching hibák véletlenszerűen fordulnak elő, és kioltják egymást. Eredményeink alapján azonban ez egy nem véletlenszerű, sokkal inkább szisztematikus hiba, amely többnyire egy irányban halad - kivéve a mandibuláris fogív apicocoronális irányát. A módszerek közötti különbség további oka, hogy az identikus pontok közötti távolság nagyobb, ha a jelen vizsgálati módszert alkalmazzuk, összehasonlítva az általánosan alkalmazott best fit algoritmussal, amely a felületek közötti legközelebbi pontegyezést használja (24. B ábra).



24. ábra. (A) Két vonal egyesítése az összes pont (maxilla) vagy csak a kiindulási pontok (mandibula) használatával. A piros vonal a mester mintákat, míg a zöld vonal a vizsgálati (torzult) mintákat ábrázolja. A fekete box az illesztési lokációt mutatja. (B) Egy

*összfelszíni illesztés keresztmetszete egy molarisnál. A címkéken található jelölés (L) két identikus oralis (0,9003 mm) és vestibularis (0,7718 mm) csücsök közötti távolságot mutatja. A felületek közötti színes vonalak az egymáshoz legközelebbi pontokat kötik össze a két felszín között. A csücsök melletti színes címkék azt jelzik, hogy a felszín alapú összehasonlítási értékek figyelemre méltóan alacsonyabbak, mint az identikus pontok közötti távolság.*

Az ismertett új módszer szerinti scannelési origóban történő illesztés alkalmasabb lehet a klinikai teljesítmény becslésére (161). Hiszen egy restaurátum illeszkedésének vizsgálata esetén azt anatómiailag azonos pontokon kell elhelyezni, nem süllyedhet be a két keményszövet „egymásba”. Az origó figyelembevétele, pedig hasonlít az implantátumoknál használatos Sheffield-tesztre (162, 163) és a fogakon elhorgonyzott körhidaknál alkalmazott „utolsó csonk pozicionálása ujjunkkal” típusú klinikai tesztre. Ilyenkora a hiba nem elosztásra kerül, hanem kiemelésre, hogy jobban megbecsülhető legyen.

5.3 A stitching mechanizmus okozta torzítás összehasonlítása, az új módszer segítségével, 7 intraoralis scanner és hagyományos lenyomatvételi technika alkalmazása esetén, teljes állcsonton

Az elmúlt időszak tudományos vizsgálatai egyre inkább igazolják azt a megfogalmazott célt, mely szerint a direkt módon, IOS-el végzett teljes állcsontra kiterjedő lenyomatvételek trueness értéke összehasonlítva az indirekt módon digitalizált, hagyományos lenyomat kiöntéséből készülő mintáéval, hasonló pontosságú lehet. Egy in vitro vizsgálat során egy teljes állcsont mintáról történt lenyomatvétele, először indirekt módon, poliéter lenyomatanyag felhasználásával, majd IOS-rel (True Definition, 3M) (164). A scannelés két végpontja közötti 3D lineáris eltérés (a második molárisok között) 122 µm volt a IOS esetében, és 174 µm volt az indirekt módszerrel. Egy másik esetben is hasonló módszert alkalmazva keresték a trueness értéket (165). A 3D lineáris eltérés a scannelés két végpontja között 287 µm volt az iTero Element scannernél (a verziót nem adták meg), míg hagyományos lenyomatvétele esetén 257 µm volt in vitro, de in vivo esetben az intraorális scan pontosabb trueness értéket (305 µm) eredményezett, mint az indirekt

módszer (517  $\mu\text{m}$ ). A fenti tanulmányokban alkalmazott módszer annyiban hasonlít az identikus pont alapú módszerünkre, hogy a legdistalisabb régióban az előre definiált pontok deviációját méri; ezért összehasonlíthatók az iTero Element értékei a mi vizsgálatainkkal, ahol az Itero Element 2 esetében 246  $\mu\text{m}$  volt az eltérés. Egy másik vizsgálatban (135) egy teljes állcsont indirekt digitalizálásának trueness értékét hasonlították össze hét IOS-rel. Hasonlóan a mi vizsgálatinkhoz az indirekt digitalizálási módszer lényegesen jobb értéket (16  $\mu\text{m}$ ) eredményezett, mint bármely más IOS. 49  $\mu\text{m}$  a Trios 3 esetében, 58  $\mu\text{m}$  a Carestream 3600, 89  $\mu\text{m}$  a Medit i500, 63  $\mu\text{m}$  az iTero Element 2, míg 48–90  $\mu\text{m}$  az Omnicam modellek esetében. Ezek az adatok lényegesen alacsonyabbak voltak, mint eredményeink, valószínűleg a hagyományos felszín alapú összehasonlítási módszernek köszönhetően. Hasonló eredmények születtek egy következő vizsgálatban is (129). Új módszert fejlesztettek ki a teljes állcsont valóság-hűségének mérésére in vivo úgy, hogy négy gömb idomot rögzítettek a fogak (a második molárisok és az első premolárisok) felületére, ismert, állandó távolságokban. Az intraoralis scannelés és indirekt lenyomatvétel digitalizálása után a lokális best fit illesztést alkalmazták a gömbökön, és kiszámolták a felületi deviációkat. Az indirekt módszer adta a legjobb trueness értéket (15  $\mu\text{m}$ ), melyet a True Definition (23  $\mu\text{m}$ ), majd a Trios (37  $\mu\text{m}$ ) és a CEREC Omnicam (214  $\mu\text{m}$ ) követték.

A humán cadaver maxillán kapott saját eredmények fizikai lenyomatvétel esetén nem mutatták a deviációs érték növekedését a távolság függvényében, ami összhangban van egy korábbi tanulmánnyal (161). A szerzők kismértékű deviációs növekedést (15  $\mu\text{m}$ -ről 67  $\mu\text{m}$ -re) tapasztaltak az elméleti scannelési origótól (bal felső második moláris) a vizsgálati végpontig (kontralaterális moláris), fizikai lenyomat használata esetén, de ennél jelentősebb növekedést figyeltek meg az IOS esetében. Az értékek a CS 3600 esetében 15 és 205  $\mu\text{m}$  között voltak (119  $\mu\text{m}$  átlaggal), a Trios 3 esetében pedig 10  $\mu\text{m}$  és 227  $\mu\text{m}$  között (184  $\mu\text{m}$  átlaggal). Ezek némileg eltértek a jelen eredményeinktől (365  $\mu\text{m}$ , illetve 156  $\mu\text{m}$ ) ezeknél a specifikus scannereknél, viszont esetünkben kemény minta helyett cadaver szövet volt a vizsgálati minta és a felület alapú összehasonlítási módszer helyett az identikus pontok módszerét alkalmaztuk, ami 3.2. vizsgálatunk szerint (138) jelentős különbséget jelent (30. ábra). A metodikai tanulmányunk szerint a PlanScan teljes fogíven mért trueness értéke 661  $\mu\text{m}$  volt, amelyet identikus pont módszerrel mértünk, a scannelési origó figyelembevételével, ami háromszor nagyobb érték, mint az

összfelszín alapú illesztéskor jelentkező érték (197  $\mu\text{m}$ ). Vagyis a fenti vizsgálat és a sajátok közötti differencia a módszer közötti különbségekkel magyarázható, vagyis az összfelszín alapú és az identikus pont alapú deviáció viszonyával.

