

SEMMELWEIS EGYETEM

DOKTORI ISKOLA

Ph.D. értekezések

2660.

JOÓS-KOVÁCS GELLÉRT LEVENTE

**Fogorvostudományi kutatások
című program**

Programvezető: Dr. Varga Gábor, egyetemi tanár

Témavezető: Dr. Hermann Péter, egyetemi tanár

Dr. Borbély Judit, egyetemi docens

Fogászati szkennerek vizsgálata

Doktori értekezés

Dr. Joós-Kovács Gellért Levente

Semmelweis Egyetem

Klinikai orvostudományok Doktori Iskola



Témavezető:	Dr. Hermann Péter, egyetemi tanár
Társ-témavezető:	Dr. Borbély Judit, PhD, egyetemi docens
Hivatalos bírálók:	Dr. Vág János, Ph.D., egyetemi tanár Dr. Antal Márk, Ph.D., egyetemi docens
Szigorlati bizottság elnöke:	Dr. Gerber Gábor, egyetemi docens
Szigorlati bizottság tagjai:	Prof. Dr. Divinyi Tamás, ny. egyetemi tanár Dr. Végh András, egyetemi m. tanár

Budapest

2021

Tartalomjegyzék

Tartalomjegyzék	1
Rövidítések jegyzéke	3
1 Preambulum	4
2 Bevezetés.....	6
2.1 Fogászati szkennerek története	7
2.1.1 Fogtechnikai szkennerek története	9
2.1.2 Intraorális szkennerek története	15
2.2 Fogászati szkennerek működési elvei.....	17
2.2.1 Kontakt szkennerek	17
2.2.2 Optikai szkennerek	19
2.3 Fogászati szkennelés munkafolyamatai.....	26
2.3.1 Fogtechnikai szkennelés munkafolyamatai	28
2.3.2 Intraorális szkennelés munkafolyamatai	34
3 Célkitűzések	36
4 Módszerek	37
4.1 Fogtechnikai és intraorális szkennerek pontosságának összehasonlítása egy fogatlan területekkel tagolt maxilla minta pillérfogain mért távolság változásának mérésével	37
4.1.1 Referencia minta és referencia adathalmaz létrehozása	37
4.1.2 Hagyományos lenyomatvételi és mintakészítési feltételek biztosítása	39
4.1.3 Szkennelési munkafolyamatok	40
4.1.4 Virtuális tolmérős vizsgálatok az elmentett STL fájlok szuperimpozíciójával.....	41
4.1.5 Statisztikai analízis	42
4.2 Fogtechnikai digitalizáció valódiságát befolyásoló tényezők vizsgálata	43
4.2.1 Hagyományos lenyomatvétel lépései	45
4.2.2 Mesterminták készítésének lépései.....	46
4.2.3 Szekciós minták készítésének lépései.....	47
4.2.4 Szekciós minták fogtechnikai digitalizációja	48

4.2.5	Referencia minta és referencia szkennerek, összehasonlító szoftver	49
4.2.6	Szuperimpozíció és virtuális tolómérések	49
4.2.7	Statisztikai analízis	50
5	Eredmények.....	52
5.1	Fogtechnikai és intraorális szkennerek pontosságának összehasonlítása.....	52
5.2	Fogtechnikai digitalizáció valódiságának változásai.....	54
5.2.1	Preparált fogak átmérőinek változásai.....	54
5.2.2	Fogív méretének változásai	57
6	Megbeszélés	61
6.1	Fogtechnikai és intraorális szkennerek pontosságának összehasonlítása.....	61
6.2	A fogtechnikai szkennelés munkafolyamatainak pontossága	67
6.2.1	Precíziós-szituációs lenyomatok és fogtechnikai szkennelés pontossága	67
6.2.2	Szekciós gipszminták és a fogtechnikai szkennelés pontossága	69
7	Következtetések	80
8	Összefoglalás.....	81
9	Summary	82
	Irodalomjegyzék	83
	Saját publikációk jegyzéke	99
	Köszönetnyilvánítás	100

Rövidítések jegyzéke

AFI – Accordion fringe interferometry – Fáziseltoláson alapuló interferometria

AWS – Active Wavefront Sampling – Aktív hullámfront leképezés

CAD – Computer Aided Design – számítógép által segített tervezés

CAD/CAM – Computer Aided Design – Computer Assisted Manufacturing - számítógép által segített tervezés és számítógép vezérelt megmunkálás

CAM – Computer Assisted Manufacturing – számítógép vezérelt megmunkálás

CCD – Charge Coupled Device – töltés-csatolt eszköz

DFD – depth from defocus

EDM – electrical discharge machining – szikraeróziós megmunkálás

LED – Light Emitting Diode – fényt kibocsátó dióda

OCT – Optical Coherent Tomography – sztereofotogrammetria

PMMA – polimetil-metakrilát

PVS – polivinil-sziloxán

STL – Surface Tessellation Language

IQR – interekvartilis terjedelem

1 Preambulum

A fogászati digitális technológiákkal annak kapcsán kezdtem foglalkozni, hogy graduális képzésem IV. évében fogpótlástan előadáson szó esett róla. 2011-ben egy iTero készülék került a Fogpótlástani Klinikára, amelynek használata során szerzett tapasztalatokról tett említést az előadó, Prof. Dr. Hermann Péter. Ez indított el a kihívásokkal és érdekességekkel teli úton.

Az intraorális- és fogtechnikai szkennerekről, valamint az intraorális digitális és hagyományos lenyomatok összehasonlításával kapcsolatban akkor még kevés tanulmány volt elérhető. Az egyik ilyen publikáció 2011-ben a Zürichi Egyetemen dolgozó Andreas Ender és Albert Mehl munkáját mutatta be. Ennek a kutatásnak a megismerése adta a Fogpótlástani Klinika Digitális Munkacsoportjának akkor az ihletet egy összehasonlító vizsgálathoz, amelybe a graduális képzésem melletti TDK munkámmal bekapcsolódhattam. Dr. Borbély Judit vezetésével Dr. Vecsei Bálint mellett a hagyományos és digitális lenyomatok pontosságát hasonlítottuk össze. Egy előzetes vizsgálatunk eredményeivel a 2013-as Tudományos Diákköri Konferencián részt vehettem. A Konferenciára való felkészülés során összegyűjtött tapasztalatokat a Bizottság észrevételeivel kiegészítve elkészült egy új, részletesebb vizsgálat terve. Ebben a célunk a hagyományos lenyomatvétellel kezdődő fogtechnikai digitalizáció és az akkor Magyarországon elérhető három intraorális szkennerek (a korábban megismert iTero, valamint a számomra akkor még ismeretlen Trios Standard és Cerec Bluecam) pontosságának összehasonlítása lett.

2013 nyarán a graduális képzésem befejeztével jelentkeztem a Fogpótlástani Klinikára, szerettem volna folytatni a megkezdett kutatást. A rezidensképzés mindennapjai mellett igyekeztem a legtöbb energiát fordítani a szkennelésekre, valamint a hagyományos lenyomatvételekre és az azt követő munkafolyamatokra. A vizsgálat az adatok összegyűjtését és kiértékelését követően a publikációs fázishoz közeledett. Első alkalommal vehettem részt nemzetközi publikáció írásában, amiből nagyon sokat tanultam. Közben az intraorális és fogtechnikai szkennerek összehasonlítása során felmerült kérdések megválaszolására újabb vizsgálatokba kezdtünk. Egyiknek céljával a fogtechnikai digitalizáció munkafolyamatai során megfigyelt torzulások feltérképezését tűztük ki. 2014-ben -párhuzamosan a korábbi vizsgálattal- fogtunk neki a kutatás tervének

kidolgozásához. A munkacsoport létszáma fokozatosan nőtt. A hagyományos lenyomatvételi technikák és mintakészítési lehetőségek évtizedekre visszamenő tudásanyagának megismerését követően standardizáltuk az in vitro lenyomatvételi körülményeket. Egy külsős cég segítségével nagy pontosságú szkennerek bevonásával végeztük a méréseinket lenyomatokon majd gipszmintákon. A kutatás eredményeit hazai és külföldi konferenciákon lehetőségem volt bemutatni.

Munkacsoportunk az intraorális szkennerek kutatása terén is szeretett volna előrébb lépni. Az első kutatásunk során tett megfigyeléseinknek is szerettünk volna utánajárni, ezért a már bővülő munkacsoport 2015-ben belekezdett az intraorális szkennerek használatához szükséges tanulási folyamatok vizsgálatába is. Ezért a harmadik vizsgálat, amelyben részt vehettem, célkitűzése erre is kiterjedt. Ebben az évben kezdtem tanulmányaimat a Doktori Iskolában, így a következő kutatásokban már, mint PhD hallgató vettem részt. Idő közben a forgalomba hozott és itthon elérhető intraorális szkennerek száma jelentősen bővült.

2016-ban megjelentek magyar nyelvű cikkeink a Magyar Fogorvos szaklapban, majd 2017-ben az első vizsgálatunkat bemutató nemzetközi publikációnk is megjelent. Kutatásaink során folyamatosan követjük az intraorális szkennerek fejlesztéseit. Nagyon hamar világossá vált számomra is, hogy az elkövetkezendő időben ezen eszközök tudása és elérhetősége egyre meghatározóbb lesz a fogászatban. Munkacsoportunk 2017-re összeállította az eddigi legátfogóbb vizsgálatunk célját és módszereit. Ennek során elsősorban az itthon elérhető intraorális szkennerek tudományos, objektív és szubjektív paraméterek alapján történő méréseit valósítjuk meg. Összeállítottunk egy részletes értékelőrendszert, amellyel a fogorvos kollegák számára a legmegfelelőbb szkennerek kiválasztását igyekszünk megkönnyíteni. Az összehasonlítás módszerét folyamatosan finomítjuk, az újonnan megjelenő szkennerek értékelésére aktualizáljuk.

A kutatómunkám során volt lehetőségem a különböző digitalizációs eszközök pontosságával foglalkozni, valamint fogpótlások készítéséhez szükséges időigénnyel kapcsolatban is lehetőségem nyílt információ gyűjtésére. Ezeket a tapasztalatokat igyekszem összegyűjteni a következő oldalakon.

2 Bevezetés

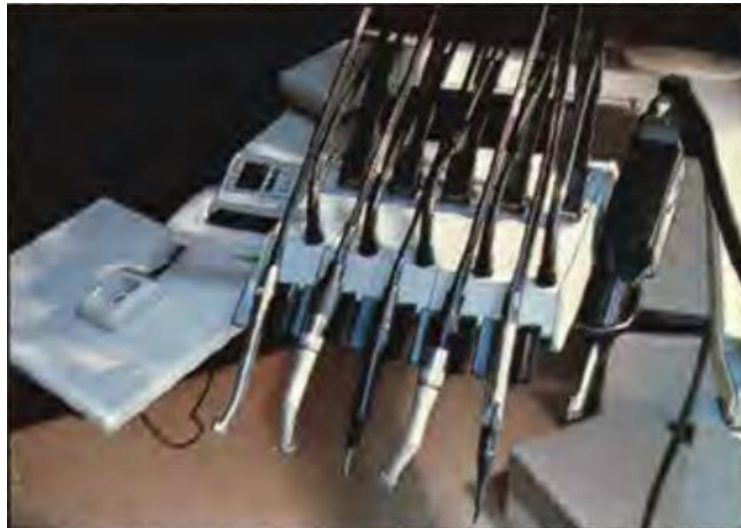
Ahhoz, hogy ki lehessen aknázni a fogászatban a számítógépes technológia nyújtotta lehetőségeket, fogpótlások tervezéséhez szükség van a szájüregi információk digitalizálására. Ezek rögzítésére szolgálnak a fogászati szkennerek [1]. A háromdimenziós felszínnek leképezésére ismerünk fizikai kontaktuson alapuló, úgynevezett kontakt vagy mechanikai szkennereket, és ismerünk optikai elven működő, tehát valamilyen fény vagy lézer visszaverődését érzékelő non-kontakt szkennereket. Kontakt szkennerek között csak szájon kívül használható extraorális-, fogtechnikai laboratóriumi-, vagy asztali szkennereknek nevezett eszközöket találunk az irodalomban. Optikai szkennerek között találunk intraorális- (szájüregi képletek lemintázására alkalmas) és extraorális szkennereket is. Az elnevezésekkel kapcsolatban érdemes megjegyezni, hogy extraorális szkennelésre alkalmas eszközök az arcszkennerek is, amelyek nem az állcsontok szkennelését végzik de optikai elven működnek [2]. A mechanikus letapogatásra jellemző a nagy pontosság, de ezzel együtt a hosszú szkennelési idő és a magas üzemeltetési költségek. Az optikai szkennerekre jellemző a gyorsabb letapogatás és az alacsonyabb karbantartási költségek. Kontakt szkennerek pontosságát limitálhatja az érintő szonda mérete, negatívan befolyásolhatja a letapogatni kívánt felszín rugalmassága. Az optikai szkennereket pedig a felszín, vagy a felszín borító anyag optikai tulajdonságai zavarhatják (kompozit-, kerámia-, fém felszín, vér, nyál, illetve szkenneléshez használt por stb.) [3].

A fogászati szkennereket sok tudományterület használja. Ma már a fogtechnikai- és intraorális szkennereket széles körben használják diagnosztikai, szájsebészeti és protetikai célokra is. Az utóbbi csoporthoz tartoznak azok a munkafolyamatok, amelyek során a rögzített fogpótlások is készülnek. A protetikai célú szkennerek fejlesztésének célja, hogy pontosabb fogpótlások készülhessenek, lehetőleg gyorsabban és kevesebb kellemetlenség mellett, mintha hagyományos módszerrel készülnének ugyanazok a fogpótlások [4-6]. A CAD (Computer Aided Design – számítógép által segített tervezés) /CAM (Computer Assisted Manufacturing - számítógép vezérelt megmunkálás) technológia pontosságát a fogászatban alapvetően meghatározza, hogy a szájüregi képletek információi mennyire pontosan kerülnek a virtuális térbe. Az intraorális és fogtechnikai szkennerekkel, felhasználási területükből adódóan, más-más úton jön létre a

szájüregi információ digitális mása. Az intraorális szkennelés során a szájüregben közvetlenül történik az adatfelvétel [7, 8]. A szájüregi információk extraorális digitalizációja során jellemzően gipszminta szkennelésével kerülnek az adatok a virtuális térbe, habár lehetőség van hagyományos lenyomatok szkennelésére is [9, 10]. Ha a szájüregi adatok a tervezőszoftverben vannak, a fogpótlásokat számítógépen tervezik, a digitalizált adatokra virtuális mintázat készül. Végül a gyártás egy számítógép vezérelt megmunkáló gép segítségével történik [11]. Napjainkban leggyakrabban a CAD/CAM munkafolyamatok közvetett módon, lenyomat gipszelésével és minta fogtechnikai szkenneléstől történő digitalizációval kezdődnek [12]. Eleinte az intraorális és fogtechnikai szkennereket elsősorban rögzített pótlások tervezésére és készítésére alkalmazták. Ma akár kivethető fogpótlások készítése is lehetővé vált, hiszen intraorális szkennerekkel a lágyszövetek, fogatlan állcsontok és a palatum leképezése is lehetséges [13].

2.1 Fogászati szkennerek története

Az első szkennert és a hozzá tartozó munkafolyamatokat Dr. Francois Duret úttörő kutatása során fejlesztette ki és írta le 1971-ben, ezáltal hamarabb jelentek meg az intraorális, optikai szkennerek, mint a fogtechnikai optikai és kontakt szkennerek. (1. ábra)



1. ábra Dr. Francois Duret 1971-ben mutatta be az első intraorális szkennert (kép jobb szélén) [11] (Kiadó engedélyével).

A CAD/CAM rendszer felépítését tekintve a kezdetektől máig nem változott (2. ábra) [11]. Dr. Francios Duret eredeti leírása szerint a CAD/CAM rendszer három részből áll. Az első a digitalizáció eszköze, az intraorális szkennerek, amely fényt vetít a letapogatni kívánt felületre, majd a visszaverődött fény érzékelve a rá jellemző leképezési elv szerint pontfelhőt generál a háromdimenziós virtuális térben. Ennek segítségével a hagyományos lenyomat és mintakészítés lépését kiváltó virtuális minta készül, amely a rendszerhez tartozó képernyőn jelenik meg. A második rész a CAD alrendszer, ami tartalmaz minden hardver és szoftver elemet a virtuális minta és artikulátor megjelenítéséhez. Továbbá lehetővé teszi a felhasználó számára, hogy a virtuális mintára elkészítse a fogpótlás tervét. Ez a lépés megfelel a hagyományos munkafolyamat során a gipszmintán történő viaszmintázat elkészítésével. A harmadik rész a CAM alrendszer, amely először a számítógépes vezérléssel rendelkező marógépből állt. Ez felelős az elkészített terv anyagi megformálásáért, ami a hagyományos gyártási eljárásokat váltja fel [11].

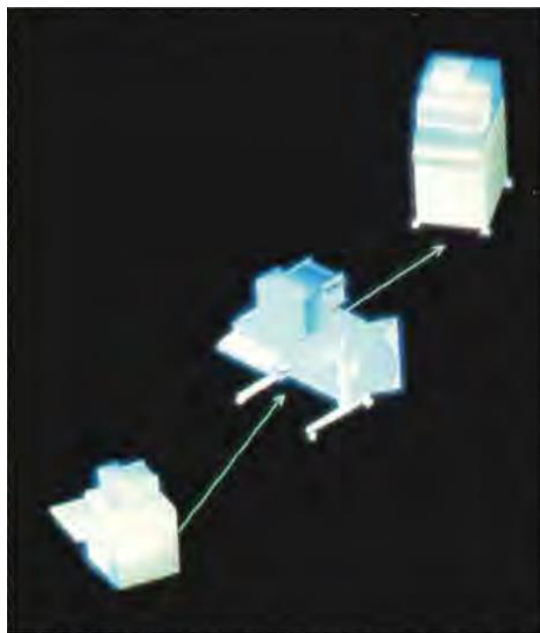


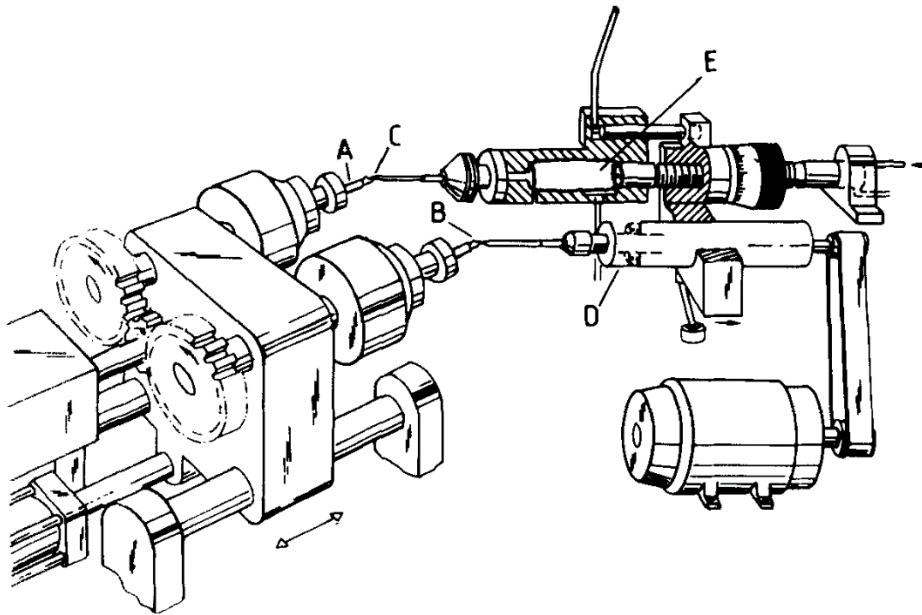
Fig 2 ■ Drawing of a system consisting of, left to right, a probe, a CAD system, and a machine tool.

2. ábra A szék melletti fogászati CAD/CAM rendszer eredeti felépítése. (1971) A szájüregi képletek leképezésére az intraorális szkennerek (bal alul) szolgál. Ebből az információ a tervező állomásra kerül (középen), ahol CAD programban elkészül a fogpótlás terve. Ezt követően a gyártó egységben (CAM; jobb felül) ölt testet a restaurátum [11] (Kiadó engedélyével).

2.1.1 Fogtechnikai szkennerek története

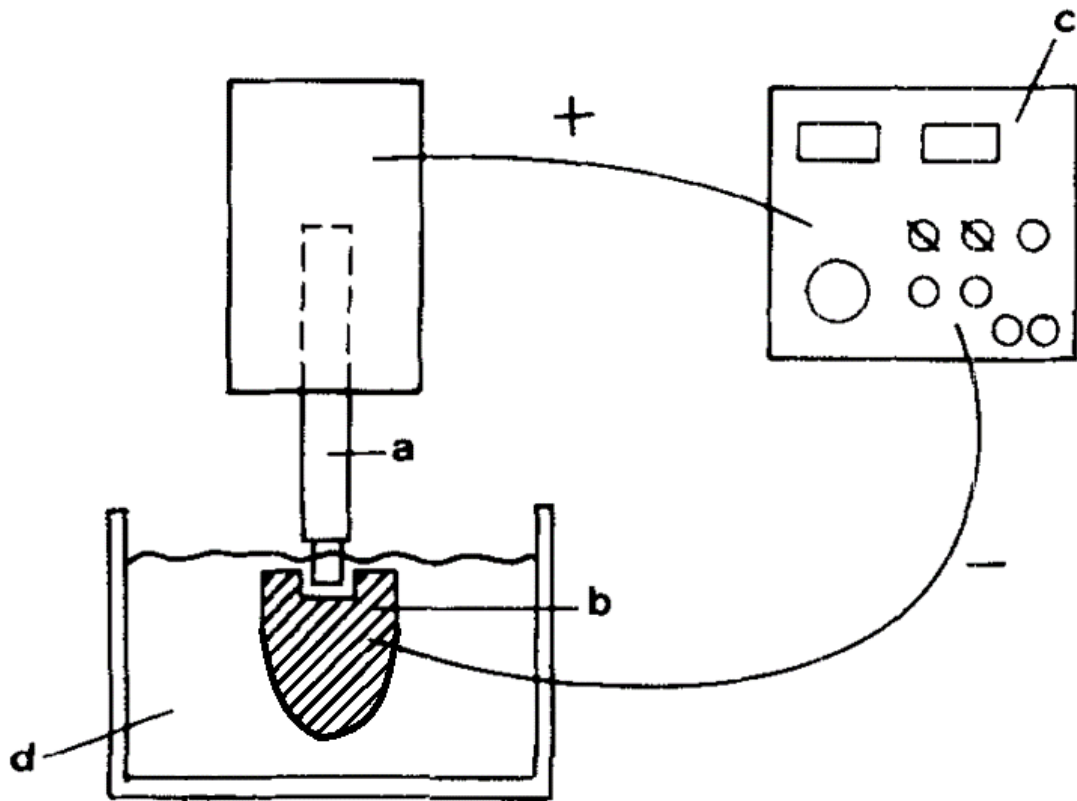
A mechanikus letapogatás fejlődésének megértéséhez nem lehet figyelmen kívül hagyni azokat az ipari megoldásokat, amelyek megelőzték a modern számítógép vezérelt eszközöket. Az 1980-as évektől az arany árfolyamának növekedésére válaszul különböző fémötvözetekből kezdték a rögzített fogpótlások vázait készíteni [8]. Hamarosan sokaknál jelentkeztek fémallergia tünetei, ezért kerültek előtérbe a hipoallergén fémek, többek között a titán felhasználása is [8, 14-16]. Mivel a titán öntéses megmunkálása rendkívül nehéznek bizonyult, a gyártás más módszereinek felfedezése is megkezdődött [17, 18].

Eredetileg Matts Andersson és munkatársai a letapogató- és szikraeróziós technikát arra fejlesztették ki, hogy egyszerűbben és pontosabban tudjanak készíteni titánból koronavázat, kiküszöbölve a fém koronák öntésénél jelentkező pontatlanságokat (pl. élek lekerekedése) [14]. A módszer két gép egymást követő használatán alapult. Az első egyfajta „felszín másoló” gép volt. (3. ábra) Működésének lényege, hogy a gipszcsonkot tartó vég (A) és a titán blokkot tartó vég (B) egyszerre, egy irányba forog. A két vég egy karra van felerősítve, ami hosszanti irányban el tud mozdulni. Az érzékelő túske (C) a forgatott gipszcsonkot végig követi, és közben a maróegység (D) a hidraulikus szervó (E) segítségével kimarja az érzékelő túske által letapogatott felszínt. A gép képes volt méretarányosan marni, de bizonyos mértékig képes volt kicsinyített, illetve nagyított felszínt is létrehozni. Ezzel a technológiával egy egyszerű gipszcsonk körülbelül két perc alatt lemásolható volt. A teljes munkafolyamat során ugyanarról a gipszcsonkról készült egy nagyobb csonkmásolat titánból, és egy méretarányos csonk grafitból [14].



3. ábra Andersson és mtsai által publikált gipszcsonk-másoló gép: (A) gipszcsonk-tartó, (B) titán blokk, (C) letapogató tűske, (D) maró egység, (E) hidraulikus szervomotor [14] (Kiadó engedélyével).

A felszín másolási folyamatot követően számítógép vezérlése mellett hozták létre a fém korona vázát szikraeróziós megmunkálás (EDM - electrical discharge machining) segítségével. A technológia lényege, hogy elektromos feszültség hatására a megmunkálandó titán felszín grafit elektródhoz legközelebbi rétege leválik elektromos töltések formájában. Ehhez a két munkadarab közé vezetett dielektromos folyadék biztosítja a közeget, és a rendszer hűtését. (4. ábra). A rendszer részei: a) elektromos, vagy hidroelektronikus szervo által mozgatott szénelektrod; b) titáncsonk; c) generátor, amely a szükséges áramot termeli, és egy vezérlőegység, amely figyeli a munkafej mozgását; és d) folyadékkal töltött munkatartály. A vezérlőegység biztosítja, hogy a grafit és a titán között mindig állandó távolság legyen. A szikraeróziós eljárás 8-10 percet vett igénybe [14, 19].

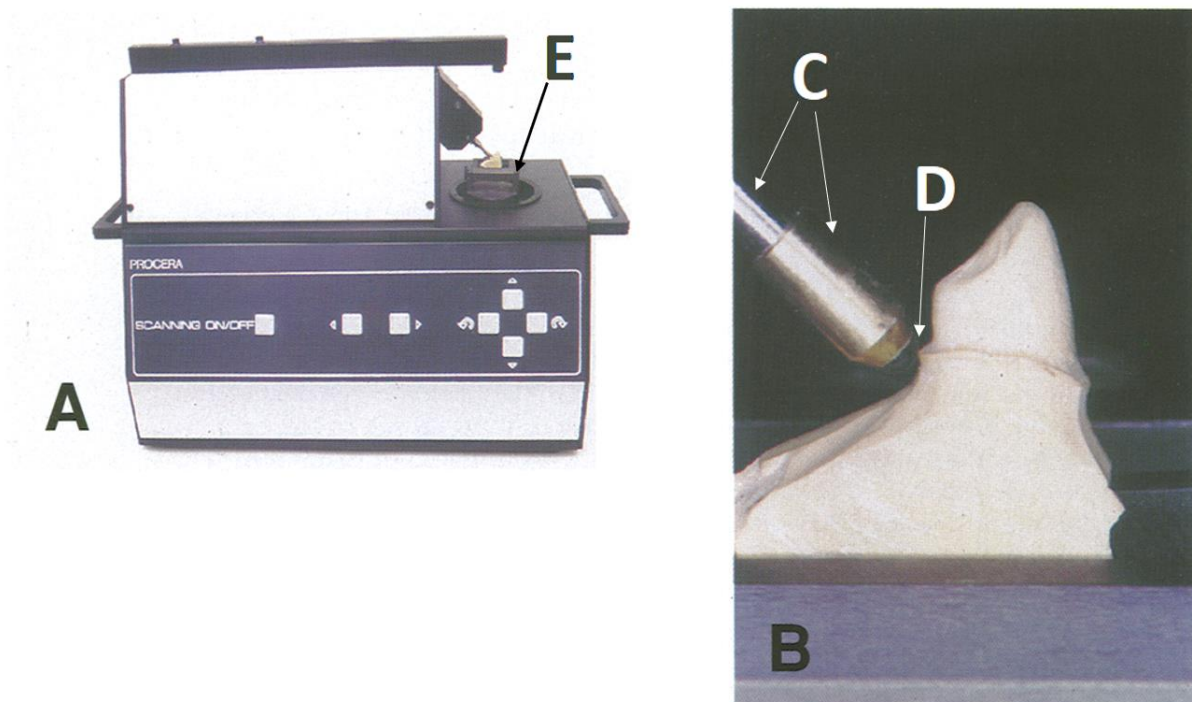


4. ábra Andersson és munkatársai által használt szikraeróziós gép vázlata. Ahogy a szénelektrod (a) megközelítette a titán csomk(b) belső felszínét, a titánfelszín legközelebbi rétege elektromos töltések formájában levált. Ehhez szükség volt egy generátorra (c), ami kellő áramot biztosított, illetve itt helyezkedett el a szénelektrodot mozgató vezérlőegység is. A folyamathoz szükséges hűtést és dielektromos közeget a folyadéktartály(d) biztosította [19] (Kiadó engedélyével).

A két gép segítségével nagyon pontos fémvázakat lehetett készíteni, de az igazán nagy előnye az volt, hogy a gipszcsomk szervomotorokkal történő letapogatása utat nyitott további fejlesztéseknek, amelyek eredménye lett az első fogtechnikai kontakt szkennerek [19].

A kontakt szkennerek története

Az első fogtechnikai kontakt szkennerek a Procera® (Nobel Biocare AB, Gothenburg, Svédország) szkennerek voltak 1994-ben. (5. ábra) Kifejlesztését az a szükség vezette, hogy a fogászatban nem állt rendelkezésre olyan módszer, amivel elég nagy pontossággal tudtak volna fém vázat készíteni leplezett koronákhoz és hidakhoz [19]. A cég korábbi rendszerével, amely egy analóg felszín másoló eszközből és egy szikraeróziós gépből állt (letapogatás és marás egy lépésben), nagy pontosságú titán koronavázakat tudtak előállítani, viszont a munkafolyamat során a váz formáját nagyon kevésbé lehetett módosítani [14]. Ahhoz, hogy a fogpótlást egyedileg lehessen tervezni, külön kellett választani a felszín-letapogatás és marás lépéseit. Erre nyújtott megoldást a gipszcsontok felszíni információinak számítógép segítségével történő rögzítése.



5. ábra Az 1994-ben bemutatott Procera szkennerek (A) egyszerre egy gipszcsontot tudott digitalizálni (B). A szkennerek a fém szonda (C) végére erősített nagyon precíz gömb alakú zafír gömbbel (D) tapogatta körbe a gipszcsontot, amit a tengelye körül a tárgyasztal (E) forgatott. A szkennelés a csont aljához közel kezdődött. Amikor teljesen körbefordult a gipszcsont, a tárgyasztal 50 μm -t süllyedt és a folyamat megismétlődött. A szkennelés akkor fejeződött be, amikor a szonda a csont legmagasabb pontját is letapogatta [19] (Kiadó engedélyével).

A mechanikus kontaktus elvén működő koordináta gyűjtő rendszerek általában három részből állnak: egy három tengely mentén mozgó főszerkezet, egy tapintó szonda, valamint az adatgyűjtő rendszer, ami egy gépvezérlőt, egy asztali számítógépet és egy kezelőszoftvert tartalmaz [20]. A szkennerek egy vagy több szenzorral is rendelkezhetnek. Amint a tapogató szonda érintkezik az objektum felületével, a szkennerek rögzítik annak helyzetét egy X, Y, Z koordináta rendszerben. A szkennerek működési mechanizmusa miatt csak felületi információ gyűjtésére képesek, továbbá intraorális használata nem kivitelezhető, a fogászatban csak laboratóriumi szkennerek között találunk rá példát [21].

