

**SEMMELWEIS EGYETEM  
DOKTORI ISKOLA**

**Ph.D. értekezések**

**2883.**

**VECSEI BÁLINT LÁSZLÓ**

**Fogorvostudományi kutatások  
című program**

Programvezető: Dr. Varga Gábor, egyetemi tanár  
Témavezetők: Dr. Hermann Péter, egyetemi tanár és  
Dr. Borbély Judit, egyetemi docens

# A digitális lenyomatvétel pontossága

Doktori értekezés

**dr. Vecsei Bálint László**

Semmelweis Egyetem  
Klinikai orvostudományok Doktori Iskola



Témavezető: Dr. Herman Péter, Ph.D., egyetemi tanár  
Dr. Borbély Judit, Ph.D., egyetemi docens

Hivatalos bírálók: Dr. Fráter Márk, Ph.D., egyetemi adjunktus  
Dr. Palkovics Dániel, Ph.D., egyetemi adjunktus

Komplex vizsga szakmai bizottság:

Elnök: Dr. Rózsa Noémi Katinka, Ph.D., egyetemi docens

Tagok: Dr. Molnár Bálint, Ph.D., egyetemi adjunktus

Dr. Beleznai Szabolcs, Ph.D., egyetemi adjunktus

Budapest  
2023

## Tartalom

Rövidítések jegyzéke .....	3
1. Bevezetés.....	4
1.1. A Pontosság fogalma.....	6
1.2. Méréstechnika és történelmi kitekintés .....	7
1.3. A digitális világ térhódítása a lenyomatvételben .....	12
1.4. A digitális minta - adatállomány .....	15
1.5. A digitális lenyomat pontosságát meghatározó faktorok .....	18
1.5.1. Pontosságmérés módszere .....	18
1.5.2. Szkenner szoftververziója .....	20
1.5.3. Szkennelést segítő anyag (optikai tereptárgy).....	20
1.5.4. Fényviszonyok .....	22
1.5.5. Szkennelési stratégia .....	22
1.5.6. Felbontás .....	24
1.5.7. Szkennek száma .....	24
1.5.8. Operátor.....	25
1.5.9. Szkenner típusa .....	26
1.5.10. Szkenner fejének mérete .....	26
1.5.11. Fogak, csonkok, scanbody-k .....	27
1.5.12. A szájüregben lévő anyagok .....	28
2. Célkitűzések .....	31
3. Módszerek .....	32
3.1. A vizsgálati minták.....	32
3.2. Vizsgálat 1: A direkt és indirekt CAD/CAM digitalizáció összehasonlítása.....	33
3.2.1. A direkt lenyomatvétel részletes leírása.....	34
3.2.2. Az indirekt lenyomatvétel részletes leírása .....	35
3.2.3. Mérések .....	36
3.3. Vizsgálat 2: Indirekt CAD/CAM digitalizáció lépéseinek valódisága.....	37

3.4. Vizsgálat 3: Direkt lenyomatvételi szkennerek pontosságának összehasonlító értékelése .....	38
3.5. Szkennerek .....	44
4. Eredmények.....	46
4.1. Vizsgálat 1: A direkt és indirekt CAD/CAM digitalizáció összehasonlítása.....	46
4.2. Vizsgálat 2: Indirekt CAD/CAM digitalizáció lépéseinek valódisága.....	50
4.3. Vizsgálat 3: Direkt lenyomatvételi szkennerek pontosságának összehasonlító értékelése .....	51
5. Megbeszélés .....	63
5.1. A vizsgálati minta anyagának és topográfiájának kiválasztása.....	64
5.2. Vizsgálat 1: A direkt és indirekt CAD/CAM digitalizáció összehasonlítása.....	65
5.3. Vizsgálat 2: Indirekt CAD/CAM digitalizáció lépéseinek valódisága.....	68
5.4. Vizsgálat 3: Direkt lenyomatvételi szkennerek pontosságának összehasonlító értékelése .....	70
6. Következtetések .....	74
7. Összefoglalás.....	75
8. Summary .....	76
9. Irodalomjegyzék:.....	77
10. Saját publikációk jegyzéke.....	97
10.1. A disszertáció alapjául szolgáló közlemények.....	97
10.2. A disszertációtól független közlemények .....	97
11. Köszönetnyilvánítás .....	99

## Rövidítések jegyzéke

ADA: American Dental Association

CAD: Computer Aided Design – számítógéppel támogatott tervezés

CAM: Computer Aided Manufacturing - számítógéppel támogatott megmunkálás

CBCT: Cone-Beam Computed Tomography – kúp alakú sugárnyalábbal dolgozó CT

CEREC: Chairside Economical Restoration of Esthetic Ceramic

ICP: Iterative Closest Point – pontfelhő regisztrációs algoritmus

ISO: International Organization for Standardization - Nemzetközi Szabványügyi Szervezet

PMMA: polimetil-metakrilát

RMS: Root Means Squaer – négyzetes középérték

STL: Standard Tessellation Language – standard mozaik-nyelv

## 1. Bevezetés

A fogorvoslásban – éppúgy, mint más orvosi területen – kiemelt jelentősége van az alaposságnak. Az alaposság fogalma részben a pontossággal is összefüggésbe hozható. Így elmondható, hogy a pontosságnak nagy jelentősége van a fogászati ellátások során is, ezért annak aspektusai kivizsgálandóak, értékelhetőek és az eredmények tükrében felhasználhatóak a minőségi betegellátás színvonalának, további fejlődésének előmozdításában. A pontosság fogalma természetesen igen szerteágazó; jelen értekezésben a leképzés, lemintázás szempontjából fontos modellálási készség kérdésköre kerül fókuszba. A fogpótlástan szakterületén fontos, hogy a páciens szájüregét, a fogakat és a környező lágyrészeket minél több információval, minél nagyobb pontossággal tudjuk modellálni, ezáltal részletesebb képet kapva az ellátás lehetőségeiről (1-3). A rehabilitáció eszközeinek megtervezése és végül a megvalósítás is ezen minták segítségével készül el, így kiemelten fontos a modell pontossága (4, 5). A modell lehet kézzel fogható fizikai tárgy és virtuális, a számítógépekkel kezelhető objektum is (6). Mindkét esetben a legfontosabb szempont az alak- és mérethűség. A sok évtizede működő és használt fizikai modell esetén a gipszminta készítés volt a leginkább célravezető, használható és kifizetődő eljárás. Természetesen ennek, mint minden eljárásnak, amely valamely biológiai rendszert próbál modellálni, számos limitációja van, de ha képes visszaadni a felhasználás szempontjából lényeges információkat, akkor használható módszer. A hagyományos lenyomatvétel és az azt követő gipszminta készítés nem képes visszaadni például a lemintázott terület színét, anyagát; mint minden modell, csak egy csökkentett információkkal rendelkező leképzése, másolata a valós objektumnak (7). Egy fogpótlás elkészítéséhez, megtervezéséhez sokáig ez is elegendő információt nyújtott. Ugyanakkor, a digitális technikák által nyújtott virtuális modell, ma már képes több információt is begyűjteni a leképzés során, amelyeket, ha a tervezés megkívánja, felhasználhatunk a végleges pótlás elkészítéséhez. Napjainkban egyre fontosabb az előre látható, kiszámítható, tervezett végeredménye a rehabilitációnak, amely során a virtuális minta szerepe felértékelődik. A számítógépes tervezés során számtalan, más eljárással nyert adattal van lehetőség fuzionálni, egyesíteni a szájüregi modellt. A CBCT-vel nyert 3D adathalmaz, az arcszkennerek által létrehozott lágyrészprofil mind része lehet a kezelési tervnek (8, 9) és a különböző eljárásokkal nyert adatállomány hibái összeadódhatnak. Ezért a geometriai mérethűsége, azaz a pontossága a szájüregi

leképzésnek alapkövetelmény, törekednünk kell a lehető legrészletesebb, leginformatívabb leképzésre, amely tartalmaz minden lényeges információt, amely a rehabilitáció szempontjából fontos, és mellőz minden olyan információt, amely csak szükségtelen adattöbbletet generál.

Most zajlik a 4. ipari forradalom (10-13), amely az egyre gyorsuló számítógépek fokozott integrációját jelentik a termelésben, azok összekapcsolódását, irányítását és egymásra hatását az internetes hálózaton keresztül. A digitális forradalom már a harmadik ipari forradalommal együtt megjelent az 1960-as évek végén, ugyanakkor a mindennapi életben, a nem tömeggyártású termékek létrehozásában csak a 2000-es évekkel, az internet, a személyi számítógépek és a mobilkommunikáció egyre gyorsuló elterjedésével és fejlődésével teljessé vált ki (10). A digitális világ számos ígéretet nyújt, amelyeket a fejlődés ütemében egyre jobban képes teljesíteni is. A digitalizáció a legtöbb esetben - a felhasználó szemszögéből nézve - egyszerűbb, gyorsabb, biztonságosabb, kényelmesebb, objektívebb és pontosabb megoldásokat jelent, ezáltal hatékonyabb alternatívája a hagyományos, analóg módszereknek (14). Ha csak a pontosság lesz nagyobb a digitális lenyomatvétellel, már akkor pozitív és hosszútávú hatása lesz a digitális rendszer alkalmazásának a betegellátás szempontjából. Az orvosi kezelések során pedig elsődleges szempont kell legyen a páciens érdekeinek ilyen irányú figyelembevétele is.

A sikeres fogpótlás esztétikus, tartós és jó az illeszkedése. E három ismérv közül az illeszkedés közvetlenül a gyártási folyamatoktól és a lemintázás valóságosságától függ. A tartósságot anyaghasználaton és megmunkáláson kívül a leképzés pontossága is jelentősen befolyásolja (15, 16). Elmondható, hogy minden folyamati lépcső, további munkafolyamat az elkészülés során, hordoz magában némi pontatlanságot, ráadásul ezek a hibák szerencsétlen esetben összeadódnak és nem kioltják, kompenzálják egymást (17, 18). Így a rövidebb digitális útvonalak elméletileg jobb megoldáshoz vezetnek. Természetesen csak akkor, ha a technika és a működtetéséhez szükséges humán tudás megfelelően felkészült és képzett. Ezért kiemelt jelentősége van a továbbképzéseknek és az egyetemi oktatásnak, amely biztos alapot nyújthat a digitalizálódó, változó világ kihívásaira történő megfelelő válaszhoz (19-21).

A fogpótlás elkészítéséhez vezető első lépés a lenyomatvétel, amelynek a pontossága alapjaiban meghatározza a végleges restauráció sikerességét (5). Évtizedek óta a koronák széli zárásának pontosságát 100-120 µm közötti tartományban elfogadhatónak tartja a

tudomány (15, 16, 22-25). Az ennél nagyobb eltérés hosszú távon sikertelenséghez vezet a secunder caries és/vagy a parodontium gyulladásának következtében. Például 250-430  $\mu\text{m}$ -es széli-záródási eltérés szignifikánsan növeli a fogágybetegség kialakulásának bekövetkezését (22). Az ADA 8 ajánlása az ideális, elérni kívánt széli zárási tartományt 25-40  $\mu\text{m}$  között határozza meg a rögzített fogpótlások esetén (23), amely csak nagyon alapos lenyomatvétel és gyártási technológia használatával érhető el.

### 1.1. A Pontosság fogalma

A pontosság fogalma a Nemzetközi Szabványügyi Szervezet (International Organization for Standardization - ISO) által meghatározott fogalom, melyet 1994-ben, a Metrológiai és mérés technika című 5725-ös szabványsorozatban írtak le. A szabvány első része (5725-1) az általános elveket és meghatározásokat tartalmazza.

A szabvány szerint a mérési eredményeket ún. valódiság és precizitás összetevőkkel kell jellemezni (26). Ezekből az értékekből lehet megállapítani, hogy egy műszer, mérési módszer, lemintázás, milyen módon képes visszaadnia a valóságot. A mért érték közelsége az objektum igazi méretéhez a valódiság paraméter, míg az ismételt mérések közötti eltérés a precizitás paramétert jelenti. Pontosnak nevezhető az a mérési módszer, amely egyszerre képes valódi és precíz eredményt generálni. A precizitás szoros összefüggésben áll a megismételhetőséggel – ami viszont függ a vizsgálati körülmények állandóságának feltételétől. A vizsgálatunkban éppen ezért *in vitro* körülmények között vizsgáldtunk – így tudtuk leginkább biztosítani a mérések azonosságát, a vizsgáló személy, az időpont, a helyszín és természetesen a vizsgálati objektum tekintetében.

A pontosság mértékének megítélése természetesen függ a felhasználási területtől is. Nem mindegy, hogy a páciens arcának lemintázásáról van szó, vagy a szájába helyezett implantátumok közötti távolságról. Ez utóbbi esetben a 10  $\mu\text{m}$ -es eltérésnél nagyobb mérési pontatlanság már balsikert eredményezhet, hiszen a stabil, összeintegrált implantátumoknak maximum ekkora mozgathatósági tartománya lehet biológiai környezetben (27-30). Az arc-felszín változása a mimikai izmok következtében több tíz-milliméter is lehet, nem beszélve a felület puha struktúrájáról, amely további torzulást eredményezhet mérések során. Éppen ezért, arc-szkennereknél a megkövetelt pontosság lényegesen alacsonyabb, mindössze 500-1000  $\mu\text{m}$  (31). Fontos azonban megemlíteni, hogy e két szélsőséges példa a gyakorlatban egyidőben kerül felhasználásra a navigált



implantológia és a protetikai szemléletű implantátum tervezés (backward planning) komplex rendszerében. Ilyenkor még a CBCT adta 100-200 µm-es pontossági tartomány is a kezelési terv és a mérések alapjává válik (32). Így jól látható, hogy az intraorális szkennerek nyújtotta 20-90 µm-es pontosság (33-35) a nem implantátumokon rögzülő fogpótlás szempontjából általában klinikailag elfogadható és rendszer egyik legpontosabb elemét jelenti.

### 1.2. Méréstechnika és történelmi kitekintés

Egy felgyorsult, digitális világban élünk. A digitalizáció életünk mindennapjait könnyíti – és nehezíti meg olykor. Könnyíti, mert számtalan dolgot sokkal gyorsabban, kényelmesebben elérhetünk, tárolhatunk, de nehezíti is, hiszen akár privát életünk biztonságát is fenyegetheti – nem csupán a rosszindulatú kémkedések és adatlopások miatt, de a munkaidő és szabadidő határának elmosásával is az áradó információk, e-mailek és a távolról, gyorsan elvégezhető feladatok révén. Mindettől függetlenül a világ, amiben élünk modernizálódik, gyorsul és akár tetszik, akár nem, a digitális lehetőségek tárháza vesz körül minket. Ha felismerjük és jól használjuk a benne rejlő lehetőségeket, akkor az biztosan épülésünkre és segítségünkre szolgál hosszú távon.

A XX. század közepétől induló ipari-gyártástechnológiai fejlődés az 1960-as évektől ugrásszerűen felgyorsult. A számítógépek megjelenése és integrálása a gyártási folyamatokba megsokszorozta a termelékenységet. A számítógépek és távközlési eszközök folyamatos fejlődése tovább gyorsította a megindult folyamatot. Az 1970-es évektől már szélesebb körben is használatossá válhattak a számítástechnikai eszközök a beszerzési költségek csökkenésével és így az élet egyre több területe tudta integrálni a modern technológiát, amely a megindult folyamatot - a digitális forradalmat - máig megállíthatatlanná tette.

A felületek digitalizálását, lemintázását az iparban kiterjedten alkalmazzák, így a méréstechnika önálló diszciplínává fejlődött és az élet valamennyi területén alkalmazzák a szkennereket. A földtani felmérésektől kezdve az építészeti felhasználáson keresztül a művészeti alkalmazásig az élet valamennyi területén alkalmazzák ezeket a modern mérőeszközöket. Többféleképpen csoportosíthatjuk a szkennereket, pl. teljesítmény, felbontás, lemintázott felület mérete vagy a hatótávolság alapján.

A szkennerek hatótávolsága szerint három fő kategóriát különböztetünk meg (36-38):

- Nagy hatótávolságú szkennereknek nevezzük azokat a készülékeket, amelyekkel 200 méternél távolabbi objektumokat tudunk leképezni. Ezen szkennerek hatótávolsága akár 400-500 méter is lehet. Ezeket a szkennereket általánosságban a Terrestrial Laser Scanner-ek (Lidar-szkennerek) közé sorolhatjuk; felhasználási területeik a városfelmérések, külszíni bányafelmérés, geodéziai felhasználás és például műemlékek „archiválása”.
- Közepes hatótávolságú szkennerekkel a 200 méternél közelebbi és 1 méternél távolabbi objektumok digitális leképezését valósíthatjuk meg. Iparcsarnok- és építészeti felmérés, valamint gépkocsigyártás során történő ellenőrzések során alkalmazzák többnyire.
- Közeli tartományban dolgozó szkennerek, amelyek 1 méternél közelebb elhelyezkedő objektumokat képesek digitalizálni. Ezen eszközök alkalmazása leginkább az ún. visszamodellezés vagy fordított mérnöki tevékenység (reverse engineering) folyamatokban és az orvosi felhasználások során a legjelentősegteljesebb. Művészeti felhasználása során például egy régészeti leletet vagy részben meglévő műtárgyat rekonstruálni lehet szkennelést követően.

Az orvosi célú közel-szkennerek felhasználása is igen szerteágazó: ortopédiai felhasználás során például a gerinc scoliosisának a felmérése történhet meg digitális szkenneléssel és ezzel a terápiás fűző elkészítésének lehet az alapja. Elvesztett végtag, fejlődési rendellenesség miatt például fül helyreállítás: a másik oldali ép felület szkennelésével, majd a digitális modell tükrözésével és 3D nyomtatásával rövid idő alatt terápiás eszköz gyártható, illetve modellálható a várt végeredmény.

A digitális lenyomatvétel kezdete egybeesik a digitális fogászat kezdetével, melynek története egészen az 1970-es évek elejére nyúlik vissza. 1973-ban Francois Duret fogorvos „Optical impression” címmel megírta téziseit, amelyek a digitális lenyomatvétel alapjait jelentik. Duret az iparban már használatos CAD/CAM eljárások felhasználási lehetőségét, ennek elméleti és technikai kivitelezését vitte át a fogászatba. A CAD/CAM nem jelent mást, mint a számítógéppel segített tervezést és megmunkálást. Kialakulásának első lépését a digitális vezérlés forradalma jelenti. Az 1950-es évektől a humán komponens csökkentésére az esztergagépek működtetését lyukszalag vezérléssel

oldották meg. A lyukszalagokból és lyukkártyákból fejlődtek ki később a számítógépes mágnesszalagok, majd az egyéb, digitális tárolólemezek. Ezzel párhuzamosan a számítógépes tervezés is napvilágot látott, amit a mikroszámítógépek elterjedése és fejlődése tett lehetővé. Az 1960-as évek elején jelent meg az első számítógépes tervezőprogram. Ezeket a technikai vívmányokat az 1970-es évekig az űrtechnika mellett csak a hadi- valamint az autóipar és a repülőgépgyártás során tudták használni a komoly beruházási költségek révén. Az 1970-es évek közepére a személyi számítógépek felhasználása egyre elérhetőbbé vált, így Duret elképzelése is megvalósíthatóvá vált (39-42).