Amennyiben a vizsgálati scan a referencia modellhez van illesztve a scannelési origó fogánál, akkor az origótól mért távolság függvényében a deviáció is növekszik (138, 161). Ha abból indulunk ki, hogy a felszíni illesztés egy fogra lokalizálódik, mely kevesebb pixelt tartalmaz, akkor feltételezhető lenne, hogy az egy fogra korlátozódó lokális best fit algoritmusnak kisebb a pontossága az összfelszínre kiterjedő illesztéshez képest. Így akár ez a digitális illesztési hiba a kiindulási ponttól való állandó lineáris deviáció növekedését okozhatja, mely tulajdonképpen műtermék. A növekedés azonban nem lineáris és nem is állandó. A vizsgálat során egy labor scanner által digitalizált fizikai lenyomatot is elemeztünk úgy, hogy a vizsgálati mintát a kontroll mintához illesztettük, a névleges scannelési origónál. Ennél a – nem IOS alapú - mintánál nem láttunk progresszív emelkedést. Jelen eredmény megerősíti, hogy a felhalmozott deviáció nem volt műtermék, hanem a stitching mechanizmus okozta, amely kifejezetten az IOS-ekhez köthető, míg a laboratóriumi scannerek mentesek ettől (166, 167). Valószínűleg ez a jelenség az oka annak, hogy a fizikai lenyomatok, vizsgálataink idejében, 2019-ben - továbbra is magasabb trueness értéket képviselnek a teljes állcsontok vizsgálatakor, mint az IOS-ek (129, 135, 148, 168). A fogankénti torzítás kinetikája arra utal, hogy egy adott fognál a tényleges deviáció sokkal több lehet, mint az átlagos deviáció a teljes fogíven. Ezért a scannelést érdemes a lehető legközelebb elvégezni a helyreállítási helyhez, hogy minimalizálható legyen a minta torzítása.

Újabb vizsgálatok teljes állcsonton további javulást mutatnak (169), de ezek a teljes felszíni összehasonlítást alkalmazzák, így nem vethető össze a mi eredményeinkkel.

Az új módszer segítségével a méréseket külön-külön is el lehetett végezni a három különböző tengely mentén, a fogív síkjainak megfelelően (occlusalis, saggitalis és transversalis). A vizsgálat az occlusalis felszínen kezdődött, aminek eredményeként a Z tengely megmutatta az occlusalis felület és a scanner közötti távolságot. A vizsgált IOS-ek különböző optikai mechanizmusokat alkalmaznak a mélységi információk meghatározásához (48, 170, 171). A Z tengely mentén mért eltérés jelezheti a különböző hardverek közötti különbségeket. Ez egy belső koordináta-rendszert állít be a további képek összerendezéséhez. A legnehezebb lépés a mélységi paraméter meghatározása,

amely megkülönbözteti a 3D scannert a 2D kamerától. Korábban az is megállapításra került, hogy a Z tengely a legpontatlanabb dimenzió, hasonlóan egy másik tanulmányhoz (164).

Egy időben ezt megelőző vizsgálat során (137), a jelen vizsgálatban felhasznált nyers adatokat összefelszín alapú összehasonlító módszerrel elemezték, és a teljes fogív esetén mért trueness és precision értékek tekintetében a scannerek között nem derült ki statisztikai különbség, a PlanScan kivételével, amely szignifikánsan nagyobb deviációt mutatott. A szerzők arra a következtetésre jutottak, hogy nagyobb statisztikai különbségek feltárásához nagyobb mintavételi számra lehet szükség. Új módszerünk, amely identikus pontokat és az összehasonlított objektumok scannelési origóban történő illesztését alkalmazta, képes volt megkülönböztetni a vizsgált scannerek trueness értékét, ugyanazon nyers adatok felhasználásával. Ez a megállapítás megerősíti az új módszer fokozott érzékenységét és statisztikai jelentőségét (29. ábra). A magasabb specifikusság egyre értékesebbnek bizonyulhat, mivel az IOS-ek újabb generációi egyre pontosabbak (135, 169).

Vizsgálatainkban ugyanattól a gyártótól származó újabb verziók jobb trueness értéket produkáltak (Element 1 vs. Element 2 és PlanScan vs. Emerald), hasonlóan más vizsgálatokhoz (135, 161). A hardveres kutatáson kívül a gyártók jelentős beruházásokat hajtanak végre a szoftveres K+F elvégzésében, hogy folyamatosan javítsák az IOS pontosságát (mind a trueness, mind a precision), amelyet a felhasználók is megtapasztalhatnak egy verziófrissítés után (135, 172, 173). Ezenkívül számos tényező befolyásolhatja a pontosságot, mint például a scannelési mintázat (174-176), vagy a vizsgált szövetek refrakciós mutatója (177, 178). A pontossági vizsgálatokat időről időre át kell értékelni ennek az állandó fejlődésnek köszönhetően.

Saját és más vizsgálati eredmények szerint nem meglepő, hogy a precision és trueness értékek között pozitív az összefüggés (135-137). A precision statisztikailag megegyezik a trueness szórásával; ezért a scannerek közötti nem szignifikáns eltérés a valóságban nem feltétlenül jelenti azt, hogy az egyik scanner jobb, mint a másik. A magas szórás (alacsony precision) elfedheti a trueness értékek különbségeit. Jelen vizsgálatban a legjobb példa az, hogy a CS 3600 és a fizikai lenyomat közötti különbség nem volt szignifikáns a CS 3600 magas standard deviációja (alacsony precision érték) miatt, de nem következtethetünk arra, hogy ez a legjobb scanner a vizsgálati sorban. A precision-

nek nagy klinikai jelentősége van, mivel egy készülő restaurátumnak minden esetben pontosan kell illeszkednie, függetlenül attól, hogy melyik scan alapján készül el.

Az IOS-ek precision értékének meghatározása az in vivo klinikai értékelés alapján is lehetséges, szemben a trueness értékkel. A fogív újbóli, egymást követő scannelése során létrehozott 3D modellek egymásra illeszthetők a megfelelő analitikai szoftverekkel (135, 137, 161, 165, 176, 179, 180). A trueness értékének közvetlen mérése azonban in vivo nem lehetséges, mivel a referencia modell csak közvetett extraorális módszerekkel hozható létre fizikai vagy optikai nyomkövető eszközökkel. Az emberi szájüregből el nem távolítható fogívet nem lehet áthelyezni ezekbe az eszközökbe. Ezért a trueness értékeket általában in vitro értékelik előre elkészített fizikai mintákon (135, 161, 176, 179, 180). A közelmúltban bebizonyosodott, hogy a különféle természetes (zománc, dentin) és restauratív (fémek, cirkonium-dioxid, kerámiák, kompozitok stb.) anyagok optikai tulajdonságai befolyásolják az IOS pontosságát (173, 177, 178, 181), ami valószínűleg igaz a nyálkahártya szövetekre. Ezért jelen vizsgálat előrelépést jelenthet egy klinikailag relevánsabb elemzés felé, egy reprezentatív szöveteket tartalmazó cadaver alkalmazásával, összehasonlítva azt mesterséges anyagokkal és a szubsztrátokkal.

Vizsgálataink során azonban más klinikai állapotok nem kerültek szimulálásra. Az ugyanazon protokoll szerint történő intraoralis és extraoralis scannelés közötti lényeges különbségeket, mint a páciens mozgását, korlátozott intraoralis teret, intraoralis páratartalmat, vagy a nyál jelenlétét mutatott ki egy másik vizsgálat (167). A vizsgálatunkban található cadaver szövetet eltávolították a testből, megkönnyítve ezzel a felhasználó számára a scannelést. A szövet nyálmentes volt, de a víz nedvesen tartotta. Egy tanulmányban (182), ahol mesterséges nyálat alkalmaztak a modell felületén, az intraoralis scannek jelentősen torzultak más in vitro vizsgálatokhoz képest (135, 161), valószínűleg a felszínen képződött nyálbuborékok miatt. Módszerünk másik korlátja az lehet, hogy bár az egyetlen fognál alkalmazott lokális best fit illesztés átlagos felületi deviációja nagyon alacsony volt (átlag = 18  $\mu\text{m}$ , szórás = 13  $\mu\text{m}$ , n = 574), bizonyos esetekben (pl. PlanScan) ez 146  $\mu\text{m}$ -re emelkedett. Ez az eltérés a referencia scan és a teszt scan közötti pontok automatikus átmásolási hibáját okozhatja. Ez az eltérés azonban jóval kisebb, mint a nem identikus pontok alkalmazásával az összfelszínnek alapján történt illesztés esetén mért deviációk közötti különbség (hagyományos módszer), vagy az identikus pontok között mért eltérés a teljes állcsont mentén történő illesztésnél, vagy a

scannelési origónál történő szuperimpozíciónál mért deviációk. Ezen referenciapontok manuális kiválasztása némi bizonytalanságot is felvethet az új módszerben. A pontok az őrlőfogak, premolarisok csücskein és a frontfogak incisalis élein kerültek kiválasztásra. Ezeknek a területeknek jellemzője a magas ívtörés. Ha a fog sima oldalfelületein lett volna kiválasztva néhány pont, akkor közelebb állhattunk volna a hagyományos összfelszín alapú összehasonlítási módszerhez. Szemben egy előre megtervezett geometriai objektummal (pl. implantátum scan body) a fogak amorf formával rendelkeznek. Következésképpen nincsenek jellemző speciális pontok rajtuk. Egy további kritikája a módszernek, és ebben a módszer hasonlít a hagyományos módszerekhez, hogy nincs fizikai korlátja a minták egymásra illesztésének. A teszt scan be- és kilóghat a referencia scanből, ami negatív (felszín alatti) és pozitív (felszín feletti) deviációs értékeket eredményezhet. A valóságban ez nem lehetséges, mivel a tervezett restaurátum nem süllyedhet a virtuális mintába (hasonlóan egy fizikai mintához).