A digitalizáció ugyanakkor utat nyitott az adattárolás és adattovábbítás révén a munkafolyamatok egyes lépéseinek térbeli szétválasztásához is. Az első Procera szkennerek egyszerre egy gipszcsont szkennelését tudták elvégezni. A cég 1996-ban kiadta második generációs fejlesztett szkennereit, amely már egy 10x10x10cm térfogatú tárgyat is tudott kezelni. Ezzel lehetővé tették teljes minták pontos digitalizációját és ezen keresztül fogakon vagy implantátumokon elhorgonyozott hidak, implantációs fúrósablonok készítését. A következő, harmadik generációs szkennerek a Procera Forte voltak [21], amely képes volt egy csontot 3 perc alatt digitalizálni. (6. ábra)

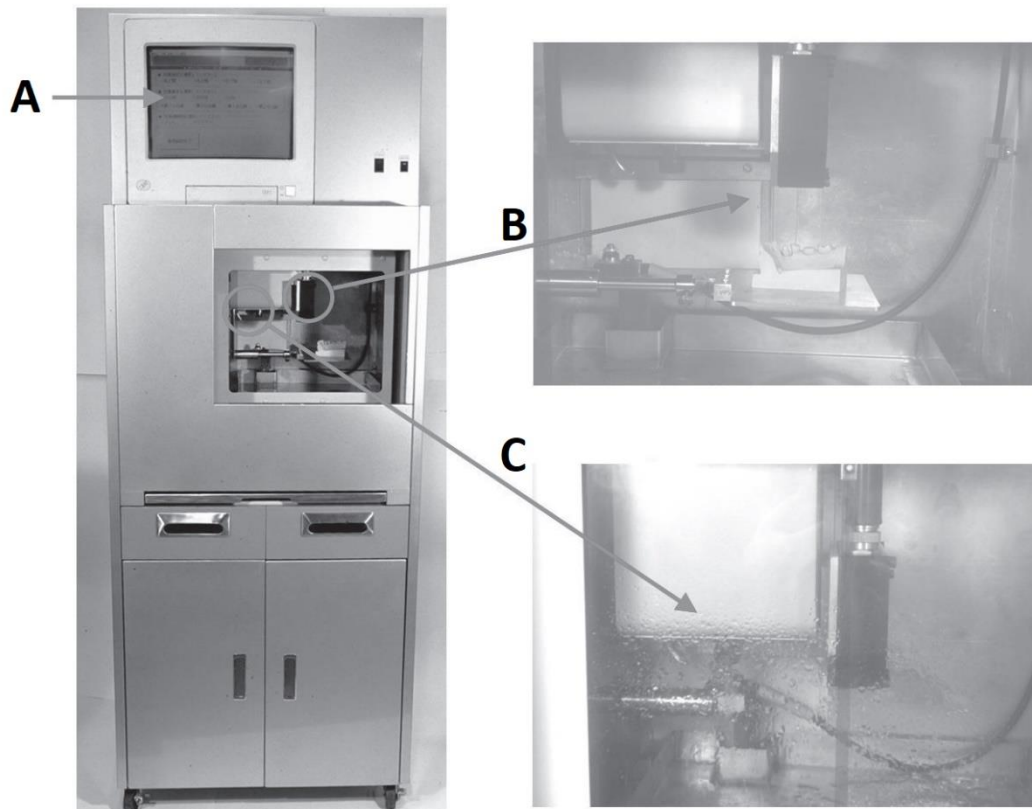


6. ábra A Procera Forte a cég harmadik generációs szkennere [21] (Kiadó engedélyével).

A még fiatalabb Procera 2G szkennerek már optikai elven és új szoftverrel működött. Más gyártók is fejlesztettek kontakt szkennereket (pl. Renishaw, Wotton-under-Edge, Egyesült Királyság), de fenntartási költségeik és lassúságuk miatt háttérbe szorultak a sokkal népszerűbb optikai eszközökkel szemben.

Optikai elven működő fogtechnikai szkennerek története

1994-ben a Siemens cég (CEREC inEOS, ma Sirona Dental Company, Bensheim, Németország) fogtechnikai szkennerek fejlesztésével párhuzamosan egy japán munkacsoport elkészítette egy integrált CAD/CAM gép prototípusát. A gépben megtalálható volt egy kis lézeres detektor és egy marókészülék egybeépítve, amelyek lehetővé tették a digitalizációt és a marást egy helyiségen belül [18].



7. ábra Az 1994-ben Japánban bemutatott CAD/CAM gép prototípus tartalmazott egy érintőképernyős monitort (A), egy lézeres letapogató eszközt (B) és egy maróegységet (C). Később a lézeres egységet elválasztották a rendszertől, továbbfejlesztették és létrehozták a DECSY optikai fogtechnikai szkennert (1999) [18] (Kiadó engedélyével).

A gép továbbfejlesztett verziója került bemutatásra a Japán Fogtechnikai Szövetség 1995. évi közgyűlésén. Ezt követően egy sor módosítás után egy kisebb, harmadik generációs

gépet fejlesztettek ki 1996-ban. Végül, 1999-ben ezt DECSY (Media Inc., Tokyo, Japan) márkanéven forgalomba hozták. (7. ábra) Úgy tervezték, hogy a lehető legkevesebb emberi beavatkozást igényelje a munkafolyamat: miután a képernyőn kiválasztásra kerültek a pillérfogak, a fogpótlás típusa, valamint a felhasználandó anyag, a munka a minták szkennelésével kezdődött, ami az indítógomb megnyomásakor automatikusan elindult. A tervezés felgyorsítására egy szoftvert is kifejlesztettek, amely segítségével a fogpótlás terve néhány perc alatt elkészülhetett. A rendszer ígéretes volt, a gyártó folytatta a fejlesztését, és 2003-ban kiadta a DECSY Scan® szkennert, ami egy lézerből és CCD (Charge Coupled Device – töltés-csatolt eszköz) kamerából állt és nagyobb pontosságot tett lehetővé nagyobb sebesség mellett. Ez azt jelentette, hogy míg az első géppel egy preparált fogakat tartalmazó gipszminta digitalizációja kb. 15 percig tartott, ezzel az új szkennelést a szkennelés ideje 2 percre csökkent. Az új gépben a lézer és a CCD kamera már nem egy síkban helyezkedett el, és a szkennelést a gipszminta elforgatásával végezte, ezért látványosan javult a széli záródás leképezésének pontossága is. További előnye volt, hogy a gyűjtött digitalizált adatok hálózaton keresztül továbbíthatók voltak, hasonlóan a korábban bemutatott Procera rendszerhez [18].

A fogászatban használt optikai laboratóriumi szkennerekben található egy mozgó rendszer, amely több sík mentén képes mozgatni a tárgyat a kamera, valamint a fényforrás felé. A kamera és a fényforrás közötti szög, valamint a távolságuk ismeretében, a visszaverődött fény alapján meghatározható a tárgy különböző pontjainak helyzete a háromdimenziós térben. Az első optikai fogtechnikai szkennerek még egy kamerával működtek, de ma már léteznek többkamerás verziók is, amelyeknek előnye, hogy ezáltal nő a szkennelési sebesség és a pontosság. A pontosságot tovább javítja mind a fényforrások, mind a szenzorok teljesítményének növelése [7, 22, 23].

2.1.2 Intraorális szkennerek története

Az első, Dr Francois Duret által leírt CAD/CAM rendszerhez tartozó intraorális szkennert csak nagyon limitált számú fogat és nagyon körülményesen tudott digitalizálni. Dr. Werner Mörmann és munkatársai által forgalomba hozott CEREC (eredetileg a nevét az angol „computer-assisted CERamic REConstruction” után kapta) rendszer (1985-ben bemutatták, 1987-ben már forgalmazták) is csak egy kerámia betéthez előkészített fog

digitalizálására volt képes [24], viszont már széles körben elérhető rendszert volt. (8. ábra)



8. ábra Dr Werner Mörmann (bal) és Marco Brandestini (jobb) mutatták be az első széles körben elérhető szék melletti intraorális szkennert és a hozzá tartozó CAD/CAM rendszert. A képen az 1985-ben bemutatott szkennert prototípusa látható [24] (Kiadó engedélyével).

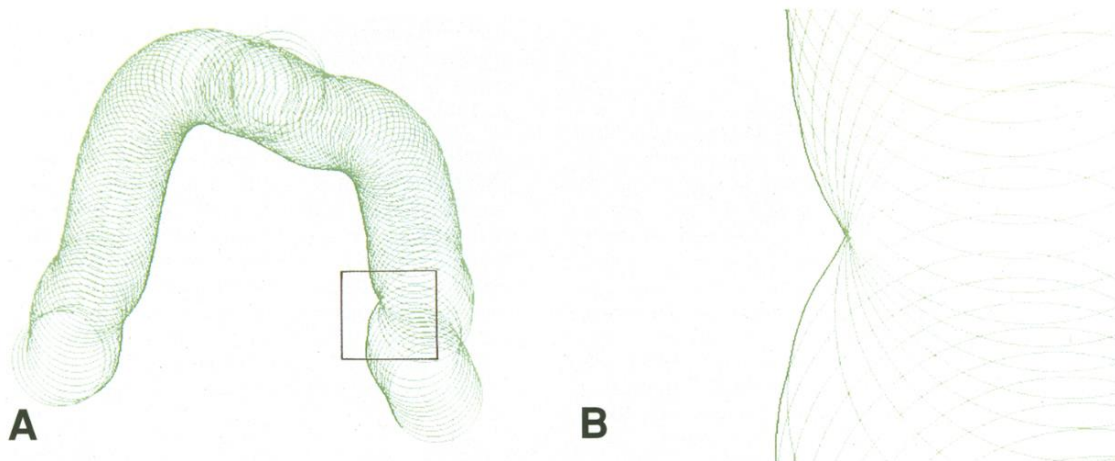
A szkennert a leképezendő fogak felszínére fénynyalábokat bocsátott, amiket kamerával érzékelt. Ezt követően a számítógép videó chipje kiszámolta az érzékelt felszíni pontok helyzetét. A gép rendkívülisége abban is megmutatkozott, hogy ezeket a chipket első sorban az Egyesült Államok hadserege számára gyártották, ezért csak nagyon limitált mennyiségben voltak elérhetőek. A kerámia betétek tervezését és gyártását a szék mellett a fogorvosi rendelőben végezték el. 1988-ra a gép képes volt betétek mellett héjak készítésére is. A következő generációs eszköz, a CEREC 2 1994-ben a Siemens céggel együttműködve jelent meg. Ezzel már képesek voltak részleges és teljes borítókoronákhoz, illetve korona vázakhoz is digitális lenyomatot készíteni. Az intraorális szkennert fejlesztése mellett még ebben az évben elkészült a rendszer első fogtechnikai szkennere is, amit CEREC inEOS-ként neveztek el. A harmadik generációs

intraorális CEREC szkennerek az ezredfordulón kerültek bemutatásra, ekkor már a Sirona cég termékeként. A rendszer képes lett háromtagú hidak vázának elkészítésére. Négy tagú híd váz szék melletti gyártására 2003-ig kellett várni, majd 2005-ben a CEREC szoftverben megjelentek a fogpótlás antagonistához és szomszédos fogakhoz történő adaptációját könnyítő automatikus tervező elemek [24]. 2009-ben jelent meg a CEREC Bluecam, amelyik kék fényel már nagyobb pontosságú virtuális mintákat tudott létrehozni mint elődei. Ezt követte 2012-ben az Omnicam, amely az első CEREC volt, amelyikhez nem kellett a leképezendő felületet porral bevonni, emiatt már színhű felvételeket tudott készíteni. A Sirona cég legfiatalabb szkennere a CEREC Primescan 2019-ben jelent meg. Számos újdonsága között szerepel mesterséges intelligencia is, amely a leképezett fogak felszínét értelmezve folyamatosan tanul, közben segíti a felhasználót a széli záródás kijelölésében, az anatómikus fogforma kialakításában a szomszédos és antagonista fogak helyzetének figyelembevételével [25]. Ma már számos intraorális szkennerek közül lehet választani, a különböző rendszereket eltérő indikációs területeken is lehet használni.

2.2 Fogászati szkennerek működési elvei

2.2.1 Kontakt szkennerek

A mechanikai kontaktussal működő összes szkennerek működési elve lényegében megegyezik. Az első ilyen szkennerek, a Procera, a tapintó szondát a szkennelni kívánt felszínre 45 fokos szögben döntve képesek voltak megtapintani a forgatott gipszcsont felszínét és az adatot rögzíteni. A szkennerek „detektora” egy fém szonda végéhez erősített nagyon pontos, 0,5 mm sugarú alakú, nagyon kemény anyagból (zafír) készült gömb. A szkennelés mindig a csont lábánál kezdődött. Amikor az asztal a csontot teljesen körbeforgatta, a gép 360 ponton regisztrált adatot egy síkban. Ekkor a csontot tartó tálca 50 µm-t süllyedt és az új magasságban a letapogatási folyamat megismétlődött. A szkennelés addig tartott, amíg a szonda elérte a gipszcsont tetejét. (9. ábra)



9. ábra A Procera szkennelő szondájának útvonala a letapogatott gipszcsont körül keresztmetszetben (A), valamint a preparált csont vállának leképezésénél (B) [19] (Kiadó engedélyével).

A digitalizálás során a regisztrálására került pontfelhő adatait a szoftver újra számolta az érintkező zafirgömb sugara alapján. A megkapott pontok összekötésével létrejött a háromszögekből álló háromdimenziós modell. A rendszert úgy fejlesztették ki, hogy a marófejnek ugyanazok legyenek a méretei, mint a szkennelő detektorának. Ilyen módon a marás folyamata sokkal könnyebben tervezhető és vezérelhető lett, mert a marófejnek ugyanazt az útvonalat kellett bejárnia, mint a szondának. Cserébe a marófejnél kisebb átmérőjű detektort nem lehetett használni, így a zafir gömb méreténél kisebb felszíni egyenetlenségeket a szkennelő nem tudott leképezni. Ennek az lett az eredménye, hogy az elkészült fogpótlás alatt a kis behúzódnásoknál a cementréteg megvastagodott, kiemelkedéseknél pedig a korona pontatlanabban illeszkedett, vagy a széli záródásnál rés képződhetett. Összességében a szkennelő 10 mikrométer alatti pontossággal működött, de a szkennelés jelentős mennyiségű időt vett igénybe [14]. A fiatalabb kontakt szkennelőkkel már nem feltétlenül volt szükség a szonda 45 fokos elhelyezésére, valamint a „tapintás” folyamata is sokkal folyamatosabbá vált, ezzel csökkentve a szkennelési időt [21].

2.2.2 Optikai szkennerek

Leképezési elvek fénytani tulajdonságok alapján

A napjainkban kapható fogtechnikai szkennerek túlnyomó többsége valamilyen optikai leképezési elv mentén képezi le a fogakat, az azokat körülvevő lágyrészeket és az okklúziós viszonyokat. Intraorális szkennerek között csak optikai- és lézerszkennerekkel találkozhatunk. Eleinte a szájüregben található különböző felületek eltérő fénytani tulajdonságait, vagyis az ezekből származó leképezési hibákat azzal igyekeztek kiküszöbölni a fejlesztők, hogy a szkennelések előtt a fogakat meghatározott szemcsenagyságú porral kellett bevonni. A technológia fejlődésével mára eljutottunk oda, hogy egyik intraorális szkennerek sem igényli a szájüreg ilyen jellegű előkészítését. Sőt, megjelentek a szkennerek olyan képességei (pl. fogszín-meghatározás, cariesdetektálás), amelyek hamarosan a hétköznapi rutin részét képezhetik és megvalósíthatatlanok lennének por használata mellett [21, 26, 27].

Fehér fény szkennerek

A fehér fény szkennerek esetén a projektor több fehér fénynyalábot bocsát ki. Minden szkennerek egy előre beprogramozott útvonal mentén mozgatja a tárgyat vagy a kamerákat, így biztosítva a nehezen elérhető felszínek leképezését. A lemintázás során a kromatikus aberráció, más néven szivárvány effektus miatt a pontosság romolhat. Ennek oka, hogy a fehér fényben a teljes színtartomány megtalálható, és fénytani törvények alapján a különböző frekvenciájú (hullámhosszú) fénynyalábok más-más szögben törnek a gyűjtő- és szórólencséken. Emiatt a leképezett tárgynak színes „szegélye” jelenhet meg a képen, ami a kép élességét rontja. A jelenség kiküszöbölésének egyik egyszerű módja, ha csak egy kijelölt frekvenciájú fényt bocsát ki a szkennerek. Az adatfeldolgozás során a rögzített felszíni pontok koordináta rendszerben rögzítésre kerülnek, így háromdimenziós felület készül. Fontos megemlíteni, hogy a kibocsátott és érzékelt fény tulajdonságai szerint a Lava Scan ST (3M ESPE, St. Paul, MN, USA), az Everest Scan (KaVo Dental, Charlotte, NC, USA) és a 3Shape Trios (3Shape A/S, Copenhagen, Dánia) intraorális szkennerek [7, 10, 28] oszcilláló fehér fényvel működnek.

Monokromatikus fényt kibocsátó szkennerek

A strukturált fényt használó szkennerek azon képviselői, amelyek csak egy kijelölt színű fényvel szkennelnek. A kék fény szkennerek 405-500 nm hullámhosszúságú fényt bocsátanak ki, ami a sötét, illetve a fényvisszaverő felszínek leképezésekor pontosabb eredményre vezet, mint fehér fényvel. Ismeretesek továbbá piros, illetve zöld LED (Light Emitting Diode – fényt kibocsátó dióda) fényvel működő szkennerek is, de fogászati felhasználásukra nincs példa. Fontos megemlíteni, hogy a huzamosabb kék fény expozíció károsan hathat az emberi szemre.

Látható strukturált kék fényvel működő szkennerek a Medit T-series (MEDIT corp., Seongbuk-gu, Seoul, Korea) laboratóriumi szkennerek, valamint a 3Shape D2000 laboratóriumi szkennerek, továbbá a CEREC Bluecam (Sirona), (10. ábra) és a True Definition (3M EPSE) intraorális szkennerek [29-31].



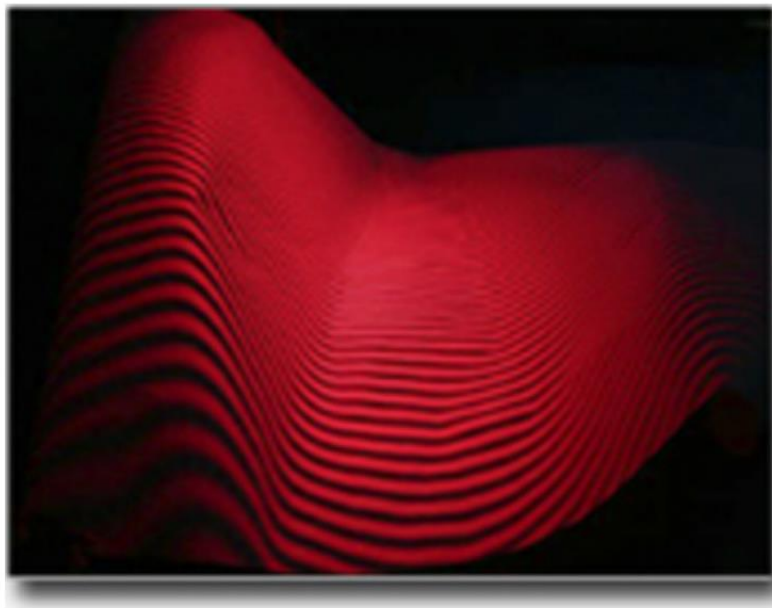
10. ábra A CEREC Bluecam intraorális szkennerek strukturált kék fényvel tapogatja le a fogakat. A rendszer a rendelőben elhelyezett marógéppel szék melletti fogpótlások készítésére nyújt lehetőséget [31] (Kiadó engedélyével).

Lézer szkennerek

A lézer szkennerek igen vékony lézernyalábot használnak a leképezés során, majd a visszaverődött nyaláb regisztrálásával hozzák létre a háromdimenziós képet. A

háromdimenziós digitális modell elkészítése két módon történhet: az elsőben az adatok koordináta rendszerben kerülnek rögzítésre, és azok ily módon egyszerűen egymáshoz illeszthetők. A másik, kevésbé pontos módszer a virtuális illesztés, amely során az egymáshoz hasonló felszíneket egy számítógépes program összeilleszti. Piros lézertípussal működik például a 3Shape D250 laboratóriumi szkennerek (11. ábra), az iTero Element (Align Technology Inc., San Jose, CA, USA) intraorális szkennerek, valamint piros-kék-zöld lézertípussal működik a Planmeca Emerald (Planmeca Oy, Helsinki, Finnország) intraorális szkennerek [31, 32].

Az optikai elven működő fogtechnikai szkennerek sikerének oka, hogy fenntartásuk kevésbé költséges és kevesebb ideig tart a digitalizáció mint a kontakt szkennereknél, továbbá lehetővé teszi nem csak gipszminta, hanem a puha lenyomatanyag szkennelését is. A lenyomatanyagok optikai tulajdonságai azonban befolyásolhatják a beolvasott adatok pontosságát [33].

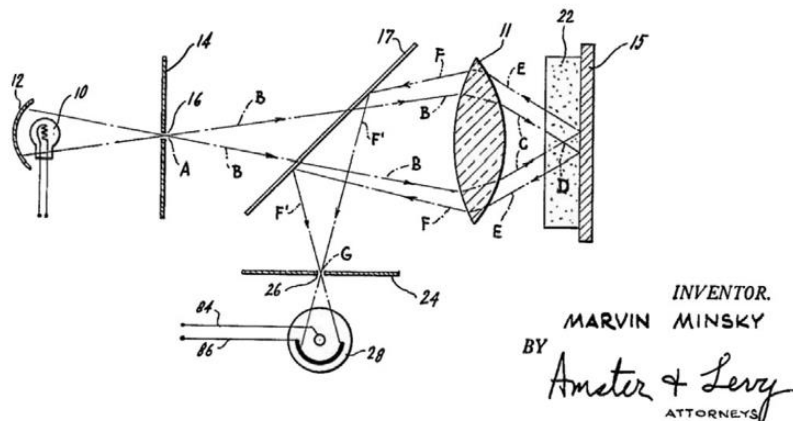


11. ábra Vörös lézernyalábok felszín letapogatása közben. Ilyen technológiával működik a 3Shape D250 fogtechnikai laboratóriumi szkennerek [31] (Kiadó engedélyével).

Felszínleképezési elvek technológia szerint

Konfokális lézer mikroszkópia

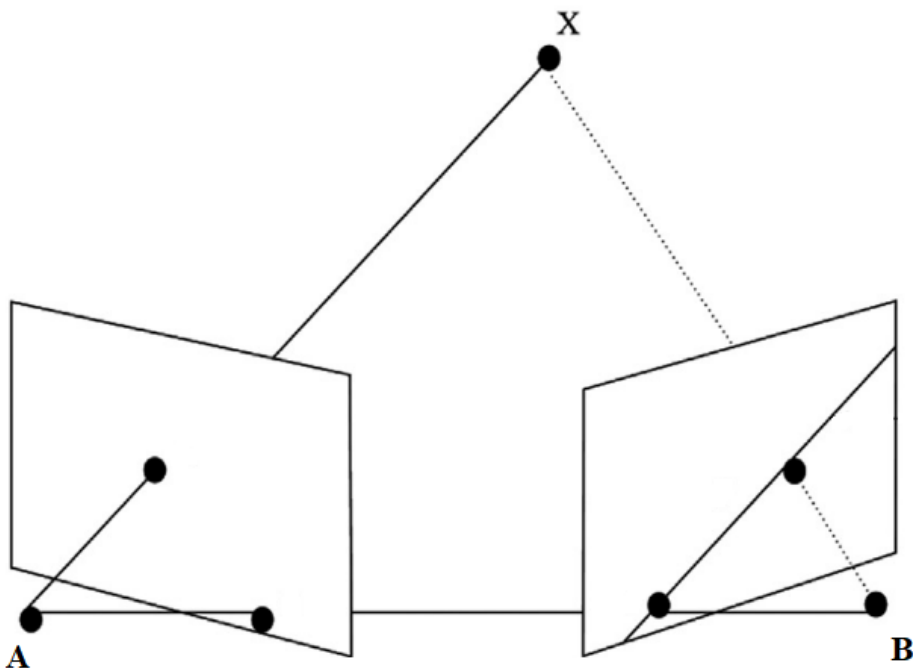
Alapjának lényege, hogy a szkennerek a képrögzítés során csak a fókusztávolságban lévő tárgy felszínéről érkező fényt képesek detektálni. Ehhez a kamera elé szükség van egy „szűrőre”, amin csak a fókuszsíkba eső fény jut át. (12. ábra) Minden olyan fénysugár, amely a fókuszsíkon kívülről érkezik, visszaverődik. Emiatt a leképezés során az objektum felülete pontról pontra kerül leképezésre. A fogak rekonstruálása tehát több egymást követő, különböző fókusztávolságokból, valamint különböző szögekből készített felvétellel történik. A szkennelés során létrejött kétdimenziós képek összeillesztését a szkennerek szoftvere végzi. A leképezési módszer egyik legnagyobb hátránya a rétegről-rétegre történő leképezésből adódó időigény. Konfokális leképezési elven működnek a 3Shape intraorális szkennerei (Trios 3 és Trios 4) és laboratóriumi szkennerei (D250), valamint a GC AADVA (GC Corp., Tokyo, Japan) és az iTero Element2 intraorális szkennerek [26, 31, 32].



12. ábra A Marvin Minsky (1961) által leírt konfokális lézer mikroszkóp sematikus rajza. A fényforrásból (10) kibocsátott lézernyaláb (B) egy kis nyíláson (16) áthaladva egy gyűjtőlencsébe (11) kerül. Ebből fókuszált nyalábként (C) vetül a leképezendő felületre (15,22). A visszavert és szétszórt nyalábokat (E) a gyűjtőlencse ismét összegyűjti, és továbbítja a féltükör felé (17), ami a detektor rendszer (28,84,86) irányába tükrözi. Mielőtt azonban a nyaláb elérné a detektort, ismét egy szűrő (24) nyílásán (26) kell áthaladnia, ami megszüri a nyalábokat, csak a gyűjtőlencse fókuszában lévő pontokból érkező lézer juthat át. Az ezen kívülről visszaverődött fény nem jut el a detektorhoz [31] (Kiadó engedélyével).

Trianguláció elve

Alapja, hogy egy háromszög harmadik csúcspontjának helyzete meghatározható két csúcsponthelyzetének és szögeinek ismeretében. A trianguláció lehet aktív, ekkor az első pont a fényforrás, a második pont a kamera, a harmadik pont pedig a vizsgált objektum. Passzív triangulációs rendszer esetében nincs fénykibocsátás, hanem a tárgyról a környezeti fény verődik vissza, amit két kamera rögzít. (13. ábra) A szkennelés során a fénysugár vagy lézer a szkennelendő felület egy pontjáról visszaverődik, amit a kamera rögzít. A módszer pontosságának növelése, és a szkennelés gyorsítása elérhető, ha nagyobb felületen, több pontban érkezik a fénysugár a vizsgált tárgyra, továbbá több szenzor használatával. Trianguláció elvével működik többek közt a CEREC Primescan intraorális szkennere és az inEos X5 fogtechnikai szkennere, valamint a Dental Wings Intraoral Scanner (Dental Wings Inc, Montréal QC, Kanada) [26, 31, 34].



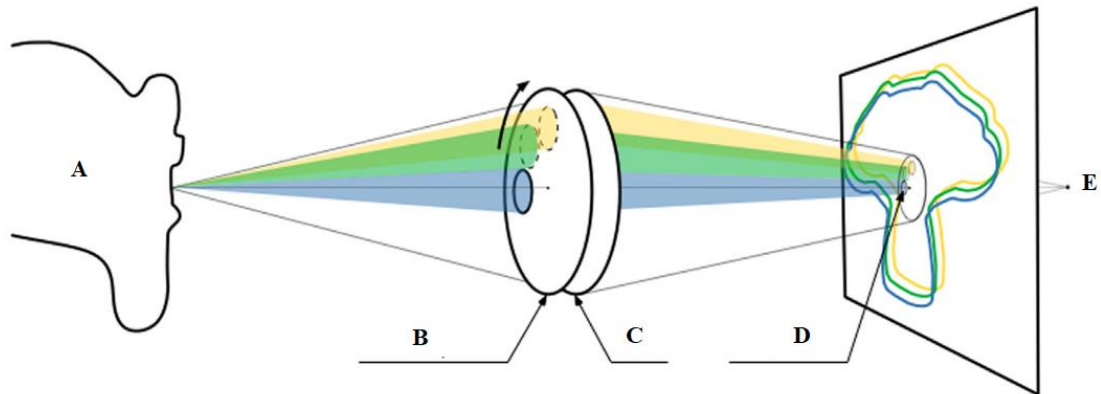
13. ábra A triangulációs leképezési elv sematikus ábrája. Passzív trianguláció esetén két kamera (A és B) érzékeli a tárgyról (X) visszaverődő környezeti fényt. Aktív triangulációs rendszereknél egy fényforrásból (A) érkezik a fény a tárgyra, amelyről visszaverődik a kamerába (B). A technológia matematikai háttérét az adja, hogy az A és B pontban elhelyezett eszközök távolsága, valamint a kibocsátott/beérkező fény szögének ismeretében a leképezendő pont helye Euklideszi geometria szerint kiszámítható [31] (Kiadó engedélyével).

Sztereofotogrammetria - OCT

Az OCT (Optical Coherent Tomography – sztereofotogrammetria) során egy objektumról egy úgynevezett sztereo-pár segítségével két kép készül, hasonló távolságban, mint amely az emberi szemek között található. A kamerák távolságának ismeretében a rendszer háromszögelési algoritmusokat használ a képek analizálásához. A felület mintázatának elemzésével az algoritmus az adott pontok háromdimenziós koordinátáit (x, y, z) képes meghatározni. Azonosítja és egymáshoz illeszti a két kép egyedi külső felületi jellemzőit, majd egy összetett háromdimenziós modellt hoz létre. Ilyen elven működik az Condor (CondorScan, Gent, Belgium) intraorális szkennerek és az Imetric iCam 4D (Imetric 4D Imaging Sàrl, Courgenay, Switzerland) fogtechnikai szkennerek [26, 35, 36].

Aktív hullámfront leképezés - AWS

Az AWS (Active Wavefront Sampling – Aktív hullámfront leképezés) működéséhez egy kamerára és a kamera előtt körkörös mozgatott modulra van szükség, amelyen egy adott pontban át tud jutni a fény. A kamera így egy körkörös pályán mozgó képpont halmazt rögzít. A képpontok mélysége, így a leképzett felület távolsága a kamerától, az adott pálya sugarának ismeretében kiszámítható. (14. ábra) A kép mélységélességét az úgynevezett „depth from defocus” (DFD - depth from defocus) technológia segítségével határozza meg. Ennek lényege, hogy amikor az objektum a fókusz síkba kerül a kamerán nem jelenik meg kép, viszont amikor az objektum fókusz síkon kívül esik, a kamerán egy homályos kép látható, amelynek mérete arányos lesz a lencse átmérőjével. Ezek után a kép átmérője és az ismert fókusztávolság alapján kiszámítható lesz az objektum adott részének pozíciója. Ilyen elven működnek a 3M intraorális szkennerek (Lava Chairside Oral Scanner, True Definition) [26, 31, 37].



14. ábra Az aktív hullámfront leképezési elv sematikus ábrája. Az ilyen rendszer egy fényforrásból (A) kibocsátott fényt érzékel kamerával (E). A legegyszerűbb rendszereknél egy forgástengelyen kívül eső apró nyílást forgatnak(B) egy lencse előtt (C). Ennek eredménye képpen a kamera előtt elhelyezett vetítési felületen (D) körkörösen mozgó képpontokként jelennek meg. A leképezendő tárgy helyzete ezeknek a körben mozgó pontoknak a sugara alapján kiszámítható [31] (Kiadó engedélyével).