Az első intraorális lenyomatvételi eszköz 1984-ban került bemutatásra. Ez Duret saját fejlesztésű eszköze volt, amelyet tökéletesítve 1989-ben a Chicago Midwinter Meeting-en élő bemutatót tartott, amely során 4 óra alatt fogpótlást faragott a gép. Duret rendszeréből alakult ki később a Sopha System nevű rendszer 1992-ben (43, 44).

Néhány évvel lemaradva 1980-ban, Mörmann és Brandestini megalkotta a CEREC (Chairside Economical Restoration of Esthetic Ceramic) rendszer koncepcióját, amely ugyanúgy a szájüreg egy kis területének digitalizálását tette lehetővé és a hozzá kapcsolt frézgéppel néhány órán belül elkészíthetővé vált az indirekt restauráció. 1985-ben jelent meg a „the lemon” névre keresztelt első CEREC gép. A rendszer fejlődését és sikerét nagyban meghatározta a Siemens-el kötött 1986-os licenz megállapodás. Innentől a CEREC rendszer pályája folyamatosan felfelé ívelt: 1988-ban indult a CEREC 1 – amely az első kereskedelmi forgalomba hozott „in-office” rendszer volt és Franciaországban, Nagy-Britanniában és Spanyolországban tették elérhetővé (45). A rendszer a kezdeti nehézségek ellenére is népszerű volt – 1992-ben már több, mint 1000 fogászati rendelő használta az új technikát. Ezeknek nagy százaléka CEREC készülék volt, de 8 másik gyártó is képviselte magát már akkor is (46).

1994-ben került piacra a CEREC 2, amelynek a szoftvere az inlay-en túl már részleges és teljes borítókoronák elkészítését is lehetővé tette. 2000-ben jelent meg a CEREC, amely már 3 tagú hidak elkészítésére is alkalmas volt, és 2003-tól a szoftveres fejlesztéseknek köszönhetően már 4 tagú hidak tervezése és készítése, valamint 2005-től automatikus virtuális okklúzió beállítása is lehetővé vált a rendszerrel (45, 47, 48). 2009-ben a CEREC AC Bluecam, 2012-ben a CEREC Omnicam és 2019-ben a CEREC Primescan jelentek meg. A Bluecam még porral működő szkennelő volt és kvadráns szkennelésére

maximalizálták az indikációs területét, az Omnicam viszont már teljes állcsontív szkennelésére volt optimalizálva és használatához már nem volt szükséges a lemintázandó felület mattítása (49-51).

Természetesen az optikai digitalizálás vívmányait a fogtechnikai laborban használatos asztali- vagy más néven labor-szkennerek fejlesztésében is felhasználták. Ezeknek a szkennereknek a fejlődése és elterjedése időben kicsit megelőzte az intraorális szkennereket. Egy nem mozgó, nem csillogó objektumot – a páciens fogívének gipszmintázatát lényegesen egyszerűbb optikai úton digitalizálni. Japán kutatók fejlesztették ki az 1999-ben megjelent DECSY nevű rendszert, amely egy laboratóriumi szkennert és a hozzá kapcsolt frézgép volt, és már akkor érintőképernyővel működött. Szoftvere 1 percen belül képes volt megtervezni egy szőlőkorona CAD modelljét a digitalizált gipszmintára (52).

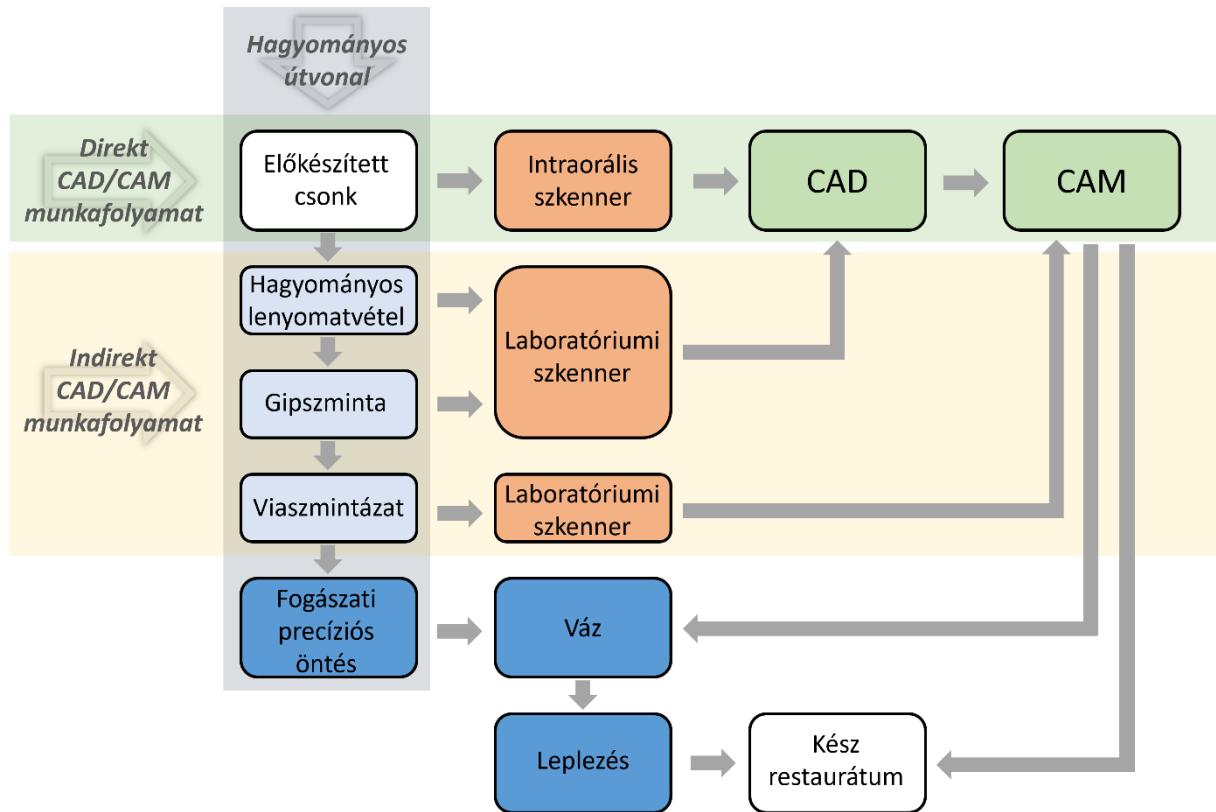
A laboratóriumi szkennerek kezdetben úgy működtek, hogy egy, a külső fényeket kizáró sötétített térben, gép által mozgatott tárgyasztalra helyezett objektumra vetítettek valamely fényforrást és egy - később több - kamerával detektálták a megjelenő struktúrákat. Ennek a digitalizálásnak nyilvánvaló előnyei voltak a szájüreg közvetlen leképzésével szemben, így természetes, hogy a 2000-es évektől a digitalizálás irányába haladó, komolyabb laboratóriumokban már megtalálhatóak voltak ezek a berendezések. Az indirekt digitális útvonal ezáltal megelőzte a direkt digitális útvonalat a fogászatban. Ugyanakkor fontos megemlíteni, hogy a két eljárásnak párhuzamosan van igazán jelentősége és létjogosultsága a komplex fogászati ellátás tárházában. Az indirekt digitális útvonal előnyét az is jelenthette, hogy a gipszmintát taktilis felület-szkennerekkel is lehet tapogatni – máig az egyik legpontosabb digitalizáló eljárásnak tartjuk ezt az eljárást, azonban a páciens szájából ilyen módszerrel lehetetlen a közvetlen leképzés.

Az igazi áttörést a digitális lenyomatvételek területén a XXI. század első évtizedének vége hozta el. 2006 és 2010 között újabb öt gyártó is elkészítette a saját intraorális szkennert és az addig egyeduralkodó zárt rendszer alternatíváját jelentették. Például a CEREC rendszer kínálta egy-alkalmas, székmelletti rendszer amerikai változata csak 2008-ban jelent meg E4D Dentist System néven, amely részben porral működő digitális lenyomatvételt tett lehetővé a hozzá kapcsolt faragó egységgel (53).

A fejlődés további fontos vívmánya volt, hogy már nem csupán a szék melletti rendszer piacát erősítették az új gépek, hanem többségük a fogtechnikai laboratóriummal való

összeköttetést biztosították. Ennek fontos előfeltétele volt a Procera központi frézrendszer megalakulása, amely Andersson nevéhez fűződik (52, 54). Ez által az elkészíthető pótlások palettája is bővült, lévén nem csupán a rendelőben, a fogorvos révén üzemeltetett frézgép volt felhasználható, annak anyagtani és méretbeli limitációival, hanem a fogtechnikai laborok és különösen az ipari frézcentrumok széles tárháza is megnyílt a nagyobb kiterjedésű pótlások és teljes állcsontminták direkt digitális úton történő elkészítéséhez. A 2014-es év végéig további 7-8 gyártó is megjelent, valamint a korábbi gyártók is piacra dobták újabb, fejlesztett termékeiket. A 2020-as évre már közel 10 gyártó intraorális szkennerekből álló termékpalettája érhető el Magyarországon is. Az intraorális szkennerek fejlődésének ezen harmadik, felgyorsult szakaszában fontos lépés volt, hogy a gyártók felismerték, nem szükségszerű ragaszkodni a zárt rendszer nyújtotta biztonsághoz. Ha a felhasználónak van módja nyitott fájlformátumokkal dolgozni, akkor saját maga választhatja meg, hogy mely frézcentumba vagy laborba küldi az adatokat további feldolgozásra és termékgyártásra. Ezáltal az eszközpark is átalakult – a chairside rendszerek komplex csomagja mellett megjelenhettek a gyártók, amelyek csupán a kezdeti digitalizációra összpontosítanak, tehát csak szkennereket forgalmaznak.

A fogászati szkennerek pontosságának kiértékelésére is ISO szabvány van érvényben. 2012-ben született meg a 12836-os számú szabvány, amelyet 2015-ben frissítettek (55). A szabvány ugyanakkor elsősorban az indirekt útvonal során alkalmazott eszközökre érvényes, tehát a „rögzített” vagy mechanikailag vezérelt ipari és laboratóriumi szkennerekre vonatkozik. A direkt digitális lenyomatvételi eszközök térhódítása miatt szükséges volt egy új szabvány bevezetésére, amely már a kézben tartott, manuálisan működtetett szkennerek pontosságának leírásához ad vezérfonalat. Ez lett a 20896-1 számú ISO szabvány, mely kissé lemaradva a fogászati piac eszközeinek fejlődésétől csak 2019-ben jött létre (56). Ez utóbbi szabványsorozat első része a fogászati digitális lenyomatkészítő eszközök címmel a pontosság felmérésének módszereit taglalja. A szabvány fontos része a pontosság meghatározásának kritérium rendszere. További, témába vágó nemzetközi irányelv az ISO 18793-as számú szabvány, amely a CAD/CAM rendszerek folyamatláncának szókinccse címmel jelent meg 2016-ban (57). A fogpótlás elkészítésének hagyományos útját, valamint a direkt és indirekt CAD/CAM útvonalakat az 1. ábra foglalja össze sematikusán (8).



1. ábra: Az indirekt- és a direkt CAD/CAM útvonal folyamatábrája (saját ábra) (8)

### 1.3. A digitális világ térhódítása a lenyomatvételben

A digitális világ számtalan előnyt ígér – és szerencsére többnyire biztosít is – a felhasználók számára: gyorsabb, kényelmesebb, egyszerűbb, objektívebb és pontosabb megoldásokat kínál mindennapjainkban, munkánkban és életünkben egyaránt.

A lenyomatvétel a fogászati ellátás szinte valamennyi területén szükségszerű beavatkozás és 1989-től digitális úton is működő eljárás. A jól bevált, hagyományos, elasztikus lenyomatanyagokkal készülő lemintázás digitális úton történő kiváltása komoly számítástechnikai és mérnöki kihívás volt. Noha, már az 1990-es évektől olvashatunk cikkeket az optikai lenyomatvétel előnyeiről és a távlatokról, melyeket az új technikai vívmány rejteget (47, 58-62), a fogászat digitális átalakulásáról, az egykori vízió, a virtualitás megvalósulásáról, valódi paradigmaváltásról csak 2015-től beszélhetünk (63, 64).

A digitális lenyomatvételre történő teljes áttérés természetesen további évtizedeket fog igényelni – de a folyamat fejlődését, előrehaladását tekintve prognosztizálható biztos sikere. Eredményessége nem pusztán abban nyilvánul meg, hogy képes kiváltani az

évszázad óta, jól működő lenyomatvételi eljárásokat, hanem abban, hogy a digitális lenyomatot számtalan további modullal kombinálhatjuk, amely rengeteg új lehetőséget rejt magában.

Christensen 2008-ban azon az állásponton volt, hogy a hagyományos lenyomatvétel hibaforrásait - például torzulás, tárolás - részben kiküszöbölheti a digitális lenyomatvétel, de újabb problémákat is jelenthet, ugyanis pl. subgingivalis preparálás lemintázása optikai úton még nehezebbé válik és a digitális eszközpark beszerzése miatt jelentős költségnövekedés is várható (65). 6 évvel később a publikációk már arról számolnak be, hogy a digitális lenyomatvétellel kezdődő fogpótlás elkészítése a teljes munkafolyamatot tekintve gyorsabb eljárást jelent, tehát hosszú távon az ár-érték arány előnyösebbé válik (66, 67). 2013-ban a vizsgálatok azt mutatták, hogy az új technikától egyáltalán nem idegenkednek sem az aktív fogorvosok, sem a fogorvostanhallgatók (68), sőt a jövőt meghatározó hallgatói generáció kifejezetten előnyben részesíti a digitális lenyomatvételt. A 2013-ban publikált 60%-os hallgatói preferencia (69) 2017-ben 76%-ra (70) növekedett, és a 2021-ben közzétett felmérés is azt mutatja, hogy a fogorvostanhallgatók több mint fele (54,6%-a) szívesebben választja, illetve választaná a lenyomatvétel esetén a digitális technológiát (71). Az eszközök piacának szélesedésével a beszerzési költségek is szélesebb határok között mozognak, így várható, hogy a jövőben egyre több fogorvos teheti meg, hogy belép az optikai lenyomatvételi eszközökkel dolgozók körébe. Ráadásul a páciensek is preferálják a komfortosabb (72), elegánsabb lenyomatvételi eljárásokat, így egy további ösztönző faktor mozgatja a digitalizáció térhódítását.

A gyorsabb és idővel jövedelmezőbb munkavégzés mellett a digitális lenyomat előnye abban rejlik, hogy az adatállományt kombinálhatjuk a páciensről készült CBCT felvétellel, arc-szkennekekkel, fényképekkel, CAD szoftverben megtervezett diagnosztikus mintákkal és így komplexebb ellátást nyújthatunk a „megszülető” Virtuális Páciens-nek, amely az állkapocsmozgások valós detektálását követően akár dinamikus okklúzió beállítást is lehetővé tesz. (9, 73-75).

A virtuális lenyomatnak létjogosultsága van például a fogszabályozásban, ahol akár a tanulmányi minták helytakarékos és gyors archiválását jelentheti amellet, hogy az ortodonciai ellátás során szükséges modell-analízist, távolságméréseket (76) vagy a sínterápiát is korszerűen támogatja. Ezenkívül infekció-kontroll szempontjából is

előnyös, hogy nem szükséges gipszmintákat őrizni archíválási célból, ráadásul a digitális adatállománnyal nem juthat fertőzés a fogtechnikai laboratóriumba sem. (44, 77) A lenyomat során használt szkennervej könnyen cserélhető, tisztítható és újabb rendszereknél autoklávozható is. Infekciókontroll tekintetében az akár privát laptopozott kapcsolatos intraorális szkennerek és az érintőképernyős egységek válhatnak új kritikus elemmé.

2007-ben publikált *in vitro* kísérletekkel demonstrálták, hogy a szájsebészeti beavatkozást követő alveoláris csont kontúrjának változásai is követhetővé, kimutathatóvá válnak az új, digitális lenyomatvételi eszközökkel (78, 79). Ugyanezen elvből kiindulva a parodontológiában az íny-kontúrjának apró változásait is kimutathatjuk a meghatározott időnként készített digitális lenyomatok összehasonlításával (80-82).

További diagnosztikai felhasználás, hogy a digitális lenyomat elemzése a kompozit restaurációk kopását is észlelhetővé teszi; ennek lehetőségét már 1997-ben Mehl és munkatársai publikálták, miszerint kvalitatív módodon, akár 10 µm-es pontossággal meghatározható a felszín változása (83). Akkor még csak indirekt módon, a hagyományos úton nyert lenyomat kiöntése útján nyert modell elemzésére volt mód, hiszen az akkori direkt, orál-szkennerek még csak a felszínt porral bevonva működhettek, amely a változás ilyen apró részleteit elfedhették volna. A fejlődésnek köszönhetően, ugyanezen az elven ma már lehetőség nyílik a fogak kopásának (84) és az erózióknak (85) korai diagnosztizálására direkt optikai leképzés alapján.

A diagnosztikában újabb vívmánya a digitális lenyomatvételi eszközöknek, hogy a caries jeleire hívhatja fel a figyelmét az operátornak – de a fogszínmeghatározás (86), illetve a tervezést, a páciens-educációt és monitorozást segítő színhű virtuális szájüregi mintát megjelenítő eszközök is a mindennapjaink részévé válnak, míg a korábbi monokromatikus, pusztán csak direkt lenyomatvételre szánt eszközök elavulttá válnak.

A kevésbé invazív ellátásokban, navigált implantológia és a navigált endodoncia (guided endodontics) területén a fűrősablonok megtervezéséhez és gyártásához nyújt kiindulási alapot az intraorális szkennelés a CBCT-vel kombinálva (8, 87), de fontos megemlíteni, hogy az egyes rendszerek pontatlanságai összeadódnak – így a fogorvosnak továbbra is feladat, hogy körültekintéssel, az ellátás során végig kontrollt biztosítson a technika vívmányainak. A CBCT felvétel pontosságát a voxel mérete fogja alapvetően



meghatározni, amely a jelenleg forgalomban lévő készülékeknél maximálisan 75 µm (88). Ugyanakkor a komplexebb ellátások során a fűrósablonok gyártásához és a tágabb anatómiai környezet leképezése miatt a CBCT felvételek többnyire nagyobb látómezővel (FOV) dolgoznak, amikor a voxelméret is, és így a felbontás, végeredményben a pontosság is más nagyságrendbe kerül: általában 400 µm-es, tehát közel fél milliméteres tartományba. A hagyományos CT-k 100 µm-es pontossággal adják vissza a leképzett tartományt (8, 89), de lényegesen nagyobb sugárterhelést jelentenek a páciens számára (32, 90). A páciens szájüregében található fém restaurációk, implantátumok a CBCT képképzés során keletkező fém-műtermékek miatt további torzulást, általában méretnövekedést jelentenek (91), amelyek a virtuális páciens moduljainak összeillesztési pontatlanságát fokozhatják.