## 6 Következtetések

A Dental Teacher vizsgálat korlátain belül bebizonyosodott, hogy a preparáció elemző rendszer képes javítani a hallgatók tanulási görbéjét egy összetett üreg-előkészítési feladat esetén. Nyilvánvaló, hogy a digitális segédlet értékes segítséget nyújtott a hallgatóknak a preparálás megfelelő dimenzióinak hatékonyabb elsajátításában.

Az általunk kidolgozott és javasolt új módszer az IOS pontosságának mérésére érzékenyebb lehet, mint bármelyik korábban használt teljes felszín alapú összehasonlítási módszer, melyek jelentősen alábecsülik a deviációt. Használható a fogfelszínek, az IOS technika és a scannelési mintázatok hatásának megértésére, különösen a teljes fogívre kiterjedő alkalmazása esetén. Javasolt a továbbiakban a különböző hardverrel és szoftverrel működő scannerek közötti deviációt ezzel a módszerrel vizsgálni teljes fogív esetén. Továbbá jelen módszer arra is rávilágít, hogy a 3D-s rögzítés legérzékenyebb pontja a triangulációs mérés, így ezek az információk segíthetnek a megfelelő scannelési mintázatok kialakításában és lehetővé teszi a gyártók számára, hogy javítsák IOS-technológiájuk teljesítményét.

Ezen újszerű mérési technika megbízhatósága további bizonyítást nyert a fizikai lenyomat indirekt scannelésével. Rávilágított, hogy a stitching error az IOS-ek egyik leggyengébb pontja, de a labor scannereket nem érinti. A módszer hozzájárulhat a scannerek trueness értékei közötti statisztikai különbségek szenzitívebb detektálásához. Látható az is, hogy az IOS-ek legnagyobb deviációja leginkább a mélységmérésben történik. Az emberi cadaver esetén teljes fogív fizikai lenyomata lett a legjobb és a legpontosabb. A viszonylag újabb IOS rendszerek (Trios 3, Omnicam, Element 2, Emerald) azonban klinikailag is elfogadható eredményekkel bírnak.

## 7 Összefoglalás

A digitális fogászat dinamikus fejlődésével és előtérbe kerülésével lehetőség nyílt új technológiák klinikai alkalmazására. Vizsgálataink kiterjedtek egy hallgatói üregpreparálást elemző szoftver, valamint népszerű intraoralis scannerek pontosságának elemzésére.

A Dental Teacher rendszer vizsgálata során a célkitűzés az volt, hogy megvizsgáljuk a szoftvert alkalmazó hallgatók üregpreparációs készségének javulását azon hallgatókéhoz képest, akik digitális segédlet nélkül dolgoztak. A preparáció elemző rendszer használata javította a hallgatók üregalakítási pontosságát, valamint a hallgatók visszajelzései alapján lényegesen egyszerűbbé tette a feladatmegoldást.

Az intraoralis scannerek által használt stitching mechanizmus pontos kiértékeléséhez egy új vizsgálati metodikát dolgoztunk ki, melynek alapja, hogy a teszt és a mester minták illesztése a scannelési origo területén történjen meg. A fogakon három mérési sorozat történt: identikus pontok egymástól való távolsága a scannelési origóban történő illesztéssel, identikus pontok egymástól való távolsága összfelszíni illesztés során, valamint, összfelszíni képpontok best fit illesztéssel történő, teljes átlagos deviációjának meghatározása. A torzítás egy egyéni koordináta rendszer 3 tengelye mentén került meghatározásra. A kapott eredmények megmutatták, hogy az új metodikai módszer szenzitívebb a korábbiaknál és alkalmas az intraoralis scannerek torzítási kinetikájának pontosabb meghatározására.

A harmadik vizsgálat célja az volt, hogy hét különböző intraoral scannerrel készült lenyomat, valamint a fizikai lenyomat trueness értékeinek összehasonlításával validálja a korábban kidolgozásra került új módszert. A vizsgálati lenyomatok intraoral scannerekkel és precíziós lenyomatanyaggal, míg a mester minta egy ipari referencia scannerrel készült. A minták illesztése a scannelési origóban történt, majd az identikus pontok egymástól való távolsága a koordináta rendszer 3 tengelye mentén került regisztrálásra. A statisztikai kiértékelés után az látszódt, hogy az IOS-ek esetén, ahogy a scannelési origótól való távolság nőtt, a deviáció is fokozatosan nőtt, míg ez a jelenség a fizikai lenyomat esetén nem volt tapasztalható. A hagyományos lenyomatból készült digitális minta mutatta a legjobb deviációs értéket, ám az intraoral scannerek többsége klinikailag elfogadható eredményt prezentált a megtartott fogazatú maxilla esetén.

## 8 Summary

With the dynamic development and prominence of digital dentistry, it has become possible to apply new technologies clinically. Our studies included an evaluation of a student preparation validation software as well as the accuracy evaluation of popular intraoral scanners.

In the study of the Dental Teacher system, the objective was to examine the improvement in cavity preparation skills of students using the software compared to students who worked without digital assistance. Overall, the use of the preparation analysis system improved the cavity preparation skills of the students and made the solution of the task significantly simpler based on the feedback from the students.

To accurately evaluate the stitching mechanism used by intraoral scanners, we developed a new assay methodology based on the alignment of test and master samples in the area of the scanning origin. Digital impressions were created of pmma jaw models by using an intraoral scanner, which were compared with the master models using an evaluation software. Three basic series of measurements were made: the distance between identical points using the origin of the scan for alignment, the distance between identical points during the total surface best fit alignment, and the total average deviation for total surface best fit alignment. Deviation values were determined along the 3 axes of the specified coordinate system. The obtained results were also compared with each other, which showed that the new methodological method is more sensitive than the previous ones and is suitable for more accurate determination of the distortion kinetics.

The aim of the third study was to validate the new method developed earlier by comparing the trueness values of seven different IOS made impressions as well as the physical impression. Test impressions were made with intraoral scanners and precisional impression material, while the master model was made with an industrial reference scanner. Samples were matched at the scanning origin after the distances between identical points along the 3 axes of the coordinate system were registered. In the case of IOS, as the distance from the origin of the scan increased, the deviation also increased gradually, while this phenomenon was not observed in the case of the physical impression. The digital model

from the traditional impression showed the best deviation value, but most of the intraoral scans presented clinically acceptable results for the maxilla with retained teeth.