Fáziseltoláson alapuló interferometria – AFI (Accordion fringe interferometry – Fáziseltoláson alapuló interferometria)

A módszer a hagyományos lézer interferometria háromdimenziós kiterjesztett változata. Két fényforrásból érkezik lézer a szkennelt objektumra. Az objektum felszínén hullám rajzolat szerűen vándorló lézerefények visszaverődéseiben jelentkező változásokat érzékeli egy nagyfelbontású kamera. A két fényforrás helyzetének ismeretében a számítógépes algoritmus képes számolni a rögzített pontok koordinátáit. A lézer a fehér fényvel szemben kevésbé szenzitív a környezeti fényszennyezés (környező természetes vagy mesterséges fényforrások miatt létrejövő „zaj”) okozta torzító hatásokkal szemben. A leképezési mélységet illetően nincs korlát, nagyon jó felbontású és a csillogó felszíneket is kiemelkedően lehet vele leképezni. Ilyen elven működik az Ormco Lythos (Ormco Corp., CA, USA) intraorális és a Lava Scan ST (3M EPSE) fogtechnikai szkennerek [26, 31, 38].

2.3 Fogászati szkennelés munkafolyamatai

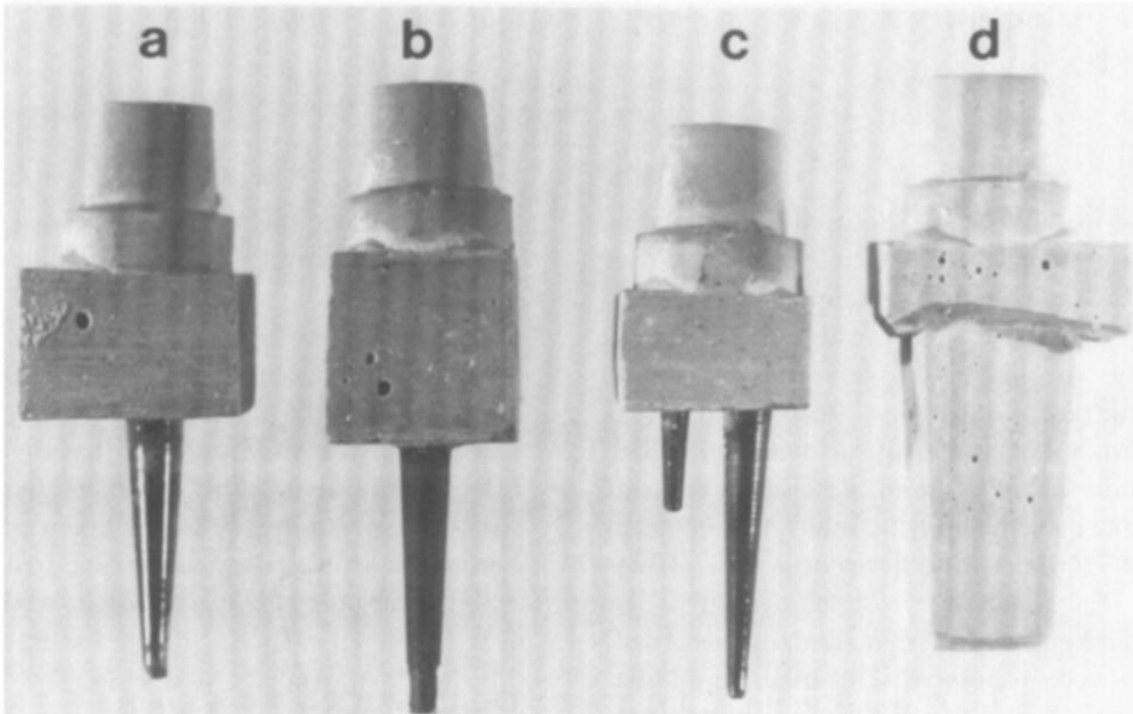
A fogpótlások számítógéppel vezérelt gyártási folyamataihoz többféle digitalizációs eszköz is rendelkezésre áll [18, 23]. A fogászati szkennerekkel végzett digitalizáció végezhető mind a hagyományos lenyomatokon, gipszmintákon, viaszmintákon vagy a szájképletek közvetlen digitalizációjával a szkennerek típusától függően [7, 8, 12, 39].

Mintakészítési módszerek, szekciós minta készítésének lehetőségei

Fogpótlások napjainkban is készülnek gipszminták segítségével [23, 40, 41]. A digitális technológia egyre nagyobb mértékben tudja helyettesíteni ezeket, viszont sokszor a digitalizáció alapját is a helyesen elkészített gipszminta jelenti [7, 42, 43]. Preparált fogakra készülő rögzített fogpótlások esetén a minták pontossága meghatározó [23, 44, 45]. Rögzített fogpótlásokhoz a szekciós mintákat 4-es típusú extrakemény gipszből készítik [12, 40, 46, 47]. Ismeretes, hogy ennek a gipsznek a jó felületvisszaadó képessége mellett a lineáris tágulási együtthatója 0,2% körüli [23, 48]. Ennek következménye lehet, hogy a kiöntésre kerülő csonk, illetve gipszminta a kötés alatt tágul, ami nagyobb koronát eredményezve ronthatja a készülő fogpótlás illeszkedését [23, 44, 45, 49].

Hagyományosan a készülő fogpótlás széli záródásának megfelelő adaptációjához nélkülözhetetlen a preparált fogakat mintázó gipszcsonkok eltávolítása a mintából [45,

46, 50]. Annak érdekében, hogy a munka közben a gipszcsonkok egyesével eltávolíthatók legyenek, a gipszpatkó feldarabolása előtt talp készítése indokolt [44, 46, 51, 52]. A kemény és ellenálló anyagból készült mintatalpból a csonkoknak könnyen eltávolíthatónak és visszahelyezhetőnek kell lenniük úgy, hogy a munka közben a visszahelyezett csonkok és a szomszédos fogak egymáshoz viszonyított helyzete ne változzon [23, 44, 45]. A csonkok pontosságát a talp és a gipszcsonk közötti rögzülés módok fejlesztésével igyekeztek javítani, ennek megfelelően többféle módszer került leírásra (15. ábra) [44, 46, 52].



15. ábra A szekciós minták gipszcsonkjai különböző módon rögzülhetnek a talpban. Számos rendszerrel készíthetők, régebben használtak hozzá például a, sárgaréz (Brass) csapot, b, műanyag csapot c, hajlított sárgaréz pin-t d, gipsz csapokat [44] (Kiadó engedélyével).

A legpontosabb minták készítését a műanyag mintatalpas rendszerek teszik lehetővé (pl. Zeiser- Kiefer- és Giroform rendszerek) (16. ábra) [23, 52]. Készítésük hasonló a Pindex módszerhez, viszont gipsztalp helyett műanyag talpat használnak, valamint a lenyomat kigipszelése előtt készülnek el csapfűrőgép segítségével a későbbi szegmensek furatai

[51-53]. A hagyományos lenyomatvétel- mintaöntés és szekciós minta készítésének lépései számos kézi-, anyagtulajdonsági- és technológiai torzító hatást rejt, ami befolyásolhatja a végül elkészülő fogpótlások pontosságát. A digitalizáció és a CAD/CAM technológia használatakor ezen torzító hatások kiküszöbölését is célul tűzik ki [7, 8, 12, 23, 44, 45].



16. ábra A szekcionáláshoz előkészített gipszpatkó a fém csapokkal (balra) és a lenyomat alapján Giroform rendszerrel előfűrt műanyag talp (jobbra, fehér).

2.3.1 Fogtechnikai szkennelés munkafolyamatai

A fogpótlások készítéséhez használható a CAD/CAM technológia, amelynek kiinduló lépése a szkennelés [8, 18]. A fogtechnikai digitalizációs lehetőségek közös pontja, hogy mindegyik a fogorvosi rendelőben, hagyományos lenyomat készítésével kezdődik, valamint a gyártás számítógép vezérléssel történik [18, 19, 42].

Szkennelés kontakt szkenneléssel

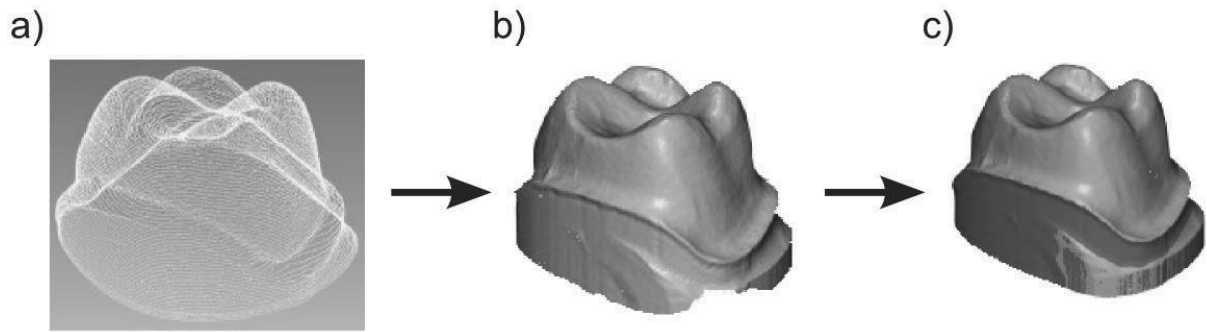
2012-ben egy lengyel munkacsoport vizsgálatában részletezi az egyik legújabb kontakt szkennelést (3i Incise, Renishaw) munkafolyamatait [54]. A digitalizáció alapvetően nem változott az első kontakt szkenneléshez képest, a szkennelést egy meghatározott átmérőjű gömb segítségével pontról pontra tapogatja le a gipszminta felszínét [19, 42]. A

leképezési terület (90x45 mm) alkalmas egy teljes állcsontot megformáló gipszminta befogására (17. ábra), amit a szkener 600 mm/perc sebesség mellett 20 µm pontosság mellett képes digitalizálni [54].



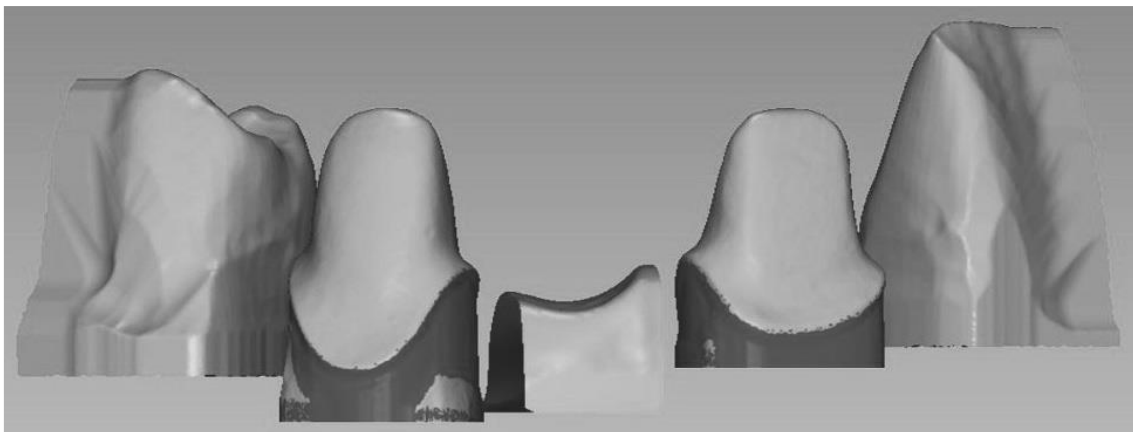
17. ábra Az egyik napjainkban is forgalomban lévő kontakt szkener a 3i Incise (Renishaw, UK), egy szekciós minta digitalizációja közben [54] (Kiadó engedélyével).

A kontakt szkener a befogott gipszminta felszínén végig haladva pontokat rögzít a koordináta rendszerben, amit a számítógép monitorán jelenít meg [19, 42]. A pontok összekötésével létrejön a drótvázás modell, majd a szkennelés után a program ez alapján generálja a végleges virtuális felszínt (18. ábra) [54].



18. ábra A 3i Incise Renishaw kontakt szkennel a felszín pontjait koordináta rendszerben rögzíti és jeleníti meg a számítógép monitorán (A). A pontok összekötésével jön létre a nyers virtuális minta (B). Az adatfelvétel befejeztével a szkennel programja a nyers adatokból generálja a végleges adathalmazt (C) [54].

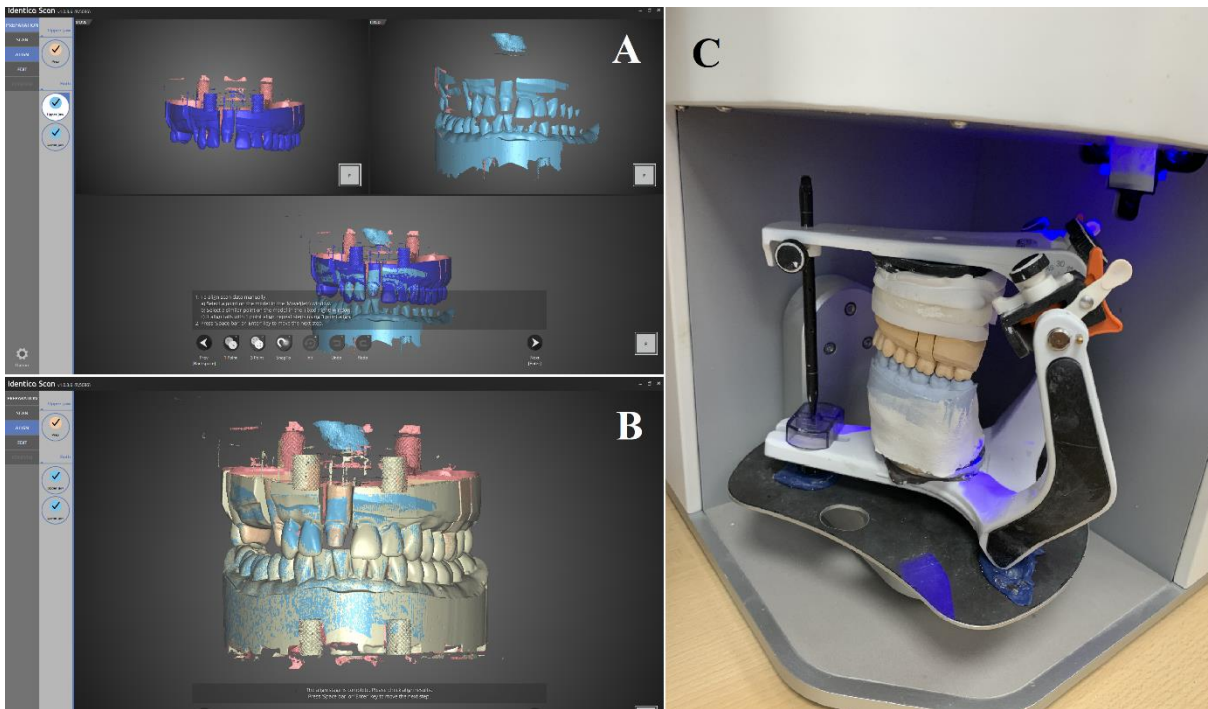
A kivethető csonkok egyesével történő digitalizációja után a program összeállítja a szekciós minta teljes fogív adatait (19. ábra), és lehetőség nyílik a tervezésre [54].



19. ábra Egy, a 3i Incise Renishaw szkennelrel létrehozott virtuális minta felszíne. A csonkok egyesével kerültek digitalizálásra [54].

Szkennelés optikai szkennelrel

A legújabb generációs optikai fogtechnikai szkennerekkel és szoftverekkel megoldható a lenyomat, a lenyomat kiöntésével létrehozott gipszminta és a mintára elkészített viaszmintázat digitalizációja is [8, 12, 18, 55]. Némelyik szkennel képes befogadni artikulátort is, ekkor lehetőség van a minták artikulátorba gipszelése után azok helyzetét szkennelni (20. ábra) [12]. A szkennerek a harapási kulcslenyomatok digitalizációjára is képesek lehetnek, ezek alapján a virtuális mintákat egymáshoz pozícionálni és virtuális artikulátorba helyezni [7, 23].



20. ábra A megfelelő kialakítású és méretű fogtechnikai szkennerek képesek beartikulált minták befogadására és szkennelésére. (C) A szkennelését követően a felső és alsó minták adatait összeillesztve a harapási adatokkal (A) készül el a végleges adathalmaz (B). (Temple Roland fém anyagából)

Szekciós gipszminta szkennelése

A munkafolyamat kiindulópontja a preparált fogakról vett lenyomat, aminek felhasználásával szekciós minta készül [7, 23, 56, 57]. A minta szkenneléskor az optikai eszköz fényt bocsát a felületére, a visszaverődő sugarakat egy (vagy több) kamera segítségével rögzíti, majd a „látott” képpontok helyzetének számítását követően jön létre a 3D virtuális modell [7, 12, 18, 33, 56, 58]. A szekciós minták digitalizációjakor kiemelt fontosságú a preparált csomópontok felszíni információinak és széli záródásának hiánytalan rögzítése [7, 59, 60]. Az adatfelvételt jelentősen megkönnyíti a megfelelő preparációs forma kialakítása: éles szélű, a szkennerek számára könnyen követhető, folytatólagos széli záródási vonal, 4-10°-os axiális sima felületű falak, valamint lekerekített élek és csücskök [7, 61].

Precíziós-szituációs lenyomat szkennelése

A lenyomatok szkennelésénél nagy kihívás, hogy míg a minták domború, a talpból kiemelkedő felszínekkel rendelkeznek, addig a lenyomatok információt rejtő felszínei a leképzendő test belseje felé, „homorú” benyomódásokként jelennek meg [8, 10, 62]. Ha adathiányok jelentkeznek, azokat csak további, más szögből elkészített felvételek hozzáadásával lehet pótolni (21. ábra) [10, 28]. További nehézséget jelenthet a lenyomatok szkennelésénél és az adatbevitel minőségét jelentősen befolyásolhatja a nem megfelelő optikai tulajdonságú lenyomatanyag használata [63].

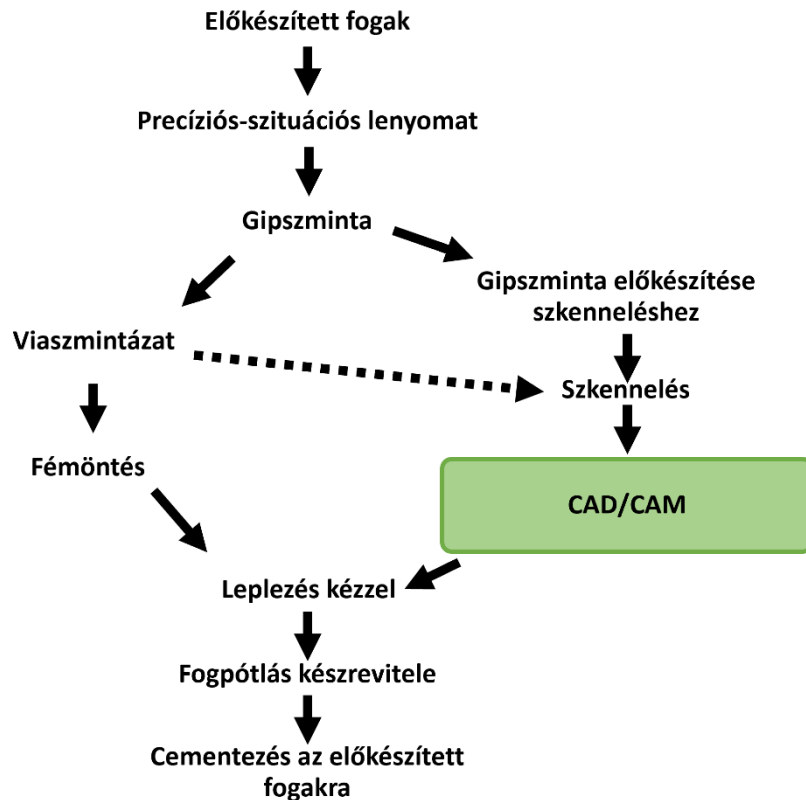


21. ábra Egy felső fogívről vett precíziós-szituációs lenyomat digitalizált adata. Az 12-13 fogak éli részénél látható rózsaszín felülettel jelzi a szoftver, hogy az adatfelvétel ezeken a területeken hiányos. (Temple Roland ftm. anyagából)

Viaszmintázat szkennelése

Andersson és munkatársai szikraeróziós gépének fejlesztésével világszerte megjelent a Procera fogtechnikai szkennerek, és a centralizált gyártás [8, 14, 19]. A CAD/CAM megmunkálás központosítása lehetőséget teremtett, hogy a fogtechnikusok az előkészített minták szkennelése mellett a kézzel felviaszolt vázak adatait is elküldjék a marócentrumokba (22. ábra) [17, 18]. A viaszmintázat digitalizációja lényegében

megegyezik a szekciós minta szkennelésének lépéseivel azzal a kiegészítéssel, hogy és a szekciós minta a viaszmintázattal együtt is szkennelésre kerül [7, 8, 23, 55].

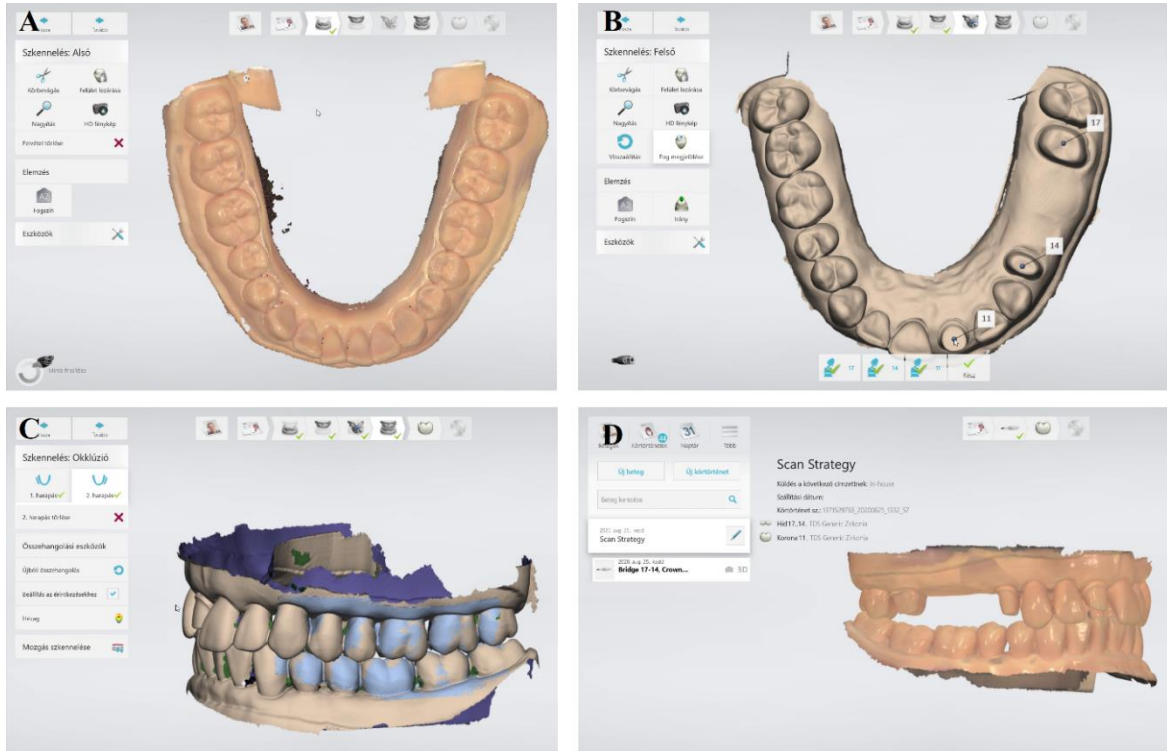


22. ábra A CAD/CAM centrumok a fogtechnikákban működő fogtechnikai szkennerek adatait képesek fogadni. A fogpótlás vázának elkészítéséhez szükséges összes információ digitalizálható, így lehetőség van a viaszmintázat szkennelési adatainak elküldésére is [8].

Napjainkban a szájiüregi információ a virtuális térbe alapvetően három fő útvonalon juttatható el: a legelterjedtebb, „féldigitális” út során hagyományos lenyomat, majd szekciós minta készül, amelyet fogtechnikai szkennelőkkel szkennelnek [8, 12, 62, 64-66]. Ezt lehet gyorsítani azzal, ha közvetlenül a lenyomat kerül szkennelésre, ezt nevezik „hagyományos digitális” útnak is [12, 64, 66]. A leggyorsabb és legjobban fejlődő módszert az intraorális szkennelők biztosítják, ahol már a hagyományos lenyomattétel és gipszelés lépései is elhagyhatók [7, 12, 18].

2.3.2 Intraorális szkennelés munkafolyamatai

Az intraorális szkennerek a szájüregi felszínnek közvetlen digitalizációjára használhatók [31, 67-69]. Az adatgyűjtés a szkennelési stratégia, amelyet minden gyártó megad a használati utasításai mellett [70-72]. Általánosan elmondható, hogy érdemes a megfelelő lágyszöveti kontroll és izolálási szabályok betartása, mert így megfelelően hiánytalan virtuális minta készíthető [58, 73-75]. Vannak kisebb, illetve nagyobb kézzel tartott rendelkező eszközök, egyesek képesek színhű leképezésre – akár fogszín-meghatározásra is –, a szkennelési sebességben pedig kisebb-nagyobb különbségek mutatkozhatnak [26, 76]. Ami mindegyikre jellemző, hogy a szkennerek feji részének kialakításából adódóan nem képesek a teljes fogív leképezésére egyetlen pozícióból [13, 22, 26, 29, 68, 74, 77-79]. Ezért a szkennerefej „látóterében” készülnek kétdimenziós képek, és ahogy a felhasználó mozgatja a szkennert a fogak felett, az egymás után elkészülő képeket illeszti össze a számítógép szoftvere és hozza létre a virtuális háromdimenziós mintát [68, 74]. A szkennelés alatt a számítógép a szkennertől függően szabadon választott vagy meghatározott sorrendben kéri a fogívek beszkenyelését [70, 74, 80]. A digitális lenyomatvétele akkor teljesen hiánytalan, ha a korábban összeállított szkennelési lépések mindegyikénél megtörténik a megfelelő adatok létrehozása (23. ábra) [26, 75]. Fogpótlások készítésénél minden preparált fogat és környező szájképleteket, antagonistá fogívet és az állcsontrelációt szükséges digitalizálni [70, 74, 80]. Az irodalomban ismert, hogy kis kiterjedésű fogpótlások esetén nem az egész fogív kerül lemintázásra, hanem csak szextáns, esetleg kvadráns [81-83]. Nagyobb kiterjedésű fogpótlások esetén, vagy egy fogívben több preparált fog digitalizációjakor szükség lehet teljes fogívek szkennelésére [32, 73, 84, 85]. A leképezett fogív mérete hatással lehet a szkennelési folyamat időigényére és a létrehozott virtuális minta pontosságára is változhat. Jellemzően a kisebb fogívet gyorsabban és pontosabban lehet szkennelni [27, 73, 77, 86, 87].



23. ábra Trios 3 Cart intraorális szkennelőrrel a szkennelés során szabadon megválasztható sorrendben lehet digitalizálni az antagonista (A), a preparált fogakat tartalmazó fogívet (B), és a két oldali harapási formát (C). Amikor az adatbevitel befejeződött, preparált fogak megjelölésével a szkennelés befejeződik, a szoftver feldolgozza az adatokat, végső formába hozza a virtuális mintákat (D).

3 Célkitűzések

Az intraorális szkennerek pontosságára egyre nagyobb figyelem összpontosul. Vizsgálataink idejében nagyon kevés információ állt rendelkezésre az intraorális szkennerek pontosságáról aszimmetrikus, kézzel preparált és fogatlan állcsontgerinccel rendelkező fogív leképezése kapcsán. A vizsgálataink alatt felmerült kérdések miatt a kérdésfeltevéseink egymásra épülnek a következőkben leírtak szerint.

1. Négytagú híd pilléreihez kézzel előkészített fogakat tartalmazó mintáról intraorális digitális lenyomatvétellel, vagy a fogtechnikai digitalizációval készíthető pontosabb digitális lenyomat?

Nullhipotézis: Fogatlan állcsontgerinccel tagolt felső fogív kis területének digitalizációjakor fogtechnikai szkennelssel szignifikánsan pontosabb virtuális minta készíthető, mint intraorális szkennelssel.

2. A hagyományos precíziós-szituációs lenyomatok digitalizált adatai és az azok gipszelésével készült szekciós minták fogtechnikai szkennelésével létrehozott virtuális minták adatai között mutatkozik-e különbség

- a preparált fogak méreteiben?
- a preparált fogak között mérhető távolságokon?

Nullhipotézis: A precíziós-szituációs lenyomatok méretei és a fogtechnikai szkennelssel készült virtuális minták méretei között nincs szignifikáns különbség.

3. A szekciós gipszminták referencia szkennelssel készített és fogtechnikai szkennelssel készített adatai között

- mutatkozik-e különbség a preparált fogak méreteiben?
- mutatkozik-e különbség a preparált fogak között mérhető távolságokon?

Nullhipotézis: A szekciós minták és az arról fogtechnikai szkennelssel létrehozott virtuális minták méretei között nincs szignifikáns különbség.

4 Módszerek

4.1 Fogtechnikai és intraorális szkennerek pontosságának összehasonlítása egy fogatlan területekkel tagolt maxilla minta pillérfogain mért távolság változásának mérésével

Egy referencia mintáról létrehozott referencia STL fájlt egy erre alkalmas összehasonlító programba helyeztük és mérési pontokat rögzítettünk a virtuális mintán. A fogtechnikai szkenneléshez precíziós-szituációs lenyomatokat (10 db) készítettünk a referencia mintáról, amelyeket felhasználva szekciós gipszmintákat készítettünk. A szekciós mintákat fogtechnikai szkennerekben szkenneltük és a létrehozott virtuális mintákat STL formátumban kimentettük. A vizsgálatba bevont intraorális szkennerekkel 10-10, összesen 30 digitális lenyomatot vettünk, majd a létrehozott adatokat STL formátumban exportáltuk. Ez jelentette az intraorális szkennerek mérési csoportját. Az intraorális szkennerek és a fogtechnikai szkennerek STL fájljait mérési csoportonként, egyesével az összehasonlító programban a referencia adataira illesztve virtuális tolómérésekkel rögzítettük. Az eredmények kiértékelésénél az egyes csoportok referencia adatokhoz viszonyított eltéréseit, valamint az intraorális szkennerek és a fogtechnikai szkennerek csoportja közötti különbségeket mértük valódiság és precizitás szerint.

4.1.1 Referencia minta és referencia adathalmaz létrehozása

A vizsgálatok során használt referencia modell egy PMMA (polimetil-metakrilát) maxilla minta volt, amely négy, chamfer vállasan kézzel előkészített fogat (14, 21, 24, 27) tartalmazott (24. ábra).



24. ábra Vizsgálatainkhoz használt PMMA referencia minta.

A modell két területen fogatlan állcsontgerincet tartalmazott (13-21; 24-27). Annak érdekében, hogy a lehető legpontosabb referencia adatokat hozzassuk létre, egy triangulációs elven működő pontlézer szkennert használtuk (TwoCam 3D, SCAN technology A/S; Ringsted, Dánia; 635 nm hullámhossz, 1 mW teljesítmény, Class IEC 2, 200 mm oldalhosszúságú tárgyasztal, 0,1 mm felbontás, +/- 0,025 mm). A létrehozott referencia adathalmazt STL (Surface Tessellation Language) formátumban exportáltuk. (25. ábra)



25. ábra A PMMA mintáról a referencia szkennelvel készített STL formátumú virtuális minta, amit a későbbiekben referencia adatként használtunk

4.1.2 Hagyományos lenyomatvételi és mintakészítési feltételek biztosítása

A fogtechnikai digitalizációs útvonal vizsgálata során 10 db kétfázisú egyidejű lenyomat készítése mellett döntöttünk PVS (polivinil-sziloxán) lenyomatanyaggal (Express XT Penta Putty, Express XT Light Body, 3M ESPE), perforált fém kanállal. Vizsgálatok szerint, hogy a PVS lenyomatanyag rendkívül jó pontosságú, így a legtöbb rögzített fogpótlás készítése során kiválóan felhasználható [23, 88-91]. A referencia minta izolálására vékony réteg paraffin olajat juttatunk a fogak felszínére. Annak érdekében, hogy a lehető legrövidebb időn belül a fogívrre kerülhessen a lenyomatanyag, két vizsgálo közül az egyik a lenyomatkanalat töltötte meg gépi keverésű (Pentamix 3 Automatic Mixing Unit, 3M ESPE) alaplenyomatanyaggal, a másik a korrekciós fázist fecskendezte a referencia minta fogai köré. Ezt követően a megtöltött kanálba, az alaplenyomatra korrekciós fázist fecskendeztünk, és kézzel a fogívrre helyeztük. A gyártó által megadott polimerizációs időtartam kétszeresét vártuk ki annak érdekében, hogy kompenzáljuk szájon kívüli alacsonyabb hőmérséklet kötési időt befolyásoló hatását. A kötési idő leteltével a lenyomatokat lefejtettük, majd a Semmelweis Egyetemi fogtechnikai laboratóriumba szállítottuk. A lenyomatok kigipszelése IV-es típusú extrakemény

gipsszel (Fujirock EP, GC Corp., Tokyo, Japan), desztillált vízzel, gépi keverés mellett (BEGO Motova SL, BEGO USA, Lincoln, USA), vákuum alatt két órán belül megtörtént. A gipsz kötési ideje 1 óra volt. Ennek leteltével Giroform rendszerrel (Amann Girrbach Dental, Pforzheim, Németország) készültek el a szekcionált gipszminták.