#### 1.4. A digitális minta - adatállomány

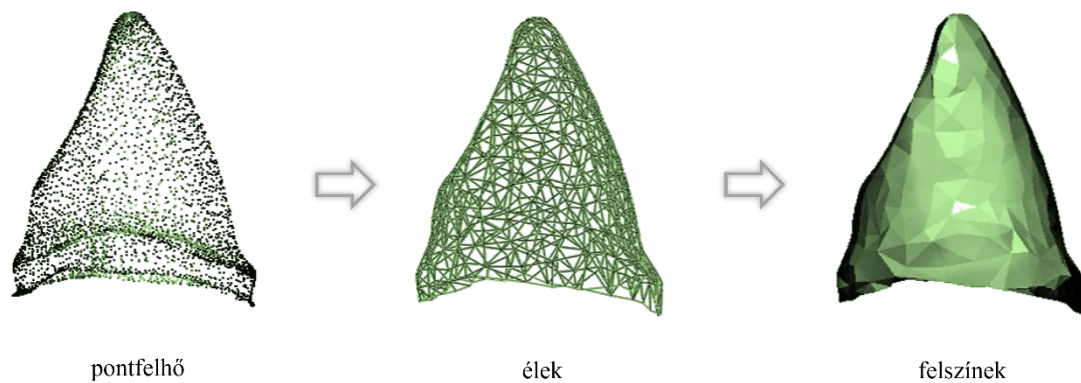
A digitális rendszerek közötti kommunikációt megkönnyíti az egységes fájlformátumok használata. Természetesen a számítógépes rendszerek többnyire képesek többféle fájltypussal is dolgozni, azonban a digitalizáció kezdetén ez nem volt mindig így. A számítógépes tervezés hajnalán az 1950-es évek végén, a CAD szoftverekkel elsősorban a mérnöki munkát próbálták lerövidíteni, a vetületi rajzokat digitalizálni, hogy azokat később könnyebben újrahasznosítsák, valamint, hogy megkönnyítsék a tárolást. A CAM rendszerek egy évtizeddel később, 1968 végén alakultak csak ki, és a két rendszer összekapcsolására további 5 évre volt szükség. Ekkortól vált igazán szükségessé az egyes alrendszerek közötti kommunikáció megkönnyítése érdekében az egységes fájlrendszerek kialakítása.

A fájlrendszerekkel részben összefügg a zárt- illetve a nyílt rendszerek közötti kardinális különbség. Míg a zárt rendszer lényege, hogy olyan kódolt formátumokat használ a számítógép, hogy azokat, ha sikerül is exportálni, más gyártó számítógépe ne tudja értelmezni, addig a nyílt rendszer éppen az exportálást és a más irányú felhasználást könnyíti meg a kompatibilitási problémák teljeskörű kizárásával. A zárt rendszer természetesen egyfajta minőségbiztosítást jelent a gyártónak, hogy csak az általa elfogadott termékek járulhatnak hozzá a végeredmény elkészítéséhez, ugyanakkor a piaci világban hátrányt is jelenthet a termékkála limitálása. A nyílt rendszer kétségkívül előnye, hogy a felhasználó szabadon választhatja meg, hogy mit kezd az adott fájl-lal.

A digitális, háromdimenziós geometriai adatállománynál a ma leginkább használt és széles körben elterjedt fájlformátum az .stl kiterjesztés. Az .stl kiterjesztés neve egy mozaikszó, amelynek többféle értelmezése is van a köztudatban és a tudományos világban is. A Standard Tessellation Language, a STereoLitographia és a Standard Triangle Language is használatos és ugyanazt jelentik. A formátumot a 3D Systems fejlesztette ki 1987-ben. (92)

Az stl fájl kialakításakor kulcsfontosságú, hogy milyen matematikai algoritmus zajlik le a digitalizáció során. A felületmodell megalkotása során a mért koordinátpontok jelentik a kiindulást. Ezeket a pontokat vertexeknek nevezzük – ezek összessége jelenti az ún. pontfelhőt, egy ismert számú, X, Y és Z koordinátával rendelkező térbeli pozíciót (57). A szkener felbontása határozza meg alapvetően a pontok sűrűségét, de a szoftveres algoritmusok szelektálnak a pontok közül és nem használják fel valamennyi bemért vertexet a modell kialakítása során. A sima felszíneken és a kevésbé releváns felszíneken kisebb sűrűségű pontfelhőt vesz, illetve vehet figyelembe a digitalizációs algoritmus. Így azokon a területeken elnagyoltabb lesz a minta pontossága, amelynek klinikai jelentősége elhanyagolható, viszont a számítógép kapacitását és az adatfeldolgozás gyorsaságát pozitív irányba befolyásolja. (93) Minél sűrűbben helyezkednek el a felületképzéshez használt kiválasztott pontok, annál valóságosabban jelenik meg a lemintázott felszín formája – ugyanakkor ez önmagában még nem jelenti feltétlenül a pontosságot is (94, 95).

A pontok helyzetének ismerete önmagában még nem biztosítja a felületmodellt. A leképzés során felhasználandó kiválasztott pontokat a szomszédos pontokkal egy-egy egyenes fogja összekötni: ezt nevezzük élnek (edge). Az él által körülhatárolt terület pedig face-nek, azaz felszínnek nevezzük, amely általában egy háromszög alakú poligon: ismert csúcspont koordinátákkal, valamint a felszín irányával, normál vektorával. A számtalan, egymással éleiknél összefekvő poligonból kialakul a térbeli test, a poliéder, amelynek háromdimenziós digitális ábrázolási módját meshnek nevezzük (8, 92). A digitális modell építőeleimből történő kialakulását a 2. ábra szemlélteti. A digitális lenyomatvételi eszközök által generált mesh felépítése - és ezáltal a minősége, felszínvisszaadó képessége - szkenerenként változó (24, 96).



2. ábra: Az ún. mesh kialakulása építőelemeiből (saját ábra) (8)

A vertexek sűrűsége és elhelyezkedése alapvetően hozzájárul a kapott felületmodell pontosságához (94). A poligonok variációja viszont jelentősebb mértékben befolyásolja a mesh pontosságát; nem mindegy, hogy milyen sűrűséggel/denzitással és mennyire szabályszerűen elrendeződő mozaikelemek építik ki a felületmodellt. Ez utóbbit nevezi az angol irodalom tessellation-nak. Éles határoknál, aprólékos rajzolatoknál csak nagyszámú ponttal és a belőle származtatott apróbb és variáns háromszögekkel lehet leírni, míg a sima felületeken egyszerű, „rutin” mesh is elegendő, kevesebb, nagyobb és topográfiaailag azonos háromszögekkel. Így optimalizálható a minőség és a számítási idő közötti ellentét (93). A mesh minősége függ a számítási algoritmusokon túl a leképzési elvtől is: a fénykép alapon működő szkennerekkel (pl. iTero, Trios) készült felületmodell jobbnak tekinthető, mint a videofelvétel alapján működő szkennerekké (pl. Omnicam) (97). A mesh minőségi megítélésének egyik módja, hogy a felületet felépítő háromszögek területét és oldalméreteit vizsgálja egy speciális képlettel és ebből következtet a szabályosságra. A nagy hasonlóságú poligonokból felépülő mesh jó minőségűnek számít és értéke 1-hez közelít, míg a szabálytalan poligonokból felépülő mesh gyenge minőségűnek számít és értéke 0-hoz közelít. Ez a Joe-Liu féle mérőszám (98), de léteznek újabb, a mesh minőségét meghatározni kívánó tanulmányok is (99-101), ám ezekkel fogászati felhasználás kapcsán eddigi ismereteink szerint még nem vizsgáldtak.

### 1.5. A digitális lenyomat pontosságát meghatározó faktorok

A direkt digitális lenyomatvételi eszközök alapelve az optikai lemintázás, amelyet különböző működési elvekkel valósítanak meg. A működési alapelvekről csak érintőlegesen, a dolgozat későbbi részében a felhasznált szkennerek kapcsán lesz szó.

Természetesen, a leképzés típusa is befolyásolhatja lenyomat pontosságát, de ebben a fejezetben nem a technikai különbségekre, hanem a felhasználás során jelentkező, a végleges lenyomat minőségét befolyásoló faktorokról lesz szó. Nyilvánvalóan nem mindegy, hogy kezdő vagy gyakorlott felhasználó kezeli-e az eszközt, de a szkennelési stratégiától elkezdve a preparált csontok elhelyezkedéséig, konicitásáig mind-mind olyan faktorok, amelyek a digitális lenyomat pontosságát befolyásolhatják. Ugyanakkor ismeretükben a pontatlansághoz vezető hibák akár kiküszöbölhetővé is válhatnak és ezáltal mérethűbb adatállománnyal dolgozhatunk tovább a CAD szoftverekben. A szakirodalomban megtalálható pontossági vizsgálatok leggyakrabban *in vitro* körülmények között készülnek. Az *in vivo* körülmények természetesen tovább befolyásolják – várhatólag rontják – az optikai lenyomatvétel pontosságát. Park és munkatársai 2018-ban egy szájüregi miliőt szimuláló szerkezetben végeztek szkenneléseket (intraoral environment simulator), de nem tapasztaltak eltérést a pontosság tekintetében a valódi *in vitro* szkenneléshez képest (102). Elmondható ugyanakkor, hogy a szájüregi miliőt szimuláló párás, nedves közeg önmagában nem elegendő az *in vivo* körülmények modellálásához. A limitált mozgási tér, a nem átlátszó folyadék (vér) jelenléte és a lágyszövetek mozgása, illetve mindezek képtérbe kerülése további pontatlanságot fognak eredményezni (103).

#### 1.5.1. Pontosságmérés metódusa

A szakirodalomban megtalálható adatok alapján a legnépszerűbb pontosságmérési mód az ún. „Best-fit Alignment”, amely a vizsgált digitális mintákat összeveti egy referencia adathalmazzal. Ezt a kifejezést a legjobb illeszkedés elvének lehetne leginkább fordítani, de a szakirodalomban, különösen a számítástechnikai fogalmaknál, gyakori módon az angol elnevezés használatos így a dolgozat sem törekszik a magyar megfelelő használatára. A módszer alapja, hogy a két poligonmodellt a számítógép megpróbálja úgy összeilleszteni és egymásra vetíteni, hogy a poligonok által meghatározott felszínek a lehető legnagyobb felületen illeszkedjenek egymással. Az eljárás az Iterative Closest

Point (ICP) algoritmus alapján történik (104), amelyet Chen írt le 1991-ben (105). Érdekes módon az akkori Automatika és Robotika Kongresszuson a képpontok illesztésének példáját éppen egy gipsz fogon mutatta be. A fog bonyolult felszíne nehezen bontható részekre, nehéz a szegmentálása és a topográfia pontos leírása, így ideális példaként szolgálhatott – és a módszer már akkor működött.

Mai napig a best-fit alignment a leginkább elfogadott metrológiai elemzési módszer, ráadásul a 12836-os ISO szabvány szerint a fogászati digitalizáló eszközök tesztelésekor a best-fit illesztést kell használni a mérési adatok begyűjtése során (106). Mindemellett fontos tudni, hogy az stl fájloknak az ilyen jellegű illesztése egy ismert hibához vezethet: mivel a szkennelt minta torzulást szenved az egyes képek összeillesztéséből adódóan, így a szkenn elején lévő mintarész kevésbé lesz torzított, mint a szkenn végén lévő adatállomány (107). A legjobb illeszkedés elve alapján pedig a nagy valószínűséggel pontatlan felszín pontatlansága csökken, míg az elvileg pontos rész is pontatlanná válhat, hiszen az összehasonlítás nem veszi figyelembe a szkennelés kezdetét: a torzult felszíneket is próbálja közel hozni a referencia adat felszínéhez, így „eltolódik” és ahol tökéletesen fedné egymást a két minta, ott sem lesz „pontos” illeszkedés.

A best-fit algoritmus hibáinak kiküszöbölése érdekében Vág és munkatársai 2019-ben egy olyan összehasonlítási protokollt mutattak be (108), mely a minták illesztését nem globálisan végzi, hanem mindig az aktuálisan kijelölt vizsgálódási pont a kiindulás az illesztés során. Ezzel a módszerrel a fogív torzulása még látványosabban kimutatható, de technikaérzékenysége és nehezebb kivitelezése miatt nem terjedt el. Güth 2016-ban szintén a best-fit metódusból eredő hiba kiküszöbölésére tett kísérletet egy speciális „merevítőrúddal” applikált minta esetén (109) de a módszer *in vivo* körülmények között kivitelezhetetlen, ezért ez sem lehet megoldás. Véleménye szerint a kvadráns szkennelések összehasonlítását nem befolyásolja jelentősen a best-fit algoritmusból eredő hiba, a nagyobb állcsontrészek illesztése esetén viszont már hibaforrást jelenthet ez a mérési módszer.

Nyilvánvalóan a vizsgálati szoftver algoritmusai sem mindegy – más-más gyártók más-más módon alkották meg saját mérő-szoftverüket ugyanarra a feladatra, így eltérések jelentkezhetnek ugyanazon minták különböző gyártmányú szoftverrel való összehasonlítása során is. A szkennerek képzéskor a digitális jelben ún. zaj is felléphet, amit eddig kevesen vizsgáltak. A zaj lehet szoftveres eredetű, de optikai vagy

elektronikus többletjel is. Desoutter és munkatársai kimutatták (110), hogy egy teljesen sima alumínium lap szkennelése során is eltérések tapasztalhatóak a mesh felületén. Különböző szögekből történő szkennelés esetén más-más intenzitással jelentkezett a zaj, ami az optikai leképzésből eredő jelre enged következtetni. A vizsgált intraorális szkennerek (Trios2, struktúrált fényű konfokális és a Carestream CS3500, zöld lézer alapú paralell konfokális képalkotó) között azonban jelentős eltérés nem volt kimutatható.

### 1.5.2. Szkenner szoftververziója

A józan ész azt diktálná, hogy egy szoftverfrissítés azért történik, hogy előremutató fejlesztés valósuljon meg: újabb funkciókat, esetleg gyorsulást és legalább olyan pontos lenyomatvételt vár a felhasználó a frissített szoftvertől. Az irodalomban az értekezés írásakor nem található számottevő vizsgálat a szoftverfrissítésekről (111, 112), de ez a későbbiekben biztosan várható. A laboratóriumi asztali szkennerek piaca is olyan irányú eltolódást mutat, hogy egyre kevesebb új eszköz jelenik meg, helyette a régi eszközöket fejlesztik szoftverfrissítésekkel. A változás iránya érthető, hiszen egyre inkább a direkt optikai lenyomatvétel útján kapják a laboratóriumok az állsontmintákat, ennek eredményeképpen az indirekt digitalizáció egyre inkább háttérbe szorul.

Vág és munkatársai 2021-ben 7 szkennerral végzett kísérlet alapján megállapították, hogy a legtöbb szkennelés esetén pontosságnövekedés volt a szoftverfrissítés eredménye (Planmeca Emerald, Emerald S, Omnicam, Trios 3) de volt olyan szkennelés is, ahol nem volt kimutatható változás (CEREC Primescan) és sajnos olyan is akadt, ahol a frissítés következtében rosszabb pontossági mutatók jelentkeztek (Medit i500, iTero Element2) (111).

### 1.5.3. Szkennelést segítő anyag (optikai tereptárgy)

Az optikai lenyomatvétel sokáig elképzelhetetlen volt a felületeket bevonó matt por alkalmazása nélkül. Önmagában a szájjüreg nedves környezete is csillogó felszíneket jelent, de a leplezetlen fém fogpótlások, amalgám tömések, arany betétek tovább nehezítették az optikai mérőeszközök helyes működését. A fémek, valamint a simára polírozott felszínek magasabb reflexiós értékkel rendelkeznek, aminek következtében az optikai lenyomatvételi eszköz nem volt képes pontosan detektálni a mérendő pontokat. A

vékonyan felvitt matt porréteg a felületet bevonva lecsökkentette a reflexiós értékét a szájüregi képleteknek, így szkennelhetővé váltak.

Ender és munkatársai 2013-ban arra a megállapításra jutottak, hogy a por nélküli szkennerek úttörője a Cadent iTero ugyanazt a pontosságot képes biztosítani, mint a már bevált, porral működő szkennerek (CEREC Bluecam, Lava COS) (113). A por szakszerű felvittele nem jelent pontosságbeli eltérést (96), de mindenképpen körülményesebbé teszi a fogorvos számára és kényelmetlenebbé a páciens számára a direkt digitális lenyomatvételt. Miután a technika vívmányai lehetővé teszik a nélkülözését, a szájüregben használt por lassan egy fogorvostörténeti lépcső lesz csupán.

Az optikai leképezést viszont a csillogáson kívül tovább nehezíti, ha olyan felszíneket képeznek le vele, amelynek nagy a homogenitása. Ilyen felület a szájüregben például a fogatlan gerincél. Amennyiben ez hosszabb, mint a látómező, amit a szkennerek lát egy adott pillanatban, akkor az egyes helyzetekben készülő képek összeillesztése hibás lehet. A szkennerek elveszíthetik a jelet a homogén felszín szkennelése közben, azaz nem feltétlenül érzékeli, hogy melyik az eredeti és melyik az új képrész és ezáltal pontatlan mintát generál. A régebbi chairside rendszerek eleve csak kis kiterjedésű intrakoronális restaurációk és szőlőkoronák elkészítéséhez voltak indikáltak – használatukkal a fogatlan gerincél akár leképezhetetlen volt. Kim és munkatársai „tereptárggyal” látták el a fogatlan gerincélt a hídpillérek között. Egy 4x3 mm-es Dio implant markert rögzítettek a mulázs fogatlan gerincére, így biztosítva támpontot a szkennereknek ahhoz, hogy tudja, mely képrészletek hova tartoznak. A teljes szájüreg lemintázására gyártott szájszkennerek (Trios3 és Carestream 3500) pontosságát is jelentősen javította a „tereptárgy”, míg az elsősorban kvadráns szkennelésre használatos CEREC Omnicam marker nélkül nem is tudott optikai lenyomatot venni (114).