## 9 Irodalomjegyzék

1. Joda T, Ferrari M, Gallucci GO, Wittneben JG, Brägger U. (2017) Digital technology in fixed implant prosthodontics. *Periodontol* 2000, 73: 178-192.
2. Joda T, Zarone F, Ferrari M. (2017) The complete digital workflow in fixed prosthodontics: a systematic review. *BMC Oral Health*, 17: 124.
3. Zarone F, Ferrari M, Mangano FG, Leone R, Sorrentino R. (2016) "Digitally Oriented Materials": Focus on Lithium Disilicate Ceramics. *Int J Dent*, 2016: 9840594.
4. Curran V, Matthews L, Fleet L, Simmons K, Gustafson DL, Wetsch L. (2017) A Review of Digital, Social, and Mobile Technologies in Health Professional Education. *J Contin Educ Health Prof*, 37: 195-206.
5. Lehne M, Sass J, Essenwanger A, Schepers J, Thun S. (2019) Why digital medicine depends on interoperability. *NPJ Digit Med*, 2: 79.
6. Topol EJ. (2019) A decade of digital medicine innovation. *Sci Transl Med*, 11.
7. Vandenberghe B. (2018) The digital patient - Imaging science in dentistry. *J Dent*, 74 Suppl 1: S21-s26.
8. Colombo M, Mangano C, Mijiritsky E, Krebs M, Hauschild U, Fortin T. (2017) Clinical applications and effectiveness of guided implant surgery: a critical review based on randomized controlled trials. *BMC Oral Health*, 17: 150.
9. Zhou W, Liu Z, Song L, Kuo CL, Shafer DM. (2018) Clinical Factors Affecting the Accuracy of Guided Implant Surgery-A Systematic Review and Meta-analysis. *J Evid Based Dent Pract*, 18: 28-40.
10. Cervino G, Fiorillo L, Arzukanyan AV, Spagnuolo G, Cicciù M. (2019) Dental Restorative Digital Workflow: Digital Smile Design from Aesthetic to Function. *Dent J (Basel)*, 7.
11. Giordano M, Ausiello P, Martorelli M, Sorrentino R. (2012) Reliability of computer designed surgical guides in six implant rehabilitations with two years follow-up. *Dent Mater*, 28: e168-177.
12. Revilla-León M, Özcan M. (2019) Additive Manufacturing Technologies Used for Processing Polymers: Current Status and Potential Application in Prosthetic Dentistry. *J Prosthodont*, 28: 146-158.

13. Baroudi K, Ibraheem SN. (2015) Assessment of Chair-side Computer-Aided Design and Computer-Aided Manufacturing Restorations: A Review of the Literature. *Journal of International Oral Health : JIOH*, 7: 96-104.
14. Davidowitz G, Kotick PG. (2011) The use of CAD/CAM in dentistry. *Dent Clin North Am*, 55: 559-570, ix.
15. Mörmann WH. (2006) The evolution of the CEREC system. *J Am Dent Assoc*, 137 Suppl: 7s-13s.
16. Patil M, Kambale S, Patil A, Mujawar K. (2020) Digitalization in Dentistry: CAD/CAM -A Review.
17. Kwon SY, Kim Y, Ahn HW, Kim KB, Chung KR, Kim Sunny SH. (2014) Computer-Aided Designing and Manufacturing of Lingual Fixed Orthodontic Appliance Using 2D/3D Registration Software and Rapid Prototyping. *Int J Dent*, 2014: 164164.
18. Brown MW, Koroluk L, Ko CC, Zhang K, Chen M, Nguyen T. (2015) Effectiveness and efficiency of a CAD/CAM orthodontic bracket system. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 148: 1067-1074.
19. Contrepois M, Sireix C, Soenen A, Pia JP, Lasserre JF. (2018) Complete denture fabrication with CAD/CAM technology: a case report. *Int J Esthet Dent*, 13: 66-85.
20. De Riu G, Viridis PI, Meloni SM, Lumbau A, Vaira LA. (2018) Accuracy of computer-assisted orthognathic surgery. *J Craniomaxillofac Surg*, 46: 293-298.
21. Meloni S, Tallarico M, Lumbau A, Spano G, Pisano M, Baldoni E. (2019) Upper jaw Implant restoration on six implants with flapless guided template surgery and immediate loadings. 5-years results of prospective study. *Clinical Oral Implants Research*, 30: 28-28.
22. Tallarico M, Park CJ, Lumbau AI, Annucci M, Baldoni E, Koshovari A, Meloni SM. (2020) Customized 3D-Printed Titanium Mesh Developed to Regenerate a Complex Bone Defect in the Aesthetic Zone: A Case Report Approached with a Fully Digital Workflow. *Materials (Basel)*, 13.
23. Papadiochou S, Pissiotis AL. (2018) Marginal adaptation and CAD-CAM technology: A systematic review of restorative material and fabrication techniques. *J Prosthet Dent*, 119: 545-551.

24. Li RW, Chow TW, Matinlinna JP. (2014) Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art. *J Prosthodont Res*, 58: 208-216.
25. Fernandez MA, Nimmo A, Behar-Horenstein LS. (2016) Digital Denture Fabrication in Pre- and Postdoctoral Education: A Survey of U.S. Dental Schools. *J Prosthodont*, 25: 83-90.
26. Goodacre CJ. (2018) Digital Learning Resources for Prosthodontic Education: The Perspectives of a Long-Term Dental Educator Regarding 4 Key Factors. *J Prosthodont*, 27: 791-797.
27. Joda T, Gallucci GO, Wismeijer D, Zitzmann NU. (2019) Augmented and virtual reality in dental medicine: A systematic review. *Comput Biol Med*, 108: 93-100.
28. Towers A, Field J, Stokes C, Maddock S, Martin N. (2019) A scoping review of the use and application of virtual reality in pre-clinical dental education. *Br Dent J*, 226: 358-366.
29. Schwindling FS, Deisenhofer UK, Porsche M, Rammelsberg P, Kappel S, Stober T. (2015) Establishing CAD/CAM in Preclinical Dental Education: Evaluation of a Hands-On Module. *J Dent Educ*, 79: 1215-1221.
30. Douglas RD, Hopp CD, Augustin MA. (2014) Dental students' preferences and performance in crown design: conventional wax-added versus CAD. *J Dent Educ*, 78: 1663-1672.
31. Wegner K, Michel K, Seelbach PH, Wöstmann B. (2017) A questionnaire on the use of digital denture impressions in a preclinical setting. *Int J Comput Dent*, 20: 177-192.
32. Zitzmann NU, Kovaltschuk I, Lenherr P, Dedem P, Joda T. (2017) Dental Students' Perceptions of Digital and Conventional Impression Techniques: A Randomized Controlled Trial. *J Dent Educ*, 81: 1227-1232.
33. Marti AM, Harris BT, Metz MJ, Morton D, Scarfe WC, Metz CJ, Lin WS. (2017) Comparison of digital scanning and polyvinyl siloxane impression techniques by dental students: instructional efficiency and attitudes towards technology. *Eur J Dent Educ*, 21: 200-205.
34. Kattadiyil MT, Jekki R, Goodacre CJ, Baba NZ. (2015) Comparison of treatment outcomes in digital and conventional complete removable dental prosthesis fabrications in a predoctoral setting. *J Prosthet Dent*, 114: 818-825.

35. Greany TJ, Yassin A, Lewis KC. (2019) Developing an All-Digital Workflow for Dental Skills Assessment: Part II, Surface Analysis, Benchmarking, and Grading. *J Dent Educ*, 83: 1314-1322.
36. Miyazono S, Shinozaki Y, Sato H, Isshi K, Yamashita J. (2019) Use of Digital Technology to Improve Objective and Reliable Assessment in Dental Student Simulation Laboratories. *J Dent Educ*, 83: 1224-1232.
37. Joda T, Lenherr P, Dedem P, Kovaltschuk I, Bragger U, Zitzmann NU. (2017) Time efficiency, difficulty, and operator's preference comparing digital and conventional implant impressions: a randomized controlled trial. *Clin Oral Implants Res*, 28: 1318-1323.
38. Zitzmann NU, Matthisson L, Ohla H, Joda T. (2020) Digital Undergraduate Education in Dentistry: A Systematic Review. *Int J Environ Res Public Health*, 17.
39. Zimmermann M, Mehl A, Mörmann WH, Reich S. (2015) Intraoral scanning systems - a current overview. *Int J Comput Dent*, 18: 101-129.
40. Ting-Shu S, Jian S. (2015) Intraoral Digital Impression Technique: A Review. *J Prosthodont*, 24: 313-321.
41. Imburgia M, Logozzo S, Hauschild U, Veronesi G, Mangano C, Mangano FG. (2017) Accuracy of four intraoral scanners in oral implantology: a comparative in vitro study. *BMC Oral Health*, 17: 92.
42. Aragón ML, Pontes LF, Bichara LM, Flores-Mir C, Normando D. (2016) Validity and reliability of intraoral scanners compared to conventional gypsum models measurements: a systematic review. *Eur J Orthod*, 38: 429-434.
43. Logozzo S, Zanetti E, Franceschini G, Kilpela A, Mäkynen A. Recent advances in dental optics – Part I: 3D intraoral scanners for restorative dentistry Vol. 542014.
44. Fasbinder DJ. (2010) Digital dentistry: innovation for restorative treatment. *Compend Contin Educ Dent*, 31 Spec No 4: 2-11; quiz 12.
45. Planmeca\_a. CAD/CAM Solutions. Vol. 2019. Planmeca\_a.
46. Mériaudeau F, Sanchez Secades LA, Eren G, Ercil A, Truchetet F, Aubreton O, Fofi D. (2010) 3-D Scanning of Nonopaque Objects by Means of Imaging Emitted Structured Infrared Patterns. doi:10.1109/tim.2010.2046694: 2898 - 2906.