4.1.3 Szkennelési munkafolyamatok

Fogtechnikai szkennerek

A szekciós minták digitalizálása Straumann fogtechnikai szkennerekkel (Straumann CARES CS2, Visual 8.0 Software, Straumann Holding AG, Basel, Svájc) történt a fogtechnikai laboratóriumban. A szekciós minták szkennelése a gyártó utasításainak megfelelően egyesével történt. Először a teljes fogív szkennelése történt meg, aztán a preparált fogak szkennelése külön-külön. A fogtechnikai program összeállította a végleges virtuális mintát, majd az adatokat STL fájl formátumban exportáltuk.

Intraorális szkennerek

A vizsgálatunkba olyan szkennereket vontunk be, amelyek használatához nem volt szükség a leképezendő felület porral bevonására és elérhetőek voltak Magyarországon. A kiválasztottak az iTero, a Trios Standard és a CEREC Omnicam intraorális szkennerek voltak.

iTero

A szkennelést a preparált moláris csonktól indulva végeztük az eszköz útmutatása alapján. Az eszköz lábpedállal vezérelve fényképek készítésével állította össze a virtuális mintát. Minden preparált fogról öt irányból készült felvétel: occlusalis, buccalis, oralis, mesialis és distalis. Abban az esetben, ha a szkennerek adathiányt érzékelt, kiegészítő szkennet kért az adott területről. Nem preparált fogak esetén az occlusalis után a szkennereket 45 fokos szögben tartva oralis és vestibularis irányba döntve készültek a felvételek. Ezután a szoftver összeillesztette az adatokat, és az STL fájlokat kimentettük.

Trios

A szkennerek sorozatképeket készített ultragyors szkennelési technológiával (ultrafast optical scanning technology) [29]. A szkennelés a gyártó utasításainak megfelelő stratégiával történt. A jobb oldali utolsó fogtól kezdve a rágófelszín egyenesen

leképezését követően 45 fokos szögben tartva a palatinalis, és végül a buccalis felszínnek kerültek leképezésre. Az adatbevitel végeztével a szoftverrel létrehoztuk az STL fájlokat.

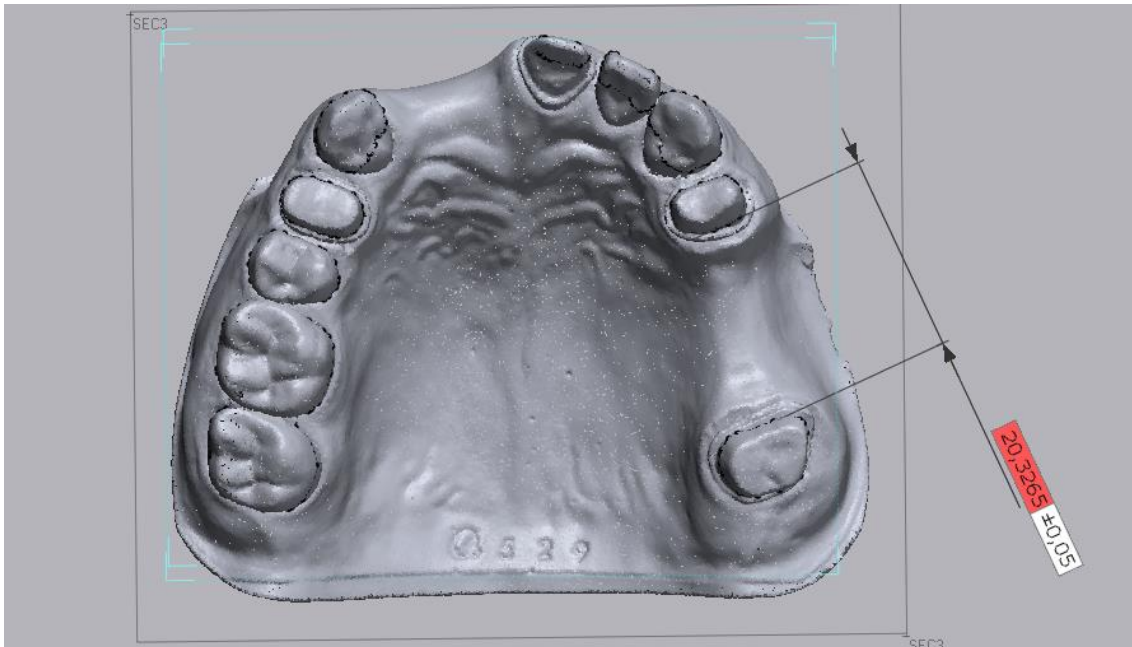
CEREC Omnicam

Az adatfelvétel közben videószekvenciát rögzít. A szkennelés a moláris régió occlusalis felszínén indult, majd a szkennerefet folyamatosan palatinalis és buccalis irányba mozgatva történt meg a teljes fogív szkennelése [92]. A frontrégiót elérve a metszők labialis felszínének szkennelése a premolarisoktól indulva valósult meg, majd a szkennerek a kiindulási helyzetbe visszatérve, ugyanezen módszerrel a fogak többi felszíne is leképezésre került. A preparált fogak szkennelése egy hullámszerű mozdulatsorral történt, miközben a szkennerefet buccalis és palatinalis irányban folyamatosan mozgattuk. Minden intraorális szkennerral 10 darab digitális lenyomat készült, majd a kapott adatokat STL fájl formátumban elmentettük az összehasonlításokhoz.

4.1.4 Virtuális tolómérős vizsgálatok az elmentett STL fájlok szuperimpozíciójával

Az intraorális és fogtechnikai szkennerek STL fájljait egyesével a referencia szkennerek STL fájljára vetítve tolómérős méréseket végeztünk. Ehhez szükségünk volt egy erre alkalmas szoftverre (Geomagic verify software, 3Dsystems, 333 Three D Systems Circle, Rock Hill, USA). A programban a legjobb illesztés elve (best fit alignment) segítségével helyeztük egymásra az STL fájlokat. A fogíven a 24 és 27 fog legközelebbi pontjai között előre beállított távolság változásait vizsgáltuk. A kijelölt mérési pontok közötti távolság megváltozását a program tolómérő funkciójával rögzítettük. (26. ábra)

A tolómérős vizsgálatok alatt a referencia STL fájlra előre kijelölt távolságot a program automatikusan betöltötte, majd a mérések során gyűjtött STL fájlokat „ráillesztve” a referencia STL fájlra, a kijelölt távolság változásait pozitív, illetve negatív előjelű hosszúsági adatként (mm) táblázatos formában megadta.



26. ábra A fogtechnikai- és intraorális szkennerek pontosságának összehasonlításához a referencia mintán felvett 24-27 fogak legközelebbi pontjai által kijelölt távolság.

4.1.5 Statisztikai analízis

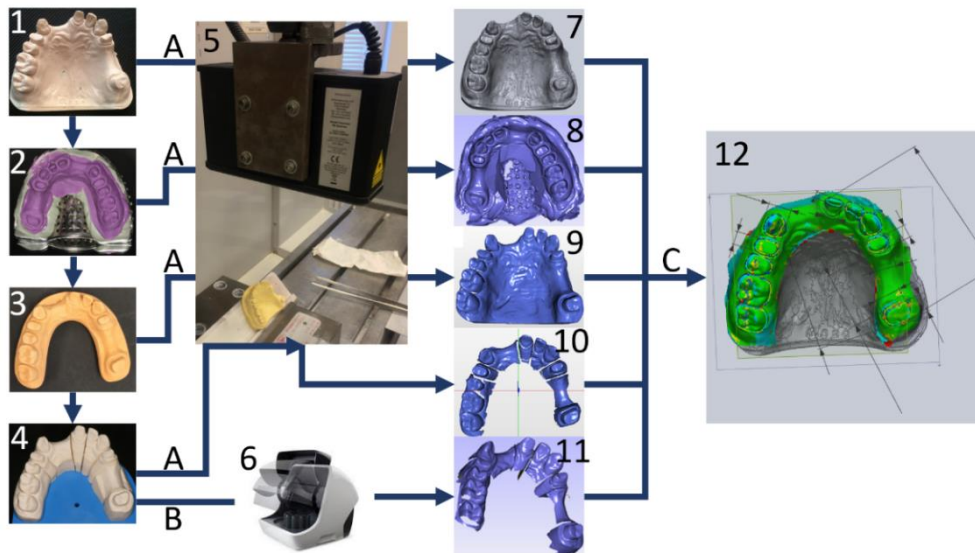
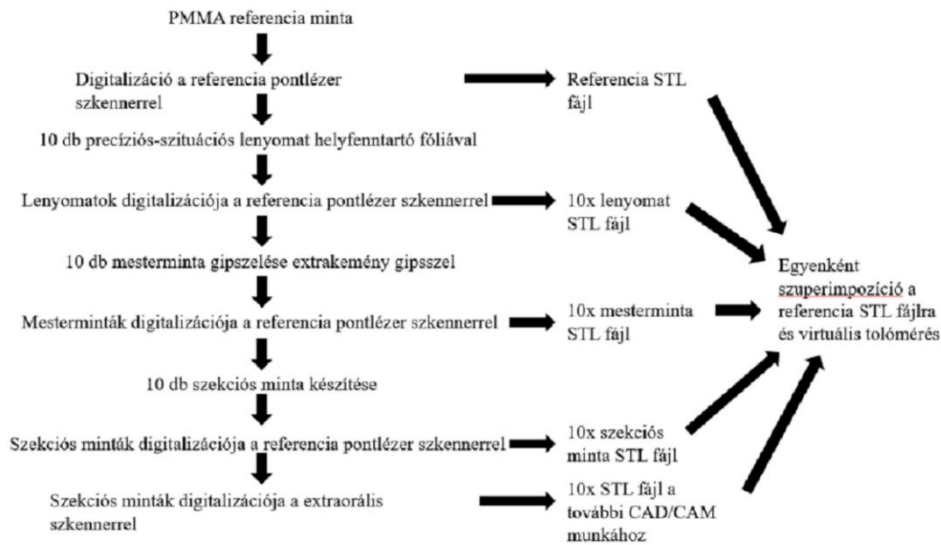
A kijelölt távolságon mért adatok átlagos értékét (mean), átlagos szórását (SD), interkvartilis terjedelmét (IQR) számoltuk ki mérési csoportonként. A fogtechnikai- és intraorális szkennerek valódiság értéke közötti különbség feltárására, a csoportokon belüli varianciák heterogenitására tekintettel a csoportok közötti átlag (mean) kevert hatású lineáris regressziós analízisét végeztük. Ezen felül a csoportok valódiságának a referencia értékhez viszonyított eltérését is vizsgáltuk. Szignifikancia szintje $\alpha = 0.05$. A precizitás csoportok közötti különbözőségeinek értékelésére interkvartilis terjedelem regressziós analízisét, valamint, figyelembe véve a csoportok adatainak nem normális eloszlását Brown–Forsythe-próbát végeztünk. A próbákat Stata (StataCorp LLC, College Station, Texas, USA) programcsomag segítségével futtattuk.

4.2 Fogtechnikai digitalizáció valódiságát befolyásoló tényezők vizsgálata

Mivel az előző vizsgálat középpontjában az intraorális és fogtechnikai szkennerekből kinyert STL fájlok összehasonlítása volt. A kapott adatok alapján nem volt egyértelmű, hogy a fogtechnikai szkennerből nyert adatoknál tapasztalt változásokért a kézzel végzett, szkennelést megelőző lépések, vagy a szkennelés lépése, esetleg mindkettő felelős volt-e? Ezért az újabb vizsgálatban a korábbi kutatásban bemutatott módszert kibővítve végeztük a fogtechnikai digitalizáció lépéseinek vizsgálatát. Célunk a szekciós gipszminták és a fogtechnikai szkennerek által létrehozott virtuális minták, valamint a hagyományos lenyomatok és a fogtechnikai szkennerek által létrehozott fájlok valódisága közötti különbségek felderítése volt.

Vizsgálat menete

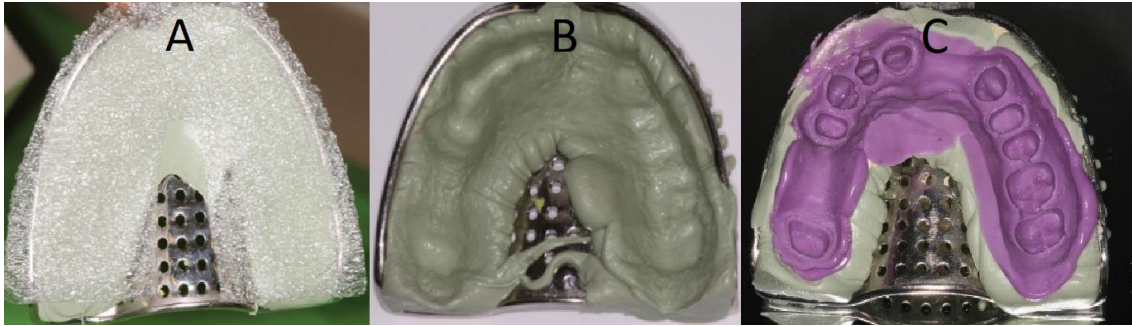
Annak érdekében, hogy a teljes folyamat során fellépő változásokat nyomon követhessük, a lenyomat- és mintakészítés lépéseinél STL fájlokat hoztunk létre, amelyeket kiértékelünk. Először 10 db precíziós-szituációs lenyomatot készítettünk a referencia mintáról. A lenyomatok referencia szkennerek történt szkennelésével 10 STL fájlt mentettünk el, majd a lenyomatokat felhasználva 10 mestermintát készítettünk az egyetemi fogtechnikai laboratóriumban. A mestermintákat is szkenneltük a referencia szkennerekkel, majd az így nyert STL fájlokat is elmentettük. A hagyományos mintakészítés utolsó lépéseként a mesterminták szekcionálásával kivehetőcsontos gipszmintákat készítettünk. A szekciós mintákat is digitalizáltuk a referencia szkennerekkel, ezzel az összes hagyományos lépéshez tartozó STL fájlt elmentettük. A vizsgálat célkitűzését követve az elkészült szekciós mintákat az fogtechnikai szkennerekben is digitalizáltuk. A referencia szkennerek és az fogtechnikai szkennerek által létrehozott adatokat végül egyesével a referencia adathalmazra illesztve elvégeztük a virtuális tolóméréseket. A vizsgálatot a 27. ábra foglalja össze.



27. ábra A vizsgálat tervezetét összefoglaló folyamatábra. Az fogtechnikai digitalizáció lépéseit követve egy PMMA referencia mintáról (1) helyfenntartó fóliával precíziós-szituációs lenyomatokat (2) vettünk, ezekből mestermintákat (3), majd ezekből szekciós mintákat (4) készítettünk. Mindegyik lépésnél nagy pontosságú ipari célra fejlesztett pontlézer szkennel (5) STL fájlkat készítettünk (7-10), amelyeken virtuális tolómérős vizsgálattal határoztuk meg az eltéréseket (12). Az fogtechnikai szkennelést Straumann CARES Scan CS2 (6) szkennelrel végeztük. Az így létrehozott STL fájlkat (11) szintén ráillesztettük a referencia STL fájlja, és elvégeztük a tolóméréseket. (A mesterminták felhasználásával készültek a szekciós minták. Eltérő színük csupán az optikai viszonyokra vezethetők vissza.)

4.2.1 Hagyományos lenyomatvétel lépései

A vizsgálat standardizálására a Klinika korábbi Professzorának kutatásához használt lenyomatvételi gépet vettünk igénybe [93], amely biztosította, hogy a lenyomatok mindig ugyanabban az irányban, ugyanolyan erővel kerüljenek a mintára. A gép tulajdonságai miatt a korábbi kétfázisú egyidőben vett technika helyett a kétfázisú két időben, helyfenntartó fóliával vett precíziós szituációs lenyomatvételi technikát alkalmaztuk, amelynek a helyes alkalmazásával megfelelő pontosság érhető el [88-91, 94, 95]. A-szilikon lenyomatanyaggal (Express XT Penta Putty, Express XT Light Body, 3M ESPE) 10 precíziós-szituációs lenyomatot készítettünk helyfenntartó fóliával (Impression Separation Wafer, GC Corp., Tokyo, Japan) és peremes, perforált fém gyári kanállal (Medesy 6000, MEDESY Srl, Maniago, Olaszország). Az alap lenyomatot géppel (Pentamix 3 Automatic Mixing Unit, 3M ESPE) keverve juttattuk a gyári kanálba. (28. ábra) A szájüregi meleg hiánya miatt fellépő lenyomatanyag kötési idő növekedést kompenzálni igyekeztünk azzal, hogy a lenyomatokat a mintára helyezést követően az előírtnál (együtt 5 min 30 s) kétszer tovább tartottuk helyben (összesen 11 perc) [90, 91]. A megnövelt kötési idő letelte után a lenyomatokat eltávolítottuk, majd a gyakorlati protokollhoz igazodva mostuk és fertőtlenítettük (Zeta 7 spray Zhermack, Zhermack Spa, Badia Polesine, Olaszország). Ezt követően legalább 60 perccel később, de maximum 24 órán belül minden lenyomatot digitalizáltunk a referencia szkennel. Összesen 10 STL fájlt mentettünk el.



28. ábra A két fázissal két időben vett precíziós szituációs lenyomatokhoz peremes fém gyári kanalat (A) és helyfenntartó fóliát használtunk. A gépi keverésű alap lenyomat (B) megkötése után a fóliát eltávolítottuk, és a korrekciós fázist (C) keverő pisztollyal a kanálba és a fogak köré fecskendeztük.

4.2.2 Mesterminták készítésének lépései

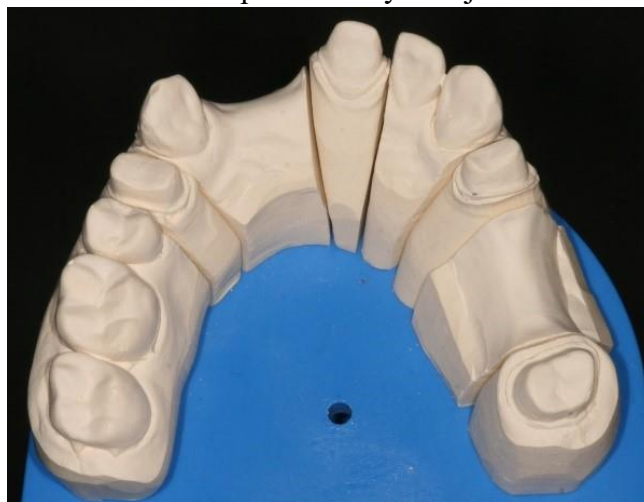
A lenyomatok mintáról történő eltávolítását követően nem több mint 24 órával a Semmelweis Egyetemi fogtechnikai laboratóriumban gipszelésre kerültek 4-es típusú mintázógipsszel (GC Fujirock, GC Corp., Tokyo, Japan) a szakma szabályait követve. Ahhoz, hogy a későbbiekben szekciós mintákat készíthessünk a mestermintákból, a Giroform rendszer segítségével műanyag talppal készültek a mesterminták [42, 45, 50]. A gipsz keverése először kézzel kezdődött. A megfelelő anyagminőséghez desztillált vizet (100 g/25ml) és vákuum keverőt (20 s, BEGO Motova SL) használtunk, a lenyomatok megtöltése rezgőpadon (Wassermann Rüttler KV-26, Wassermann Dental-Maschinen GmbH, Hamburg, Németország, 6000 rpm, 0.4 mm) történt. A gipsz kötési ideje gyári utasítást követve 1 óra volt, ezt követően a lenyomatokat lefejtettük, a mestermintákat kidolgoztuk. (29. ábra) Minden mestermintát digitalizáltunk a referencia szkennelvel, majd az STL fájlokat exportáltuk.



29. ábra IV-es típusú mintázó gipszből készült, kidolgozott mesterminta. Annak érdekében, hogy a mestermintákból szekciós minták készülhessenek, a Giroform rendszerhez tartozó műanyag talpak már a mestermintákhoz rendelkezésre álltak.

4.2.3 Szekciós minták készítésének lépései

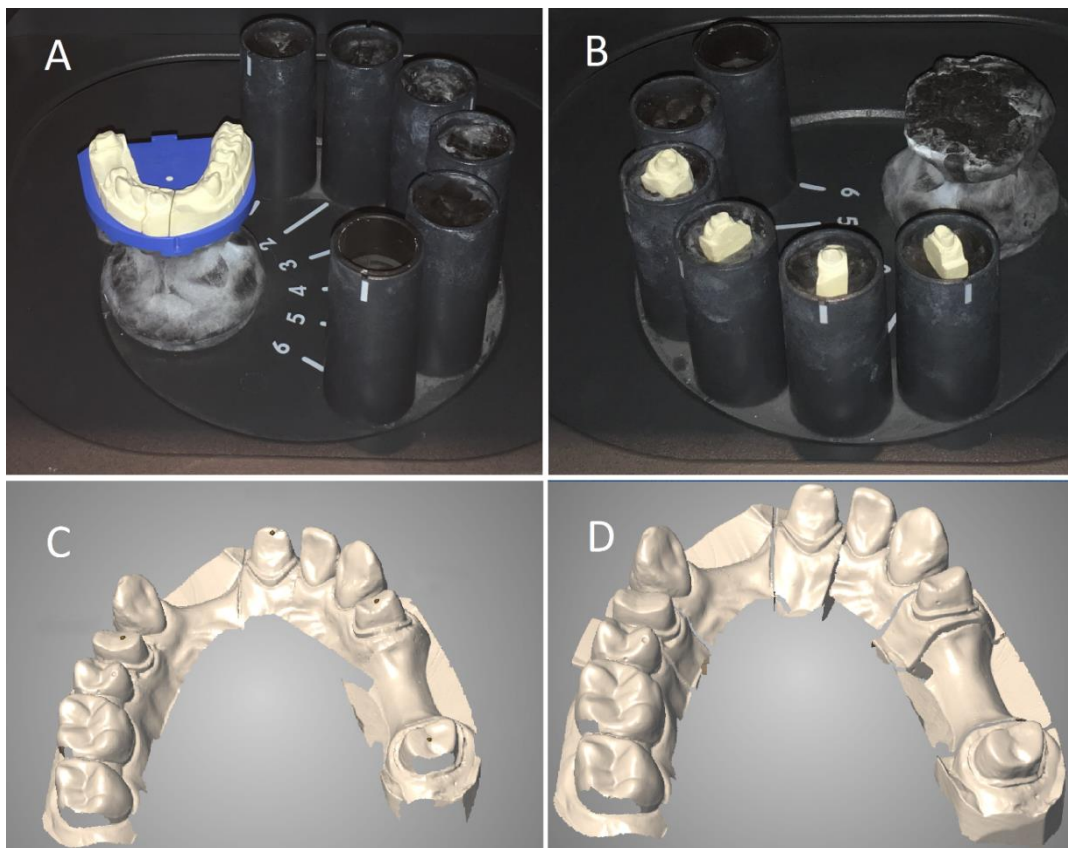
A hagyományos munkafolyamatokat követő lépésként a szekciós minták elkészítését végeztük. Mivel a mesterminták a Giroform rendszer műanyag talpaira készültek, a fogtechnikai laboratóriumban a gipszcsonkok fogívből történő szekcionálásával létrejöttek a kivehető csontos szekciós minták, amelyeket szintén a referencia szkennelrel digitalizáltunk, az STL fájlokat elmentettük. (30. ábra) Ezzel lehetőségünk nyílt a hagyományos mintakészítési munkafolyamat utolsó lépéséhez tartozó pontosságot is megmérni és összevetni a korábbi lépésekben nyert fájlokkal.



30. ábra A mesterminták szétvágásával létrehoztuk a szekciós mintákat. A műanyag talpak, valamint a fém stifteknek köszönhetően a fogak a fogívből szabadon eltávolíthatók és visszahelyezhetők.

4.2.4 Szekciós minták fogtechnikai digitalizációja

Ahhoz, hogy a mindennapokban használt fogtechnikai digitalizációs módszert a legjobban fel tudjuk térképezni, a szekciós minták szkennelését az elkészülésüket követő 24-72 órán belül végeztük Straumann fogtechnikai szkennelőrrel (Straumann CARES Scan CS2, Visual 8.0 software) a gyártó utasításait követve két lépcsős szkennelési protokoll szerint. (31. ábra) Ennek során először az eszköz készít egy teljes fogív felvételt, amin több helyen is adathiány található. Második lépésben a preparált csonkok precíziós, egyenként végzett digitalizációja történik meg. Az elkészült virtuális csonkokat a szkennelőr szoftvere ráilleszti a fogív adataira, és összefésüli őket. Ezt a szkennelést mind a tíz szekciós mintán elvégeztük, így készültek el a számítógépes tervezés alapjául szolgáló virtuális minták. Utolsó lépésben az adatokat STL formátumban exportáltuk, ezzel lehetővé téve az összehasonlításukat.



31. ábra Szekciós mintákról fogtechnikai szkennelőrrel készült virtuális minták. A szkennelés során először a teljes gipszminta (A) kerül szkennelésre, így létrejön a néhol hiányokat tartalmazó virtuális minta (C). Második lépésben a gipszcsonkokról (B) nagy felbontású adatfelvétel történik, amivel kiegészíti a program a hiányos területeket, létrehozva a végleges virtuális mintát (D).

4.2.5 Referencia minta és referencia szkennert, összehasonlító szoftver

A mérésekhez a korábbi vizsgálatban bemutatott referencia PMMA mintát, referencia szkennert és referencia adathalmazt használtuk. A virtuális tolómérős vizsgálatokhoz a korábban használt Geomagic verify szoftver újabb verziója volt elérhető.

4.2.6 Szuperimpozíció és virtuális tolómérések

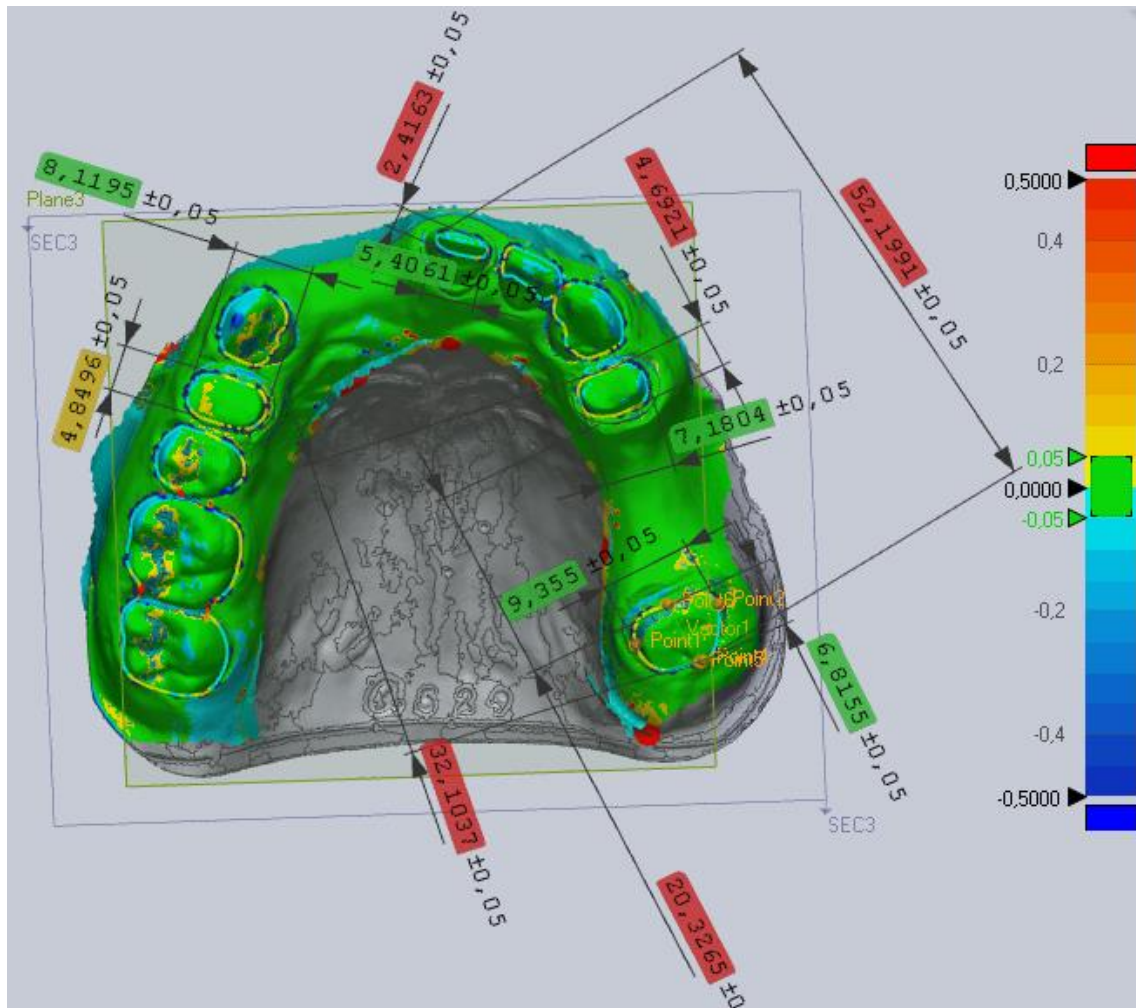
A korábbi vizsgálatban kijelölt síkban három csonttávolság mérését elvégeztük el a következők szerint:

- 24-27 fogak legközelebbi pontjai, mint legkisebb távolság,
- 24-27 fogak legtávolabbi pontjai, mint közepes távolság,
- 21-27 fogak legtávolabbi pontjait, mint legnagyobb távolság.

Továbbá a fogiven létrejövő változások részletesebb feltárása érdekében a négy előkészített fog mesio-distalis átmérőjét, valamint bucco-palatinalis átmérőjét is felvettük az eredeti síkban, amikkel a csontok felszínének változásait mértük. A kijelölt csontátmérők a következők voltak (32. ábra):

- 14 mesio-distalis (14MD) és bucco-palatinalis (14BP) átmérő,
- 21 mesio-distalis (21MD) és bucco-palatinalis (21BP) átmérő,
- 24 mesio-distalis (24MD) és bucco-palatinalis (24BP) átmérő,
- 27 mesio-distalis (27MD) és bucco-palatinalis (27BP) átmérő.

Az így előkészített adatokkal elkezdődhettek a mérések. Az összehasonlító szoftver a legjobb illeszkedés (best fit alignment) funkcióval egyesével kiértékelte a referencia szkennertel készített lenyomatok, mesterminták és a szekciós minták STL fájljait, valamint az fogtechnikai szkennertel a szekciós mintákról készült STL fájlokat. A program minden esetben elvégezte a távolságméréseket, majd az eredményeket táblázatba írt számokként Excel dokumentumban megadta.