Tereptárgy jelenléte minden esetben javítja a szkennelés pontosságát és folytonosságát is (115). Érdekes megfigyelés és a szkennerek képfeldolgozási algoritmusában rejlő mesterséges intelligenciára utal, hogy a fog formájú tereptárgy esetén érhető el a legpontosabb végeredmény (116).

A palatum leképezése is komoly kihívás a szkennereknek – ezt elősegítendő az irodalomban a markerek, lakkok alkalmazását javasolják (117-119).

A szkennelést segítő anyagokról viszont fontos megemlíteni, hogy amellett, hogy biztosabb és pontosabb leképezést biztosít, a végleges digitális mintán már műtermékként

jelenik meg – kivétel a szabály szerint felvitt por. Az stl-fájl CAD szoftverben történő használata során a fogatlan gerincélre helyezett tereptárgy, vagy a scanbody-kat összekötő fogselyem ugyanolyan adathalmaznak felel meg, mint egy szájüregi képlet felülete: vertexekből, élékből és felszínekből áll össze – amelyeket ez esetben valamilyen módszerrel el kell távolítani a tervezési fázisban. Ez viszont a minta manipulációjához vezet, ami pont olyan szubjektív hibafaktor, mint a gipszminták elkészítése közben a frézelés, gravírozás.

#### 1.5.4. Fényviszonyok

Az intraorális szkennerek használati utasítása többnyire figyelmezteti a felhasználót, hogy a fogászati kezelőegység operációs lámpáját kapcsolja ki a szkennelés alatt, mert a környezeti fény befolyásolhatja az optikai leképzést. Arakida és munkatársai 2018-ban leírták, hogy a külső megvilágítás nem csak, hogy lassabbá teszi a digitális lenyomatvételt, de pontatlanabbá is teszi az eljárást – igaz, mindössze 4 µm-en belüli eltéréseket tapasztaltak a külső fény befolyására (120). Ez az érték nagyon aprónak tűnik, de más hasonló tényező torzításával összeadva már jelentős befolyásoló tényező lehet a pontosság tekintetében. A külső megvilágítás jelentőségét Revilla és munkatársai is vizsgálták, de ott fordított eredményről számoltak be – az általuk vizsgált Trios szkennert a kezelőegység 10.000 luxos megvilágításával együtt készítette a mesh-minőség vizsgálata alapján a legjobb lenyomatot (121). Több szkennerre kiterjedő vizsgálatukban kimutatták, hogy az egyes szkennerek más-más megvilágítás mellett készítik a legpontosabb digitális lenyomatot – az iTero Element esetében az operációs lámpa fénye mellett, CEREC Omnicam esetében külső fény nélkül, a Trios esetében pedig az 1000 luxos szoba-megvilágítással értek el jobb eredményt pontosság tekintetében (97, 122).

#### 1.5.5. Szkennelési stratégia

Talán a legfontosabb, a pontosságot jelentősen befolyásoló tényező a helyes szkennelési stratégia alkalmazása. Ezt a hibaforrást az operátor saját maga kiküszöbölheti – irodalmi adatok alapján elmondható, hogy a legtöbb szkennert estében a gyártó által előírt szkennelési stratégia jelentősen a legpontosabb lemintázást (113, 123-126).

Diker 2020-ban 6 intraorális szkennerral végzett kísérlete alapján nem volt szignifikáns eltérés a jobbról avagy balról kezdett szkennelés között (127). Megemlítenéd, hogy a



felső álcsontra mint teljesen szimmetrikus volt, foghiány nélküli és mindkét kvadránsban csak a szemfog volt teljes borítókoronához előkészítve. Ezek alapján komoly problémákat vetne fel az intraorális szkennerek alkalmazása, ha ilyen mintán, *in vitro* körülmények között eltérés adódna a szkennelés megkezdésének helye szerint.

Ugyanebben az évben Latham és munkatársai hasonlóan szimmetrikus, „egyszerű” mintán eltérő szkennelési stratégiákat alkalmazva kimutatták, hogy bizonyos szkennerek (CEREC Omnicam) pontossága függ a szkennelési stratégiától, más szkennereké (iTero Element, Planmeca Emerald, Trios3) pedig nem (128). A szkennelési stratégia a leképzés sebességét is jelentősen befolyásolja – a nem megfelelő szekvencia lassítja az optikai lenyomatvételt (129).

Az iTero első verziója esetén a digitális lenyomatvétel során a gép utasításait kellett követni – a rendszer biztosította a kontrollt a megfelelő leképzéshez.

Stratégiai elemként említhető a szkennelési technika is, hiszen a digitalizáció pontosságát nem csak a lenyomatvételi eszköz megfelelő sebességű (130) és irányú mozgatása befolyásolja, hanem a szkennerek a fogív feletti pozíciója, távolsága is. Nedves felszín esetén még a szögérték is befolyásoló tényező lehet (131). Az oclusiós felszín fizikailag érintő (0 mm) szkennervej pontatlanabb lenyomatot generál éppúgy, mint a túl távol (15-20 mm) tartott szkennervej (132, 133).

A szkennelési stratégiák közé sorolható a digitalizáció sorrendjének meghatározása is, annak a fontos faktornak eldöntése, hogy melyik állcsontrésszel kezdjük a szkennelést. Általában a fogív végén, a moláris régóból indul az optikai lenyomatvétel, de dönthetünk úgy is, hogy először a preparált csonkok lemintázása történjen meg. Különösen gyakori eljárás implantációs fogpótlások esetében, amikor az első „képkockákkal” az emergenciaprofilrt rögzítjük, az ideiglenes korona, vagy az ínformázó csavar mellett, és ezt követően történik csak a scanbody behelyezése és a terület nem blokkolt képkockáinak újraszkenelése (134, 135). Ez az eljárás használatos és segíthet lemintázni a gingiva kollabálás előtti állapotát, ugyanakkor a digitalizáció során felépülő pontfelhőben további illesztési hibák lépnek fel. Motel és munkatársai a pontosság csökkenését tapasztalták a többlépcsős szkennelés esetében (136). Passos és munkatársai szerint a megváltozott terület újraszkenelése és ezáltal a korábbi adat felülírása pontosabb végeredményt nyújt, mint, ha kitöröljük a kiindulási szkennből az adott régiót és úgy digitalizáljuk újra a változást, mintegy beillesztve az addigi adatállományba. Ugyanakkor szkennerenként

eltérő lehet, hogy melyik eljárás vezet pontosabb lenyomathoz (137). Gomez-Polo eredménye alapján minél nagyobb és összefüggőbb a kitörölt adatállomány, annál nagyobb pontatlanság várható a digitális lenyomatban a terület újraszkenelése során (138).

#### 1.5.6. Felbontás

A felbontás, a digitális minta megalkotása során figyelembe vett vertexek számát jelenti. Alacsony felbontás esetén a vertexek között lévő nagyobb távolság és a közöttük lévő információ hiánya nem létező ívek megalakulásához, torz formákhoz, mérethibákhoz, esetleg folytonossági hiányhoz vezethetnek. Ezzel szemben nagyobb felbontás – vagyis sűrűbb vertexképzés esetén – a szkennerek könnyebben alkotja meg a valósághű digitális mintát (95).

Az intraorális szkennerek többnyire biztosítanak szoftveres felbontásbeállítást. Tehát különbség tehető a tanulmányi minta és a precíziós-szituációs lenyomatnak a részletessége, végeredményben a pontossága között. Míg egy tanulmányi mintának elsősorban az archiválás és modell-elemzés a fő funkciója és így elegendő egy kisebb felbontású szkenn is, amely kisebb stl-fájlt eredményez, ráadásul a számítógép processzor-kapacitását sem túlterhelve, gyorsabban készül el a virtuális minta. A precíziós lenyomatnál viszont lényeges, hogy a felületi pontok minél sűrűbben legyenek beszámítva a poligonmodell felépítése közben, különösen a nem sima felszíneken. Széli zárás vonalában például elengedhetetlen, hogy nagy felbontással dolgozzon a szkennerek, így biztosítva a pontos lemintázást. Egyes szkennerek (pl. iTero) különbséget tesznek preparált csonk és szomszédos fogak között az stl-fájl végleges kialakítása során felbontás tekintetében. Így optimalizálják a számítógép kapacitását az idő és helytakarékos, ugyanakkor pontos lenyomat tekintetében. Más készüléknél (pl. Trios) választhatunk hagyományos (standard) és nagy felbontású (high resolution) mód közül a szkennelés során – de tanulmányok azt mutatják, hogy ez inkább a leképzés idejét növeli, és nem járul hozzá számottevően a pontosság növeléséhez (103).

#### 1.5.7. Szkennek száma

Az optikai lenyomatvétel során a szkennerek a látómezőjébe kerülő képeket illeszti össze. A fogíven végighaladva egyre több kép kerül a látómezőbe. A képek az aktuális

szkennerpozíció szerint más-más szögből mutatják a szájüreg képleteit. A fotogrammetria elve alapján a több és egymással erősen konvergáló nézőpont javítja a pontosságot (139-141), de egy bizonyos képszám felett a számítás már pontatlanná válhat. Az intraorális szkennereknél hasonló módon, a túl sok adat – amellett, hogy lassítja az adatfeldolgozást és nem várt megakadáshoz vezethet a lenyomatvétele közben – az összeillesztés során hibákat generálhat. Bizonyos készülékek figyelmeztetik is a felhasználót egy adott képszám elérése esetén, hogy próbálja befejezni mielőbb a digitális mintavételt vagy, hogy töröljön korábbi képrészeket.

Yang és munkatársai 2019-ben Trios intraorális szkennerral végzett vizsgálatukban megállapították, hogy a 400 képből összeálló digitális lenyomat pontosabbnak mutatkozott az 1000 képből összeálló digitális lenyomathoz képest (142).

A szkennerek száma a rövidebb állcsont rész lemintázásával természetesen jelentősen csökkenthető. Számos tanulmány csak kvadránson belül javasolja a direkt digitális lenyomatvételt, mert a teljes állcsont lemintázása esetén kevésbé pontos végeredményt kaphatunk (5, 143). Elsősorban a precizitás csökken – azaz a szórás értékek nőnek és torzult virtuális mintát eredményez a teljes állcsont szkennelése (144-148). Implantációs lenyomatvétele esetén még fontosabb, hogy az intraorális szkennerekkel csak rövidebb állcsontszakaszokról vegyünk lenyomatot, és csak kisebb interimplantációs távolságok esetében (149, 150). Viszont elmondható az is, hogy a korrekt, gnatólogiai szempontból is kifogástalan fogászati ellátás esetében nem mindig elegendő a fél állcsont modelljével dolgozni. Az asztali szkennerek pontosságát a leképzett fogív nagysága viszont nem befolyásolja, így megfontolandó az indirekt CAD/CAM útvonal használata teljes állcsontminták szükségessége esetén (151).

#### 1.5.8. Operátor

Mint minden fogászati beavatkozás, a digitális lenyomatvétele is gyakorlást, tanulást igénylő eljárás. A digitális technika jellemzői közé sorolható, hogy az emberi faktort próbálja kiküszöbölni, a végeredményt precízebbé, azaz megismételhetőbbé tenni. A hallgatók és fogorvosok lenyomatvételeit összehasonlító cikkek alapján elmondható, hogy a digitális lenyomatvétele valóban lecsökkenti a különbséget a két csoport között és a sikeres lenyomat elkészítése kevésbé függ a szakmai tapasztalattól (152). A tanulási folyamatról szóló cikkek bebizonyítják, hogy a precizitás, azaz a megismételhetőség javul

leginkább a digitális lenyomatvétel gyakorlása során (153). Ezenkívül a rutinosra váló felhasználó egyre több időt is megtakarít, mert a szkenneléssel töltött idő jelentősen lecsökken (154).

A tanulmányok azt mutatják, hogy a kezdő felhasználók időben és precizitásban is rosszabbul teljesítenek a digitális lenyomatvétel során, mint a gyakorlottabb felhasználók, de az eltérés minimális, klinikai relevanciája elhanyagolható. A közepesen rutinos- és az expert-felhasználók között sem mutatkozik lényeges eltérés a lenyomat pontosságát illetően. A kezdők, tanulók teljesítményét inkább a szkennertípus befolyásolta a tanulmányokban (155-157). Nyilvánvaló, hogy a gyakorlottabb, tapasztaltabb, képzettebb felhasználó a klinikai helyzetnek jobban megfelelő szkennelési stratégiát és technikát képes alkalmazni, amely a lenyomatvétel pontosságának egyik kulcseleme lesz.

#### 1.5.9. Szkennertípusa

A leképzési alapelv is befolyásolhatja az orál-szkennerek pontosságát, de a kimutatható különbség az eltérő technikával működő szkennerek vizsgálata esetében nem szignifikáns, így nem lehet kizárólag a szkennertípus alapján pontossági sorrendet felállítani (155, 158-160).

A modernebbnek számító folyamatos leképzést biztosító szkennerek (pl. Trios) kevésbé technika érzékenyek, mint a kép alapú, régebbi technikával működő szkennerek (pl. iTero), így jobban teljesítik a digitális világ ígéretét és jól mutatja a fejlődés irányát, lehetőségeit a jövőre vonatkoztatva is (144, 152). A szinté régebbi típusú, porral működő szkennerek is kiszorultak a piacról: a hallgatók sem preferálták és a gyakorlatlan felhasználók is kevésbé pontos lenyomatot tudtak készíteni a régebbi, lassabb leképzési elven alapuló szkennerekkel (156).

#### 1.5.10. Szkennert fejének mérete

A látómezővel és a szájüregben történő könnyű használatával áll szoros összefüggésben a szkennert mérete. Minél nagyobb a szkennert feje, annál nagyobb lehet a látómezője, de annál nehezebb a szájüregben „manőverezni” vele (130, 161).

A nagyobb látómezővel rendelkező szkennerek a fogatlan gerincéleket könnyebben és pontosabban tudják lemintázni (162), mivel kevesebb illesztés történik a kép megalkotása során (161). A képek átfedő részeinek összeillesztése (stitching) az egyik legjelentősebb

torzítást eredményező lépés a digitális lenyomatvétele során. (108, 151) Az illesztés matematikai módjának fejlesztése régi törekvés, és az elve ugyanaz, mint a korábban említett best-fit alignment esetében: a felület- vagy képregisztráció, de ez a képfeldolgozás egyik alapproblémájának tekinthető (105, 163). Az összeillesztendő képek számának növekedésével valamennyi esetben számíthatunk hibákra (157, 164). Elegendő néhány pixeles csúszás, tévedés, az a fogív teljes lemintázásához felhasznált több száz, esetenként több ezer kép illesztése során jelentős valótlanságot fog eredményezni. Az optikai rendszerekben a lencse szélén áthaladó fény alapján képződő képrészecskék ismert torzulása (szférikus aberráció, képmező elhajlás és elrajzolás) tovább ronthatja az illesztés minőségét.

Amennyiben még a felszín morfológiája is homogén – mint a szájpádlás középső és hátsó zónájában, valamint a fogatlan állcsontgerincen, akkor további torzulás várható a stiching eljárás során, amely végeredményben pontatlan digitális mintát fog eredményezni (114, 124).

#### 1.5.11. Fogak, csontok, scanbody-k

A disszertáció alapját képező közleményben is megfogalmazásra került, hogy a fogatlan gerincél hátrányosan befolyásolja a direkt digitális lenyomatvételt (165). Így nyilvánvaló, hogy minél távolabb helyezkednek el egymástól a preparált fogak a köztük lévő fogatlan gerincéllel, annál nehezebb a pontos lenyomatvétele. A külföldi irodalomban a mintamulázás foghiányának jellemzésére leginkább a Kennedy osztályozási rendszert alkalmazzák. A kiterjedtebb, illetve több-oldali foghiányok esetében (Kennedy I és IV) az intraorális szkennerek pontatlanabbak. A szkennerek között is akadnak eltérések a fogatlan gerincél lemintázásának pontosságában, de összességében megállapítható, hogy minél nagyobb a foghiány, annál nagyobb valódiságbeli és precizitásbeli eltérések jelentkeznek (162, 166). A legtöbb szkennerek esetében a szkennelés kiindulópontja is befolyásolta, hogy melyik foghiány-típust tudta precízebben digitalizálni (124).

A teljes fogív lemintázása esetén a foghiány nélküli állcsont lemintázása több időt vesz igénybe, mert az approximális felszínek scannelése nehezebb a „rálátás hiánya” miatt (167). A parodontálisan érintett fogazat scannelése is lehetséges, sőt a direkt eljárással pontosabban leképezhető az alámenős, kiterjedt interdentális rés, mint a hagyományos lenyomatvételi eljárás során (168). Son és munkatársai szerint az eltérő típusú fogakat

más-más pontossággal képesek digitalizálni az intraorális szkennerek; a moláris fogak esetében rosszabb értékeket találtak, mint a metszőfogak esetében (169).

A fogatlan gerincél hiányában is lehet befolyásoló tényező a csonk, illetve a szomszédos fogak távolsága – elsősorban a szkennerek rálátás miatt. Szomszédos fog jelenléte esetén, illetve 1,5 mm-nél kisebb approximális távolságnál a lemintázás pontossága csökken (17, 170-172). Maga a csonk, vagy inlay üreg preparációja, geometriája, konicitása a széli záródási vonal is nagy hatással van az optikai lemintázhatóságra (17, 158-160, 173), bár kevésbé zavarja a digitális lenyomatvételt egy alámenős, 0° alatti, negatív csonk felszín, mint a hagyományos lenyomat végeredményét (174). Elmondható, hogy a csonk felszínének morfológiája nagyobb jelentőséggel bír pontosságot illetően, mint maga a szkennerek felbontása (103, 175). Ugyanakkor a csonk preparáció során figyelembe kell venni azt is, hogy a digitális lenyomat nem azért készül, hogy a fogtechnikai laborban viaszvesztéses technológiával az apró egyenetlenségeket is követni képes öntéssel készüljön el a restauráció, hanem mert CAD/CAM eljárással szeretnénk előállítani a fogpótlást. A megmunkálás technológiája, a frézgép működési tengelyeinek száma és a befogható műszer mérete fogja limitálni a restauráció felületvisszaadó képességét. Tehát elsősorban nem a szkennelés miatt kell sima, finírozott felszíneket preparálnunk a digitális útvonal választása esetén (176). A preparált fog állcsonton belüli elhelyezkedése is befolyással lehet a megismételhetőségre (147).