47. Meer W, Andriessen F, Wismeijer D, Ren Y. Application of Intra-Oral Dental Scanners in the Digital Workflow of Implantology Vol. 72012.
48. Richert R, Goujat A, Venet L, Viguie G, Viennot S, Robinson P, Farges JC, Fages M, Ducret M. (2017) Intraoral Scanner Technologies: A Review to Make a Successful Impression. *J Healthc Eng*, 2017: 8427595.
49. Heber S. (2010) 3D Image Reconstruction Using Active Wavefront Sampling. Diplomework.
50. Lava™. Chairside Oral Scanner C.O.S. Vol. 2019. Lava™.
51. E4D Technologies. User Manual. Vol. 2019. E4D Technologies.
52. Bloss R. (2008) Accordion fringe interferometry: a revolutionary new digital shape-scanning technology. *Sensor Review*, 28: 22-26.
53. Martin CB, Chalmers EV, McIntyre GT, Cochrane H, Mossey PA. (2015) Orthodontic scanners: what's available? *J Orthod*, 42: 136-143.
54. Zimmerman M, Mehl A, Mörmann WH, Reich S. (2015) Intraoral scanning systems - a current overview. *International Journal of Computerized Dentistry*, 18: 28.
55. VOCO. IO-Scan. Vol. 2019. VOCO.
56. Dutton E, Ludlow M, Mennito A, Kelly A, Evans Z, Culp A, Kessler R, Renne W. (2019) The effect different substrates have on the trueness and precision of eight different intraoral scanners. *J Esthet Restor Dent*, doi:10.1111/jerd.12528.
57. Burgner J, Simpson AL, Fitzpatrick JM, Lathrop RA, Herrell SD, Miga MI, Webster RJ, 3rd. (2013) A study on the theoretical and practical accuracy of conoscopic holography-based surface measurements: toward image registration in minimally invasive surgery. *Int J Med Robot*, 9: 190-203.
58. da Costa JB, Pelogia F, Hagedorn B, Ferracane JL. (2010) Evaluation of different methods of optical impression making on the marginal gap of onlays created with CEREC 3D. *Oper Dent*, 35: 324-329.
59. Patzelt SB, Lamprinos C, Stampf S, Att W. (2014) The time efficiency of intraoral scanners: an in vitro comparative study. *J Am Dent Assoc*, 145: 542-551.
60. Hack GD, Patzelt SBM. Evaluation of the Accuracy of Six Intraoral Scanning Devices: An in-vitro Investigation. 2015.



61. Joda T, Brägger U. (2016) Patient-centered outcomes comparing digital and conventional implant impression procedures: a randomized crossover trial. *Clin Oral Implants Res*, 27: e185-e189.
62. Mao Z, Park K, Lee K, Li X. (2014) Robust surface reconstruction of teeth from raw pointsets. *Int J Numer Method Biomed Eng*, 30: 382-396.
63. Yuan T, Liao W, Dai N, Cheng X, Yu Q. (2010) Single-Tooth Modeling for 3D Dental Model. *Int J Biomed Imaging*, 2010.
64. Tzou CH, Artner NM, Pona I, Hold A, Placheta E, Kropatsch WG, Frey M. (2014) Comparison of three-dimensional surface-imaging systems. *J Plast Reconstr Aesthet Surg*, 67: 489-497.
65. Park S, Kang HC, Lee J, Shin J, Shin YG. (2015) An enhanced method for registration of dental surfaces partially scanned by a 3D dental laser scanning. *Comput Methods Programs Biomed*, 118: 11-22.
66. Nedelcu RG, Persson AS. (2014) Scanning accuracy and precision in 4 intraoral scanners: an in vitro comparison based on 3-dimensional analysis. *J Prosthet Dent*, 112: 1461-1471.
67. Tsirogiannis P, Reissmann DR, Heydecke G. (2016) 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*, 116: 328-335.e322.
68. Schwindling FS, Stober T. (2016) A comparison of two digital techniques for the fabrication of complete removable dental prostheses: A pilot clinical study. *J Prosthet Dent*, 116: 756-763.
69. Rödiger M, Heinitz A, Bürgers R, Rinke S. (2017) Fitting accuracy of zirconia single crowns produced via digital and conventional impressions-a clinical comparative study. *Clin Oral Investig*, 21: 579-587.
70. Mansour M, Sanchez E, Machado C. (2016) The Use of Digital Impressions to Fabricate Tooth-Supported Partial Removable Dental Prostheses: A Clinical Report. *J Prosthodont*, 25: 495-497.
71. Londono J, Abreu A, Baker PS, Furness AR. (2015) Fabrication of a definitive obturator from a 3D cast with a chairside digital scanner for a patient with severe gag reflex: a clinical report. *J Prosthet Dent*, 114: 735-738.

72. Kim JH, Jeong JH, Lee JH, Cho HW. (2016) Fit of lithium disilicate crowns fabricated from conventional and digital impressions assessed with micro-CT. *J Prosthet Dent*, 116: 551-557.
73. Joda T, Brägger U, Gallucci G. (2015) Systematic literature review of digital three-dimensional superimposition techniques to create virtual dental patients. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 30: 330-337.
74. Gherlone E, Capparé P, Vinci R, Ferrini F, Gastaldi G, Crespi R. (2016) Conventional Versus Digital Impressions for "All-on-Four" Restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 31: 324-330.
75. Aktas G, Özcan N, Aydin DH, Şahin E, Akça K. (2014) Effect of digitizing techniques on the fit of implant-retained crowns with different antirotational abutment features. *J Prosthet Dent*, 111: 367-372.
76. Goracci C, Franchi L, Vichi A, Ferrari M. (2016) Accuracy, reliability, and efficiency of intraoral scanners for full-arch impressions: a systematic review of the clinical evidence. *Eur J Orthod*, 38: 422-428.
77. An S, Kim S, Choi H, Lee JH, Moon HS. (2014) Evaluating the marginal fit of zirconia copings with digital impressions with an intraoral digital scanner. *J Prosthet Dent*, 112: 1171-1175.
78. Tamim H, Skjerven H, Ekfeldt A, Rønold HJ. (2014) Clinical evaluation of CAD/CAM metal-ceramic posterior crowns fabricated from intraoral digital impressions. *Int J Prosthodont*, 27: 331-337.
79. Pradíes G, Zarauz C, Valverde A, Ferreiroa A, Martínez-Rus F. (2015) Clinical evaluation comparing the fit of all-ceramic crowns obtained from silicone and digital intraoral impressions based on wavefront sampling technology. *J Dent*, 43: 201-208.
80. Shembesh M, Ali A, Finkelman M, Weber HP, Zandparsa R. (2017) An In Vitro Comparison of the Marginal Adaptation Accuracy of CAD/CAM Restorations Using Different Impression Systems. *J Prosthodont*, 26: 581-586.
81. Ueda K, Beuer F, Stimmelmayer M, Erdelt K, Keul C, Güth JF. (2016) Fit of 4-unit FDPs from CoCr and zirconia after conventional and digital impressions. *Clin Oral Investig*, 20: 283-289.