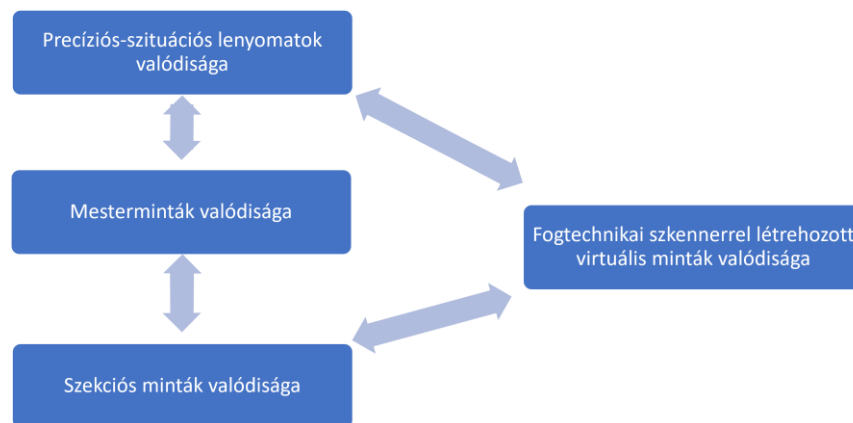


32. ábra Virtuális tolómérős vizsgálatot végeztünk a #14,21,24,27 preparált fogak mesio-distalis és bucco-palatinalis átmérőin. A csonkok elmozdulását a 24-27 legközelebbi pontjai között, mint „kis távolság”, a 24-27 legtávolabbi pontjai között, mint „közepes távolság”, és a 21-27 legtávolabbi pontjai között mint „legnagyobb távolság” mértük. Az eltéréseket a program szinkóddal és táblázatos formában is megadta.

4.2.7 Statisztikai analízis

A hagyományos lenyomatvételek, fogtechnikai mintakészítés és fogtechnikai szkennelés egyes lépéseikhez tartozó milliméterben megadott adatok abszolút értékeit vetettük össze. A statisztikai próba felállításánál figyelembe kellett venni a csoporton belüli korrelációkat, ezért az értékeléséhez többszintű, kevert hatásmodalitású lineáris

regressziós analízis (multilevel mixed-effects linear regression) került elvégzésre, ami így az általunk mért fogtechnikai digitalizáció lépésihez tartozó valódiságot mutatta meg. Összevetettük az egymás után következő lépések valódiságát, valamint a hagyományos lenyomatokhoz és fogtechnikai szkennerekhez tartozó valódiságok közötti különbségeket (33. ábra), melyekhez 95% konfidencia intervallumokat és p értékeket határoztunk meg. A modellezés során a mért adatok mediánjával és interkvartilis terjedelmével (IQR) számoltunk az adatok ferdesége miatt.



33. ábra A fogtechnikai szkennelés valódiságát befolyásoló tényezők felderítéséhez végzett statisztikai próbák. Összevetettük az egymás után következő lépések valódiságát, valamint a hagyományos lenyomatok és a fogtechnikai szkennerekkel létrehozott virtuális minták valódiságát is.

5 Eredmények

5.1 Fogtechnikai és intraorális szkennerek pontosságának összehasonlítása

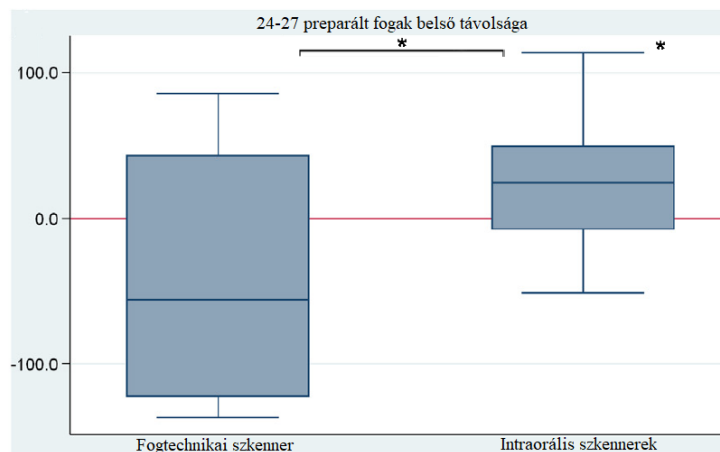
Az analízis statisztikailag szignifikáns eltérést mutatott ki az intraorális és a fogtechnikai szkennerek valódisága és a precizitás között is.

Valódiság

Az intraorális szkennerekkel készített virtuális minták átlagos eltérése a referencia adattól $22.3 \pm 40.0 \mu\text{m}$ volt, a fogtechnikai szkennerekkel készítetté $-40.3 \pm 79.7 \mu\text{m}$. Az intraorális szkennerek virtuális mintái a referencia értéktől szignifikánsan eltértek ($p=0,002$), a fogtechnikai szkennerek mintái viszont nem ($p=0,092$). A két szkennertípus egymáshoz viszonyított valódiságának összehasonlítása szignifikáns eltérést mutatott ($p=0,012$). (34. ábra, 1. táblázat)

Precizitás

A fogtechnikai szkennerekhez tartozó csoport szignifikánsan rosszabb eredményt mutatott az intraorális szkennerekhez képest interkvartilis terjedelem regressziós analízissel is ($p=0,033$), és Brown-Forsythe szóráshomogenitás teszttel is ($p=0,007$). Ez alapján a fogtechnikai szkennerek precizitása szignifikánsan rosszabb az intraorális szkennerekéhez képest.



34. ábra Az intraorális szkennerek és a fogtechnikai szkennerek valódiságában és precizitásában is szignifikáns különbség mutatkozik. Az intraorális szkennerek valódisága szignifikánsan különbözik a referencia értéktől is (Kiadó engedélyével).

1. táblázat Az intraorális szkennerekkel és a fogtechnikai szkennerekkel készített virtuális minták 24-27 fogai közötti távolságon mért torzítások átlaga (mean), szórása (standard deviation, SD) és interkvartilis terjedelme (IQR)

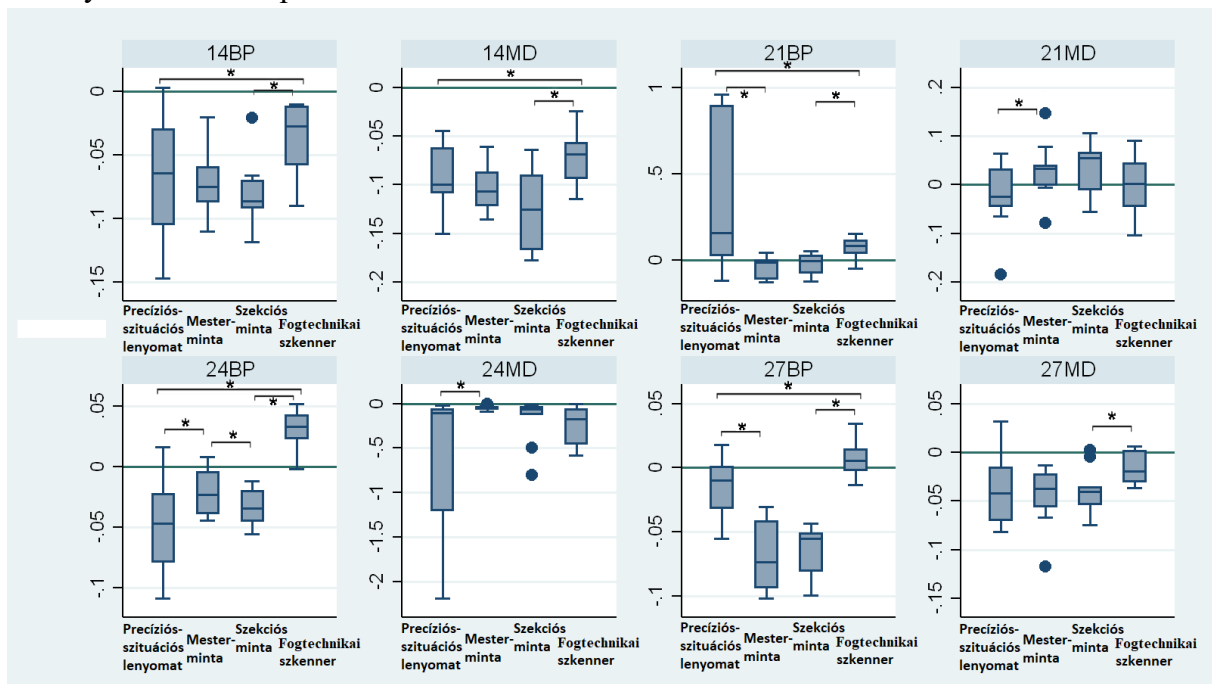
	24-27 távolsága
Intraorális szkennerek átlaga (mean)	22.31
Fogtechnikai szkennerek átlaga (mean)	-40.26
Intraorális szkennerek átlagos szórása (SD)	40.00
Fogtechnikai szkennerek átlagos szórása (SD)	79.67
Intraorális szkennerek interkvartilis terjedeleme (IQR)	57.50
Fogtechnikai szkennerek interkvartilis terjedeleme (IQR)	165.90

5.2 Fogtechnikai digitalizáció valóságának változásai

5.2.1 Preparált fogak átmérőinek változásai

A mért nyolc csonkátmérő mindegyikénél megfigyelhető volt szignifikáns különbség legalább az egyik lépésnél, de volt, ahol mindegyiknél. (35. ábra, 2. táblázat, 3. táblázat) A lenyomatok fogátmérői és a fogtechnikai szkener adatai között a nyolcból ötnél ($p < 0,05$), továbbá a szekciós minták és a fogtechnikai szkener adatai között a nyolc vizsgált átmérőből hatnál látható szignifikáns eltérés ($p < 0,01$).

Mindegyik preparált fognál megfigyelhető volt szignifikáns változás a fogtechnikai szkennerral készített virtuális mintán a szekciós mintához képest, valamint a lenyomatokhoz képest is.



35. ábra A preparált fogak (14,21,24,27) bucco-palatinalis és mesio-distalis átmérőin mért eltérések. Az x-tengelyen a fogtechnikai digitalizáció lépései találhatók sorrendben: Precíziós-szituációs lenyomatok, Mesterminták, Szekciós Minták, Fogtechnikai szkener adatai. Az y-tengely milliméter beosztással mutatja a mért eltéréseket.

2. táblázat - Az fogtechnikai digitalizáció egyes lépéseinél az előkészített fogak (14,21,24,27) mesio-distalis (MB) és bucco-palatinalis (BP) átmérőin mért változások mm-ben.

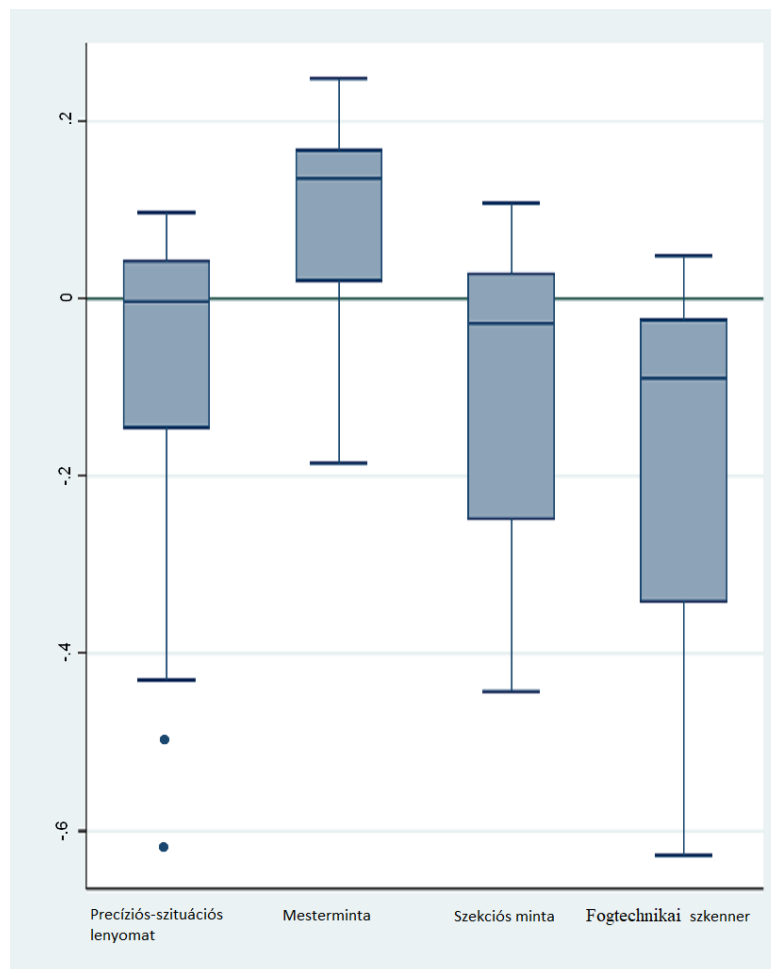
	Q1	Medián	Q3	IQR
<i>14BP</i>				
Lenyomat	-0.115	-0.064	-0.026	0.089
Mesterminta	-0.092	-0.075	-0.058	0.034
Szekciós minta	-0.095	-0.086	-0.069	0.026
Fogtechnikai szkennel	-0.058	-0.027	-0.012	0.046
<i>14MD</i>				
Lenyomat	-0.118	-0.099	-0.061	0.057
Mesterminta	-0.124	-0.107	-0.085	0.039
Szekciós minta	-0.168	-0.125	-0.086	0.082
Fogtechnikai szkennel	-0.095	-0.069	-0.055	0.040
<i>21BP</i>				
Lenyomat	0.026	0.157	0.899	0.873
Mesterminta	-0.107	-0.012	0.004	0.112
Szekciós minta	-0.082	-0.002	0.032	0.114
Fogtechnikai szkennel	0.031	0.083	0.116	0.085
<i>21MD</i>				
Lenyomat	-0.049	-0.025	0.039	0.089
Mesterminta	-0.002	0.033	0.049	0.051
Szekciós minta	-0.012	0.055	0.067	0.079
Fogtechnikai szkennel	-0.048	0.001	0.055	0.103
<i>24BP</i>				
Lenyomat	-0.082	-0.047	-0.019	0.063
Mesterminta	-0.041	-0.023	-0.004	0.036
Szekciós minta	-0.046	-0.034	-0.019	0.027
Fogtechnikai szkennel	0.021	0.033	0.043	0.022
<i>24MD</i>				
Lenyomat	-1.317	-0.108	-0.065	1.253
Mesterminta	-0.063	-0.044	-0.032	0.031
Szekciós minta	-0.217	-0.066	-0.035	0.183
Fogtechnikai szkennel	-0.466	-0.173	-0.056	0.410
<i>27BP</i>				
Lenyomat	-0.033	-0.009	0.002	0.035
Mesterminta	-0.094	-0.073	-0.039	0.055
Szekciós minta	-0.084	-0.055	-0.049	0.034
Fogtechnikai szkennel	-0.004	0.005	0.015	0.019
<i>27MD</i>				
Lenyomat	-0.072	-0.042	-0.004	0.068
Mesterminta	-0.058	-0.037	-0.021	0.038
Szekciós minta	-0.058	-0.041	-0.028	0.030
Fogtechnikai szkennel	-0.031	-0.019	0.002	0.033

3. táblázat – A preparált fogak átmérőinek többszintű, kevert hatásmodalitású lineáris regresszióval végzett statisztikai értékelése. Megjegyzés: *-gal jelölve a fogtechnikai digitalizáció azon lépései, ahol szignifikáns eltérés mutatkozik.

	95%CI	p
<i>14BP</i>		
Lenyomat vs Mesterminta	-0.031, 0.025	0.850
Mesterminta vs Szekciós minta	-0.016, 0.002	0.103
Szekciós minta vs Fogtechnikai	0.032, 0.063	< 0.001*
Lenyomat vs Fogtechnikai szkennel	0.003, 0.071	0.032*
<i>14MD</i>		
Lenyomat vs Mesterminta	-0.027, 0.009	0.311
Mesterminta vs Szekciós minta	-0.055, 0.009	0.152
Szekciós minta vs Fogtechnikai	0.028, 0.084	< 0.001*
Lenyomat vs Fogtechnikai szkennel	0.008, 0.040	0.004*
<i>21BP</i>		
Lenyomat vs Mesterminta	-0.702, -0.168	0.001*
Mesterminta vs Szekciós minta	-0.020, 0.050	0.411
Szekciós minta vs Fogtechnikai	0.066, 0.119	< 0.001*
Lenyomat vs Fogtechnikai szkennel	-0.592, -0.063	0.015*
<i>21MD</i>		
Lenyomat vs Mesterminta	0.024, 0.079	< 0.001*
Mesterminta vs Szekciós minta	-0.032, 0.044	0.747
Szekciós minta vs Fogtechnikai	-0.069, 0.001	0.060
Lenyomat vs Fogtechnikai szkennel	-0.009, 0.057	0.152
<i>24BP</i>		
Lenyomat vs Mesterminta	0.006, 0.047	0.011*
Mesterminta vs Szekciós minta	-0.019, -0.004	0.002*
Szekciós minta vs Fogtechnikai	0.056, 0.072	< 0.001*
Lenyomat vs Fogtechnikai szkennel	0.055, 0.103	< 0.001*
<i>24MD</i>		
Lenyomat vs Mesterminta	0.024, 1.024	0.040*
Mesterminta vs Szekciós minta	-0.288, 0.027	0.104
Szekciós minta vs Fogtechnikai	-0.297, 0.174	0.610
Lenyomat vs Fogtechnikai szkennel	-0.051, 0.715	0.089
<i>27BP</i>		
Lenyomat vs Mesterminta	-0.064, -0.042	< 0.001*
Mesterminta vs Szekciós minta	-0.007, 0.014	0.487
Szekciós minta vs Fogtechnikai	0.056, 0.083	< 0.001*
Lenyomat vs Fogtechnikai szkennel	0.010, 0.031	< 0.001*
<i>27MD</i>		
Lenyomat vs Mesterminta	-0.048, 0.031	0.663
Mesterminta vs Szekciós minta	-0.017, 0.024	0.735
Szekciós minta vs Fogtechnikai	0.008, 0.041	0.004*
Lenyomat vs Fogtechnikai szkennel	-0.013, 0.051	0.248

5.2.2 Fogív méretének változásai

Szignifikáns eltérés mutatkozik az fogtechnikai digitalizáció minden lépésénél minden távolságon. A csomók mérőpontjai közötti távolság a lenyomatok (medián -0.004 mm, IQR = 0.198) gipszelésével nőtt a mestermintákon (0.136 mm, IQR = 0.157). A mesterminták szekcionálásával a távolság a csomók között csökkent (-0.028 mm, IQR = 0.279), megközelítve ezzel a lenyomatokon mért értékeket. A szekciós minták fogtechnikai digitalizációjával létrehozott virtuális mintán (-0.089 mm, IQR = 0.322) kisebb értékek mérhetők, mint bármelyik megelőző lépésnél. (36. ábra, 4. táblázat)



36. ábra A három mért távolságon (kis-, közepes- és nagy távolság) összesített adatok eloszlása. A legkisebb értékek a fogtechnikai szkennelés lépésénél mutatkoznak

4. táblázat – A három megfigyelt csonktávolság (kis-, közepes- és nagy távolság) relatív torzulásai a fogtechnikai digitalizáció egyes lépéseinél

	Q1	Medián	Q3	IQR
Lenyomat	-0.156	-0.004	0.043	0.198
Mesterminta	0.011	0.136	0.168	0.157
Szekciós minta	-0.250	-0.029	0.028	0.279
Fogtechnikai szkennel	-0.347	-0.089	-0.024	0.322

Legkisebb távolságon (24-27) mért változások

A precíziós szituációs lenyomatokon 0.006mm (IQR = 0.071) mértük a legkisebb eltérést a referencia minta adataihoz viszonyítva. A mestermintákon 0.149mm (IQR = 0.034) valódiságot, a szekciós mintákon –0.023mm (IQR = 0.073) mértünk. Az fogtechnikai szkennelrel készített virtuális mintán az eredeti távolsághoz képest – 0.086mm (IQR = 0.043) volt az eltérés. Szignifikánsan kisebb a fogtechnikai szkennelrel készített virtuális minták ezen mérete, mint a lenyomatokról és a szekciós mintákról referencia szkennelrel készült virtuális mintáké.

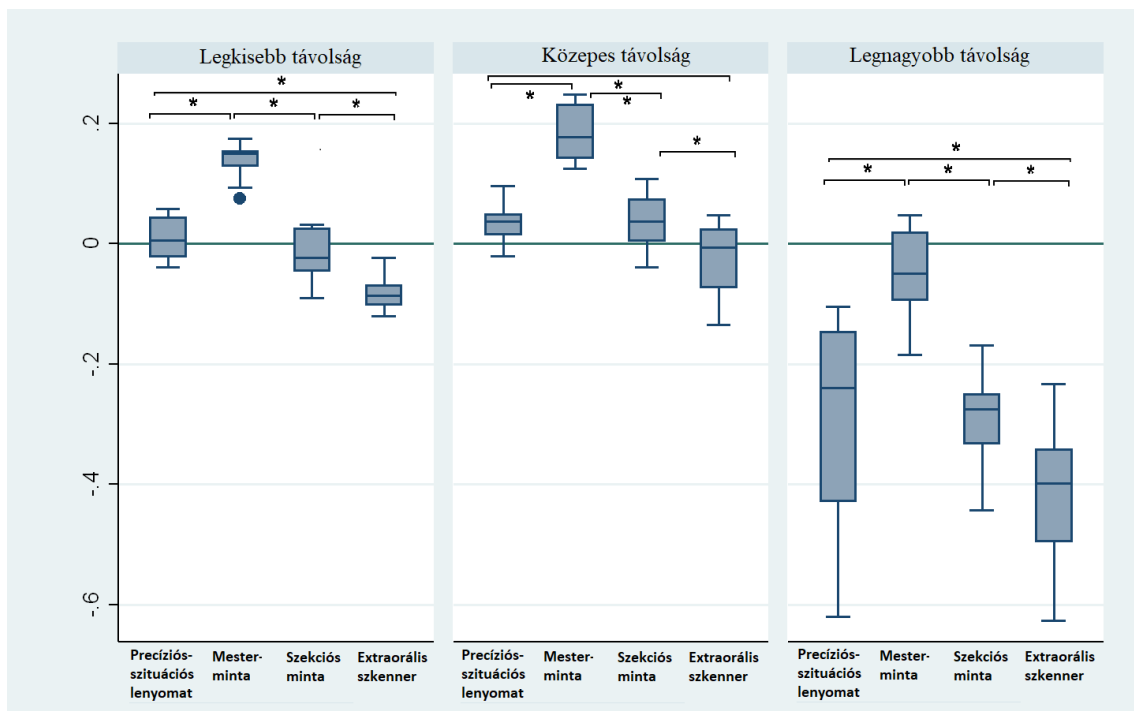
Közepes távolságon (24-27) mért változások

A legkisebb távolsághoz képest a preparált 24-27 fogak legtávolabbi felszínein valamivel nagyobb értékeket mértünk. Lenyomatokon 0.038mm (IQR = 0.051), mestermintákon 0.177mm (IQR = 0.093), a szekciós mintákon pedig 0.037mm (IQR = 0.075) lett a változás mértéke. Csak a fogtechnikai szkennel által készített virtuális mintákon –0.006mm (IQR = 0.103) mértünk negatív előjelű értéket. A fogtechnikai szkennelrel készített virtuális minták mérete itt is szignifikánsan kisebb volt, mint a lenyomatokról és a szekciós mintákról referencia szkennelrel készült virtuális minták.

Legnagyobb távolságon (21-27) mért változások

A fogív általunk mért legnagyobb távolságán jelentkeztek a legnagyobb eltérések: a lenyomatokon -0.240mm (IQR = 0.306), a mestermintákon -0.050mm (IQR = 0.13), a szekciós mintákon pedig -0.276mm (IQR = 0.121) mutatkozott. Az fogtechnikai szkennerral -0.398mm (IQR = 0.169) valódiságot mértünk. Az általunk vizsgált legnagyobb távolságon is szignifikánsan kisebbek voltak a fogtechnikai szkennerral készített virtuális minták, mint a lenyomatokról és a szekciós mintákról referencia szkennerral készült virtuális minták.

Összességében elmondható, hogy a statisztikai analízis a digitalizációhoz vezető minden lépésnél, minden mért távolságon szignifikáns eltérést mutatott. A vizsgálat célkitűzése szempontjából fontos kiemelni, hogy a lenyomatok és a fogtechnikai szkennerral készített virtuális minták értékei között is, valamint a szekciós minták referencia szkennerral létrehozott adatai és a fogtechnikai szkennerral létrehozott adatai között is szignifikáns különbség mutatkozott ($p < 0.01$). Mindhárom távolságon a legkisebb értékeket az utolsó lépésnél mértük. (37. ábra és 5. táblázat 6. táblázat)



37. ábra A legkisebb távolságon (24-27 legközelebbi pontjai között), közepes távolságon (24-27 legtávolabbi pontjai között) és a legnagyobb távolságon (21-27 legtávolabbi pontjai között) az fogtechnikai digitalizáció egyes lépéseinél mért abszolút eltérések.

*-gal jelölve, ahol a statisztikai analízis szignifikáns eltérést mutatott ki.

5. táblázat – Kis-(24-27 legközelebbi pontjai között), közepes- (24-27 legtávolabbi pontjai között) és legnagyobb távolságon (21-27 legtávolabbi pontjai között), az fogtechnikai digitalizáció egyes lépéseinél mért változások mm-ben.

	Q1	Medián	Q3	IQR
<i>Kis távolság</i>				
Lenyomat	-0.023	0.006	0.048	0.071
Mesterminta	0.120	0.149	0.154	0.034
Szekciós minta	-0.048	-0.023	0.026	0.073
Fogtechnikai szkennel	-0.105	-0.086	-0.062	0.043
<i>Közepes távolság</i>				
Lenyomat	0.010	0.038	0.061	0.051
Mesterminta	0.139	0.177	0.232	0.093
Szekciós minta	0.004	0.037	0.080	0.075
Fogtechnikai szkennel	-0.075	-0.006	0.029	0.103
<i>Legnagyobb távolság</i>				
Lenyomat	-0.447	-0.24	-0.140	0.306
Mesterminta	-0.105	-0.050	0.026	0.130
Szekciós minta	-0.355	-0.276	-0.234	0.121
Fogtechnikai szkennel	-0.498	-0.398	-0.329	0.169

6. táblázat – A lineáris regressziós statisztikai analízis során az fogtechnikai digitalizáció minden lépése között szignifikáns eltérés mutatkozik.

	95%CI	p
<i>Kis távolság</i>		
Lenyomat vs Mesterminta	0.109, 0.141	< 0.001
Mesterminta vs Szekciós minta	-0.186, -0.13	< 0.001
Szekciós minta vs Fogtechnikai szkennel	-0.083, -0.038	< 0.001
Lenyomat vs Fogtechnikai szkennel	-0.118, -0.069	< 0.001
<i>Közepes távolság</i>		
Lenyomat vs Mesterminta	0.103, 0.159	< 0.001
Mesterminta vs Szekciós minta	-0.161, -0.128	< 0.001
Szekciós minta vs Fogtechnikai szkennel	-0.075, -0.02	< 0.001
Lenyomat vs Fogtechnikai szkennel	-0.094, -0.027	< 0.001
<i>Legnagyobb távolság</i>		
Lenyomat vs Mesterminta	0.162, 0.312	< 0.001
Mesterminta vs Szekciós minta	-0.291, -0.195	< 0.001
Szekciós minta vs Fogtechnikai szkennel	-0.173, -0.071	< 0.001
Lenyomat vs Fogtechnikai szkennel	-0.208, -0.047	0.002

6 Megbeszélés

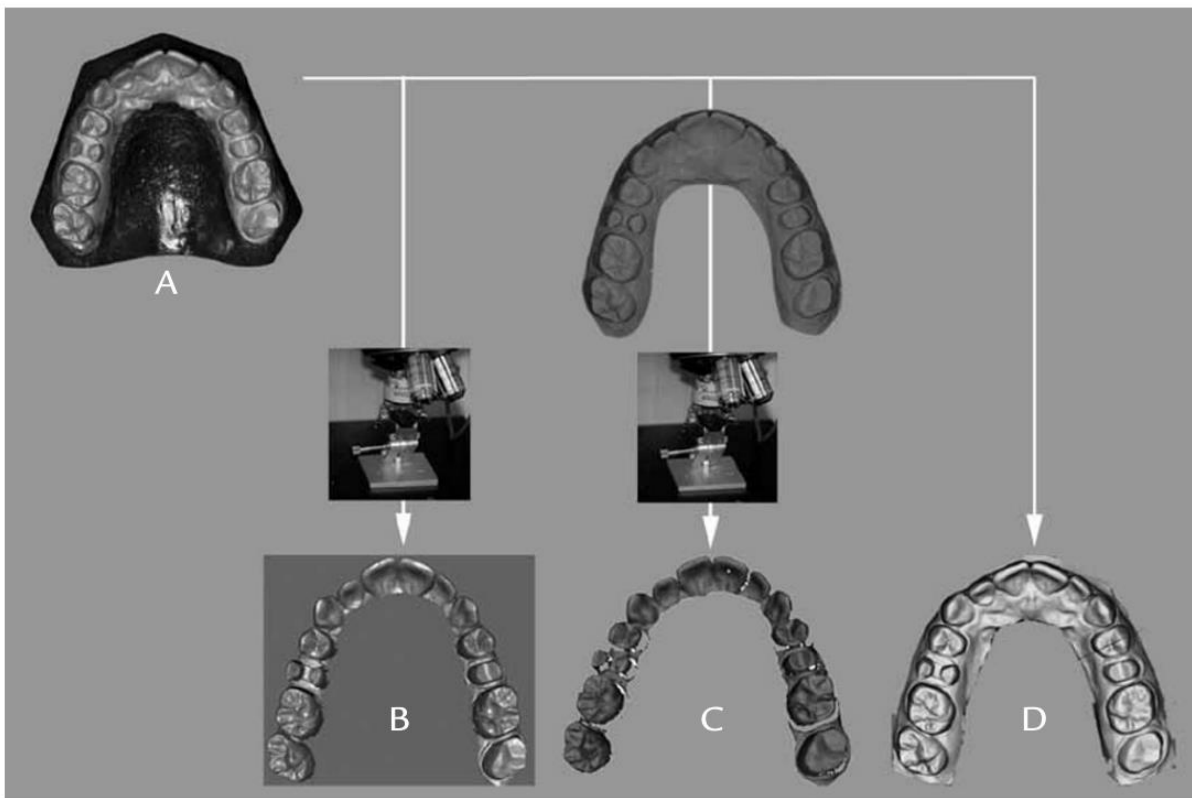
Ahhoz, hogy a CAD/CAM rendszerek segítségével pontos fogpótlások készülhessenek, elengedhetetlen a pontos virtuális minta, amelyet a folyamat során jelentkező torzító hatások kiküszöbölésével érhetünk el [60, 79, 81]. A fogpótlások CAD/CAM technológiával történő készítése során számos tényező befolyásolja a pontosságot [19, 43, 60, 79, 96-99]. A pontosság két elemből áll: a valódiságból és a precizitásból [100]. Egy rendszer valódiságát a valós vagy kijelölt referencia érték és a mért érték közötti eltérés mutatja meg. A precizitás a mérési eredmények egymástól való eltérését jelenti [34, 68, 98, 100]

A fogpótlást rögzítő cement oldódása, valamint a fog és a fogpótlás széli záródásánál kialakuló rés szuvasodáshoz, érzékenységhez, a pulpa gyulladásához vezethet, továbbá a nem megfelelő széli záródás, mint plakkretenciós tényező gingivitis, valamint parodontitis kialakulását eredményezheti [12, 101-104]. Az előrehaladott parodontitis következtében kialakult alveoláris csont pótlásával kapcsolatban biztató eredmények érhetők el [105-107], de a betegség kialakulásának elkerülése elsődleges feladat, amiben a páciensek szájhygiéniája is meghatározó lehet [108, 109]. A szakirodalomban nincs egységes álláspont, de a különböző szerzők a készítendő fogpótlások széli záródási vonalánál mért klinikailag elfogadható pontosságot 50-200 mikrométer körül határozzák meg [61, 101, 102, 104, 110, 111].