Implantátumról készített direkt digitális lenyomat esetén a scanbody mérete, alakja, anyaga is meghatározó lehet a pontosságot illetően. Mizumoto vizsgálata alapján elmondható, hogy az alacsonyabb, egyszerűbb felépítésű scanbody-val az implantátum pozíciója pontosabban és gyorsabban digitalizálható (117). Ugyanakkor, a scanbody gyártmánya sem mindegy (117, 136, 177) - nyilvánvaló, hogy a rendszerek kompatibilitásán túl a scanbody geometriája is meghatározó lesz: az éles szögletekkel rendelkező, egyértelmű felszínek segíthetik az illesztést, ugyanakkor az éleknél, sarkoknál a szkennelés optikai voltából adódó hibák ronthatják az illesztési pontosságot.

#### 1.5.12. A szájüregben lévő anyagok

A szájüregben különböző reflexióval, emisszióval és transzlucencia értékkel bíró anyagok találhatók meg, amelyek az optikai visszaverődésen alapuló digitális lenyomatvételt jelentősen befolyásolják.

A zománcot pontatlanabban képesek a szkennerek lemintázni, mint a dentint; ennek oka a transzlucenciában keresendő. A zománc 18,7-es, míg a dentin 16,4-es transzlucencia értékkel rendelkezik, de természetesen a megvilágító fény hullámhosszától és a rétegvastagságtól is függ ez a paraméter (178). Li és munkatársai 2017-ben arra a megállapításra jutottak, hogy a pormentes optikai lenyomatvételek pontosságát a transzlucens objektumok hátrányosan befolyásolják (179). De a zománcon kívül a különböző tömőanyagok, restaurátumok, fogpótlások is befolyásolják anyaguk és színük szerint a lemintázás pontosságát: Dutton és munkatársai 2019-ben egy olyan speciális alsó állcsontmintát készítettek a digitális lenyomatvételi eszközök pontosságának elemzéséhez, amelyben mind a 14 fog más-más anyagból készült (180). Eredményeik azt mutatták, hogy a szkennerek más-más pontossággal adják vissza a különböző anyagból készült fogak geometriáját. Vizsgálatukban kimutatták, hogy a régebbi szkennerek nagyobb eltérést mutattak anyagotani szempont alapján, mint az újabb generációs készülékek, amelyek lemintázó képességét kevésbé befolyásolták az anyagotani tulajdonságok.

Jóllehet, a vizsgálat nem tért ki arra, hogy az egyes fogak geometriája önmagában is befolyásolhatja a pontosságot (96, 169) így a tapasztalt eltérés nem biztos, hogy csak az anyagotani tulajdonságokban vagy a szkennerek típusában keresendő.

Bocklet és munkatársai 2018-ban egy cadaver maxilláját szkennelték (181). Ez a modell állhat a legközelebb az *in vivo* pontosság méréshez, hiszen nem csak a fogak, a zománc és dentin eredeti, hanem a nyálkahártya esetlegesen befolyásoló tényezői is kimutathatóak. Ugyanezen maxillát Nagy és munkatársai is használták 2020-ban (182). A vizsgált maxilla modellben eltérő tömőanyagok is voltak, így kifejezetten valóságúnak tekinthetőek az eredmények. Bocklet eredményei azt mutatták, hogy majdnem minden szkennerek eltérő pontossággal adta vissza a zománc, illetve a preparált dentin felületi morfológiáját. A legtöbb esetben még az amalgámtömésnél is pontatlanabb volt a zománc lemintázása: míg az amalgámtömést  $41,8 \pm 8,8$   $\mu\text{m}$  pontossággal adták vissza átlagosan a szkennerek, a zománcot csak  $48,3 \pm 9,6$   $\mu\text{m}$  pontossággal voltak képesek reprodukálni. Ezzel szemben a dentinfelszínnek átlagosan  $32,8 \pm 5,5$   $\mu\text{m}$  pontosságot mutattak (181).

Az eredmények tükrében elmondható, hogy szerencsés, hogy a dentinnel borított preparált csont nagyobb pontossággal mintázható le optikai úton, mint például a klinikailag kevésbé releváns zománc-éle a szomszédos fogaknak. Ugyanakkor fontos

megemlíteni, hogy a felszínen lévő nedvesség réteg - ami *in vivo* körülmények között valószínűsíthető – mérési pontatlanságot eredményez a további fénytörés miatt (131).

2021-ben Lim ér munkatársai írták le, hogy a pusztán fém pótlások, mint az arany, és a leplezetlen kobalt-króm is befolyásolja az optikai lenyomat pontosságát - negatív irányba torzítják a mintát, azaz a valóságnál kisebb felületet eredményeznek (183).



## 2. Célkitűzések

Az értekezés célja a fogászatban alkalmazott intraorális szkennerek leképzési pontosságának elemzése, vizsgálata.

Vizsgálataim során a hagyományos lenyomatvételt kiváltani készülő intraorális szkennerekkel vett digitális lenyomatvétel pontosságát értékeltem *in vitro* körülmények között. Az új eljárás az évtizedek óta bevált, a fogpótlások elkészítése során nélkülözhetetlen lenyomatanyagokat helyettesítheti, illetve nagyobb fokú pontossága esetén a korszerű betegellátás színvonalát emelheti. Ezért az alábbi kérdésekre kerestem a válaszokat:

1. A digitális lenyomatvétel képes-e a hagyományos lenyomatvétel útján nyert indirekt digitális minta pontosságát elérni *in vitro* körülmények között?
2. A lemintázott felület mérete befolyásolja-e a lenyomatok pontosságát?
3. A fogatlan gerincél jelent-e problémát a szkennelés során?
4. Van-e klinikai szempontból számottevő különbség az egyes digitális lenyomatvételi eszközök között?
5. Amennyiben igen, akkor ez alapján meghatározható-e a felhasználási terület, az indikációs kör az egyes szkennerek esetében?
6. Van-e kiemelt területe az állcsontívnek, aminek a leképzése pontatlanabb?

### 3. Módszerek

#### 3.1. A vizsgálati minták

A korábbi tapasztalatok és az irodalmi adatok alapján *in vitro* vizsgálataink során egy PMMA (poly-metil-metakrilát) felső állcsontot reprezentáló mintát használtunk. A PMMA anyaga kellően ellenálló, hőstabil, forma- és alaktartó, így alkalmas időben elkülönülő vizsgálatok elvégzéséhez. A mérések megismételhetősége, későbbi vizsgálatokkal történő kiegészítése is fontos szempont, amelynek a mindenkor rendelkezésre álló referencia-minta eleget tesz. A referencia-minta rendszeres időközönkénti visszaellenőrzésével a dimenzióstabilitás ellenőrizhető.

A vizsgálataink során két különböző állcsontmodellt is használtunk. Az első két vizsgálat során használt mintát a 3. ábra szemlélteti.



3. ábra: Az első két vizsgálat során használt PMMA minta fényképe (saját ábra)

A vizsgálatunk szélesebb irányú kiterjesztése, a szék melletti rendszerek vizsgálatba történő bevonása miatt szükséges volt, hogy a mintán a valóságnak megfelelő szőlő-restaurációk helye - inlay üreg és foghiány nélküli állcsontszakasz - is rendelkezésre álljon a referenciamintán. A 3. vizsgálat során használt állcsontmodellt a 4. ábra szemlélteti.



4. ábra: A harmadik vizsgálat során használt PMMA minta fényképe (saját ábra)

### 3.2. Vizsgálat 1: A direkt és indirekt CAD/CAM digitalizáció összehasonlítása

Az évek óta jól működő indirekt útvonal digitalizációs lépésének pontosságát vetettük össze az újonnan elérhetővé váló direkt útvonal digitalizációjának pontosságával *in vitro* vizsgálati protokoll keretében.

A mérések alapját egy PMMA mulázs adta (3. ábra). A felső állcsontot mintázó mulázson hiányoztak a 11, 12-es és a 25, 26-os fogak; ennek komoly jelentősége van az optikai lenyomat szempontjából: a fogatlan gerincél kevesebb viszonyítási pontot biztosít a szkennereknek. Az 14, 21, 24 és 27-es fogak szupragingivalis vállal teljes borítókoronához, illetve hídpillérhez voltak előkészítve.

A mulázst egy ipari pontlézer szkennerral digitalizáltuk (ScanTech TwoCam 3D, Ringsted, Dánia). A pontlézer szkennelés az egyik legpontosabb optikai mérési eljárás, a két kamerás – dupla triangulációs - elrendezés pedig további pontosságnövekedést tesz lehetővé. A szkennert egy CNC géphez kötöttük a Z koordináta mozgás szerint végigpásztázza a mulázst pontról-pontra és ezáltal létrejön a nagyfelbontású referencia-adathalmaz, amelyet stl-fájlformátumban exportáltunk és mentettünk a munkafolyamatok viszonyítási alapjául.

A direkt útvonal meghatározásához három intraorális szkennert használtunk. Valamennyi szkennert a fogászati iparban több éves tapasztalattal rendelkező, forgalomban lévő készülék volt. CEREC Omnicam (Sirona Dental GmbH, Salzburg, Ausztria) iTero (Align

Technology B.V., Amsterdam, Hollandia) és Trios (3Shape, Koppenhága, Dánia) intraorális, por nélkül működő, teljes állcsont szkennelésre indikált szkennereket vizsgáltuk. Valamennyi készülékkel, a gyártó által előírt szkennelési protokollnak megfelelően 10-10 szkennelést végzett ugyanazon, szkennelésben jártas operátor a PMMA referencia állcsontról. A direkt digitális lenyomatokat szintén stl-fájlformátumban exportáltuk a vizsgálatához.

### 3.2.1. A direkt lenyomatvételek részletes leírása

A CEREC Omnicam szkennerek videoszekvenciával működő, intraorális digitális lenyomatvételi eszköz, amely a CEREC generációk közül az első, amely por használata nélkül képes lenyomatot venni, valamint teljes állcsont indikációval rendelkezik. Az eszköz 2011-ben került forgalomba. A lenyomatvételek a moláris régiótól indulva, előre felé haladva történtek. A fogív felett végig haladva buccalis és palatinalis irányba döntögetve a szkennerefejet a fogak valamennyi felszíne digitalizálásra került. A valós idejű megjelenítésnek köszönhetően ellenőrizhető a digitalizáció előrehaladása és szükség szerint módosítható a szkennerefej mozgásának iránya és sebessége.

Az iTero működési elve a paralel konfokális technológia, amellyel a szkennerek képeket készítenek meghatározott szögekben a mintáról, majd összeilleszti egy digitális adathalmazzá. Ez volt az első szkennerek, amely por nélkül volt képes intraorális digitális lenyomatvételek 2008-ban. A szkennelés folyamata a számítógép által vezérelt sorrendben történik – a gyártó kontroll alatt tartja a szkennelési stratégiát. Először a preparált csontokról készült 5 felvétel: occlusalis irányból, majd a buccalis, a palatinalis, a mesialis végül a distalis felszín felől. Amennyiben a rendszer általa fontosnak ítélt, de hiányzó adatot érzékel, akkor további képek készítésére utasítja a felhasználót. Az előkészített pillérek izolált digitalizálását követően a fogív további részeit kell leképezni vestibularis, majd palatinalis irányból, az occlusió síkhoz viszonyítva 45°-os szögben tartva szkennerefejet. A csontok precíziós lenyomatát ezután a szoftver beillesztette az állcsont digitális mintájának megfelelő helyére, de ez a lépés a bonyolult számítási folyamatok miatt minden esetben az egyik leglassabb lépése volt a mintavételnek. A digitális lenyomat végeztével - a zárt rendszereknek megfelelően - a „nyers” digitális lenyomat a Cadent központjába lett beküldve, ahol a megfelelően képzett fogtechnikusok által megtörtént az adatok tisztítása: felesleges részek eltávolítása, valamint a preparációs határok, a korona

széli zárásának vonalának előzetes meghatározása. A visszaérkező tisztított digitális lenyomat stl adatállománya került exportálásra a pontosság méréshez.

A Trios3 ultragyors optikai szekcionálással szintén állóképeket készít, ugyanakkor a folyamat olyan gyorsan történik, hogy az emberi szem számára úgy néz ki, mintha videófelvétel készülne. A 2012-ben megjelenő szkennerek már színhű modell megjelenítéssel is forgalomban voltak, de a vizsgálat során a monokrom basic készülék állt rendelkezésünkre. A gyártó által javasolt szkennelési stratégiát követve először az occlusiós felszín leképzése történt meg a preparált őrlőfog felől indulva, majd az ellenkező oldali molárisnál átfordulva a palatinális oldalra, 45-os szögben haladva lemintázásra került az orális felszín, végül a szkennelés kiindulópontjánál buccalis irányból 45-ban tartva a szkennerefejet megtörtént a vestibularis felszín digitalizálása. Ezt követően a minta monitoron történő kiértékelése után az esetlegesen hiányzó felszínekről további felvételek készültek. Ekkor a szkennerek már a teljes mintát ismerték, így az új képrészek pozíciójának meghatározása már várakozás nélkül megtörtént, lényegesen gyorsítva a digitális lenyomatvétel teljes idejét. A folyamat végeztével – a nyílt rendszernek megfelelően – az stl-fájl szabadon exportálható volt a mérésekhez.

### 3.2.2. Az indirekt lenyomatvétel részletes leírása

Az indirekt CAD/CAM digitalizáció kivizsgálásához 10 darab hagyományos lenyomatot vettünk a referencia mintáról perforált fém gyári kanállal (Medesy 6000), kétfázisú-egyidejű A-szilikon lenyomatanyaggal (Elite HD+ Maxi Putty Soft Normal és Elite HD+ Light Body Normal, Zhermack).

A lenyomatanyag gyári tájékoztatójában lévő kötési időt megkétszereztük a hagyományos lenyomatvétel eltávolítása előtt, ezzel kompenzálva a szájhőmérséklet kötést-gyorsító hatását. Ugyanazon két operátor vette a lenyomatot: míg egyikük a higanfolyó fázist a sulcusba-vezető csőrrel adaptálta a preparált fogakra, a másik a gépi keverésű szilárd fázist töltötte a vizsgálati lenyomatkanálba. A higanfolyó fázisból egy egyenletes, vékony réteg a lenyomatkanálban lévő közepes konzisztenciájú lenyomatanyag felszínére is felvitelre került. A lenyomatkanalat minden esetben ugyanaz az operátor helyezte fel a PMMA mulázusra.

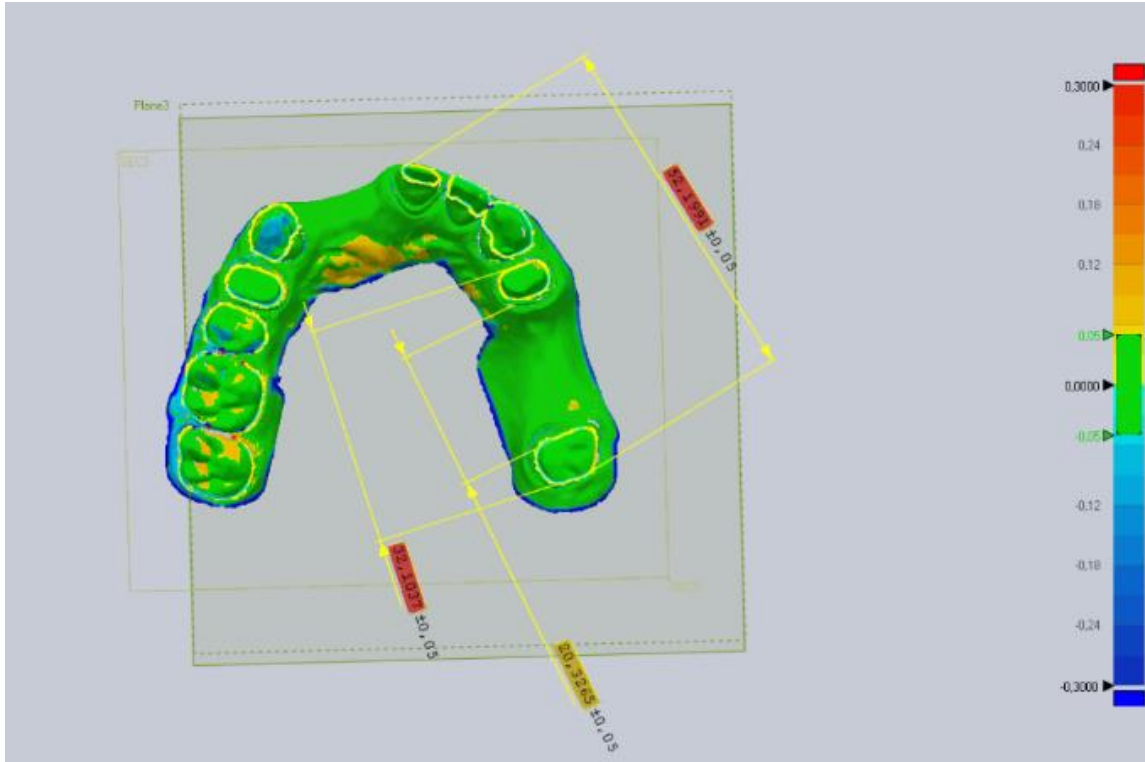
A lenyomatanyag megkötését követően a lenyomat eltávolításra került és 0,5-2 órán belül az épületben működő fogtechnikai laboratóriumba került további feldolgozásra. A

szakma szabályai szerint, IV. típusú kemény gipsszel, vibrációs asztalon történt a kiöntése (GC Fujirock EP; Wassermann Rüttler KV-26) A gipszminták kötési ideje 1 óra volt. Ezt követően Giroform rendszerrel alátalpalásra és szekcionálásra kerültek a minták és 12 órán belül egy laboratóriumi asztali szkennelrel (Straumann CARES Scan CS2, Visual 8.0 szoftver, Institut Straumann AG, Basel, Svájc) digitalizálták és stl-fájlformátumban exportálták az indirekt digitalizáció 10 darab mintáját a további összehasonlításhoz.

A direkt és indirekt digitalizációval nyert STL-fájlok pontosságának mérésére a Geomagic Verify 2014 64 4.0 metrológiai szoftverben került sor (3D Systems, Rock Hill, USA). A szoftverbe először importálva lett az ipari szkennelrel készült stl-fájl, és a programban, referencia adathalmazként került beállításra. A számítógép ilyenkor létrehozza és szegmentálja a pontfelhőből a mesht. A referencia adaton ezután felvehetőek mérőpontok, kijelölhetőek síkok, távolságok – ezek a további felhasználás során a referencia adathalmazhoz kötötten, konstans működnek. Az összehasonlítás során nem történik más, mint az éppen vizsgált stl-fájlt is importáljuk a szoftverbe, a legjobb illeszkedés (best fit alignment) elve alapján rávetítjük a referencia adatra. A program pedig jelzi, hogy az előre meghatározott mérőpontokon mekkora mértékű és milyen irányú eltérés jelentkezik a referenciához képest.