82. Su TS, Sun J. (2016) Comparison of marginal and internal fit of 3-unit ceramic fixed dental prostheses made with either a conventional or digital impression. *J Prosthet Dent*, 116: 362-367.
83. Ender A, Zimmermann M, Attin T, Mehl A. (2016) In vivo precision of conventional and digital methods for obtaining quadrant dental impressions. *Clin Oral Investig*, 20: 1495-1504.
84. Mangano F, Gandolfi A, Luongo G, Logozzo S. (2017) Intraoral scanners in dentistry: a review of the current literature. *BMC Oral Health*, 17: 149.
85. Fukazawa S, Odaira C, Kondo H. (2017) Investigation of accuracy and reproducibility of abutment position by intraoral scanners. *J Prosthodont Res*, 61: 450-459.
86. Tan MY, Yee SHX, Wong KM, Tan YH, Tan KBC. (2019) Comparison of Three-Dimensional Accuracy of Digital and Conventional Implant Impressions: Effect of Interimplant Distance in an Edentulous Arch. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 34: 366-380.
87. Abdel-Azim T, Zandinejad A, Elathamna E, Lin W, Morton D. (2014) The influence of digital fabrication options on the accuracy of dental implant-based single units and complete-arch frameworks. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 29: 1281-1288.
88. Joda T, Brägger U. (2014) Complete digital workflow for the production of implant-supported single-unit monolithic crowns. *Clin Oral Implants Res*, 25: 1304-1306.
89. Joda T, Brägger U. (2015) Time-Efficiency Analysis Comparing Digital and Conventional Workflows for Implant Crowns: A Prospective Clinical Crossover Trial. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 30: 1047-1053.
90. Vandeweghe S, Vervack V, Dierens M, De Bruyn H. (2017) Accuracy of digital impressions of multiple dental implants: an in vitro study. *Clin Oral Implants Res*, 28: 648-653.
91. Lin WS, Chou JC, Metz MJ, Harris BT, Morton D. (2015) Use of intraoral digital scanning for a CAD/CAM-fabricated milled bar and superstructure framework for an implant-supported, removable complete dental prosthesis. *J Prosthet Dent*, 113: 509-515.

92. Chochlidakis KM, Papaspyridakos P, Geminiani A, Chen CJ, Feng IJ, Ercoli C. (2016) Digital versus conventional impressions for fixed prosthodontics: A systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent*, 116: 184-190.e112.
93. Amin S, Weber HP, Finkelman M, El Rafie K, Kudara Y, Papaspyridakos P. (2017) Digital vs. conventional full-arch implant impressions: a comparative study. *Clin Oral Implants Res*, 28: 1360-1367.
94. Papaspyridakos P, Vazouras K, Chen YW, Kotina E, Natto Z, Kang K, Chochlidakis K. (2020) Digital vs Conventional Implant Impressions: A Systematic Review and Meta-Analysis. *J Prosthodont*, 29: 660-678.
95. Muallah J, Wesemann C, Nowak R, Robben J, Mah J, Pospiech P, Bumann A. (2017) Accuracy of full-arch scans using intraoral and extraoral scanners: an in vitro study using a new method of evaluation. *Int J Comput Dent*, 20: 151-164.
96. Mangano FG, Veronesi G, Hauschild U, Mijiritsky E, Mangano C. (2016) Trueness and Precision of Four Intraoral Scanners in Oral Implantology: A Comparative in Vitro Study. *PLoS One*, 11: e0163107.
97. Kattadiyil MT, Mursic Z, AlRumaih H, Goodacre CJ. (2014) Intraoral scanning of hard and soft tissues for partial removable dental prosthesis fabrication. *J Prosthet Dent*, 112: 444-448.
98. Zimmermann M, Mehl A. (2015) Virtual smile design systems: a current review. *Int J Comput Dent*, 18: 303-317.
99. Lee JH. (2014) Accelerated techniques for a post and core and a crown restoration with intraoral digital scanners and CAD/CAM and rapid prototyping. *J Prosthet Dent*, 112: 1024-1029.
100. Chalmers EV, McIntyre GT, Wang W, Gillgrass T, Martin CB, Mossey PA. (2016) Intraoral 3D Scanning or Dental Impressions for the Assessment of Dental Arch Relationships in Cleft Care: Which is Superior? *Cleft Palate Craniofac J*, 53: 568-577.
101. Dolcini GA, Colombo M, Mangano C. (2016) From Guided Surgery to Final Prosthesis with a Fully Digital Procedure: A Prospective Clinical Study on 15 Partially Edentulous Patients. *Int J Dent*, 2016: 7358423.
102. Stapleton BM, Lin WS, Ntounis A, Harris BT, Morton D. (2014) Application of digital diagnostic impression, virtual planning, and computer-guided implant

- surgery for a CAD/CAM-fabricated, implant-supported fixed dental prosthesis: a clinical report. *J Prosthet Dent*, 112: 402-408.
103. Lecocq G. (2016) Digital impression-taking: Fundamentals and benefits in orthodontics. *Int Orthod*, 14: 184-194.
  104. Jacob HB, Wyatt GD, Buschang PH. (2015) Reliability and validity of intraoral and extraoral scanners. *Prog Orthod*, 16: 38.
  105. Ahlholm P, Sipilä K, Vallittu P, Jakonen M, Kotiranta U. (2018) Digital Versus Conventional Impressions in Fixed Prosthodontics: A Review. *J Prosthodont*, 27: 35-41.
  106. Burhardt L, Livas C, Kerdijk W, van der Meer WJ, Ren Y. (2016) Treatment comfort, time perception, and preference for conventional and digital impression techniques: A comparative study in young patients. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 150: 261-267.
  107. Means CR, Flenniken IE. (1970) Gagging--a problem in prosthetic dentistry. *J Prosthet Dent*, 23: 614-620.
  108. Christensen GJ. (2008) Will Digital Impressions Eliminate the Current Problems With Conventional Impressions? *The Journal of the American Dental Association*, 139: 761-763.
  109. Yuzbasioglu E, Kurt H, Turunc R, Bilir H. (2014) Comparison of digital and conventional impression techniques: evaluation of patients' perception, treatment comfort, effectiveness and clinical outcomes. *BMC Oral Health*, 14: 10.
  110. Kim J, Park JM, Kim M, Heo SJ, Shin IH, Kim M. (2016) Comparison of experience curves between two 3-dimensional intraoral scanners. *J Prosthet Dent*, 116: 221-230.
  111. Lim JH, Park JM, Kim M, Heo SJ, Myung JY. (2018) Comparison of digital intraoral scanner reproducibility and image trueness considering repetitive experience. *J Prosthet Dent*, 119: 225-232.
  112. Lawson NC, Burgess JO. (2015) Clinicians reaping benefits of new concepts in impressioning. *Compend Contin Educ Dent*, 36: 152-153.
  113. Róth I, Czigola A, Joós-Kovács GL, Dalos M, Hermann P, Borbély J. (2020) Learning curve of digital intraoral scanning – an in vivo study. *BMC Oral Health*, 20: 287.

114. Mandelli F, Ferrini F, Gastaldi G, Gherlone E, Ferrari M. (2017) Improvement of a Digital Impression with Conventional Materials: Overcoming Intraoral Scanner Limitations. *Int J Prosthodont*, 30: 373-376.
115. Rudolph H, Salmen H, Moldan M, Kuhn K, Sichwardt V, Wöstmann B, Luthardt RG. (2016) Accuracy of intraoral and extraoral digital data acquisition for dental restorations. *Journal of applied oral science : revista FOB*, 24: 85-94.
116. Ender A, Mehl A. (2013) Influence of scanning strategies on the accuracy of digital intraoral scanning systems. *Int J Comput Dent*, 16: 11-21.
117. Kim JH, Kim KB, Kim SH, Kim WC, Kim HY, Kim JH. (2015) Quantitative evaluation of common errors in digital impression obtained by using an LED blue light in-office CAD/CAM system. *Quintessence Int*, 46: 401-407.
118. Ender A, Mehl A. (2014) Accuracy in dental medicine, a new way to measure trueness and precision. *J Vis Exp*, doi:10.3791/51374.
119. Patzelt SB, Emmanouilidi A, Stampf S, Strub JR, Att W. (2014) Accuracy of full-arch scans using intraoral scanners. *Clin Oral Investig*, 18: 1687-1694.
120. Zimmermann M, Ender A, Attin T, Mehl A. (2018) Accuracy of Buccal Scan Procedures for the Registration of Habitual Intercuspation. *Oper Dent*, 43: 573-580.
121. Ender A, Mehl A. (2013) Accuracy of complete-arch dental impressions: a new method of measuring trueness and precision. *J Prosthet Dent*, 109: 121-128.
122. Jeong ID, Lee JJ, Jeon JH, Kim JH, Kim HY, Kim WC. (2016) Accuracy of complete-arch model using an intraoral video scanner: An in vitro study. *J Prosthet Dent*, 115: 755-759.
123. Flügge TV, Att W, Metzger MC, Nelson K. (2016) Precision of Dental Implant Digitization Using Intraoral Scanners. *Int J Prosthodont*, 29: 277-283.
124. Bosniac P, Rehmann P, Wöstmann B. (2019) Comparison of an indirect impression scanning system and two direct intraoral scanning systems in vivo. *Clin Oral Investig*, 23: 2421-2427.
125. Memari Y, Mohajerfar M, Armin A, Kamalian F, Rezayani V, Beyabanaki E. (2019) Marginal Adaptation of CAD/CAM All-Ceramic Crowns Made by Different Impression Methods: A Literature Review. *J Prosthodont*, 28: e536-e544.