6.1 Fogtechnikai és intraorális szkennerek pontosságának összehasonlítása

Az intraorális szkennerek pontosságára a kezdetekben is fokozott figyelem összpontosult, noha ekkor még csak egy preparált fogra készülő fogpótlás illeszkedéséről volt szó [11, 24, 112]. Az idő haladtával a szkennerek egyre pontosabbak lettek, indikációs területük nőtt, a preparált felszínek, a szomszédos fogak alakja és helyzete, az antagonista fogak pozíciója, a széli záródás helyzete formája és lefutása mind befolyással lehetnek a készítendő fogpótlás pontosságára [8, 18, 27, 31, 68, 101]. Az új technológiák adta lehetőségek kiértékelésének egyik lehetséges módja, ha a már alkalmazott eljárással hasonlítják össze [5, 6, 67-69, 82, 96, 113-117]. A vizsgálatok jellemzően az intraorális szkennerek pontosságát valamilyen más digitalizációs technikához, vagy hagyományos lenyomatok pontosságához hasonlítják [60, 68, 69, 79, 81, 113, 115].

A 2010-es években egyre több, az intraorális szkennerekkel foglalkozó vizsgálat kezdődött. Az egyik vizsgálatban 2011-ben Ender és munkatársai teljes fogíven in vitro 2 intraorális szkennerek valóságát és precizitását (CEREC Bluecam, Lava C.O.S.) vizsgálták [68]. Eredményeikben a digitális eszközök mintán mért pontossága (100 µm alatti) megegyezett a hagyományos lenyomatokéval a vizsgálati körülmények között [68]. 2013-ban ugyanaz a munkacsoport új pontosság-vizsgálati protokollt mutatott be, amelyben ismét hagyományos lenyomatok és intraorális szkennerek pontosságát hasonlították össze teljes, zárt fogíven (38. ábra) [117]. Eredményeikben a hagyományos lenyomatok pontosabbnak mutatkoztak, de hangsúlyozták, hogy mindkét módszer pontossága a klinikai elfogadhatósági határon belül volt (60 µm alatt) [117].



38. ábra Ender és mtsai 2013-ban bemutatott mérési módszerükben egy fémből készült felső fogívről (A) referencia szkennerral létrehoztak referencia adathalmazt (B), majd a hagyományos lenyomatok alapján készült mestermintákat szkenneltek a referencia szkennerral (C). Végül CEREC Bluecammal is szkennelték a referencia mintát (D) [117] (Kiadó engedélyével).

Egy másik vizsgálatban Patzelt és munkatársai 14 preparált foggal rendelkező mintán tesztelték 4 intraorális szkennert (iTero, CEREC Bluecam, Lava C.O.S., Zfx IntraScan)

valódiságát és precizitását 2014-ben [118]. Jelentősen rosszabb értékeket közöltek, mint amik a korábbi vizsgálatokban megtalálhatók. Eredményeik szerint a szkennerek valódisága 38-333 µm, precizitása 38-100 µm között szórt. Megállapították, hogy egy preparált fog szkennelése esetén nagyon jó eredményeket tudnak felmutatni a szkennerek, de teljes fogív szkenneléséről nincs elegendő információ, és az általuk rögzített eredmények alapján a szkennerek pontossága teljes fogíven negatívan hathat kiterjedtebb fogpótlások készítésére [118]. Következő évben Ender és munkatársai újabb vizsgálatokat mutattak be. Egyikben teljes fogíven 4 intraorális szkennerek pontosságát (CEREC Bluecam és Omnicam, iTero, Lava C.O.S.) mérték. A szkennerek teljes fogíven nagyobb eltéréseket produkáltak, a hagyományos lenyomatvételi technikákat ismét pontosabbnak írták le [113]. Másik vizsgálatukban klinikai körülmények között zárt fogazatú páciensek kvadráns távolságán (egy oldali szemfogtól második nagyörlőig) mérték 7 intraorális szkennerek precizitását (Lava True Definition, Lava C.O.S., iTero, Trios, Trios Color, CEREC Bluecam 4.0 szoftver, 4.2 szoftver és Omnicam) [82]. A vizsgálatban az egyik szkennerek (CEREC) két különböző szoftververziójával is készítettek virtuális mintákat. Eredményeikben kiemelik, hogy mutatkoztak különbségek a szkennerek között, de összességében ezen a távolságon a szkennerek jobban teljesítettek, valamint kevesebb időre volt szükség a digitális, mint a hagyományos lenyomatokhoz. A két szoftververzió között szignifikáns eltérést nem mutattak ki, de a frissített szoftverrel valamivel rosszabb értékeket mértek [82]. Egy éven belül megjelent másik klinikai vizsgálatukban ismét 7 intraorális szkennerek (CEREC Bluecam és Omnicam, iTero, Lava C.O.S., Lava True Definition, Trios, Trios Color) precizitását mérték teljes, zárt fogíven. Eredményeik szerint nagy távolságon a hagyományos lenyomatokat találták precízebbnek, viszont kiemelték, hogy a szkennerek kis távolságokon itt is jobban szerepeltek [119].

Egy másik lehetőség az intraorális szkennerek pontosságának mérésére a fogtechnikai szkennerekkel való összehasonlítás. Több munkacsoport is végzett vizsgálatokat, amelyekben a különböző digitalizációs útvonalak segítségével létrehozott virtuális mintákat hasonlítottak össze [66, 79, 81, 116, 120].

2013-ban Güth és munkatársai a Lava C.O.S. intraorális szkennerek és Lava Scan ST fogtechnikai szkennerek pontosságának összehasonlítását végezték kézzel preparált titán modellen [79]. A fogtechnikai digitalizációhoz a hagyományos mintakészítés lépéseit

kövezték a mesterminta készítéséig és ezeket szkennelték. A referencia adatokat, a lenyomatok és mesterminták adatait mikro-CT segítségével hozták létre (XRD 1620 Perkin Elmer, Waltham, MA, USA). Végül a lenyomatok-, mesterminták- és az intraorális szkennerek adatait a referencia adathalmazzal összevetve (best fit alignment – legjobb illeszkedés) mérték a különbségeket. Eredményeikben az intraorális szkennelésnél pontosabb virtuális minták ($17\ \mu\text{m}\pm 19\ \mu\text{m}$) találhatók, mint a fogtechnikai szkennerek ($36\ \mu\text{m}\pm 52\ \mu\text{m}$) adatainál [79].

Güth és munkatársainak 2016-ban megjelent összehasonlító vizsgálata ismét a két digitalizációs módszer pontosságának feltérképezését tűzte ki célul. Két preparált fogat titán lemezre rögzítő „mintán” végeztek in vitro méréseket, 5 intraorális szkennert (CS 3500, CEREC Bluecam, Omnicam, Zfx Intrascan, True Definition) hasonlítottak fogtechnikai szkennerekhez (3Shape D810). Fontosnak tartották kiemelni, hogy kvadráns távolságot mindegyik szkennerekkel megfelelő pontossággal lehetett szkennelni, de emellett leírtak olyan intraorális szkennert, amelyik pontosabb- és olyat is amelyik pontatlanabb volt, mint a fogtechnikai szkennerek [81].

Az intraorális szkennerek pontosságát a segítségükkel készített fogpótlások pontosságán keresztül is igyekeznek meghatározni. Az egyik legrégebbi ilyen kutatás során Denissen és mtsai 2000-ben pácienseknek készített betétekkel hasonlították össze a CICERO (CICERO Dental Systems BV, Hoorn, Hollandia; lézer szkennerek), a CEREC 2 és Procera rendszer precizitását [101]. A vizsgálatban részt vevő páciensek régi amalgám és kompozit töméseit cserélték ki. A fogtechnikai digitalizációhoz hidrokolloiddal hagyományos lenyomatokat készítettek (Van R Dental Products, Maarssen, Hollandia), majd keménygipszsel gipszelték azokat a CICERO és Procera szkennerekkel történő szkenneléshez. Az összehasonlításokat az elkészült fogpótlásokról vett egy-egy hidrokolloid lenyomaton végezték mikroszkóppal. A CICERO rendszerrel készült betétek széli záródásnál átlagosan $74\ \mu\text{m}$, a CEREC rendszerénél $85\ \mu\text{m}$, a Procera rendszerénél $68\ \mu\text{m}$ részt jegyeztek fel. Kiemelték, hogy mindhárom rendszert alkalmasnak találják betétek készítésére, de a mért eredményeik jelentősen függenek a lemintázott preparált felszínektől és a gyártás folyamatától [101].

Almeida és munkatársai fém mintán végeztek vizsgálatot 2014-ben Lava C.O.S. szkennerekkel [121]. Digitális lenyomatok és hagyományos lenyomatok segítségével

négytagú cirkónium-dioxid hidakat készítettek, majd a horgonykoronák belső felszínének és széli záródásának illeszkedését mérték. A hidak széli záródásainál mért rést (~65 µm) klinikailag elfogadhatónak ítélték, ahogy a horgonykoronák belső illeszkedésénél találtakat is. Megjegyezték azonban, hogy az intraorális szkennelrel induló CAD/CAM technológiával készült fogpótlások belső illeszkedése valamivel pontatlanabb volt [121]. Keul és mtsai szintén 4-tagú fém és cirkónium-dioxid hídpótlások illeszkedését vizsgálta in vitro, titánból készült modellen. A kontrollcsoportot optikai fogtechnikai szkennelrel (CARES CS2, Straumann) készített fogpótlások jelentették, a vizsgált csoport fogpótlásait pedig iTero intraorális szkennelrel készítették. Az intraorális szkennelrel készített fém vázak pontosságát jobbnak találták, mint a fogtechnikai szkennelrel készítettékét, a cirkónium-dioxid vázagnál ilyen eltérést nem jegyezték fel. Kiemelték viszont, hogy a fémvázak széli záródásánál kisebb rést találtak, mint a cirkónium-dioxidból készült vázagnál, függetlenül a digitalizációs módszertől. Mindezekkel együtt mindkét digitalizációs eszközt megfelelőnek találták fogpótlások készítésére [60]. Boeddinghaus és munkatársai 2015-ös klinikai vizsgálatában 3 intraorális szkennelrel (CEREC Omnicam, Trios, Lava True Definition) és 1 fogtechnikai szkennelrel (3Shape D700) készítettek cirkónium-dioxid koronákat, amelyek illeszkedését vizsgálták 24 beteg 49 fogán [116]. A szájszkennelrel készült koronák széli záródása 90-220µm között szórt, míg fogtechnikai szkennelrel 150 µm volt átlagosan az eltérés. Összességében megállapították, hogy intraorális szkennelrel készülhetnek olyan pontosan illeszkedő koronák, mint az fogtechnikai digitalizáció útján [116]. A szkennelrel működési elvéből adódóan a pontosságot befolyásolja a leképezendő fogív hossza [13, 67, 68, 81, 82, 113, 117-119], objektív változót jelentenek a relatív információszegény területek, így a fogatlan állcsontgerinc és a palatum, melyek az információ torzításához vezethetnek [13, 118]. Azon vizsgálatok többségében, ahol fogpótlások pontosságát mérték, a szerzők felhívják a figyelmet, hogy eredményeikben nem csak a szkennelrel pontossága jelenik meg, hanem a CAD/CAM rendszerhez tartozó minden elem pontosságot befolyásoló hatása is, ami nehézséget jelent az eredmények értékelésénél [60, 69, 101, 116, 121].

Az intraorális és fogtechnikai szkennelrel pontosságával foglalkozó in vitro és klinikai vizsgálatok száma látványosan növekszik a nemzetközi irodalomban, egyes vizsgálatok az elkészült fogpótlások pontosságát mérik, mások a szkennelrel során létrehozott STL fájlt vizsgálják [60, 67-69, 81, 82, 101, 113, 114, 116-119, 121]. Saját vizsgálatainkban

STL fájlokat pontosság szerint (valódiság és precizitás) hasonlítottuk össze az ISO 5725-1 standard alapján. Vizsgálati célkitűzésünkben arra kérdésre kerestük a választ, hogy a mintán az egymástól két hiányzó fog távolságra lévő kézzel preparált fogakról és fogatlan állcsontgerincről fogtechnikai, vagy intraorális szkennelssel lehet-e pontosabb virtuális mintát készíteni? Eredményeink alapján, miszerint az intraorális szkennelssel a vizsgált távolságot pontosabban (valószínűbb és precízebben) tudtuk leképezni, a nullhipotézisünket elvetettük. Vizsgálatunk jól beleilleszthető a nemzetközi irodalomban megtalálható információk közé. Az idő előrehaladtával az in vitro vizsgálatokban az tűnik fel, hogy míg korábban az intraorális szkennerekkel nem lehetett olyan pontos digitális mintákat készíteni 4-tagú hídpótláshoz előkészített fogak távolságán, mint a hagyományos gipszminták fogtechnikai digitalizálásával, addig az újabb kutatásokban egyre többször, egyre nagyobb kiterjedésű fogívreszekre írták le, hogy az intraorális szkennerek pontossága megközelíti a hagyományos lenyomatokét, viszont a vizsgálatok legtöbbjét zárt fogíveken végzik [67, 68, 82, 113, 114, 117-119]. A mintákon végzett vizsgálatokkal kapcsolatban a szerzők gyakran megfogalmazzák, hogy a mért eredményeiket páciensre vonatkoztatni nem lehet egyértelműen, mert az adatokat befolyásolhatja a szájüreghez kapcsolódó körülmények (nyál, lágyrészek, fogak optikai tulajdonságai stb.) [72, 119, 122]. Ezek a limitációk a saját vizsgálatunkkal kapcsolatban is említendőek.

Az intraorális szkennerek pontosságával kapcsolatos vizsgálatok egyre szerte ágazóbb kérdésekre keresik a választ. A virtuális mintákon végzett vizsgálatok jellemzően a legjobb illeszkedés elvével illesztik az adatokat egymásra [60, 67-69, 81, 82, 101, 113, 114, 116-119, 121], azonban az STL fájlokkal végzett mérési módszerek között is jelent meg új. Vág és munkatársai szerint a legjobb illeszkedés elvével (best fit alignment) végzett mérések során a használt szoftverek a teljes fogívet illesztik, nem veszik figyelembe a virtuális minta kiindulópontját, ahonnan az aktuális intraorális szkennel elkezdi összeilleszteni az adatokat, ami jelentősen befolyásolhatja az eredményeket [123]. Céljuk a szkennelés során készült képek szoftveres illesztések és a szkennelési stratégia pontosságát befolyásoló képességének a felderítése volt az általuk felállított új mérési módszer segítségével. Vizsgálatukban a dentinhez hasonló vénnyviszaverő tulajdonságú műanyag mintákon (maxilla, mandibula) összesen 28 mérési pont elmozdulásait mérték. A referencia adatok és az intraorális szkennel virtuális mintái

illesztése során a fogakon előre kijelölt pontok elmozdulásait regisztrálták egy X-Y-Z koordináta rendszerben úgy, hogy a szkennelés kiindulópontját jelentő fognál illesztették össze az STL fájlokat. A fogakon és a teljes fogíven mért eltérések alapján a képillesztési hibák akkumulálódását figyelték meg, aminek eredményeként a fogív végénél jelentős torzulást írtak le. Megállapításaik szerint a legnagyobb eltérések az apico-coronalis dimenzióban jelentkeztek, aminek okaként a szkennerek mélységérzékelését jelölték meg. Eszerint, ha a szkennelés az occlusalis felszínen kezdődik, akkor az apico-coronalis dimenzióban kevesebb a vonatkoztatási pont, mint mesio-distalisan, illetve oro-vestibularisan. A vizsgálatukban a legjobb illeszkedés mellett mért eredmények lényegesen alacsonyabb eltéréseket mutattak, mint az új mérési módszerükkel, ezért elővigyázatosságra hívják fel a figyelmet az irodalomban megtalálható vizsgálatok eredményei összevetésénél [123].

Összegezve elmondható, hogy az irodalomban az intraorális szkennereket vizsgálják in vitro, klinikai körülmények között és fogpótlások pontosságán keresztül is [9, 26, 29, 60, 66-69, 77, 78, 81, 83, 115-118, 120, 124, 125]. Vizsgálatunk idejében még nem volt egybehangzó vélemény, hogy intraorális szkennerekkel lehet-e olyan pontos 4-tagú hídpótlásokat készíteni, mint fogtechnikai szkennerek segítségével. Eredményeink az újabb vizsgálatok eredményeivel egybehangzóak, azonban az elkészített virtuális minta pontossága számos tényezőtől függ. [27, 67, 68, 70, 82, 113, 114, 117-119, 126, 127].

6.2 A fogtechnikai szkennelés munkafolyamatainak pontossága

6.2.1 Precíziós-szituációs lenyomatok és fogtechnikai szkennelés pontossága

Célkitűzésünk a vizsgálataink ezen szakaszában az volt, hogy a precíziós-szituációs lenyomatok felszíni információit összehasonlítsuk a fogtechnikai szkennerekben létrehozott virtuális mintákéval. Nullhipotézisünk szerint a fogtechnikai szkennelési munkafolyamatok elején, a precíziós szituációs lenyomatokon mérhető fogméretek és fogtávolságok nem különböznek a munkafolyamat végén, a fogtechnikai szkennerekben létrehozott virtuális minta adataitól. Eredményeink szerint szignifikáns eltérés van a két csoport között a fogak méretei és a fogak távolságai szerint is. Ez alapján nullhipotézisünket elvetettük, azonban az eredmények klinikai jelentőségének értelmezéséhez az irodalomban megtalálható információkra is szükség van.

A hagyományos lenyomatok szkennelése ismert módszer a fogászatban, viszont gyakorlati tapasztalatairól nagyon kevés adat áll rendelkezésre. A modern lenyomatanyagok rugalmas tulajdonsága miatt a nagy pontosságú mechanikus letapogatási módszer nem vezet értékelhető eredményre [18, 47], optikai szkennelésnél pedig nehézség, hogy a lenyomatok információi a fényvisszaverődés szempontjából nagyon előnytelen benyomódásokként vannak jelen [8, 10, 62]. Az optikai szkennelésnél az alámenős részek mindig problémát jelentenek, mert árnyék jelenhet meg fontos felszíneken, ami a készülő virtuális minta pontosságát ronthatja [128].

A hagyományos lenyomatok szkennelésével kapcsolatban megfogalmazódott, hogy kiválthatná a gipszminták készítése során felmerülő esetleges hibákat [128]. Többek közt emiatt is néhány vizsgálat céljaul tűzte ki, hogy a hagyományos lenyomatok szkennelésével kapcsolatban felmerülő kérdésekre keresi a választ. Jeon és munkatársai [28] 2014-ben bemutatott vizsgálatuk során fogtechnikai szkennelést lenyomatot szkennelve teljes kerámia fogpótlásokat készítettek. Ehhez egy előkészített jobb felső szemfog, első kisórlót és első nagyórlót mintázó csonkokról egyesével vettek lenyomatot A-szilikon lenyomatanyaggal (Aquasil Ultra, Dentsply, St. York, PA, USA), majd a csonklenyomatokat egyesével szkennelték a fogtechnikai szkennelben. Eredményeikben mind a három preparált fogról készült virtuális minta 30 μ m alatti valódiságot mutatott. Az általuk használt lenyomatanyagot a gyártó optikai szkennelésre fejlesztette. [28] A saját vizsgálatunkban nem állt rendelkezésre ilyen tulajdonságú lenyomatanyag, amely így a vizsgálat limitációjént említhető. Ugyanakkor a fogászati optikai szkennerekhez kifejlesztett szkennelhető lenyomatanyaggal kapcsolatban nem jelenthető ki egyértelműen, hogy egy ilyen használatával a referencia szkennelünk által létrehozott virtuális minta pontossága növelhető lett volna.

Runkel és munkatársai [128] 2020-ban publikált cikkükben a munkacsoportjuk által korábban használt titán lemezre erősített premoláris és moláris kézzel preparált fogakat formázó „mintáról” vettek hagyományos lenyomatokat három különböző lenyomatanyaggal (Impregum poliéterrel, Imprint 4 és Dimension A-szilikonnal). Szkennelhető lenyomatanyag nem állt rendelkezésükre. A lenyomatokat (n=12) szkennel sprayel felületkezelték a csillanások elkerülése érdekében. Ezt követően 2 fogtechnikai szkennelben szkennelték azokat (3Shape D810, Zirkozahn S600 ARTI). Vizsgálatunkhoz hasonlóan mestermintákat és szekciós mintákat készítettek, amelyeket

szintén szkenneltek mindkét szkennelvel. Eredményeik alapján megállapították, hogy a szkenneléshez felhasznált lenyomatanyag és fogtechnikai szkennel is meghatározó. A virtuális mintákon maximálisn 100µm-es eltérést jegyeztek fel. A 3Shape szkennelvel az 1-es A-szilikon lenyomatokkal szemben a gipszmintákon sikerült pontosabb virtuális mintákat létrehozni, a Zirkonzahn szkennelvel a lenyomatok szkennelés (Impregum poliéter és Imprint 4 szilikon) volt pontosabb. Vizsgálatuk limitációjá a felületkezelő spray használata, amely a pontosságot befolyásolhatta, mert a lenyomatok „benyomataiba” nagyon nehéz egyenletesen bejuttatni. További limitációjuk, hogy a vizsgált „mintán” a két fog tengelyállása megegyezik, valamint nincsenek szomszédos fogak sem. A vizsgálat alapján feltételezik, hogy az egyes szkennelvel által használt különböző színű fény eltérő pontosságot eredményezhet, továbbá megjegyzik, hogy teljes fogív és természetes fogak jelenléte negatívan befolyásolhatja a létrehozott virtuális minta pontosságát. Összeségében a lenyomatok szkennelését az általuk mért 4-tagú fogív rész (kvadráns) esetén javasolják. [128]

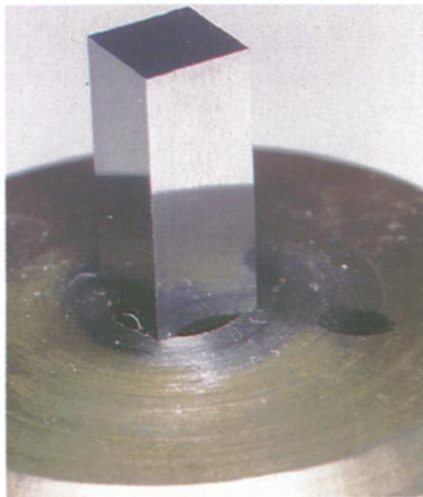
Vizsgálatunkban a precíziós-szituációs lenyomatokat sem intraorális vagy fogtechnikai szkennelvel nem szkennelünk [9], emiatt az irodalmi adatokkal nehéz az eredményeink összehasonlítása. Tapasztalataink szerint a hagyományos lenyomatok fogtechnikai szkennelés sokkal ritkábban történik a hétköznapok során, mint a szekciós gipszmintáké, a szkennelés körülményessége és az esetlegesen felmerülő adatfelvételi hibák száma miatt [64, 66]. Méréseink elvégzésének időpontjában nem lehetett találni olyan publikációt, ami aszimmetrikus foghiányokkal rendelkező mintán, kézzel preparált fogokról készült hagyományos lenyomattal kezdődően a mintakészítésen keresztül a fogtechnikai digitalizáció lépését is vizsgálja teljes fogív leképezésével. Ezzel azon kevesek közé tartoznak, amelyek igyekeznek életszerű információval szolgálni a fogtechnikai digitalizáció munkafolyamatairól.

6.2.2 Szekciós gipszminták és a fogtechnikai szkennelés pontossága

A vizsgálatunk egyik fontos célkitűzése az volt, hogy a valóság értékek megváltozását a fogtechnikai szkennelés lépése során is megmérjük. Eredményeinkben a fogtechnikai szkennelés lépésénél szignifikáns különbséget írtunk le a szekciós minta és a fogtechnikai szkennelvel által létrehozott virtuális minta méretei között. A fogtechnikai szkenneléskor

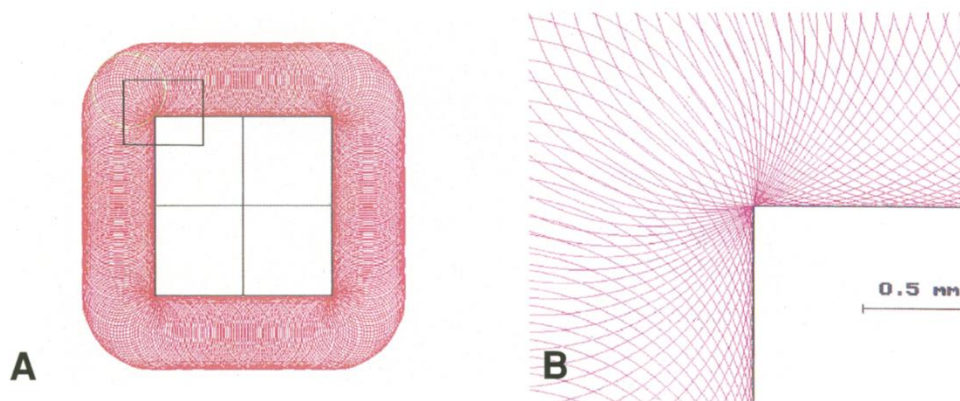
megváltozik a csomók átmérője és csökken az egymáshoz viszonyított helyzetük is. Ez alapján a nullhipotézisünket, amely szerint szekciós minták és az arról fogtechnikai szkenneléssel létrehozott virtuális minták méretei között nincs szignifikáns különbség, elvetettük.

A vizsgált négy csomó (#11, #14, #24, #27) átmérője megváltozott a szkennelés lépése alatt, ami nem kívánt eredményre vezethet a mindennapi használat esetén. Ez az eredmény különbözik a más kutatócsoportok által megfogalmazottakhoz képest. Ezeket a különbségeket az egyes vizsgálati módszerek eltérései is okozhatják. Például kontakt szkenneléssel kevésbé a megfelelő pontosság elérése jelent nehézséget. Egy preparált fogat mintázó gipszcsomót már a fogtechnikai szkennelés hajnalán is lehetett nagy pontossággal szkennelni. Ennek oka az első kontakt szkennelő előfutárát jelentő technológiában keresendő. Az 1980-as évek második felében mechanikus marógéppel a kor legpontosabb, aranyötvözetből készített fogpótlások minőségével vetekedő titán koronavázakat tudtak előállítani. Nem meglepő, hogy az első mechanikus szkenneléssel szemben is hasonló elvárásokat fogalmaztak meg [14, 19]. A Procera szkennelő bemérésére külön módszert dolgoztak ki, amely lehetőséget adott arra, hogy a letapogató egységet a rendszer különálló részeként teszteljék [19]. A mérés alapjául szolgáló 6 mm ($\pm 0,009$ mm) oldalhosszúságú négyzet alapú, rozsdamentes acél hasáb azonban éles sarkaival és egyenes oldalaiival a legrosszabb klinikai esetben is nagyobb kihívást jelentett (39. ábra) [19].



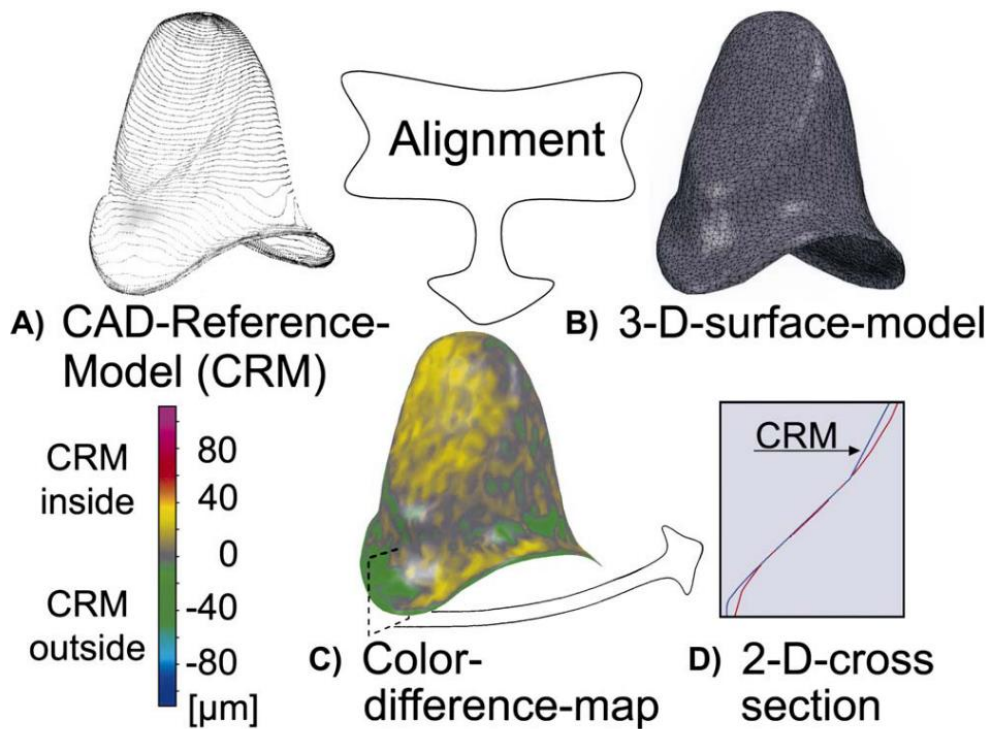
39. ábra Az első Procera szkennelő pontosságának értékelésére ezt a nagy pontossággal gyártott négyzet alapú rozsdamentes acél hasábot használták [19] (Kiadó engedélyével).

A mérés során a hasábot a tartó tálcával együtt, alacsony sebességgel forgatták, közben a szkennert a 45°-ban tartott tapintó zafírgömbbel végig mérte a hasáb felszínét. (40. ábra) A vizsgálat eredményei szerint a ProCera kontakt szkennert pontossága $\pm 10\mu\text{m}$ (0,01mm) tartományon belül mozgott. Ezzel együtt hamar fény derült rá, hogy az érintő szonda hegyén elhelyezkedő gömb átmérője korlátozottan képes letapogatni a felületen lévő kisebb üregeket és kiemelkedéseket, ezért a készülő fogpótlás marása során nem volt lehetőség a kisebb egyenetlenségeket reprodukálni [19].



40. ábra Vetített felülnézeti kép a négyzet alapú hasáb horizontális metszetében. (A) A piros vonal mutatja a szkennert tapintó végének útvonalát. A letapogatott pontok száma a sarkoknál lényegesen több mint a sima oldalfaloknál (B) [19] (Kiadó engedélyével).

A kontakt szkennerek nagy pontossággal működnek a vizsgálatok megállapításai szerint, ezért jó kiindulópontot jelentettek az optikai fogtechnikai szkennerekkel való összehasonlításra [14, 19, 21, 33, 43]. Anna Persson és munkatársai 2006-ban egy kontakt szkennert (Nobel Biocare M50) és egy lézer szkennert (3Shape A/S, Koppenhága, Dánia) felületképezési pontosságát vizsgálták [33]. A kétfajta szkennerből származó virtuális modelleket egymásra vetítve, egy színtérkép segítségével láthatóvá tették a két szkennert adatai között található különbségeket. (41. ábra)



41. ábra Persson és mtsai vizsgálatukban preparált csonkok felszíni adatait rögzítették fogtechnikai kontakt szkennelrel (A) és lézer szkennelrel (B). A két szkennel adatait egymásra vetítették. (C) A megjelenő színtérkép szerint, valamint keresztmetszeti kép (D) szerint értékelték ki az adatokat [33] (Kiadó engedélyével).

Eredményeik azt mutatták, hogy a kontakt szkennel jóval több (optikai ~5000-6000, kontakt ~24000) pontból álló virtuális mintát hozott létre. A két szkennel valódisága között $\pm 6\mu\text{m}$ különbséget mértek, a megismételhetőség mindkét szkennel esetén $10\mu\text{m}$ -en belül adódott. Nullhipotézisüket, miszerint a kontakt és a lézer szkennel felszín digitalizációja hasonló minőségű háromdimenziós modelleket fog eredményezni, a vizsgálat alapján elfogadottnak tekintették [33]. Holst és munkatársai [43] által 2013-ban elvégzett összehasonlításban a kontakt és az optikai szkennerek pontossága közötti különbségeket keresték. Eredményeik szerint a két fogtechnikai szkennertípus között nincs szignifikáns különbség a pontosságuk alapján. Mandelli és mtsai 2017-ben 7 fogtechnikai szkennel (két lézer- és 5 strukturált fehér fényvel működő szkennel) valódiságát és precizitását vizsgálta, ezek között azonban nem szerepelt az általunk használt Straumann CARES Scan CS2. Referencia mintának egy sablonosra preparált titán műcsonkot használtak. (42. ábra)



42. ábra Mandelli és mtsai által 7 fogtechnikai szkennert pontosságának méréséhez használt titán csonk [59] (Kiadó engedélyével).