### 3.2.3. Mérések

A vizsgálat során a virtuális tolómérő eszközt használtuk: a referencia adaton meghatároztunk egy, a fogak ekvátorába eső síkot és abban a síkban rögzítettünk 3, egyre növekvő távolságot: a hídpillérek (FDI 24, 27) közötti legkisebb távolságot (20,33 mm), a hídpillérek külső távolságát (52,20 mm), valamint a második kvadráns hosszát a preparált nagymetszőt és őrlőfogát (FDI 21 és 27) befogó fél-fogív távolságot (32,10 mm). A virtuális tolómérő alkalmazásának módját a 5. ábra mutatja be. Az eredményeket előjelükkel együtt vettük figyelembe, nem az abszolút értékekkel dolgoztunk.



5. ábra: A virtuális tolómérő alkalmazása a három mérési tartományban (saját ábra) (165)

A távolságmérés eredményeit – tehát, az eltérést a referenciától, amely a valódiságot jelentette - valamennyi vizsgálati stl-fájl esetén (40 db) rögzítettük és exportáltuk statisztikai adatelemzésre. A precizitást az interkvartilis távolság regresszióját követően a varianciák összehasonlításával, Leven's féle statisztikai teszttel értékeltük ki, Stata szoftvercsomag segítségével (StataCorp. 2015. Stata Statistical Software: Release 14. College Station, TX: StataCorp LP).

### 3.3. Vizsgálat 2: Indirekt CAD/CAM digitalizáció lépéseinek valódisága

Az indirekt útvonal, amely jelen pillanatban még fontos szerepet tölt be a CAD/CAM eljárással készülő restaurációk területén, számtalan pontatlansági faktorral rendelkezik. A második vizsgálat során a pontatlanság lehetséges okainak kivizsgálása történt: az indirekt útvonal lépéseinek részletesebb elemzésével és ugyanazon referencia mulázs használatával további mérési paraméterek vizsgálatával.

Az előző vizsgálatban használt PMMA referencia mintáról készült 10 darab kétfázisú-kétidejű A-szilikon lenyomat, helyfenntartó fólia alkalmazásával, perforált, fém gyári kanállal (sExpress XT Penta Putty, Express XT Light Body, 3M ESPE; Impression



Separation Wafer, GC; Medesy 6000). A lenyomat eltávolítás szintén a gyárilag előírt kötési idő duplájának letelte után történt. Fertőtlenítés és mosás után (Zhermack) a lenyomatokat minimum 1 órával később digitalizáltuk a referencia szkennelvel. Ezután – a lenyomatvételt követő 24 órán belül – a lenyomatokat a fogtechnikai laboratóriumban kiöntötték IV típusú kemény gipsszel (GC Fujirock EP), a szakma szabályainak megfelelően és Giroform rendszerrel alátalpták és szekcionálták. A minták referencia szkennelvel történő digitalizálása a szekcionálatlan és a szekciós minták esetében is megtörtént, így már adott volt 30 stl fájl. Utolsó lépésként egy laboratóriumi szkennelvel történ meg a szekciós minta digitalizálása (Straumann CARES Scan CS2) és ezzel az indirekt CAD/CAM útvonal valamennyi lépéséről rendelkezésünkre állt 10 db stl-fájl. A méréseket ismét a Geomagic Verify 2014 64 5.0 (3D Systems, 333 Three D Systems Circle, RockHill, SC, USA) szoftverrel végeztük el. A korábbi vizsgálatban használt 3 db távolságmérést használva a csomópontok relatív elhelyezkedését néztük a különböző lépések digitális mintájának elemzése során, tehát 10 db lenyomat, 10 db mesterminta, 10 db szekciós minta és 10 db laborszkennerrel készült stl-fájl minta elemzésével.

### 3.4. Vizsgálat 3: Direkt lenyomatvételi szkennerek pontosságának összehasonlító értékelése

Az egyre inkább teret hódító direkt lenyomatvételi szkennerek pontossági paramétereit vizsgáltuk egy objektív, validálási protokoll keretében.

A vizsgálat során 8 gyártó, Magyarországon elérhető 12 különböző intraorális szkennert értékeltük egy komplex, összehasonlítási szempontrendszer alapján. Valamennyi szkennert a forgalmazó biztosította a Semmelweis Egyetem Fogpótlástani Klinikáján működő Digitális Fogászati Munkacsoport számára. A vizsgálatban használt szkennerek felsorolása az 3.5 fejezetben található 1. táblázatban található. A szkennerek a vizsgálat időpontjában a legfrissebb elérhető szoftverrel rendelkeztek és a cég által biztosított, megfelelő teljesítményű számítógéppel voltak használva a mérések idején. A tesztelés valamennyi esetben két hétig tartott, melynek során a cég által biztosított oktatás keretében megtörtént a vizsgálatban résztvevő hallgatók tájékoztatása és alapismeretek betanítása. Mind a 12 szkennelhez 3 db hallgató lett random módon hozzárendelve a Semmelweis Egyetem Fogorvostudományi Karának negyed és ötöd éves hallgatói közül. A tesztelésben résztvevő, összesen 36 hallgató, nem rendelkezett korábbi szkennelési



tapasztalattal. Az oktatást követően az adott szkennerekhez kijelölt hallgatók 10-10 digitális lenyomatot vettek *in vitro* körülmények között a vizsgálati mulázsról egy szkennelésben jártas oktató felügyelete mellett. Valamennyi *in vitro* lenyomatvétel ugyanabban a teremben, ugyanolyan megvilágítási körülmények között zajlott és minden esetben a lenyomatvételi szkennerek kalibrálása is megtörtént.

Az összehasonlítási protokoll létrehozásánál egy továbbfejlesztett referenciamintát készítettünk a vizsgálatok számára. A PMMA felső állcsont elrendezését a korábbi vizsgálatok tapasztalatai alapján még tudatosabban alkottunk meg. A mintákon fontos szempont volt a preparált fogak jelenléte, valamint fogatlan gerincél megléte. Előbbi a szőlőkorona restaurációk szempontjából fontos, utóbbi a rövid hídpótlások reprezentálására szolgál. Az új mintán inlay-üreg kialakítása is megtörtént, hogy a székmelletti (chairside) rendszerek pontosság-vizsgálata is értékelhető legyen. Ezen a mintán kiemelt figyelmet fordítottunk a meglévő fogak zárt láncban történő elhelyezkedésének a meglétére is, amely területen a szkennerek a meglévő fogazat lemintázásának pontosságáról adhatnak információt. A rövid híd pillérei közötti távolságot is növeltük, hogy még jobban értékelhető legyen a kiterjedtebb fogatlan állcsontgerinc-rész lemintázásra gyakorolt esetleges hatása. (4. ábra)

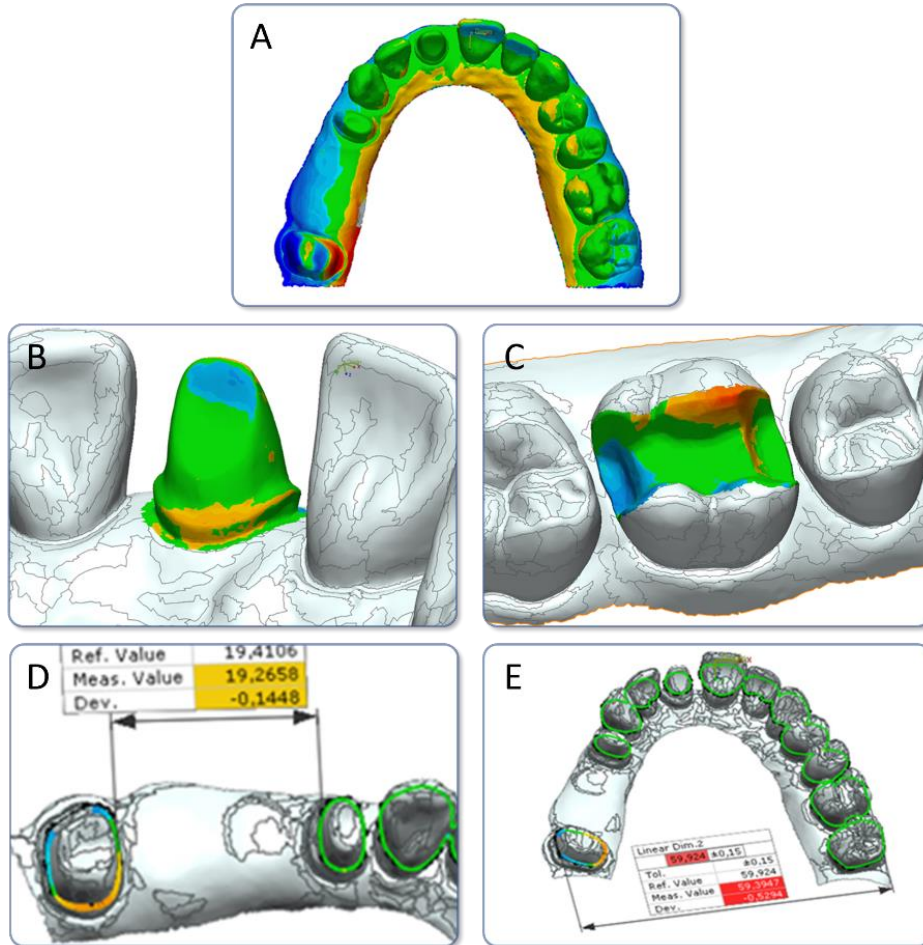
Az új PMMA mintáról készítettünk direkt optikai lenyomatokat, majd a generált STL-fájlokat elemeztük. A korábbi vizsgálatokban használatos távolságméréseket felületanalízissel kiegészítve komplex képet kaphatunk a különböző szkennerek indikációs területéről.

A korábbi vizsgálatok limitációi közé tartozik, hogy a teljes felületmodell illesztésekor a modell torzulásából eredő hibák összeadódnak és befolyásolhatják a pontossági végeredményt. Éppen ezért, ebben a vizsgálatban minden stl-fájlt „megvagtunk”, kisebb részekre is bontottunk, hogy egy-egy paraméter vizsgálata esetén tisztább képet kapjunk a felületmodellek valódiságáról és a best fit alignment algoritmus hibájából eredő pontatlansági faktor kevésbé torzítsa az eredményeket.

A szkennerek vizsgálata során egy összehasonlító táblázat kitöltésére és a szkennerek kézidarab méretének és súlyának meghatározására is sor került, de ennek a részleteit és eredményeit jelen értekezés nem tartalmazza.

Az intraorális szkennerek pontosság értékeinek meghatározása 5 paraméter valódiságának és precizitásának vizsgálata alapján történt meg: (A paraméterek vizualizációját a 6. ábra mutatja.)

- A: teljes állcsont-minta felületi pontjainak átlagos eltérése a referencia mintától
- B: Preparált metszőfog (FDI 11) felületi pontjainak átlagos eltérése a referencia mintától
- C: Inlay üreg (FDI 26) és a szomszéd fogak approximalis felszíneinek felületi pontjainak átlagos eltérése a referencia mintától
- D: Virtuális tolómérő vizsgálat a 4 tagú híd pillérei között (FDI 15-17)
- C: Virtuális tolómérő vizsgálat a kétoldali moláris fogak külső ekvátora között (FDI 17-27)



6. ábra: Az 5 vizsgált paraméter: A – Teljes Állcsont, B – Preparált csonk, C – Inlay üreg, D – Híd tolómérő, E – Fogív tolómérő (saját ábra) (184)

A hallgatók által készített 30-30 digitális lenyomatból hallgatónként 5-5 STL-fájl került random módon kiválasztásra és további feldolgozásra. A digitális lenyomatok módosítása és elemzése a Geomagic Verify (v2015.2.0; 3D Systems, 333 Three D Systems Circle, Rock Hill, USA) háromdimenziós minőségellenőrző és metrológiai szoftverrel történtek. A pontosságmérésre való felkészülés első lépéseként a digitális lenyomatokat egy, a program kezelésében jártas operátor redukálta: a felesleges ínrészeket alkotó poligonokat eltávolította az stl-fájlból, hogy valamennyi vizsgálati adathalmaz egységes, redukált fogív-patkóként jelenjen meg. Az stl-fájlon további módosítás, pl. simítás, új-triangulálás, hézagkitöltés nem történt. A fogív patkók felhasználásával történt a teljes felületi eltérés és a fogív torzulás, tehát az A és E paraméterek vizsgálata. A B és a C paraméterek vizsgálatához a redukált fogív-patkóból digitálisan izoláltuk a vizsgált csonkot a szomszédos fogak nélkül, valamint a vizsgált inlay üreget a szomszédos fogak

approximális felszíneivel együtt a programban biztosított hengeres kivágás eszközzel. Az izolált stl-fájl részek külön mentésre kerültek a későbbi elemzésre. A D paraméter esetén a fogív-patkóból a 4-tagú híd szegmens lett digitálisan izolálva és külön stl-fájlként exportálva. A vizsgálat során a metrológiai programban az aktuálisan vizsgált paraméternek megfelelő referencia modellre a programba épített előzetes illesztést követően ismét a best fit alignment illesztési metódust alkalmaztuk. A digitálisan izolált régiók összevetése esetén kizárásra kerül a minta teljes torzulásának illesztéséből adódó hibalehetőség. A teljes fogív eltérését és torzulását természetesen nem lehet szűkített adatállománnyal vizsgálni; de az irodalomban és a metrológiai elemzésre használt szoftverekben továbbra is a best fit alignment illesztési metódus a leginkább elterjedt, így a már publikált mérési módszerünket alkalmaztuk.


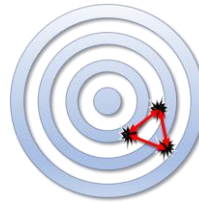
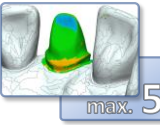
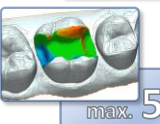
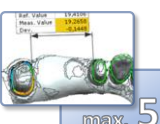
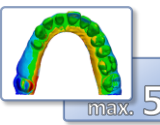
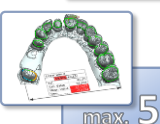
A program által kiadott vizsgálati jegyzőkönyv eredményei közül a felületi eltérés vizsgálata esetében (A-C paraméterek: teljes állcsont, csont és inlay üreg) az négyzetes középértéket (RMS) vettük figyelembe. A szakirodalomban megtalálható cikkek szinte kivétel nélkül ezt a módszert alkalmazzák. Az eltérések mértékét SPSS (v27.0, IBM) programba exportáltuk. A minták normalitását Kolmogorov-Smirnov tesztel ellenőriztük, majd kiszámítottuk a minták csoportjaink átlagértékét, mediánját, valamint a szórási mutatóit. Az RMS értékek mediánját, mint valódiság értéket használjuk a pontosság meghatározása során. A mért értékek egymástól való eltérését pedig precizitásnak nevezzük a 5725 ISO standard alapján.

Egy 5 pontos skálát hoztunk létre, amellyel az eredmények osztályokba/csoportokba sorolhatóvá váltak. Külön skálát kapott a valódiság és a precizitás az értékek nagyságrendjének eltérő volta miatt, ezenkívül a vizsgált régió mérete szerint is három kategóriát állapítottunk meg: külön kategóriát jelentett az egyfogas régió, azaz a preparált metszőfog és az inlay üreg, külön kategória a híd régió tolómérős vizsgálata és külön kategóriát képzett a teljes állcsontot vizsgáló két paraméter, a fogív átmérőjének és a teljes eltérésnek vizsgálata. A skála lépcsőinek eloszlása nem lineáris. A jelentősebb eltéréseket magába foglaló halmazok tágabbak, ezáltal a valóban szélső értékek is még kategorizálásra kerülhetnek. Ezenkívül a lépcsők növekvő mértékével biztosítható, hogy a klinikai relevanciával bíró rossz irányú eltérés kellő mértékben súlyozott legyen, és a klinikailag elfogadható tartományba eső értékek között is kimutatható legyen az esetleges különbség.

A skálák felső határa, amin túl már nem tarjuk értékelhetőnek a szkennert által biztosított pontosságot (valódiság  $\pm$  precizitás), a következő értékeknél lett meghatározva: szőlő restaurátum esetén  $54 \mu\text{m} \pm 11 \mu\text{m}$ , kisebb hídpótlás esetén  $162 \mu\text{m} \pm 33 \mu\text{m}$ , teljes állcsontot tartalmazó adathalmaz esetében pedig  $234 \mu\text{m} \pm 154 \mu\text{m}$ . A szőlő pótlás pontossági tartományának a háromszorosa a 4 tagú hídpótlás pontossági tartománya, a lépcsők nagysága pedig mindig másfélszer nagyobb az előző lépcső szélességénél, az 5-ös osztályzat felső értéknek pedig a 4,5-szerese a 0-s osztályzat határa. A skálák tartományainak értelmezését a 7. ábra (184) segíti, amelyben az alsó és felső  $\mu\text{m}$  értékek és a hozzájuk rendelt „osztályzat” látható.

A 15db stl-fájl felületi eltéréseinek RMS értékeinek mediánja, mint valódiság, az RMS értékek szórása pedig mint precizitás került be az osztályozási rendszerbe a teljes állcsont, a csont és az inlay üreg esetében. A tolmérős vizsgálatok során a mért eltérések négyzetes középértéke jelentette a valódiságot, a precizitást pedig a mért értékek szórása adta, és szintén az imént leírt skálában került osztályozásra.

A valódiság és a precizitás esetén is 5 pontot érhetett el a szkennert maximálisan, mind az 5 vizsgált paraméter esetében. Ezt követően átlagoltuk a valódiságra és a precizításra kapott pontokat, majd ezeket összeadva megkaptuk a végeredményt. Így maximum 10 pontot kaphatott egy szkennert.

		<b>Valódiság</b>			<b>Precizitás</b>		
		Az értékek átlagos távolsága a cél középpontjától			Az értékek egymástól való távolságának átlaga		
							
		+					
Vizsgált paraméter		Alsó értékhatár	Felső értékhatár	Pont	Alsó értékhatár	Felső értékhatár	Pont
<b>Szóló restaurátum vizsgálata</b>  max. 5  max. 5	0,00	12,00	5	0,00	1,00	5	
	12,01	18,00	4	1,01	2,00	4	
	18,01	27,00	3	2,01	4,00	3	
	27,01	39,00	2	4,01	7,00	2	
	39,01	54,00	1	7,01	11,00	1	
	54,01		0	11,01		0	
<b>4 tagú híd szegmens</b>  max. 5	0,00	36,00	5	0,00	3,00	5	
	36,01	54,00	4	3,01	6,00	4	
	54,01	81,00	3	6,01	12,00	3	
	81,01	117,00	2	12,01	21,00	2	
	117,01	162,00	1	21,01	33,00	1	
	162,01		0	33,01		0	
<b>Teljes állcsont vizsgálatai</b>  max. 5  max. 5	0,00	52,00	5	0,00	14,00	5	
	52,01	78,00	4	14,01	28,00	4	
	78,01	117,00	3	28,01	56,00	3	
	117,01	169,00	2	56,01	98,00	2	
	169,01	234,00	1	98,01	154,00	1	
	234,01		0	154,01		0	

7. ábra Pontozási skála határértékei, kategóriánként, µm-ben (saját ábra)

### 3.5. Szkennerek

Vizsgálatokban használt szkennereket az alábbi táblázatban összesítettük. A szkennerek nevei mellett a gyártó és a gyártási év és a leképzés elve is felsorolásra került. A dolgozatnak nem célja a különböző leképzési elvek összehasonlítása – a szkennerek általános felhasználása szempontjából nem is feltétlenül fontos információ. A gyártási év

viszont fokozott jelentőséggel bír, hiszen a digitális technológia folyamatos fejlődése következtében a modernebb, újabb generációs szkennerek várhatólag kiforrottabb technológiát képviselnek és biztosítanak jobb használhatóságot és pontosságot a leképzés során.