126. Khraishi H, Duane B. (2017) Evidence for use of intraoral scanners under clinical conditions for obtaining full-arch digital impressions is insufficient. *Evid Based Dent*, 18: 24-25.
127. Kurz M, Attin T, Mehl A. (2015) Influence of material surface on the scanning error of a powder-free 3D measuring system. *Clin Oral Investig*, 19: 2035-2043.
128. Atieh MA, Ritter AV, Ko CC, Duqum I. (2017) Accuracy evaluation of intraoral optical impressions: A clinical study using a reference appliance. *J Prosthet Dent*, 118: 400-405.
129. Kuhr F, Schmidt A, Rehmann P, Wöstmann B. (2016) A new method for assessing the accuracy of full arch impressions in patients. *J Dent*, 55: 68-74.
130. Gratton DG, Kwon SR, Blanchette DR, Aquilino SA. (2017) Performance of two different digital evaluation systems used for assessing pre-clinical dental students' prosthodontic technical skills. *Eur J Dent Educ*, 21: 252-260.
131. Mays KA, Branch-Mays GL. (2016) A Systematic Review of the Use of Self-Assessment in Preclinical and Clinical Dental Education. *J Dent Educ*, 80: 902-913.
132. Ritter AV, Boushell LW, Walter R, Sturdevant CM. *Sturdevant's art and science of operative dentistry*, 2019.
133. Janiszewska-Olszowska J, Tandecka K, Szatkiewicz T, Sporniak-Tutak K, Grocholewicz K. (2014) Three-dimensional quantitative analysis of adhesive remnants and enamel loss resulting from debonding orthodontic molar tubes. *Head Face Med*, 10: 37.
134. Dold P, Bone MC, Flohr M, Preuss R, Joyce TJ, Deehan D, Holland J. (2014) Validation of an optical system to measure acetabular shell deformation in cadavers. *Proc Inst Mech Eng H*, 228: 781-786.
135. Ender A, Zimmermann M, Mehl A. (2019) Accuracy of complete- and partial-arch impressions of actual intraoral scanning systems in vitro. *Int J Comput Dent*, 22: 11-19.
136. Mangano FG, Hauschild U, Veronesi G, Imburgia M, Mangano C, Admakin O. (2019) Trueness and precision of 5 intraoral scanners in the impressions of single and multiple implants: a comparative in vitro study. *BMC Oral Health*, 19: 101.

137. Mennito AS, Evans ZP, Nash J, Bocklet C, Lauer Kelly A, Bacro T, Cayouette M, Ludlow M, Renne WG. (2019) 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*, 31: 369-377.
138. Vag J, Nagy Z, Simon B, Mikolicz A, Kover E, Mennito A, Evans Z, Renne W. (2019) A novel method for complex three-dimensional evaluation of intraoral scanner accuracy. *Int J Comput Dent*, 22: 239-249.
139. Lenherr P, Marinello CP. (2014) [prepCheck computer-supported objective evaluation of students preparation in preclinical simulation laboratory]. *Swiss Dent J*, 124: 1085-1092.
140. Cardoso JA, Barbosa C, Fernandes S, Silva CL, Pinho A. (2006) Reducing subjectivity in the evaluation of pre-clinical dental preparations for fixed prosthodontics using the Kavo PrepAssistant. *Eur J Dent Educ*, 10: 149-156.
141. Kournetas N, Jaeger B, Axmann D, Groten M, Lachmann S, Weber H, Geis-Gerstorfer J. (2004) Assessing the reliability of a digital preparation assistant system used in dental education. *J Dent Educ*, 68: 1228-1234.
142. Hauser AM, Bowen DM. (2009) Primer on preclinical instruction and evaluation. *J Dent Educ*, 73: 390-398.
143. Tang L, Cao Y, Liu Z, Qian K, Liu Y, Liu Y, Zhou Y. (2021) Improving the quality of preclinical simulation training for dental students using a new digital real-time evaluation system. *Eur J Dent Educ*, 25: 100-107.
144. Gratton DG, Kwon SR, Blanchette D, Aquilino SA. (2016) Impact of Digital Tooth Preparation Evaluation Technology on Preclinical Dental Students' Technical and Self-Evaluation Skills. *J Dent Educ*, 80: 91-99.
145. Weise T, Wismer T, Leibe B, Gool LV. (2011) Online loop closure for real-time interactive 3D scanning. *Computer Vision and Image Understanding*, 115: 635-648.
146. Vag J, Renne W, Revell G, Ludlow M, Mennito A, Teich ST, Gutmacher Z. (2021) The effect of software updates on the trueness and precision of intraoral scanners. *Quintessence Int*, 52: 636-644.



147. Revell G, Simon B, Mennito A, Evans ZP, Renne W, Ludlow M, Vag J. (2021) Evaluation of complete-arch implant scanning with 5 different intraoral scanners in terms of trueness and operator experience. *J Prosthet Dent*, doi:10.1016/j.prosdent.2021.01.013.
148. Malik J, Rodriguez J, Weisbloom M, Petridis H. (2018) Comparison of Accuracy Between a Conventional and Two Digital Intraoral Impression Techniques. *Int J Prosthodont*, 31: 107-113.
149. Ender A, Mehl A. (2015) In-vitro evaluation of the accuracy of conventional and digital methods of obtaining full-arch dental impressions. *Quintessence Int*, 46: 9-17.
150. Gimenez B, Ozcan M, Martinez-Rus F, Pradies G. (2014) Accuracy of a digital impression system based on parallel confocal laser technology for implants with consideration of operator experience and implant angulation and depth. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 29: 853-862.
151. Shimizu S, Shinya A, Kuroda S, Gomi H. (2017) The accuracy of the CAD system using intraoral and extraoral scanners for designing of fixed dental prostheses. *Dent Mater J*, 36: 402-407.
152. Uhm SH, Kim JH, Jiang HB, Woo CW, Chang M, Kim KN, Bae JM, Oh S. (2017) 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*, 36: 27-34.
153. Vecsei B, Joos-Kovacs G, Borbely J, Hermann P. (2017) Comparison of the accuracy of direct and indirect three-dimensional digitizing processes for CAD/CAM systems - An in vitro study. *J Prosthodont Res*, 61: 177-184.
154. Gedrimiene A, Adaskevicius R, Rutkunas V. (2019) Accuracy of digital and conventional dental implant impressions for fixed partial dentures: A comparative clinical study. *J Adv Prosthodont*, 11: 271-279.
155. Schmidt A, Benedickt CR, Schlenz MA, Rehmann P, Wostmann B. (2019) Torsion and linear accuracy in intraoral scans obtained with different scanning principles. *J Prosthodont Res*, doi:10.1016/j.jpor.2019.06.006.
156. Kravitz ND, Groth C, Jones PE, Graham JW, Redmond WR. (2014) Intraoral digital scanners. *J Clin Orthod*, 48: 337-347.