Eredményként bemutatták, hogy a hét vizsgált szkennert valódisága $7\text{-}31\mu\text{m}$ között, precizitása $4\text{-}20\mu\text{m}$ között szórt. Null hipotézisüket, miszerint a vizsgált szkennerek között nincs eltérés, elvetették. Ezzel együtt az általuk kiemelt elfogadható $50\text{-}75\mu\text{m}$ klinikai pontossági szintet mindegyik szkennert teljesítette [59].

A fogtechnikai szkennerek pontosságára lehet következtetni az elkészített fogpótlások pontosságából is. Tan és munkatársai 2008-ban öntött és mart titán koronavázak széli záródásának pontosságát mérték [129]. A szkennelést KaVo Everest optikai szkennertel végezték keménygipsz csonkokon, majd ezekre titán koronavázakat készítettek számítógép vezérléssel (CAD/CAM). (43. ábra) A referencia csoportot nemesfémből öntött koronavázak alkották. Eredményeikben a számítógéppel mart titán- ($79.43 \pm 25.46\mu\text{m}$) koronáknál szignifikánsan nagyobb rést találtak, mint az öntött koronák ($23.91 \pm 9.80\mu\text{m}$) széli záródásánál [129].



43. ábra Tan és mtsai vizsgálatukban egy moláris fogat mintázó gipszcsonkokat digitalizáltak optikai fogtechnikai szkennertel [129] (Kiadó engedélyével).

Boeddinghaus 2015-ös klinikai vizsgálatában fogtechnikai szkennelést készített (3Shape D700) cirkónium-dioxid koronák illeszkedésén keresztül $150\ \mu\text{m}$ átlagos eltérést jegyzett le. [116]. Henkel és munkatársai vizsgálata szerint az általuk használt iTeroval készült digitális lenyomat és CAD/CAM technológiával előállított korona illeszkedése várhatóan pontosabb lett, mintha a koronák hagyományos lenyomattal készültek volna [69].

Az irodalomban megtalálható eredményekhez képest eredményeinkben a szekciós minták szkennelése során a gipszcsontok valóságosága nagyobb mértékben változott meg. Fontos kiemelni, hogy a felsorolt vizsgálatokban a fogtechnikai szkennerekkel egy lépésben szkenneltek, jellemzően egy nem anatómikus, cilindrokónikus, vagy egyszerű kialakítású „csontot”, továbbá nem a hagyományos fogtechnikai munkafolyamat során készült szekciós minta gipszcsontját. Ezzel szemben a saját vizsgálatunkban teljes szekciós minták két lépéses szkennelésével nyert virtuális minta kézzel preparált fogainak az átmérőit vizsgáltuk. A gipsz optikai tulajdonságai, a szomszédos fogak megléte, valamint a kézi preparáció mind befolyással lehetnek a létrehozott virtuális minta méreteire. Pontosságot befolyásoló tényező lehet a szkennelő szoftveres komponense is. Erre irányuló vizsgálatokban rámutattak, hogy a leképzett pontok száma és a pontosság között nincs összefüggés (több pont hozzáadása nem fog nagyobb pontosságot eredményezni) [78]. Inkább meghatározó a ponttalmasztó létrehozó szoftver, illetve ezen keresztül a pontfelhő minősége [59, 78].

A szekciós minták csontjainak távolsága a virtuális preparált fogak távolságaihoz képest szignifikánsan kisebb értékeket mutatott mindhárom távolságon. A torzulások klinikai jelentőségére más munkacsoportok eredményei alapján következtethetünk. Reich és munkatársai egy 2005-ben folytatott vizsgálatban pácienseknek hagyományos módszerrel készítettek fém-kerámia fogpótlásokat, és 3-tagú monolitikus kerámia fogpótlásokat különböző gyártók fogtechnikai szkennerei segítségével. (Digident, struktúrált fény szkennel; CEREC Inlab lézer szkennel; Lava, struktúrált fény szkennel) A kontroll csoportot hat hagyományosan készült fém-kerámia fogpótlással ellátott beteg jelentette. Vizsgálatunkban hagyományos precíziós-szituációs lenyomatok gipszelésével készítettek szekciós mintákat, ezeket szkennelték a különböző fogtechnikai szkennerekkel. A CAD/CAM rendszerekkel készült fogpótlások széli záródásánál $65\text{-}75\ \mu\text{m}$ rést találtak, míg a hagyományos fogpótlásoknál $54\ \mu\text{m}$ -t mértek. Megállapításuk szerint a CAD/CAM rendszerekkel előállított fogpótlások széli záródásánál megfigyelt

nagyobb rész klinikailag elfogadható tartományon belül volt [99]. Vigolo és munkatársai 2008-ban három fogtechnikai szkennelvel (ProCera, Lava, KaVo Everest) négytagú cirkónium-dioxid rögzített fogpótlásokat készített hagyományos lenyomatvételi és mintakészítési eljárásokat követően. Eredményeik szerint a három vizsgált csoport 46-65 μm közötti pontossággal rendelkezett, mindegyiket a klinikailag elfogadható értékeken belülnek találták [57]. Az említett három- és négytagú fogpótlások pontossága hasonló tartományban mozog a saját eredményeinkhez képest, noha a kész fogpótlások vizsgálatánál a szerzők hangsúlyozzák, hogy a végleges fogpótlások pontosságát jelentősen befolyásolja a gyártási technológia is [57, 99, 129, 130].

Vandeweghe és mtsai egy másik módszer szerint vizsgálta négy fogtechnikai szkennel pontosságát (Imetric D104i, Imetric 3D; KaVo Everest, KaVo Dental; Smart Optics Activity 880, Smart Optics; Lava ST,3M ESPE). A méréseket cilindrikus formákkal rendelkező műanyag, valamint gipszmintákon végezték. Vizsgálatukban referencia mintaként egy műanyagból készült, geometriailag könnyen értelmezhető formájú mintát használtak [56]. Hagyományos lenyomatokat vettek a referencia műanyag mintáról, majd a lenyomatokból gipszmintákat készítettek. A gipszmintákat is, valamint a műanyag mintát is a fogtechnikai szkennerekkel digitalizálták. A gipszminták (99 μm ; átlagos valódiság) és a referencia adatok között szignifikáns különbséget írtak le, ugyanakkor nem mutatkozott eltérés a műanyag mintáról létrehozott adatok (47 μm ; átlagos valódiság) és a referencia adatok között. Nem mindegyik fogtechnikai szkennel adatai helyezkedtek el a közleményben megemlített 50-75 μm klinikai pontossági szinten belül, de hangsúlyozzák, hogy a megfelelő pontosságú virtuális minta készíthető optikai szkennerekkel is, és hogy kisebb kiterjedésű objektumok szkennelése pontosabb eredményre vezet [56]. A torzulások mértékét más vizsgálatokhoz hasonlítva klinikailag elfogadhatónak ítélték [102-104]. Az általuk közölt eredmények és a saját vizsgált eredményeink közötti hasonlóság, hogy a kisebb kiterjedésű fogívreszen pontosabb értékeket mértek, amelyek nagyságban is összemérhetők. Nagyobb távolságoknál nekünk is nagyobb tortulás jelentkezett. Az eredmények közötti eltérésekre magyarázat lehet a két vizsgálati módszer különbözősége. A vizsgálatunkban kézzel előkészített fogak felszínek optikai leképezése feltehetően bonyolultabb a fogtechnikai szkennel számára, mint az általuk használt, mértanilag jóval egyszerűbben jellemezhető cilindrikus formák. További pontosságot befolyásoló tényező lehet a szkennelt minta anyaga. Egy

munkacsoport vizsgálati eredményeiben az olvasható, hogy a gipsz optikai szkennelését megnehezíti annak felszíni struktúrája [56]. A vizsgálatukban négy fogtechnikai szkennerből háromnál nagyobb valódiságot mértek, ha gipsz helyett műanyagot szkenneltek.

Összességében elmondható, hogy a fogtechnikai szkennereket vizsgáló kutatások többsége nem életszerű körülmények szerint zajlik, sokszor geometriailag könnyen értelmezhető mintákon, vagy egy fogat mintázó csonkon, és sajnos nagy probléma, hogy jelenleg nincs általánosan elfogadott kutatási protokoll a szkennerek pontosságának értékelésére, ami nagyon nehézzé teszi az elérhető eredmények összehasonlítását [19, 32, 33, 43, 56, 57, 59, 60, 68, 99, 113, 117, 120, 129, 130]. A munkacsoportok a laborszkennereket és a segítségükkel készített fogpótlásokat elfogadható pontosságúnak találták, ugyanakkor még mindig sok a megválaszolatlan kérdés [57, 99, 129, 130].

Vizsgálataink során igyekeztünk nem csak a hagyományos, és nem csak a digitalizációs lépésekre fókuszálni, hanem az egész fogtechnikai digitalizációs munkafolyamatot a lenyomatvételtől a virtuális minta elkészüléséig végig követni. Eredményeink szerint a precíziós-szituációs lenyomatokhoz képest a fogak mérete és a fogak távolsága jelentősen megváltozott. A hagyományos fogtechnikai lépésekhez (mesterminta, szekciós gipszminta készítése) tartozó térbeli változások megfelelnek az irodalomban fellelhető korábbi publikációkban megfogalmazottaknak, melyek szerint a mesterminta tágul, majd a gipszpatkó feldarabolásával és szekciós minta készítésével a fogak a lenyomatokban megtalálható helyükhöz közeli pozícióba visszarendeződnek [42, 45, 50]. A fogak távolságainak változására vonatkozóan a következő megállapítást tettük. A fogtechnikai digitalizáció munkafolyamatai során az összes lépésnél szignifikáns változás történik. Minden mért fogtávolságon, az összes lépés közül a fogtechnikai szkennerral létrehozott virtuális minták dimenziói voltak a legkisebbek. A kis- és közepes távolságokon mért változások a klinikai elfogadhatósági határértéken belülnek mutatkoznak az irodalmi adatok szerint, a legnagyobb általunk megfigyelt távolságon (fél fogív) mért torzulásnak viszont jelentősége lehet a készülő fogpótlás pontosságával kapcsolatban. Vizsgálataink limitációi között említendő, hogy az általunk használt extraorális szkennert más vizsgálatokban nem használták pontosság mérésekhez. További limitáció, hogy egyetlen fogtechnikai szkennert adatait mutattuk be, ezért az eredményeink nem általánosíthatók, nem vetíthetők ki más gyártók szkennereinek pontosságára. Ezekkel együtt a fogtechnikai

szkennerek pontosságával kapcsolatos tudományos közlemények többségében nem a fogászatra jellemző körülmények szerint végezték a vizsgálatokat, hanem egy-egy preparált csonk digitalizációján keresztül vannak le következtetések, vagy a szkennerek számára könnyen értelmezhető geometriájú mintát használtak [10, 56, 59, 60]. Az irodalomban nem találtunk olyan vizsgálatot, ahol leírták, hogy a mintákat nem egy lépésben szkennelték, míg az általunk elvégzett vizsgálatok a gyártó által meghatározott két lépéses szkennelési munkafolyamatot követték. Ennek során külön adat jött létre a teljes fogív leképezésénél, majd a csonkok behelyezését követően azokon külön szkennelési lépés ment végbe. A szkennelés befejeztével a külön készült fogívatatokra valamilyen módszerrel a szoftver ráillesztette az egyes csonkokról készített virtuális csonkokat, majd az egyesített és már véglegesített virtuális mintát megjelenítette (31. ábra).

Az intraorális szkennerek fogászati használatának terjedését jól példázza a szakirodalmi publikációk száma. Egyre több információt találhatunk arra vonatkozóan, hogy a külföldi egyetemek és munkacsoportok milyen módon vizsgálják a digitális szkennereket, illetve a hallgatóknak mi a benyomása az új rendszerekkel kapcsolatban [5, 27, 70, 77, 87, 96, 126, 127, 131]. A Harvard School of Dental Medicine [96] orvosainak vizsgálata arról számol be, hogy a hallgatók 60%-a előnyben részesítette a digitális lenyomatvételt a hagyományossal szemben. Ezen kívül a vizsgálatban résztvevő diákok 70%-a a digitális technológiát hatékonyabbnak találta, a hagyományos lenyomatvétel bonyolultabbnak bizonyult számukra. Azonban a hallgatók többsége a két különböző típusú lenyomatvételi technika nehézségi fokát azonosnak ítélte meg. Ugyanennek a munkacsoportnak egy másik vizsgálata megmutatta [5], hogy a digitális lenyomatvétel fele annyi időt vesz igénybe, mint a hagyományos eljárás. Mindhárom vizsgálatban a lenyomatvételt a hallgatók elméleti oktatása előzte meg. A fentebb említett cikkekkel egybehangzó véleményeket kaptunk a Semmelweis Egyetemen a szkennelést gyakorlatban is kipróbáló 4. és 5. éves hallgatóinktól.

Az elérhető vizsgálatok azt támasztják alá, hogy az intraorális szkennerek jó alternatívát nyújtanak a hagyományos lenyomatvételhez képest időhatékonyságban, egyszerűsíthetik a munkafolyamatokat, csökkentik a pácienseket ért stresszt, továbbá alkalmasak lehetnek a gipszminták kiváltására, megkönnyítik a fogorvos-fogtechnikus és az orvos-páciens kommunikációt [9, 27, 34, 77, 110]. Hátrányuk a szükséges tanulási folyamat, a mélyen fekvő preparációs határ felismerése, valamint a nyál, vér negatív hatást fejt ki a pontosságukra [3, 7, 27, 35, 70, 72, 74, 110, 127, 132]. Az értekezés időpontjában már sok intraorális szkennert elérhető. A hazai és nemzetközi kutatócsoportok szerint a legjobb választás a fiatalabb eszközök használata, mert a régebbi gépek indikációs területe kisebb [26, 27, 34, 71, 84, 85, 133, 134]. A pontosságon túl az újabb eszközök jobbak a szkennelési sebességben, kézidarab méreteiben, színfelismerésben [75, 84, 127, 134-140]. Nem csak előkészített fogakra lehet velük fogpótlásokat készíteni, hanem implantációs protetikára, navigációs implantológiára, fogszabályozásra is alkalmasak [9, 26, 36, 55, 71, 77, 85, 133, 136, 141]. A technológiai fejlődés következtében vannak olyan országok, ahol a 2010-es évek végére a fogorvosok 5-10%-a már használt intraorális szkennert, és arányuk folyamatosan nő [133, 142]. Ezzel párhuzamosan az intraorális szkennerekkel kapcsolatos vizsgálatok száma is látványosan emelkedik [39, 126, 127,

132, 134-137, 143-148]. Egyes kutatócsoportok az intraorális szkennerek pontossága között különbségeket vizsgálják [39, 136, 149], mások a szkennerek pontosságát befolyásoló külső tényezőkre helyezik a hangsúlyt. Az erős külső fényforrás ronthatja az adatfelvétel pontosságát [135, 143, 144], ahogy a preparált fog és a szomszédos fogak közötti távolság [145], vagy akár a szkennerek szoftververziója is [134, 146]. Ezek mellett úgy tűnik, hogy a megfelelő szkennelési stratégia sem elhanyagolható pontosan illeszkedő fogpótlások készítéséhez [35, 70, 110, 123, 127, 132, 134, 150] és pontosságot befolyásoló tényező lehet a szkennelő személy tapasztalata is [126]. A gyakorlottabb felhasználó gyorsabban, kisebb méretű és pontosabb fájlt hoz létre [75, 148].

A legújabb vizsgálatok alátámasztják, hogy az intraorális szkennerek pontosságban egyre jobban megközelítik a fogtechnikai digitalizáció pontosságát [141, 151-153]. Többen is leírták, hogy kis távolságon felül is múlják azokat, a letapogatott távolság növelésével azonban a két módszer pontossága közti különbség csökken, teljes fogív pontos leképezésekor viszont még mindig megbízhatóbb eredményre vezet a hagyományos lenyomatvétele [39, 128, 151, 152]. A tendenciákat látva azonban csak idő kérdése, hogy ez meddig marad így.

7 Következtetések

A vizsgálataink limitációi mellett a következők állapíthatók meg:

- 1) Az előkészített 24-27 fogak legkisebb távolságának szkennelése az intraorális szkennerekkel pontosabb eredményre vezetett, mint a fogtechnikai szkenneléssel.
- 2) A preparált fogak méreteiben szignifikáns változás jelentkezett a hagyományos precíziós-szituációs lenyomatok és a fogtechnikai szkennelés között.
- 3) A hagyományos precíziós-szituációs lenyomatokhoz képest a fogtechnikai szkenneléssel létrehozott virtuális minták csomópontjai közelebb kerültek egymáshoz mind a három mért távolságon.
- 4) A szekciós minták fogtechnikai szkennelése módosította a preparált fogak átmérőit.
- 5) A szekciós gipszminta fogtechnikai szkennelése mind a három mért fogtávolságot megváltoztatta.
- 6) A fogtechnikai szkenneléssel létrehozott virtuális minták mért fogai voltak a legközelebb egymáshoz az összes fogtechnikai lépés adatai között.
- 7) A fogtechnikai digitalizáció munkafolyamataiban a fél fogív távolságon mért torzulásoknak klinikai jelentősége lehet.
- 8) A preparált fogakkal rendelkező szekciós minták szkennelése a gyártó utasításai szerint két lépésben történt, amely során a preparált fogak adatainak fogívbe illesztése befolyásolhatja a végső virtuális minta pontosságát.

8 Összefoglalás

Bevezetés: A modern fogászati ellátások munkafolyamatai során egyre nagyobb szerepet kapnak a számítógép vezérelt rendszerek, széles körben használják diagnosztikai, szájszélesítési, orthodontiai és protetikai célokra is. A CAD/CAM rendszerekkel előállítható fogpótlások indikációs területe is folyamatosan bővül. Ahhoz azonban, hogy pontos fogpótlások készülhessenek, elkerülhetetlen a szájüregi információ megfelelő digitalizációja, amit fogászati szkennerekkel végeznek.

Célkitűzés: Célunk volt az elérhető intraorális szkennerek, valamint a hagyományos lenyomattal induló fogtechnikai digitalizáció pontosságának összehasonlítása, egy erre alkalmas mérési módszer felállítása, továbbá a különböző szkennelési munkafolyamatok során a pontosságot befolyásoló tényezők felderítése.

Anyag, módszer: Vizsgálatainkat in vitro, PMMA mintán végeztük. Először felállítottuk saját vizsgálati protokollunkat, majd az intraorális és fogtechnikai szkennerek pontosságának vizsgálatára külsős cégek bevonásával került sor. A létrehozott számítógépes adatokat egy erre alkalmas szoftverben virtuális tolómérésekkel hasonlítottuk össze. Második vizsgálatunkban a fogtechnikai digitalizáció során jelentkező valóságot befolyásoló tényezőket kerestük, amihez a korábban felállított metódust kibővítve végeztük méréseinket.

Eredmények: A mérésekbe bevont intraorális szkennerek és fogtechnikai szkennerek által létrehozott virtuális minták pontosságában különbségeket jegyeztünk fel mind a három mért fogív távolságon. A fogtechnikai digitalizáció lépéseinél az eredeti felszíni információ torzulását figyeltük meg az előkészített fogak dimenziói és a fogív távolságai esetén is. Nagyobb távolságokon nagyobb mértékű torzulások mutatkoznak, de arányosságot nem tapasztaltunk.

Következtetések: A fogívek kis részének leképezése intraorális szkennerekkel pontosabb eredményre vezet, mint hagyományos módszerekkel. A fogtechnikai digitalizáció során torzul a leképezett felszín, amelynek klinikai jelentősége lehet, továbbá mérési módszerünkkel egy új, a fogtechnikai szkennerek pontosságát befolyásoló tényezőre mutattunk rá.

9 Summary

Introduction: Computer-controlled systems are playing an increasingly important role in the work processes of modern dental care, and are also widely used for diagnostic, surgical, orthodontic, and prosthetic purposes. The indication area of dentures that can be produced with CAD/CAM systems is also constantly expanding. However, proper digitization of oral information, which is done with dental scanners, is inevitable to make accurate dentures.

Objective: We aimed to compare the accuracy of intraoral scanners and traditional dental lab digitization, to set up a suitable measurement method, and to explore the factors influencing the accuracy during different scanning workflows.

Material, method: Our measurements were performed in vitro on a PMMA model. We first set up our own testing protocol and then tested the accuracy of intraoral and dental lab scanners with the involvement of companies. The generated computer data were compared with virtual calipers in suitable software. In our second study, we searched for the factors influencing the trueness of lab digitization, for which we performed our measurements by expanding the previously established method.

Results: Differences in the accuracy of the virtual models created by the intraoral scanners and the dental scanner involved were recorded at all three measured dental arch distances. In the steps of lab digitization, distortion of the original surface information was also observed for the dimensions of the prepared teeth and the distances of the dental arch. At greater distances, greater distortions are observed, but no proportionality was observed.

Conclusions: Virtual casts generated by the intraoral scanners have better accuracy on short distance than those generated by the laboratory scanner. The lab digitization distorts the scanned gypsum dies and arch parameters, which may have clinical relevance. With our measurement method, we pointed out a new factor influencing the accuracy of the virtual model.

Irodalomjegyzék

1. Wiskott HWA: **Fixed Prosthodontics: Principles and Clinics**. Edited by Wiskott HWA, *International Quintessence Publishing Group*, 2011: 649-657.
2. Amornvit P, Sanohkan S (2019) **The Accuracy of Digital Face Scans Obtained from 3D Scanners: An In Vitro Study**. *Int J Environ Res Public Health* **16**(24):5061.
3. Kurz M, Attin T, Mehl A (2015) **Influence of material surface on the scanning error of a powder-free 3D measuring system**. *Clinical oral investigations* **19**(8):2035-43.
4. Joda T, Brägger U (2014) **Digital vs. conventional implant prosthetic workflows: A cost/time analysis**. *Clinical Oral Implants Research* **26**:1430-1435.
5. Lee SJ, Gallucci GO (2013) **Digital vs. conventional implant impressions: Efficiency outcomes**. *Clinical Oral Implants Research* **24**(1):111-115.
6. Yuzbasioglu E, Kurt H, Turunc R, Bilir H (2014) **Comparison of digital and conventional impression technique: evaluation patient's perception, treatment comfort, effectiveness and clinical outcomes**. *BMC Oral Health* **14**(10):1-7.
7. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D (2008) **Digital dentistry: An overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations**. *British Dental Journal* **204**(9):505-511.
8. Miyazaki T, Hotta Y (2011) **CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations**. *Australian Dental Journal* **56**(1):97-106.
9. Malaguti G, Rossi R, Marziali B, Esposito A, Bruno G, Dariol C, Di Fiore A (2016) **In vitro evaluation of prosthodontic impression on natural dentition: A comparison between traditional and digital techniques**. *ORAL and Implantology* **9**:21-27.
10. Lee K-T, Kim H-Y, Kim W-C, Kim J-H, Jeon J-H (2013) **White light scanner-based repeatability of 3-dimensional digitizing of silicon rubber abutment teeth impressions**. *The Journal of Advanced Prosthodontics* **5**(4):452-452.

11. Duret F, Blouin JL, Duret B (1988) **CAD-CAM in dentistry**. *Journal of the American Dental Association* **117**(6):715-720.
12. Kuscer D, Shen JZ **Advanced Ceramics for Dentistry**. Edited by Shen JZ, Kosmač T Oxford, *Butterworth-Heinemann* 2014: 375-389.
13. Gan N, Xiong Y, Jiao T (2016) **Accuracy of Intraoral Digital Impressions for Whole Upper Jaws, Including Full Dentitions and Palatal Soft Tissues**. *PLoS One* **11**(7):e0158800.
14. Andersson M, Bergman B, Bessing C, Ericson G, Lundquist P, Nilson H (1989) **Clinical results with titanium crowns fabricated with machine duplication and spark erosion**. *Acta Odontologica Scandinavica* **47**(5):279-286.
15. Szepesi M, Radics T, Vitályos G, Hegedűs C (2014) **Allergies to dental materials and effectiveness of treatment in the north-eastern region of Hungary**. *Fogorvosi szemle* **107**(4):135-139.
16. Hegedus C, Lampé I, Vitályos G, Daróczi L, Beke D (2004) **Applicability of titanium in preparing dental prostheses for allergic patients**. *Fogorvosi szemle* **97**(6):239-245.
17. Andersson M, Odén A (1993) **A new all-ceramic crown: A dense-sintered, high-purity alumina coping with porcelain**. *Acta Odontologica Scandinavica* **51**(1):59-64.
18. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y (2009) **A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience**. *Dent Mater J* **28**(1):44-56.
19. Persson M, Andersson M, Bergman B (1995) **The accuracy of a high-precision digitizer for CAD/CAM of crowns**. *J Prosthet Dent* **74**(3):223-229.
20. Abdel-Bary M (2015) **3D Laser Scanners' Techniques Overview**. *Int. J. of Sci. and Res.* **4** (10): 323-331.
21. Abdullah O (2015) **An introduction to dental digitizers in dentistry; systematic review** **An introduction to dental digitizers in dentistry; systematic review**. *J. of Chem. and Pharmaceutical Res.* **7** (8):10-20.
22. Gonzalez de Villaumbrosia P, Martinez-Rus F, Garcia-Orejas A, Salido MP, Pradies G (2016) **In vitro comparison of the accuracy (trueness and precision)**

- of six extraoral dental scanners with different scanning technologies. *J Prosthet Dent* **116**(4):543-550.
23. Borbély J, Gerlóczy P, Kóbor A, Linninger M, Márton K, McLaren EA, Whiteman YY, Hajdu Z, Róth L: **Fogpótlástani anyagtan és odontotechnológia.** Edited by András K, Péter K, Péter H. *Semmelweis Kiadó és Multimédia Stúdió*, Budapest, 2015, 167-184.
 24. Mörmann WH (2006) **The evolution of the CEREC system.** *Journal of the American Dental Association*, **137**(9 SUPPL.):7-13.
 25. Skramstad MJ (2019) **Welcome to Cerec Primescan AC.** *Int J Comput Dent* **22**(1):69-78.
 26. Zimmermann M, Mehl A, Reich S (2015) **Intraoral scanning systems – a current overview.** *International Journal of Computerized Dentistry* **18**(2):101-129.
 27. Mangano F, Gandolfi A, Luongo G, Logozzo S (2017) **Intraoral scanners in dentistry: A review of the current literature.** *BMC Oral Health* **17**(1):1-11.
 28. Jeon J-H, Kim H-Y, Kim J-H, Kim W-C (2014) **Accuracy of 3D white light scanning of abutment teeth impressions: evaluation of trueness and precision.** *J of Adv Prosthodontics* **6**(6):468-468.
 29. Hack GD, Sebastian B, Patzelt M. (2015) **Evaluation of the accuracy of six intraoral scanning devices: an in-vitro investigation.** *ADA Prof Prod Rev* **10**(4):1-5.
 30. Jeon J-H, Choi B-Y, Kim C-M, Kim J-H, Kim H-Y, Kim W-C (2015) **Three-dimensional evaluation of the repeatability of scanned conventional impressions of prepared teeth generated with white- and blue-light scanners.** *The Journal of Prosthetic Dentistry* **114**(4):549-553.
 31. Logozzo S, Zanetti EM, Franceschini G, Kilpelä 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.
 32. Nagy Z, Simon B, Mennito A, Evans Z, Renne W, Vag J (2020) **Comparing the trueness of seven intraoral scanners and a physical impression on dentate human maxilla by a novel method.** *BMC Oral Health* **20**(1):97.

33. Persson A, Andersson M, Oden A, Sandborgh-Englund G (2006) **A three-dimensional evaluation of a laser scanner and a touch-probe scanner.** *Journal of Prosthetic Dentistry* **95**(3):194-200.
34. Richert R, Goujat A, Venet L, Viguie G, Viennot S, Robinson P, Farges J-C, Fages M, Ducret M (2017) **Intraoral Scanner Technologies: A Review to Make a Successful Impression.** *Journal of Healthcare Engineering* **2017**:1-9.
35. Passos L, Meiga S, Brigagão V, Street A (2019) **Impact of different scanning strategies on the accuracy of two current intraoral scanning systems in complete-arch impressions: an in vitro study.** *Int J Comput Dent* **22**(4):307-319.
36. Revilla-León M, Att W, Özcan M, Rubenstein J (2021) **Comparison of conventional, photogrammetry, and intraoral scanning accuracy of complete-arch implant impression procedures evaluated with a coordinate measuring machine.** *The Journal of Prosthetic Dentistry* **125**(3):470-478.
37. Giménez B, Özcan M, Martínez-Rus F, Pradies G (2015) **Accuracy of a digital impression system based on active wavefront sampling technology for implants considering operator experience, implant angulation, and depth.** *Clin Implant Dent Relat Res* **17** (1): 54-64.
38. Braian M, Wennerberg A (2019) **Trueness and precision of 5 intraoral scanners for scanning edentulous and dentate complete-arch mandibular casts: A comparative in vitro study.** *The Journal of Prosthetic Dentistry* **122**(2):129-136.
39. Baghani MT, Shayegh SS, Johnston WM, Shidfar S, Hakimaneh SMR (2020) **In vitro evaluation of the accuracy and precision of intraoral and extraoral complete-arch scans.** *The Journal of prosthetic dentistry* **126**(5): 665-670.
40. Millstein PL (1992) **Determining the accuracy of gypsum casts made from type IV dental stone.** *Journal of oral rehabilitation* **19**:239-243.
41. Millstein P, Maya A, Segura C (1998) **Determining the accuracy of stock and custom tray impression/casts.** *J Oral Rehabil* **25**(8):645-648.
42. Ahmad M, Balakrishnan D, Narayan A (2014) **A comparative evaluation of linear dimensional accuracy of the dies obtained using three conceptually**

- different die systems in the fabrication of implant prosthesis: An in vitro study. *Indian Journal of Dental Research* **25**(2):197-197.**
43. Holst S, Persson A, Wichmann M, Karl M (2013) **Digitizing implant position locators on master casts: comparison of a noncontact scanner and a contact-probe scanner.** *The Journal of prosthetic dentistry* **109**(1):52-52.
44. Myers M, Hembree JH (1982) **Relative accuracy of four removable die systems.** *The Journal of Prosthetic Dentistry* **48**(2):163-165.
45. Aramouni P, Millstein P (1993) **A comparison of the accuracy of two removable die systems with intact working casts.** *The International journal of prosthodontics* **6**(6):533-539.
46. Rudd KD, Strunk RR, Morrow RM (1970) **Removable dies for crowns, inlays, and fixed partial dentures.** *The Journal of Prosthetic Dentistry* **23**(3):337-345.
47. Wiskott HWA: **Fixed Prosthodontics: Principles and Clinics.** Edited by Wiskott HWA, *International Quintessence Publishing Group*, 2011: 1-18.
48. AMERICAN NATIONAL STANDARD/AMERICAN DENTAL ASSOCIATION (1985) **Proposed addendum to ANSI/ADA specification no. 25 for dental gypsum products.** *The Journal of the American Dental Association* **111**(6):1003-1003.
49. Bosniac P, Rehmann P, Wöstmann B (2019) **Comparison of an indirect impression scanning system and two direct intraoral scanning systems in vivo.** *Clinical oral investigations* **23**(5):2421-2427.
50. Miranda FJ, Dilts WE, Duncanson MG, Collard EW (1975) **Comparative stability of two removable die systems.** *Journal of Prosthetic Dentistry* **36**:326-333.
51. Wee AG, Cheng AC, Eskridge RN (2002) **Accuracy of 3 conceptually different die systems used for implant casts.** *The Journal of Prosthetic Dentistry* **87**(1):23-29.
52. Serrano JG, Lepe X, Townsend JD, Johnson GH, Thielke S (1998) **An accuracy evaluation of four removable die systems.** *The Journal of Prosthetic Dentistry* **80**(5):575-586.