**1. táblázat:** A vizsgálatok során felhasznált szkennerek felsorolása:

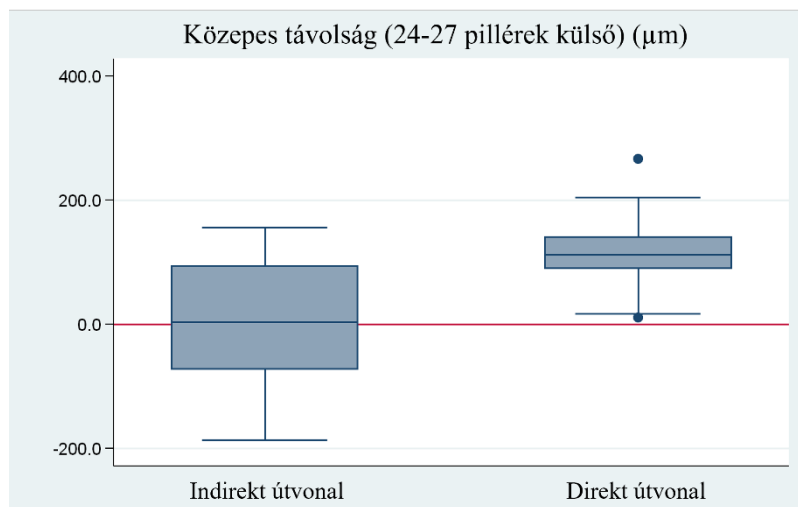
	Típus	Márkanév	Gyártó	Év	Leképzési elv	Fényforrás	Rögzít
1. és 2. vizsgálat:	Ref.	<b>ScanTech TwoCam 3D</b>	Ringsted, Dánia	2010	ipari pontlézer szkenner	lézer	kép
	IO	<b>Cerec Omnicam</b>	Bensheim, Németország	2012	trianguláció	fehér fény LED	video
	IO	<b>iTero</b>	Carlstadt, New Jersey	2007	parallel konfokális	piros lézer	kép
	IO	<b>Trios</b>	Koppenhága, Dánia	2011	ultragyors optikai szekcionálás	kék LED fény	kép
	Lab.	<b>Straumann Cares Scan CS2</b>	Basel, Svájc	2012			
3. vizsgálat:	Ref.	<b>AICON stereoSCAN neo</b>	Braunschweig, Németország	2016	struktúrált fény	LED	n.a.
	IO	<b>3Shape Trios 3 Pod</b>	Koppenhága, Dánia	2015	konfokális	fehér LED fény	video
	IO	<b>Planmeca Emerald</b>	Helsinki, Finnország	2017	trianguláció	n.a.	video
	IO	<b>Straumann DWIO</b>	Basel, Svájc	2015	multiszken kép	LED	video
	IO	<b>GC Aadva</b>	Leuven, Belgium	2017	konfokális	LED	kép
	IO	<b>iTero Element 2</b>	Amszterdam, Hollandia	2018	konfokális	piros lézer és fehér LED	video
	IO	<b>CEREC Primescan</b>	York, USA	2019	trianguláció	fehér LED fény	video
	IO	<b>Medit i500</b>	Szöul, Dél-Korea	2018	trianguláció	n.a.	video
	IO	<b>3Shape Trios 4 Move</b>	Koppenhága, Dánia	2019	konfokális	lézer	video
	IO	<b>Carestream CS3600</b>	Atlanta, USA	2016	trianguláció	LED	video
	IO	<b>3Shape Trios 4 Pod</b>	Koppenhága, Dánia	2019	konfokális	lézer	video
	IO	<b>Carestream CS3700</b>	Atlanta, USA	2020	trianguláció	LED	video
	IO	<b>Planmeca Emerald S</b>	Helsinki, Finnország	2020	trianguláció	vörös, zöld és kék lézer	kép

## 4. Eredmények

### 4.1. Vizsgálat 1: A direkt és indirekt CAD/CAM digitalizáció összehasonlítása

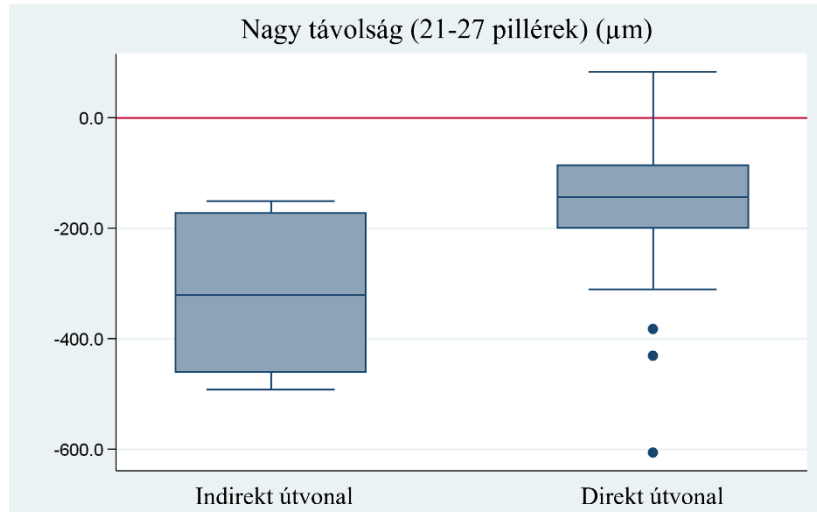
Figyelembe véve az *in vitro* körülmények között végzett vizsgálat korlátait, elmondható, hogy a geometria lemintázásának pontossága mind a direkt, mind az indirekt eljárás során csökkenő tendenciát mutatott a lemintázott állcsont rész hosszát tekintve. Rövidebb szakaszon, azaz kisebb távolságokon a lemintázás pontosabban történt: a valódiság és a precizitás értékek is közelebb álltak a nullának tekintett referencia értékhez, mint hosszabb állcsont rész vizsgálata esetén. A vizsgálat eredményeként kapott érték közepes távolság esetében a direkt eljárással  $115,82 \pm 50,67 \mu\text{m}$ , míg nagy távolság esetében  $-163,45 \pm 145,47 \mu\text{m}$  volt. Indirekt eljárással a közepes távolság esetében  $5,18 \pm 111,32 \mu\text{m}$ , nagy távolság esetében  $-325,81 \pm 134,13 \mu\text{m}$  volt. (8. ábra és 11. ábra) (165)

Az eltérés iránya és mértéke látható az ábrákon a referenciának tekintett nulla, piros vonalhoz viszonyítva.



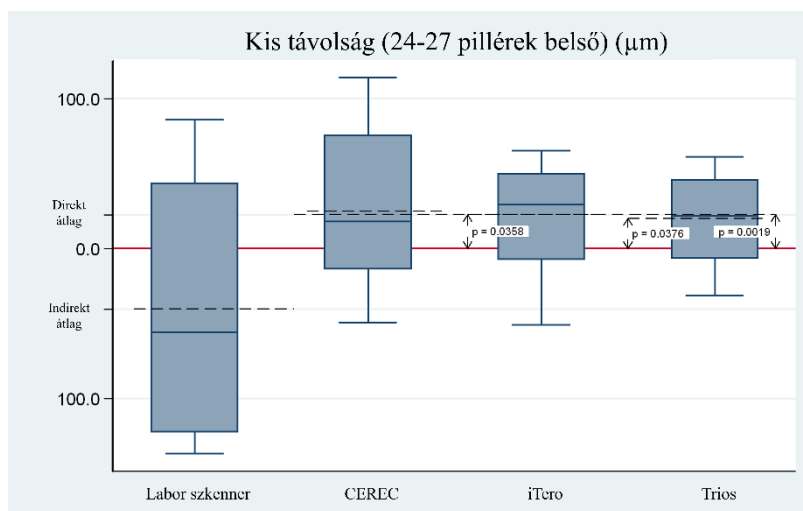
**8. ábra:** Az indirekt digitalizáció és a direkt digitalizációs eljárás útján nyert adatok boxplot diagramja,  $\mu\text{m}$ -ben, közepes távolság, a 24-27 pillérfogak külső távolsága esetén. (saját ábra)





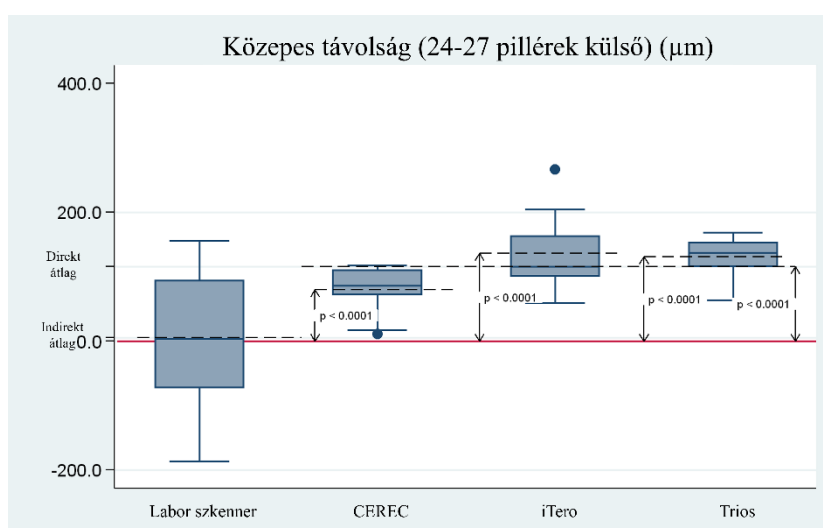
**9. ábra:** Az indirekt digitalizáció és a direkt digitalizációs eljárás útján nyert adatok box-plot diagramja  $\mu\text{m}$ -ben, nagy távolság, a 21-27 pillérfogak távolsága esetén. (saját ábra)

A direkt eljáráshoz használt három különböző intraorális lenyomatvételi eszköz eredményei azt mutatták, hogy kis távolság esetén a Trios szerepelt a legjobban, azt követte az iTero és végül a CEREC ( $19,73 \pm 31,64 \mu\text{m}$ ,  $22,53 \pm 35,78 \mu\text{m}$  és  $24,66 \pm 53,49 \mu\text{m}$ ), de közöttük szignifikáns eltérés nem volt kimutatható, ugyanakkor a Trios és az iTero szkennerekkel kapott digitális minta szignifikánsan pontosabb volt, mint az indirekt eljárással kapott, átlagosan  $-40,26 \pm 79,67 \mu\text{m}$  eltérés a referencia mintától. (10. ábra)



**10. ábra:** Az indirekt digitalizáció (Labor) és a három vizsgált direkt digitalizációs eljárás útján nyert adatok box-plot diagramja  $\mu\text{m}$ -ben, kis távolság, a 24-27 pillérfogak belső távolsága esetén. (saját ábra)

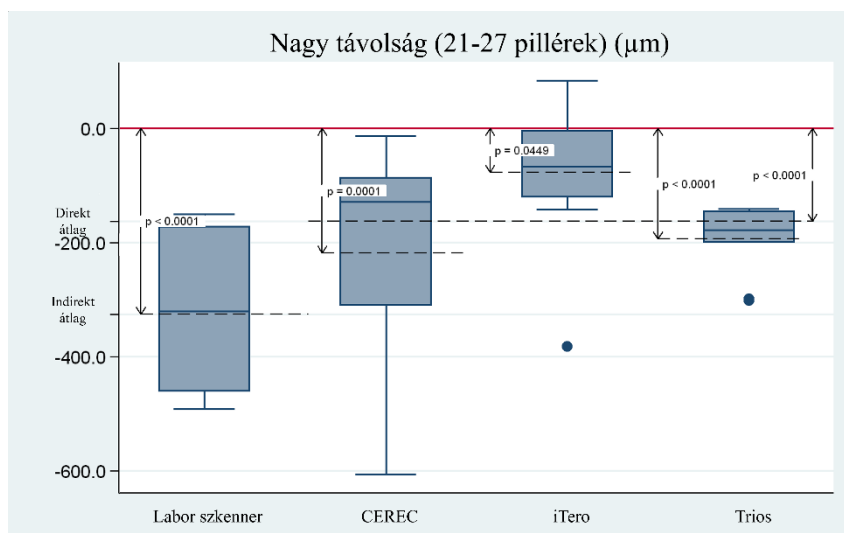
A közepes távolság esetében a direkt és indirekt eljárás esetén is pontatlanabb eredményt kaptunk, mint a kis távolság esetében. A direkt eljárás valódisága ugyan  $5,18 \mu\text{m}$ -t mutatott, ugyanakkor precizitás értéke  $111,32 \mu\text{m}$  volt, ami azt jelenti, hogy jó valódiságot tükröző érték egy álnegatív eredmény, amely a 10 mérés átlagának köszönhető, céltáblás hasonlattal élve körbelötte a célpontot, de a közepébe egyszer sem talált bele. A precizitás tekintetében a direkt eljárás sokkal jobbnak bizonyult az indirekt eljárásnál. Az egyes direkt rendszerek közül a CEREC adta a legvalószínűbb és legprecízebb eredményt  $79,91 \pm 38,02 \mu\text{m}$ -el, azt követően a Trios és az iTero következett  $130,99 \pm 30,18 \mu\text{m}$  és  $136,57 \pm 61,23 \mu\text{m}$ -el. (11. ábra)



**11. ábra:** Az indirekt digitalizáció (Labor) és a három vizsgált direkt digitalizációs eljárás útján nyert adatok box-plot diagramja  $\mu\text{m}$ -ben, közepes távolság, a 24-27 pillérfogak külső távolsága esetén. (saját ábra)

A nagy távolság esetén tovább csökkent az eljárások pontossága. A direkt eljárás kisebb távolságokon mutatott jobb precizitási mutatója a nagy távolság esetében már nem volt kimutatható, tehát az eljárások között korábban tapasztalt jelentős pontosságbeli eltérés megszűnt.  $325,81 \pm 134,13 \mu\text{m}$  értéket mértünk indirekt eljárás esetén, míg a direkt eljárás  $163,45 \pm 145,47 \mu\text{m}$  volt. Mindkét eljárás esetében valótlanabb és kevésbé precíz mért értéket tapasztaltunk. A direkt lenyomatvételi rendszereket külön-külön vizsgálva azonban eltérés volt kimutatható: legrosszabb eredményeket a CEREC mutatta, kifejezetten gyenge precizitás értékkel ( $-218,82 \pm 188,12 \mu\text{m}$ ). A legjobb precizitás értéket a Trios mutatta ( $-194,33 \pm 60,10 \mu\text{m}$ ), a valódiság tekintetében pedig az iTero-val ( $-77,20 \pm 128,29 \mu\text{m}$ ) kaptuk a nullához legközelebbi eredményeket. Valamennyi

eljárással negatív irányú torzulás volt kimutatható, tehát a valódi állcsont-hossznál kisebb virtuális minták keletkeztek, amelynek klinikai jelentősége nem elhanyagolható. Összességében elmondható, hogy a közvetlen digitalizációs eljárással pontosabb virtuális mintát lehetett létrehozni, mint az indirekt digitalizációs eljárással, valamennyi vizsgált paraméter esetében. (12. ábra)



**12. ábra:** Az indirekt digitalizáció (Labor) és a három vizsgált direkt digitalizációs eljárás útján nyert adatok box-plot diagramja µm-ben, nagy távolság, a 21-27 pillérfogak külső távolsága esetén. (saját ábra)

A **2. táblázat** tartalmazza az indirekt és direkt CAD/CAM digitalizáció mérési eredményeit a közepes és nagy távolság összehasonlítása érdekében, µm-ben.

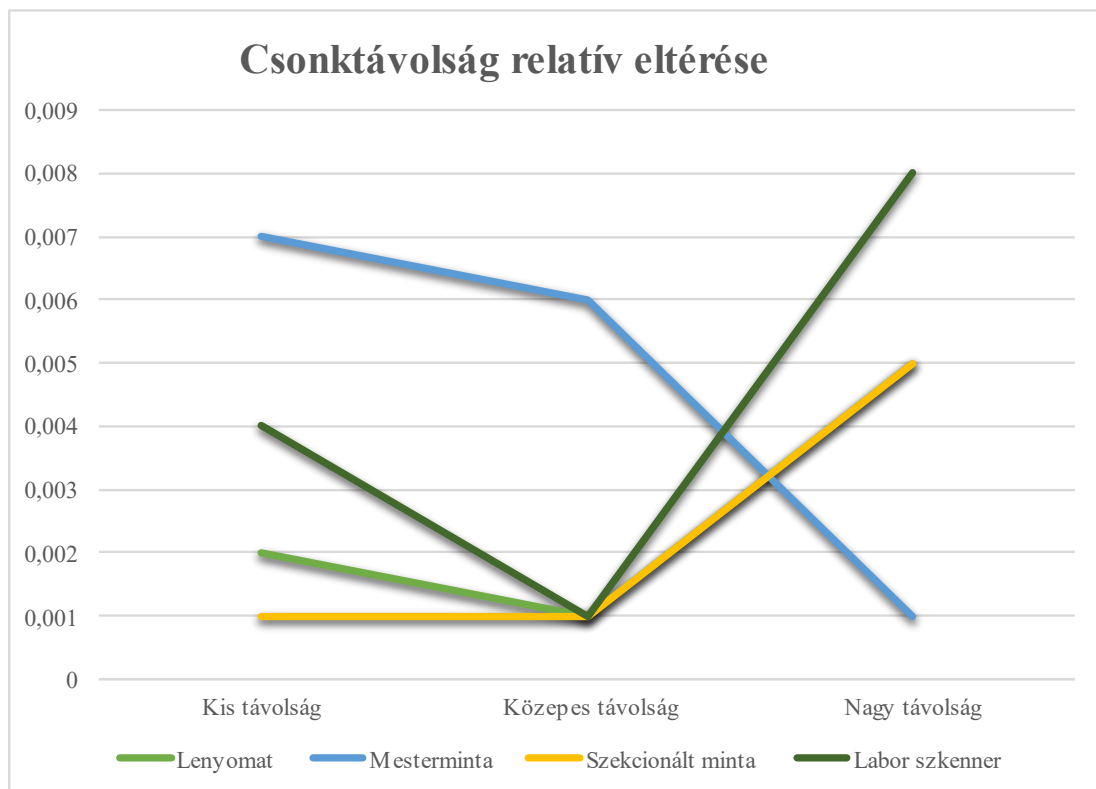
**2. táblázat:** A direkt és indirekt digitalizáció útvány nyert adatok átlaga, szórás és interkvartilis terjedelme közepes és nagy távolság vizsgálata esetén.