157. Marghalani A, Weber HP, Finkelman M, Kudara Y, El Rafie K, Papaspyridakos P. (2018) Digital versus conventional implant impressions for partially edentulous arches: An evaluation of accuracy. *J Prosthet Dent*, 119: 574-579.
158. Vág J, Nagy Z, Simon B, Kövér E, Mennito A, Evans Z, Renne W. (2019) A novel method for complex three-dimensional evaluation of intraoral scanner accuracy. *Int J Comput Dent*, 22: 239-249.
159. Chen Y, Medioni G. (1992) Object modelling by registration of multiple range images. *Image and Vision Computing*, 10: 145-155.
160. Besl PJ, McKay ND. (1992) A method for registration of 3-D shapes. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 14: 239-256.
161. Park GH, Son K, Lee KB. (2019) Feasibility of using an intraoral scanner for a complete-arch digital scan. *J Prosthet Dent*, 121: 803-810.
162. White GE. *Osseointegrated dental technology*. Quintessence Pub. Co., London ;, 1993.
163. Jemt T. (1991) Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Brånemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 6: 270-276.
164. GÜth JF, Edelhoff D, Schweiger J, Keul C. (2016) A new method for the evaluation of the accuracy of full-arch digital impressions in vitro. *Clin Oral Investig*, 20: 1487-1494.
165. Keul C, Guth JF. (2019) Accuracy of full-arch digital impressions: an in vitro and in vivo comparison. *Clin Oral Investig*, doi:10.1007/s00784-019-02965-2.
166. Abduo J, Elseyoufi M. (2018) Accuracy of Intraoral Scanners: A Systematic Review of Influencing Factors. *Eur J Prosthodont Restor Dent*, 26: 101-121.
167. Flügge TV, Schlager S, Nelson K, Nahles S, Metzger MC. (2013) Precision of intraoral digital dental impressions with iTero and extraoral digitization with the iTero and a model scanner. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 144: 471-478.
168. Ender A, Attin T, Mehl A. (2016) In vivo precision of conventional and digital methods of obtaining complete-arch dental impressions. *J Prosthet Dent*, 115: 313-320.

169. Schmidt A, Klusmann L, Wöstmann B, Schlenz MA. (2020) Accuracy of Digital and Conventional Full-Arch Impressions in Patients: An Update. *J Clin Med*, 9.
170. Syrek A, Reich G, Ranftl D, Klein C, Cerny B, Brodesser J. (2010) Clinical evaluation of all-ceramic crowns fabricated from intraoral digital impressions based on the principle of active wavefront sampling. *J Dent*, 38: 553-559.
171. Logozzo S, Zanetti E, Franceschini G, Kilpela A, Mäkynen A. (2014) Recent advances in dental optics – Part I: 3D intraoral scanners for restorative dentistry. *Optics and Lasers in Engineering*, 54: 203–221.
172. Haddadi Y, Bahrami G, Isidor F. (2018) Effect of Software Version on the Accuracy of an Intraoral Scanning Device. *Int J Prosthodont*, 31: 375-376.
173. Vag J, Renne W, Revell G, Ludlow M, Mennito A, Teich ST, Gutmacher Z. (2021) The effect of software updates on the trueness and precision of intraoral scanners. *Quintessence Int*, 0: 0.
174. Mennito AS, Evans ZP, Ludlow ME, Renne WG. (2018) Evaluation of the effect scan pattern has on the trueness and precision of six intraoral digital impression systems. *J Esthet Restor Dent*, doi:10.1111/jerd.12371.
175. Medina-Sotomayor P, Pascual-Moscardo A, Camps I. (2018) Accuracy of four digital scanners according to scanning strategy in complete-arch impressions. *PLoS One*, 13: e0202916.
176. Latham J, Ludlow M, Mennito A, Kelly A, Evans Z, Renne W. (2019) Effect of scan pattern on complete-arch scans with 4 digital scanners. *J Prosthet Dent*, doi:10.1016/j.prosdent.2019.02.008.
177. Dutton E, Ludlow M, Mennito A, Kelly A, Evans Z, Culp A, Kessler R, Renne W. (2020) The effect different substrates have on the trueness and precision of eight different intraoral scanners. *J Esthet Restor Dent*, 32: 204-218.
178. Bocklet C, Renne W, Mennito A, Bacro T, Latham J, Evans Z, Ludlow M, Kelly A, Nash J. (2019) Effect of scan substrates on accuracy of 7 intraoral digital impression systems using human maxilla model. *Orthod Craniofac Res*, 22: 168-174.
179. Osnes CA, Wu JH, Venezia P, Ferrari M, Keeling AJ. (2019) Full arch precision of six intraoral scanners in vitro. *J Prosthodont Res*, doi:10.1016/j.jpor.2019.05.005.

180. Park JM, Shim JS. (2019) Measuring the Complete-arch Distortion of an Optical Dental Impression. *J Vis Exp*, doi:10.3791/59261.
181. Oh KC, Park JM, Moon HS. (2020) 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*, 29: 518-523.
182. Song J, Kim M. (2020) 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: 2920804.

## 10 A szerző saját publikációi

### 10.1 A disszertációval összefüggésben megjelent publikációk

**Nagy Zs;** Simon B; Mennito A; Evans Z; Renne W; Vág J

Comparing the trueness of seven intraoral scanners and a physical impression on dentate human maxilla by a novel method BMC ORAL HEALTH 20 : 1 Paper: 97 , 10 p. (2020)

Vág J; **Nagy Zs;** Simon B; Mikolicz Á; Kövér E; Mennito A; Evans Z; Renne W

A novel method for complex three-dimensional evaluation of intraoral scanner accuracy INTERNATIONAL JOURNAL OF COMPUTERIZED DENTISTRY 22 : 3 pp. 239-249. , 11 p. (2019)

**Nagy ZA;** Simon B; Toth Z ; Vag J

Evaluating the efficiency of the Dental Teacher system as a digital preclinical teaching tool. EUROPEAN JOURNAL OF DENTAL EDUCATION 22 : 3 pp. e619-e623. , 5 p. (2018)

### 10.2 A disszertációtól függetlenül megjelent publikációk

Vág J; **Nagy Zs;** Bocklet C; Kiss T; Nagy Á; Simon B; Mikolicz Á; Renne W

Marginal and internal fit of full ceramic crowns milled using CAD/CAM systems on cadaver full arch scans  
BMC ORAL HEALTH 20 : 1 Paper: 189 , 12 p. (2020)

**Nagy Zs;** Nemes J; Nyárasdy I

Lokalizált agresszív parodontitisben szenvedő páciens komplett fogászati ellátása: Esetismertetés FOGORVOSI SZEMLE 108 : 4 pp. 131-136. , 6 p. (2015)

Gyurkovics, M; Barta A; Bartha K; Bíró ÁB; Döbrentey Zs; Fazekas R; Gánti B; Gyórfi A; Herczegh A; Jelencsics D; **Nagy Zs** et al.

A fogorvoslás fejlődése az elmúlt 20 évben  
ORVOSTOVÁBBKÉPZŐ SZEMLE 20 : 1. ksz. pp. 18-28. , 11 p. (2013)

## 11 Köszönetnyilvánítás

Ezúton szeretném megköszönni mindazon személyek támogatását, akiknek gondolataival és hathatós segítségével a disszertációm létrejöhett.

Kutatómunkám teljes felépítésében és elkészítésében kiemelten szeretném megköszönni témavezetőm, Vág János Professzor Úr munkáját, akinek sokoldalú tudása, mérhetetlen naprakészsége, dinamikus hozzáállása és empátiája nélkül a tézis nem készülhetett volna el!

Mély hálámat és köszönetnyilvánításomat szeretném kifejezni mindazon magyar és külföldi kollégáim felé, akik részt vettek a kutatás lebonyolításában, hiszen a segítségük nélkül a publikációk sem tudtak volna megszületni.

Végül, de nem utolsó sorban szeretnék köszönetet mondani a családomnak, a támogatásért, hogy lehetővé tették ennek a munkának a létrejöttét. A páromnak különösképpen szeretném kifejezni a hálámat a türelméért és a szabadidőért, amit e disszertáció megírásához számomra biztosított a gyermekeink mellett.