53. Vigolo P, Millstein PL (1993) **Evaluation of master cast techniques for multiple abutment implant prostheses.** *Int J Oral Maxillofac Implants* **8**(4):439-446.
54. Dobrzanski L, Reimann L (2012) **Digitization procedure of creating 3D model of dental bridgework reconstruction.** *Journal of Achievements in Materials and Manufacturing Engineering* **55**:469-476.
55. Shafi I, Bahrami M, Nokar S (2017) **Dimensional accuracy of intraoral and laboratory scanners: A literature review.** *Bioscience Biotechnology Research Communications* **10**(4):790-796.
56. Vandeweghe S, Vervack V, Vanhove C, Dierens M, Jimbo R, De Bruyn H (2015) **Accuracy of Optical Dental Digitizers: An In Vitro Study.** *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry* **35**(1):115-121.
57. Vigolo P, Fonzi F (2008) **An in vitro evaluation of fit of zirconium-oxide-based ceramic four-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems, before and after porcelain firing cycles and after glaze cycles.** *Journal of Prosthodontics* **17**(8):621-626.
58. Borbély J, Dóró M, Joós-Kovács G, Vecsei B, Hermann P (2016) **Okoslenyomat – a szájképletek digitális másolata.** *Magyar Fogorvos* **XXV**(6):274-285.
59. Mandelli F, Gherlone E, Gastaldi G, Ferrari M (2017) **Evaluation of the accuracy of extraoral laboratory scanners with a single-tooth abutment model: A 3D analysis.** *Journal of Prosthodontic Research* **61**(4):363-370.
60. Keul C, Stawarczyk B, Erdelt KJ, Beuer F, Edelhoff D, Güth JF (2014) **Fit of 4-unit FDPs made of zirconia and CoCr-alloy after chairside and labside digitalization - A laboratory study.** *Dental Materials* **30**:400-407.
61. Beuer F, Aggstaller H, Richter J, Edelhoff D, Gernet W (2009) **Influence of preparation angle on marginal and internal fit of CAD/CAM-fabricated zirconia crown copings.** *Quintessence Int* **40**(3):243-250.
62. Bergsjö DH, Andersson M, Söderberg R, Carlson J. Edited by Shen JZ, Kosmač T: **Advanced Ceramics for Dentistry.** Oxford, *Butterworth-Heinemann*, 2014: 327-341.
63. Brown C (2015) **Desktop Scanners 2015** *Inside Dent Techn* **6**(6).

64. Hendi AR, Moharrami M, Siadat H, Hajmiragha H, Alikhasi M (2019) **The effect of conventional, half-digital, and full-digital fabrication techniques on the retention and apical gap of post and core restorations.** *Journal of Prosthetic Dentistry* **121**(2):364.e361-364.
65. Dauti R, Cviki B, Franz A, Schwarze UY, Lilaj B, Rybaczek T, Moritz A (2016) **Comparison of marginal fit of cemented zirconia copings manufactured after digital impression with lava™ C.O.S and conventional impression technique.** *BMC Oral Health* **16**(1):129-129.
66. Su Ts, Sun J (2015) **Comparison of repeatability between intraoral digital scanner and extraoral digital scanner: An in-vitro study.** *J of Prosthodont Res* **59**(4):236-242.
67. Seelbach P, Brueckel C, Wostmann B (2013) **Accuracy of digital and conventional impression techniques and workflow.** *Clin Oral Investig* **17**(7):1759-1764.
68. Ender A, Mehl A (2011) **Full arch scans: conventional versus digital impressions--an in-vitro study.** *Int J Comput Dent* **14**(1):11-21.
69. Henkel GL (2007) **A comparison of fixed prostheses generated from conventional vs digitally scanned dental impressions.** *Compendium of continuing education in dentistry* **28**(8):422-424, 426-428, 430-421.
70. Medina-Sotomayor P, Pascual M A, Camps A I (2018) **Accuracy of four digital scanners according to scanning strategy in complete-arch impressions.** *PLOS ONE* **13**(9):e0202916-e0202916.
71. Joda T, Zarone F, Ferrari M (2017) **The complete digital workflow in fixed prosthodontics: A systematic review.** *BMC Oral Health* **17**(1):1-9.
72. Müller P, Ender A, Joda T, Katsoulis J (2016) **Impact of digital intraoral scan strategies on the impression accuracy using the TRIOS Pod scanner.** *Quintessence international* **47**(4):343-349.
73. Ender A, Zimmermann M, Mehl A (2019) **Accuracy of complete- and partial-arch impressions of actual intraoral scanning systems in vitro.** *Int J of Comput Dent* **22**(1):11-19.
74. Ender A, Mehl A (2013) **Influence of scanning strategies on the accuracy of digital intraoral scanning systems.** *Int J Comput Dent* **16**(1):11-21.

75. 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**(1):287.
76. Borbély J, Dóró M, Joós-Kovács G, Vecsei B, Zimmermann M, Hermann P (2017) **Intraorális szkennelrendszerek áttekintése.** *Magyar Fogorvos* **1**:6-14.
77. Goracci C, Franchi L, Vichi A, Ferrari M (2014) **Accuracy, reliability, and efficiency of intraoral scanners for full-arch impressions: A systematic review of the clinical evidence.** *European Journal of Orthodontics* **38**(4):422-428.
78. Nedelcu RG, Persson ASK (2014) **Scanning accuracy and precision in 4 intraoral scanners: An in vitro comparison based on 3-dimensional analysis.** *Journal of Prosthetic Dentistry* **112**(6):1461-1471.
79. Guth JF, Keul C, Stimmelmayer M, Beuer F, Edelhoff D (2013) **Accuracy of digital models obtained by direct and indirect data capturing.** *Clin Oral Investig* **17**(4):1201-1208.
80. Hayashi K, Sachdeva AUC, Saitoh S, Lee SP, Kubota T, Mizoguchi I (2013) **Assessment of the accuracy and reliability of new 3-dimensional scanning devices.** *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* **144**(4):619-625.
81. Güth JF, Runkel C, Beuer F, Stimmelmayer M, Edelhoff D, Keul C (2016) **Accuracy of five intraoral scanners compared to indirect digitalization.** *Clinical Oral Investigations* **21**:1-11.
82. Ender A, Zimmermann M, Attin T, Mehl A (2016) **In vivo precision of conventional and digital methods for obtaining quadrant dental impressions.** *Clinical oral investigations* **20**:1495-1504.
83. Tamim H, Skjerven H (2014) **Clinical evaluation of CAD/CAM metal-ceramic posterior crowns fabricated from intraoral digital impressions.** *International Journal of Prosthodont.* **27**(4):331-7.
84. Kihara H, Hatakeyama W, Komine F, Takafuji K, Takahashi T, Yokota J, Oriso K, Kondo H (2019) **Accuracy and practicality of intraoral scanner in dentistry: A literature review.** *Journal of Prosthodontic Research* **64**(2):109-113.

85. Ahlholm P, Sipilä K, Vallittu P, Jakonen M, Kotiranta U (2008) **Digital Versus Conventional Impressions in Fixed Prosthodontics: A Review.** *Journal of Prosthodontics* **27**(1):35-41.
86. Sivaramakrishnan G, Alsobaiei M, Sridharan K (2019) **Patient preference and operating time for digital versus conventional impressions: a network meta-analysis.** *Australian Dental Journal* **65**(1):58-69.
87. 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**(6):542-551.
88. Rudolph H, Quaas S, Haim M, Preißler J, Walter MH, Koch R, Luthardt RG (2013) **Randomized controlled clinical trial on the three-dimensional accuracy of fast-set impression materials.** *Clinical Oral Investigations* **17**(5):1397-1406.
89. Dogan S, Schwedhelm ER, Heindl H, Mancl L, Raigrodski AJ (2015) **Clinical efficacy of polyvinyl siloxane impression materials using the one-step two-viscosity impression technique.** *The Journal of Prosthetic Dentistry* **114**(2):217-222.
90. Dugal R, Railkar B, Musani S (2013) **Comparative evaluation of dimensional accuracy of different polyvinyl siloxane putty-wash impression techniques-in vitro study.** *Journal of international oral health* **5**(5):85-94.
91. Nissan J, Laufer BZ, Brosh T, Assif D (2000) **Accuracy of three polyvinyl siloxane putty-wash impression techniques.** *Journal of Prosthetic Dentistry* **83**(2):161-165.
92. Vecsei B, Joós-Kovács G, Borbély J, Hermann P (2017) **Comparison of the accuracy of direct and indirect three-dimensional digitizing processes for CAD/CAM systems – An in vitro study.** *Journal of Prosthodontic Research* **61**:177-184.
93. Detrekői Á, Fekete K, Kaán M, Fejérdy P, Szabó G, Tóth Z, Kaán B (2004) **A Comparative Study Of Impression Taking Procedures In Dentistry.** *ISPRS J of Photog and Rem Sens* **35**: 306-310.

94. Luthardt RG, Walter MH, Quaas S, Koch R, Rudolph H (2010) **Comparison of the three-dimensional correctness of impression techniques: a randomized controlled trial.** *Quintessence international* **41**(10):845-853.
95. Mann K, Davids A, Range U, Richter G, Boening K, Reitemeier B (2013) **Experimental study on the use of spacer foils in two-step putty and wash impression procedures using silicone impression materials.** *The Journal of Prosthetic Dentistry* **113**(4):316-322.
96. Lee SJ, Macarthur Iv RX, Gallucci GO (2013) **An evaluation of student and clinician perception of digital and conventional implant impressions.** *Journal of Prosthetic Dentistry* **110**(5):420-423.
97. Lee KB, Park CW, Kim KH, Kwon TY (2008) **Marginal and internal fit of all-ceramic crowns fabricated with two different CAD/CAM systems.** *Dental Materials Journal* **27**(3):422-426.
98. Menditto A, Patriarca M, Magnusson B (2007) **Understanding the meaning of accuracy, trueness and precision.** *Accreditation and Quality Assurance* **12**:45-47.
99. Reich S, Wichmann M, Nkenke E, Proeschel P (2005) **Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems.** *European Journal of Oral Sciences* **113**(2):174-179.
100. **Standardization ISO Standard 5725-1 DI. Accuracy (trueness and precision) of measurement methods and results – Part 1.** 1997-11.
101. Denissen H, Crossed D, Signozic A, Van Der Zel J, Van Waas M (2008) **Marginal fit and short-term clinical performance of porcelain-veneered CICERO, CEREC, and Procera onlays.** *Journal of Prosthetic Dentistry* **84**(5):506-513.
102. Schätzle M, Lang NP, Ånerud Å, Boysen H, Bürgin W, Loe H (2008) **The influence of margins of restorations on the periodontal tissues over 26 years.** *Journal of Clinical Periodontology* **28**(1):57-64.
103. Lee B, Oh KC, Haam D, Lee JH, Moon HS (2018) **Evaluation of the fit of zirconia copings fabricated by direct and indirect digital impression procedures.** *Journal of Prosthetic Dentistry* **120**(2):225-231.

104. Nissan J, Rosner O, Bukhari MA, Ghelfan O, Pilo R (2013) **Effect of Various Putty-Wash Impression Techniques on Marginal Fit of Cast Crowns.** *The International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry* **33**(1):e37-e42.
105. Grimm WD, Dannan A, Giesenhagen B, Schau I, Varga G, Vukovic MA, Sirak SV (2014) **Translational Research: Palatal-derived Ecto-mesenchymal Stem Cells from Human Palate: A New Hope for Alveolar Bone and Cranio-Facial Bone Reconstruction.** *Int J Stem Cells* **7**(1):23-29.
106. Keremi B, Lohinai Z, Komora P, Duhaj S, Borsi K, Jobbagy-Ovari G, Kallo K, Szekely AD, Fazekas A, Dobo-Nagy C (2009) **Antiinflammatory effect of BPC 157 on experimental periodontitis in rats.** *J Physiol Pharmacol* **60**(Suppl 7):115-122.
107. Czumbel L, Kerémi B, Gede N, Miko A, Toth B, Dezső C, Szabó A, Shandor F, Gerber G, Balasko M, Petervari E, Sepp R, Hegyi P, Varga G (2019) **Sandblasting reduces dental implant failure rate but not marginal bone level loss: A systematic review and meta-analysis.** *PLOS ONE* **14**:e0216428.
108. Jenei Á, Sándor J, Hegedűs C, Bágyi K, Nagy L, Kiss C, Szabó G, Márton IJ (2015) **Oral health-related quality of life after prosthetic rehabilitation: a longitudinal study with the OHIP questionnaire.** *Health and Quality of Life Outcomes* **13**(1):99.
109. Szabó G, John MT, Szántó I, Marada G, Kende D, Szentpétery A (2011) **Impaired oral health-related quality of life in Hungary.** *Acta Odontol Scand* **69**(2):108-117.
110. Mangano FG, Margiani B, Solop I, Latuta N, Admakin O (2020) **An Experimental Strategy for Capturing the Margins of Prepared Single Teeth with an Intraoral Scanner: A Prospective Clinical Study on 30 Patients.** *Int J Environ Res Public Health* **17**(2).
111. Kosyfaki P, del Pilar Pinilla Martín M, Strub JR (2010) **Relationship between crowns and the periodontium: a literature update.** *Quintessence Int* **41**(2):109-126.
112. Duret F, Preston JD (1991) **CAD/CAM imaging in dentistry.** *Current opinion in dentistry* **1**(2):150-154.

113. Ender A, Mehl A (2015) **In-vitro evaluation of the accuracy of conventional and digital methods of obtaining full-arch dental impressions.** *Quintessence international* **46**(1):1-9.
114. Lee SJ, Betensky RA, Gianneschi GE, Gallucci GO (2015) **Accuracy of digital versus conventional implant impressions.** *Clinical Oral Implants Research* **26**(6):715-719.
115. Rhee Y-K, Huh Y-H, Cho L-R, Park C-J (2015) **Comparison of intraoral scanning and conventional impression techniques using 3-dimensional superimposition.** *The journal of advanced prosthodontics* **7**(6):460-467.
116. Boeddinghaus M, Breloer ES, Rehmann P, Wostmann B (2015) **Accuracy of single-tooth restorations based on intraoral digital and conventional impressions in patients.** *Clin Oral Investig* **19**(8):2027-2034.
117. Ender A, Mehl A (2013) **Accuracy of complete-Arch dental impressions: A new method of measuring trueness and precision.** *Journal of Prosthetic Dentistry* **109**(2):121-128.
118. Patzelt SB, Emmanouilidi A, Stampf S, Strub JR, Att W (2014) **Accuracy of full-arch scans using intraoral scanners.** *Clin Oral Investig* **18**(6):1687-1694.
119. Ender A, Attin T, Mehl A (2016) **In vivo precision of conventional and digital methods of obtaining complete-arch dental impressions.** *The Journal of prosthetic dentistry* **115**(3):313-320.
120. 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.** *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* **144**(3):471-478.
121. Almeida e Silva JS, Erdelt K, Edelhoff D, Araújo É, Stimmelmayer M, Vieira LC, Güth JF (2014) **Marginal and internal fit of four-unit zirconia fixed dental prostheses based on digital and conventional impression techniques.** *Clinical oral investigations* **18**:515-523.
122. Tamim H, Skjerven H, Ekfeldt A, Rønold H (2014) **Clinical Evaluation of CAD/CAM Metal-Ceramic Posterior Crowns Fabricated from Intraoral Digital Impressions.** *The International Journal of Prosthodontics* **27**(4):331-7.

123. Vág J, Nagy Z, Simon B, Mikolicz Á, Kövér E, Mennito A, Evans Z (2019) **A novel method for complex three-dimensional evaluation of intraoral scanner accuracy.** *Int J Comput Dent* **22**(3):239-249.
124. Wöstmann B, Salmen H, Kuhn K, Rudolph H, Sichwardt V, Moldan M, Luthardt RG (2016) **Accuracy of intraoral and extraoral digital data acquisition for dental restorations.** *Journal of Applied Oral Science* **24**(1):85-94.
125. Abdel-Azim T, Rogers K (2015) **Comparison of the marginal fit of lithium disilicate crowns fabricated with CAD/CAM technology by using conventional impressions and two intraoral digital scanners.** *Journal of prosthetic dentistry* **114**(4) 554-559.
126. Waldecker M, Rues S, Trebing C, Behnisch R, Rammelsberg P, Bömicke W (2021) **Effects of Training on the Execution of Complete-Arch Scans. Part 2: Scanning Accuracy.** *The International journal of prosthodontics* **34**(1):27-36.
127. Oh KC, Park J-M, 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.** *Journal of prosthodontics: official journal of the American College of Prosthodontists* **29**(6):518-523.
128. Runkel C, Güth J-F, Erdelt K, Keul C (2020) **Digital impressions in dentistry-accuracy of impression digitalisation by desktop scanners.** *Clinical oral investigations* **24**(3):1249-1257.
129. Tan PL, Gratton DG, Diaz-Arnold AM, Holmes DC (2008) **An in vitro comparison of vertical marginal gaps of CAD/CAM titanium and conventional cast restorations.** *Journal of Prosthodontics* **17**(5):378-383.
130. Att W, Komine F, Gerds T, Strub JR (2009) **Marginal adaptation of three different zirconium dioxide three-unit fixed dental prostheses.** *Journal of Prosthetic Dentistry* **101**(4):239-247.
131. Kim J, Park JM, Kim M, Heo SJ, Shin IH, Kim M (2016) **Comparison of experience curves between two 3-dimensional intraoral scanners.** *Journal of Prosthetic Dentistry* **116**(2):221-230.
132. Imburgia M, Kois J, Marino E, Lerner H, Mangano FG (2020) **Continuous Scan Strategy (CSS): A Novel Technique to Improve the Accuracy of Intraoral**

- Digital Impressions.** *The European journal of prosthodontics and restorative dentistry* **28**(3):128-141.
133. Zimmermann M, Mehl A, Mörmann WH, Reich S (2016) **Intraoralscanner: eine aktuelle Übersicht.** *Kieferorthopädie* **30**(1):37-53.
134. Vág 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 international* **52**(7):636-644.
135. Revilla-León M, Subramanian SG, Att W, Krishnamurthy VR (2021) **Analysis of Different Illuminance of the Room Lighting Condition on the Accuracy (Trueness and Precision) of An Intraoral Scanner.** *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists* **30**(2):157-162.
136. Kwon M, Cho Y, Kim D-W, Kim M, Kim Y-J, Chang M (2021) **Full-arch accuracy of five intraoral scanners: In vivo analysis of trueness and precision.** *Korean journal of orthodontics* **51**(2):95-104.
137. Chiu A, Chen Y-W, Hayashi J, Sadr A (2020) **Accuracy of CAD/CAM Digital Impressions with Different Intraoral Scanner Parameters.** *Sensors* **20**(4).
138. Rekow ED (2019) **Digital dentistry: The new state of the art — Is it disruptive or destructive?** *Dental Materials* **36**(1):9-24.
139. Rutkūnas V, Dirsė J, Bilius V (2018) **Accuracy of an intraoral digital scanner in tooth color determination.** *Journal of Prosthetic Dentistry* **123**(2) 322-329.
140. Czigola A, Róth I, Vitai V, Fehér D, Hermann P, Borbély J (2021) **Comparing the effectiveness of shade measurement by intraoral scanner, digital spectrophotometer, and visual shade assessment.** *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* **33**:1166–1174.
141. Lee SJ, Kim S-W, Lee JJ, Cheong CW (2020) **Comparison of Intraoral and Extraoral Digital Scanners: Evaluation of Surface Topography and Precision.** *Dentistry journal* **8**(2).
142. Rekow ED (2020) **Digital dentistry: The new state of the art—Is it disruptive or destructive?** *Dental Materials* **36**(1):9-24.
143. Revilla-León M, Subramanian SG, Özcan M, Krishnamurthy VR (2020) **Clinical Study of the Influence of Ambient Lighting Conditions on the Mesh Quality**

- of an Intraoral Scanner.** *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists* **29**(8):651-655.
144. Koseoglu M, Kahramanoglu E, Akin H (2021) **Evaluating the Effect of Ambient and Scanning Lights on the Trueness of the Intraoral Scanner.** *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists* **30**(9):811-816.
145. Huang M-Y, Son K, Lee K-B (2021) **Effect of distance between the abutment and the adjacent teeth on intraoral scanning: An in vitro study.** *The Journal of prosthetic dentistry* **125**(6):911-917.
146. Schmidt A, Klussmann L, Wöstmann B, Schlenz MA (2020) **Accuracy of Digital and Conventional Full-Arch Impressions in Patients: An Update.** *J Clin Med* **9**(3):688.
147. Gómez-Polo M, Piedra-Cascón W, Methani MM, Quesada-Olmo N, Farjas-Abadia M, Revilla-León M (2021) **Influence of rescanning mesh holes and stitching procedures on the complete-arch scanning accuracy of an intraoral scanner: An in vitro study.** *Journal of dentistry* **110**:103690-103690.
148. Resende C, Barbosa T, Faria Moura G, Tavares L, Rizzante F, George F, Neves F, Mendonca G (2020) **Influence of operator experience, scanner type, and scan size on 3D scans.** *The Journal of Prosthetic Dentistry* **125**(2) 1-6.
149. Vág J, Nagy Z, Bocklet C, Kiss T, Nagy Á, Simon B, Mikolicz Á, Renne W (2020) **Marginal and internal fit of full ceramic crowns milled using CAD/CAM systems on cadaver full arch scans.** *BMC Oral Health* **20**(1):1-12.
150. Borbély J, Czigola A, Vitai V, Róth I, Hermann P, (2018) **INTRAORAL SCANS FOR CAD/CAM APPLICATION.** *Stomat Edu J* **5**:110-117.
151. Ellakany P, Tantawi ME, Mahrous AA, Al-Harbi F (2021) **Evaluation of the Accuracy of Digital Impressions Obtained from Intraoral and Extraoral Dental Scanners with Different CAD/CAM Scanning Technologies: An In Vitro Study.** *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists* ahead of print.
152. Nulty AB (2021) **A Comparison of Full Arch Trueness and Precision of Nine Intra-Oral Digital Scanners and Four Lab Digital Scanners.** *Dentistry journal* **9**(7).

153. Keul C, Güth J-F. (2020) **Accuracy of full-arch digital impressions: an in vitro and in vivo comparison.** *Clinical oral investigations* **24**(2):735-745.

Saját publikációk jegyzéke

Doktori értekezéssel összefüggő közlemények

Joós-Kovács G, Vecsei B, Körmendi S, Gyarmathy VA, Borbély J, Hermann P (2019) Trueness of CAD/CAM digitization with a desktop scanner—an in vitro study. *BMC Oral Health* 19(1):1-14. **IF: 1,911**

Vecsei B, Joós-Kovács G, Borbély J, Hermann P (2017) Comparison of the accuracy of direct and indirect three-dimensional digitizing processes for CAD/CAM systems – An in vitro study. *Journal of Prosthodontic Research* 61:177-184. **IF: 3,306**

Független közlemények

Czigola A, Borbély J, Vecsei B, Joós-Kovács G, Vitai V, Róth I, Fehér D, Módos D, Hermann P (2020) Weboldal a Magyarországon elérhető intraorális szkennerek összehasonlítására. *Magyar Fogorvos* 29(2) 76-84.

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(1). **IF: 2.757**

Borbély J, Dóró M, Joós-Kovács G, Vecsei B, Hermann P (2016) Okoslenyomat – a szájképletek digitális másolata Miért jó ha digitális? *Magyar Fogorvos* 25(6):274-281.

Borbély J, Dóró M, Joós-Kovács G, Vecsei B, Hermann P (2016) Okoslenyomat – a szájképletek digitális másolata. *Magyar Fogorvos* 25(5):222-229.

Köszönetnyilvánítás

Szeretnék köszönetet mondani témavezetőmnek, Dr. Hermann Péter Rektorhelyettes Úrnak a témaválasztásban nyújtott segítségéért, szüntelen támogatásért, biztatásért, és hogy megteremtette a feltételeket egy tartalmas és színvonalas kutatómunka elvégzéséhez!

Köszönöm Dr. Borbély Judit Docens Asszonynak a kifogyhatatlan türelmét, a rengeteg segítségét, tanácsát, és motiváló gondolatait, ami nélkül nem jutottam volna el eddig!

Köszönöm Dr. Vecsei Bálintnak a közös munkát, tanácsokat, segítségét, valamint a Semmelweis Egyetem Fogpótlástani Klinika minden dolgozójának a vizsgálatokban biztosított türelmüket, segítségüket!

Külön köszönet illeti Róth Lajost, Domonkos Tibort, Horváth Norbertet és az Interdental Studio fogtechnikai laboratórium dolgozóit a vizsgálatainkban végzett segítségért!

Köszönöm szépen Gnädig Andrásnak, Falk Györgynek és a Varinex Informatikai Zrt. munkatársainak a vizsgálatok során nyújtott sok segítséget!

Köszönöm továbbá Kovács Józsefnek és a Globdent Kft. munkatársainak, Modor Gergelynek és a Dental-Trade Kft. munkatársainak, valamint Marton Ritának és a 3M Magyarország munkatársainak a sok segítséget fáradtságot, türelmet és megértést, amivel lehetővé tették, hogy ez a dolgozat elkészülhessen!

Végül, de nem utolsó sorban szeretném megköszönni Feleségemnek, Édesapámnak és Édesanyámnak, Testvéremnek, valamint Családom minden tagjának, hogy eddig eljuthattam, továbbá mindazt a megértést, támogatást, amelyet a dolgozat megírása során adtak!

Disszertáció alapját képező publikációk:

JPOR-354; No. of Pages 8

ARTICLE IN PRESS

JOURNAL OF PROSTHODONTIC RESEARCH XXX (2016) XXX–XXX

Available online at www.sciencedirect.com

ScienceDirect

journal homepage: www.elsevier.com/locate/jpor




Original article

Comparison of the accuracy of direct and indirect three-dimensional digitizing processes for CAD/CAM systems – An in vitro study

Bálint Vecsei DMD^{*}, Gellért Joós-Kovács DMD, Judit Borbély DMD, PhD,
Péter Hermann DMD, Msc, PhD

Department of Prosthodontics, Semmelweis University, Budapest, Hungary

ARTICLE INFO

Article history:

Received 26 January 2016

Received in revised form

16 June 2016

Accepted 6 July 2016

Available online xxx

Keywords:

Digital impression

Intraoral scanner

Accuracy

CAD/CAM method

ABSTRACT

Purpose: To compare the accuracy (trueness, precision) of direct and indirect scanning CAD/CAM methods.

Methods: A master cast with prepared abutments and edentulous parts was created from polymethyl methacrylate (PMMA). A high-resolution industrial scanner was used to create a reference model. Polyvinyl-siloxane (PVS) impressions and digital impressions with three intraoral scanners (Tero, Cerec, Trios) were made (n = 10 for each) from the PMMA model. A laboratory scanner (Scan CS2) was used to digitize the sectioned cast made from the PVS impressions. The stereolithographic (STL) files of the impressions (n = 40) were exported. Each file was compared to the reference using Geomagic Verify software. Six points were assigned to enable virtual calliper measurement of three distances of varying size within the arch. Methods were compared using interquartile range regression and equality-of-variance tests for precision, and mixed-effects linear regression for trueness.

Results: The mean (SD) deviation of short distance measurements from the reference value was -40.3 (79.7) μm using the indirect, and 22.3 (40.0) μm using the direct method. For the medium distance, indirect measurements deviated by 5.2 (SD: 111.3) μm , and direct measurements by 115.8 (SD: 50.7) μm , on average; for the long distance, the corresponding estimates were -325.8 (SD: 134.1) μm with the indirect, and -163.5 (SD: 145.5) μm with the direct method. Significant differences were found between the two methods ($p < 0.05$).

Conclusions: With both methods, the shorter the distance, the more accurate results were achieved. Virtual models obtained by digital impressions can be more accurate than their conventional counterparts.

© 2016 Japan Prosthodontic Society. Published by Elsevier Ltd. All rights reserved.

^{*} Corresponding author at: Department of Prosthodontics, Semmelweis University, Szentkirályi u. 47, 1088 Budapest, Hungary.

E-mail address: vecsei@outlook.hu (B. Vecsei).

<http://dx.doi.org/10.1016/j.jpor.2016.07.001>

1883-1958/© 2016 Japan Prosthodontic Society. Published by Elsevier Ltd. All rights reserved.

Please cite this article in press as: Vecsei B, et al. Comparison of the accuracy of direct and indirect three-dimensional digitizing processes for CAD/CAM systems – An in vitro study. J Prosthodont Res (2016), <http://dx.doi.org/10.1016/j.jpor.2016.07.001>

RESEARCH ARTICLE

Open Access

Trueness of CAD/CAM digitization with a desktop scanner – an in vitro study

G. Joós-Kovács^{1*}, B. Vecsei¹, Sz. Körmendi¹, V. A. Gyarmathy^{2,3}, J. Borbély¹ and P. Hermann¹**Abstract**

Background: Desktop scanners are devices for digitization of conventional impressions or gypsum casts by indirect Computer-Aided Design/Computer-Assisted Manufacturing (CAD/CAM) in dentistry. The purpose of this in vitro study was: 1, to investigate whether virtual models produced by the extraoral scanner have the same trueness as sectioned casts; and 2, to assess if digitization with an extraoral scanner influences the surface information.

Methods: A polymethyl-methacrylic acid (PMMA) cast and a reference scanner (TwoCam 3D, SCAN technology A/S, Ringsted, Denmark; field of view 200 mm, resolution 0.1 mm ± 0.025 mm) were used to create the reference data in standard tessellation format (STL). According to the extraoral CAD/CAM digitization steps, impressions, mastercasts, and sectioned casts were made, and STL files were generated with the reference scanner. The pivotal point of the study was to digitalize these sectioned casts with the extraoral scanner (Straumann CARES Scan CS2 Visual 8.0 software, Institut Straumann AG, Basel, Switzerland) and STL files were exported. Virtual caliper measurements were performed. Absolute deviations were compared using multilevel mixed-effects linear regression. Relative distortions were calculated with mean absolute errors and reference values.

Results: Differences were observed in measurements of tooth sizes. All four prepared teeth were affected. No relationship was observed in relative deviations. Absolute differences between all the indirect digitization steps considering arch distances were: impressions, -0.004 mm; mastercasts, 0.136 mm; sectioned casts, -0.028 mm; and extraoral scanner, -0.089 mm. Prepared dies on the virtual casts (extraoral scanner) were closer to each other than those on the sectioned gypsum casts. Relative deviation calculations revealed no relationship with the position of the dies in the arch.

Conclusion: The trueness of the virtual models generated by the extraoral scanner system used in this study was different from the dimensions of the sectioned casts. The digitization of gypsum casts changes both the dimensions of dies and the distances between the dies. The virtual casts had smaller distances than any distances measured at previous steps. Either bigger dies or longer distances did not result in greater distortions. We cannot, however, generalize our results to all scanners available on the market, because they might give different results.

Keywords: Digital dentistry, Desktop scanner, Indirect CAD/CAM digitization, Extraoral scanner, Gypsum cast digitization, Accuracy, Trueness, Precision

Background

Digital technology is nowadays essential in many aspects of life including industry, social life, entertainment, and health care as well. For example, digital dental technology (DDT) offers quicker, better solutions to patients: X-ray [1], CBCT [1], and digital tooth shade determination devices [2] help to improve diagnosis and treatment plan.

Extra- and intraoral scanners are also widely used to make fixed dental restorations, which promise not only better accuracy to the final rehabilitation but also better time efficiency and comfort [3–5]. DDT has also been introduced in education, and students also seem to prefer the optical impression taking method compared to the conventional one [5, 6].

Computer-Aided Design/Computer-Assisted Manufacturing (CAD/CAM) systems promise the opportunity to improve accuracy by reducing potential sources of error

* Correspondence: joos.kovacs.g@inf.elte.hu or dent.semme@uni.hu
¹Department of Prosthodontics, Semmelweis University, Széchenyi u. 47, Budapest 1088, Hungary

Full list of author information is available at the end of the article



© The Author(s) 2019 **Open Access** This article is distributed under the terms of the Creative Commons Attribution 4.0 International License (<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>), which permits unrestricted use, distribution, and reproduction in any medium, provided you give appropriate credit to the original author(s) and the source, provide a link to the Creative Commons license, and indicate if changes were made. The Creative Commons Public Domain Dedication waiver (<http://creativecommons.org/publicdomain/zero/1.0/>) applies to the data made available in this article, unless otherwise stated.