	Közepes távolság (24-27 pillérek külső távolság)	Nagy távolság (21-27 pillérek külső távolsága)
Direkt digitalizáció átlaga (mean)	115.82	-163.45
Indirekt digitalizáció átlaga (mean)	5.18	-325.81
Direkt digitalizáció átlagos szórása (SD)	50.67	145.47
Indirekt digitalizáció átlagos szórása (SD)	111.32	134.13
Direkt digitalizáció interkvartilis terjedelme (IQR)	51.60	114.80
Indirekt digitalizáció interkvartilis terjedelme (IQR)	166.20	288.90

#### 4.2. Vizsgálat 2: Indirekt CAD/CAM digitalizáció lépéseinek valósága

A korábbi eredmények alapján a távolság növekedésével összefüggésben lévő, lineáris kapcsolatot vártunk a csonk torzulása és az állcsontíven belüli elhelyezkedése között. A második vizsgálat eredményei azonban azt mutatták, hogy a csonk mintázatának pontossága az indirekt CAD/CAM útvonal egyes lépései során eltérő mértékű és független attól, hogy az állcsont végétől számítva hol helyezkedik el az íven.

A lenyomat és a szekcionált minta esetében a csonktávolság relatív torzítása együtt mozgott és csak a legnagyobb távolság esetében mutatott eltérést, szemben a mestermintával, ahol a távolság növekedésével egyre javuló tendenciát figyelhettünk meg. A laboratóriumi szkennelről kapott stl-fájlok vizsgálata során a távolsággal semmiképpen sem magyarázható torzulások mutatkoztak a csonkok helyzetét tekintve: kis távolságon gyenge eredményt, közepes távolságon a legpontosabb eredményt, nagy távolság esetében pedig a többi eljárásból nyert stl-fájlokhoz képest többszörösen rossz eredményt tapasztaltunk.



**13. ábra:** A csonkok távolságának relatív eltérése nem mutat lineáris összefüggést a távolság növekedésével a különböző minták esetében. (saját ábra)

Nem találtunk összefüggést a csonk torzulás és fogívben lévő pozíciója között, tehát elmondható, hogy a távolság növekedés nem vezetett nagyobb torzuláshoz.

3. táblázat: A relatív torzulás mértékének adatai a különböző távolságokon a vizsgálati minták esetén.

Távolság	Kicsi	Közepes	Nagy
Lenyomat	0,002	0,001	0,005
Mesterminta	0,007	0,006	0,001
Szekcionált minta	0,001	0,001	0,005
Labor szkennerek	0,004	0,001	0,008

#### 4.3. Vizsgálat 3: Direkt lenyomatvételi szkennerek pontosságának összehasonlító értékelése

A 12 intraorális szkennerekkel létrehozott stl-fájlok elemzésének értékeit a 4. táblázat, az 5. táblázat és a 6. táblázat tartalmazza  $\mu\text{m}$ -ben a medián és interkvartilis [IQR] távolság, valamint az átlag  $\pm$  szórás (SD) feltüntetésével.

A valódiság értékek 38,2 [19,40]  $\mu\text{m}$  (3Shape Trios4 Pod) és 174,5 [46,4]  $\mu\text{m}$  (Planmeca Emerald) között alakultak a teljes állcsont mérése esetén, 11,0 [1,5]  $\mu\text{m}$  (CEREC Primescan) és 114,3 [23,8]  $\mu\text{m}$  (Planmeca Emerald) között csonk vizsgálata esetén. Inlay üreg vizsgálatakor a valódiságban 20,0 [6,5]  $\mu\text{m}$  (CEREC Primescan) és 47,3 [14,7]  $\mu\text{m}$  (Planmeca Emerald) voltak a szélső értékek. A tolómérős vizsgálatok során valódiság tekintetében 11,6 [15,9]  $\mu\text{m}$  (CEREC Primescan) és 166,0 [65,9]  $\mu\text{m}$  (Planmeca Emerald) volt híd esetében a legjobb és legrosszabb eredmény. A fogív átmérőjének vizsgálati eredményében a valódiság érték 74,3 [87,4]  $\mu\text{m}$  (3Shape Trios4 Pod) és 843,0 [577,9]  $\mu\text{m}$  (Straumann DWIO) között alakult.

Precizitás tekintetében teljes állcsonton 11,1  $\mu\text{m}$  (Planmeca Emerald S) és 55,7  $\mu\text{m}$  (3Shape Trios3 Pod), csonk esetén 0,6  $\mu\text{m}$  (3Shape Trios4 Move) és 19,0  $\mu\text{m}$  (Carestream CS3600 és 3700), inlay esetében 2,6  $\mu\text{m}$  (Medit i500 DiOS 4.0) és 18,0  $\mu\text{m}$  (Planmeca Emerald), híd esetében 11,6  $\mu\text{m}$  (CEREC Primescan) és 118,1  $\mu\text{m}$  (Carestream CS3600),

fogív átmérő vizsgálatakor 51,0  $\mu\text{m}$  (iTero Element 2) és 476,1  $\mu\text{m}$  (Planmeca Emerald) közötti értékeket mértünk.

Az elemzésből megállapítottuk, hogy a szkennerek átlagosan 84,3  $\mu\text{m}$ -es valódisággal (SD: 40,8  $\mu\text{m}$ ) és 28,8  $\mu\text{m}$ -es precizitással (SD: 15,9  $\mu\text{m}$ ) dolgoznak a teljes állcsontminta vizsgálata során. Egyetlen csont vizsgálata esetében a szkennerek átlaga 26,7  $\mu\text{m}$ -es valódiságot (SD: 27,3  $\mu\text{m}$ ) és 6,4  $\mu\text{m}$ -es precizitást (SD: 7,1  $\mu\text{m}$ ) értéket mutatott. Inlayüreg esetén 29,4  $\mu\text{m}$ -es valódiságot (SD: 8,8  $\mu\text{m}$ ) és 7,0  $\mu\text{m}$ -es precizitást (SD: 4,6  $\mu\text{m}$ ) mértünk átlagosan a 12 vizsgált intraorális szkennerek esetén. A tolmérős vizsgálatok eredménye átlagosan 78,2  $\mu\text{m}$  (SD: 50,6  $\mu\text{m}$ ) valódiság és 51,6  $\mu\text{m}$  (SD: 41,1  $\mu\text{m}$ ) precizitás volt híd esetén, míg a fogív átmérője esetében 277,8  $\mu\text{m}$  (SD: 220,1  $\mu\text{m}$ ) valódiságot és 214,7  $\mu\text{m}$  (SD: 136,4  $\mu\text{m}$ ) precizitást tapasztaltunk.

Az eredmények közötti átláthatóbb eligazodás és a szkennerek erősségeinek akár laikusok számára is bemutatható ábrázolása miatt a mért paramétereket osztályzatokkal láttuk el. A 7. táblázat: Az 5 vizsgálati paraméter eredményei és az értékük alapján generált valódisági és precizitási pontérték 12 szkennerek esetében. Valamennyi paraméter esetében a legjobb eredmény késsel, a leggyengébb eredmény pirossal kiemelésre került. Az osztályzatok jobb átláthatósága érdekében a 14. ábra a szkennerek valódisága alapján kapott sorrendet, a 15. ábra a szkennerek precizitása alapján kapott sorrendet, a 16. ábra pedig a szkennerek összesített pontosságának végeredményét mutatja.

Az egyes paraméterek esetén mért adatok box-plot ábrázolása a 19-21. ábrákon látható. Megfigyelhető, hogy a szülő restaurátumok területén a szkennerek kisebb eltérésekkel dolgoznak, mint teljes fogív vizsgálata esetén. Az is jól látható a tolmérős eredményeknél, hogy bizonyos szkennerek inkább alulméretezik (pl. GC AADVA, Planmeca Emerald), mások túlméretezik (pl. Straumann DWIO, Planmeca Emerald S) a vizsgált állcsontszakaszt.

4. táblázat: 12 szkener felületi eltérésének értékei a szülő restaurációknak megfelelő mérési tartományban.

Szkener	Valódiság és precizitás értékek ( $\mu\text{m}$ )			
	Medián [IQR] és átlag $\pm$ SD			
	Csonk		Inlay	
GC AADVA	32,9 [9,0]	33,1 $\pm$ 6,9	33,3 [7,2]	38,2 $\pm$ 13,9
Carestream CS3600	23,5 [20,3]	31,4 $\pm$ 19,0	30,6 [9,1]	31,9 $\pm$ 6,0
Carestream CS3700	23,5 [20,3]	31,4 $\pm$ 19,0	31,5 [7,9]	32,1 $\pm$ 5,6
CEREC Primescan	11,0 [1,5]	11,3 $\pm$ 1,2	20,0 [6,5]	21,3 $\pm$ 3,9
Straumann DWIO	28,8 [3,4]	28,6 $\pm$ 2,4	43,2 [17,9]	43,0 $\pm$ 11,6
iTero Element 2	14,6 [3,4]	15,7 $\pm$ 2,8	20,6 [2,8]	21,4 $\pm$ 4,5
Medit i500 DiOS 4.0	11,8 [3,9]	12,2 $\pm$ 2,1	20,7 [3,2]	20,9 $\pm$ 2,6
Planmeca Emerald	114,3 [23,8]	116,5 $\pm$ 17,5	47,3 [14,7]	53,2 $\pm$ 18,0
Planmeca Emerald S	20,9 [3,3]	21,3 $\pm$ 2,6	34,8 [4,1]	35,2 $\pm$ 4,1
3Shape Trios3 Pod	14,1 [1,4]	14,3 $\pm$ 1,7	23,3 [4,9]	24,3 $\pm$ 3,1
3Shape Trios4 Move	12,1 [0,7]	12,1 $\pm$ 0,6	26,2 [10,7]	25,8 $\pm$ 6,2
3Shape Trios4 Pod	12,9 [2,5]	13,2 $\pm$ 1,3	21,0 [7,7]	22,1 $\pm$ 4,7

5. táblázat: 12 szkener tolómérős vizsgálatának értékei 4 tagú híd távolsága és teljes fogív átmérője esetén.

Szkener	Valódiság és precizitás értékek ( $\mu\text{m}$ )			
	RMS [IQR] és átlag $\pm$ SD			
	Híd		Fogív átmérő	
GC AADVA	150,3 [79,1]	-98,6 $\pm$ 113,5	443,4 [658,4]	-247 $\pm$ 368,2
Carestream CS3600	118,1 [207,1]	-1,8 $\pm$ 118,1	161,9 [240,0]	-31,9 $\pm$ 158,7
Carestream CS3700	118,0 [206,6]	-1,8 $\pm$ 118,0	161,5 [235,8]	-31,6 $\pm$ 158,3
CEREC Primescan	11,6 [15,9]	0,2 $\pm$ 11,6	86,0 [165,0]	5,5 $\pm$ 85,8
Straumann DWIO	102,0 [93,7]	77,8 $\pm$ 65,9	843,0 [577,9]	737,6 $\pm$ 408,1
iTero Element 2	52,0 [41,3]	-46,3 $\pm$ 23,6	139,2 [82,8]	-129,6 $\pm$ 51,0
Medit i500 DiOS 4.0	24,6 [33,3]	-14,9 $\pm$ 19,5	137,4 [155,0]	22,3 $\pm$ 135,5
Planmeca Emerald	166,0 [65,9]	-161,6 $\pm$ 38,1	534,5 [650,0]	-243,1 $\pm$ 476,1
Planmeca Emerald S	83,4 [19,0]	-82,4 $\pm$ 13,1	252,7 [336,0]	154,3 $\pm$ 200,2
3Shape Trios3 Pod	62,1 [81,2]	10,3 $\pm$ 61,2	355,0 [566,7]	-145,1 $\pm$ 324
3Shape Trios4 Move	32,0 [20,2]	25,3 $\pm$ 19,6	144,7 [183,6]	-48,1 $\pm$ 136,4
3Shape Trios4 Pod	18,3 [34,7]	7,9 $\pm$ 16,5	74,3 [87,4]	0,0 $\pm$ 74,3

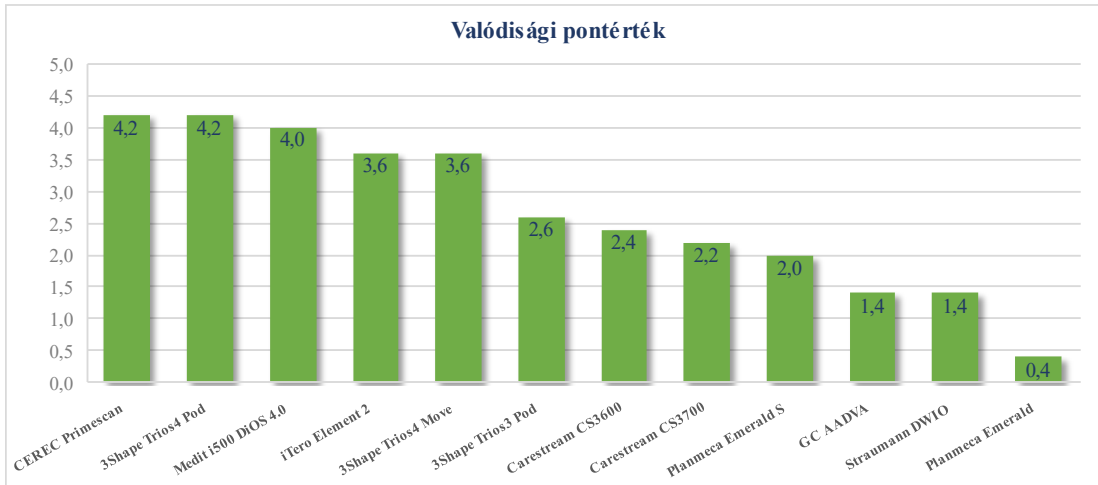
6. táblázat: 12 szkennert felületi eltérésének értékei a teljes állcsont vizsgálata esetén.

Szkennert	Valódiság és precizitás értékek ( $\mu\text{m}$ )	
	Medián [IQR] és átlag $\pm$ SD	
	Teljes felület	
GC AADVA	123,4 [47,2]	123,4 $\pm$ 25,5
Carestream CS3600	72,1 [9,4]	68,5 $\pm$ 15,4
Carestream CS3700	85,7 [35,4]	80,8 $\pm$ 20,7
CEREC Primescan	49,9 [28,5]	55,1 $\pm$ 20,9
Straumann DWIO	133,2 [62,9]	149,6 $\pm$ 51,2
iTero Element 2	43,5 [62,8]	68,4 $\pm$ 45,1
Medit i500 DiOS 4.0	41,5 [23,9]	41,9 $\pm$ 13,7
Planmeca Emerald	174,5 [46,4]	186,1 $\pm$ 49,9
Planmeca Emerald S	82,7 [21,2]	85,8 $\pm$ 11,1
3Shape Trios3 Pod	106,0 [101,3]	127,7 $\pm$ 55,7
3Shape Trios4 Move	61,2 [29,2]	66,5 $\pm$ 19,1
3Shape Trios4 Pod	38,2 [19,4]	42,5 $\pm$ 17,5

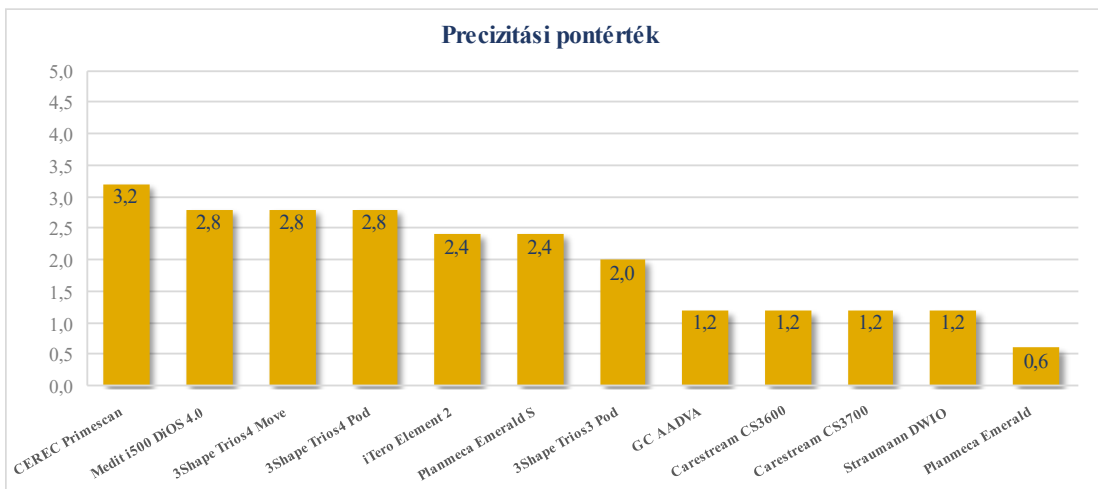
7. táblázat: Az 5 vizsgálati paraméter eredményei és az értékük alapján generált valódisági és precizitási pontérték 12 szkennert esetében. Valamennyi paraméter esetében a legjobb eredmény kékkel, a leggyengébb eredmény pirossal kiemelésre került.

		GC AADVA	Carestream CS3600	Carestream CS3700	CEREC Primescan	Straumann DWIO	iTero Element 2	Medit i500 DiOS 4.0	Planmeca Emerald	Planmeca Emerald S	3Shape Trios3 Pod	3Shape Trios4 Move	3Shape Trios4 Pod	Átlag	Szórás																																																																
Teljes minta átlagos eltérése	Valódiság érték és pont	123,4 2	72,1 4	85,7 3	49,9 5	133,2 2	43,5 5	41,5 5	174,5 1	82,7 3	106,0 3	61,2 4	38,2 5	84,3 $\pm$ 40,8																																																																	
	Precizitás érték és pont	25,5 4	15,4 4	20,7 4	20,9 4	51,2 3	45,1 3	13,7 5	49,9 3	11,1 5	55,7 3	19,1 4	17,5 4	28,8 $\pm$ 15,9																																																																	
Csonk palást átlagos eltérése	Valódiság érték és pont	32,9 2	23,5 3	23,5 3	11,0 5	28,8 2	14,6 4	11,8 5	114,3 0	20,9 3	14,1 4	12,1 4	12,9 4	26,7 $\pm$ 27,3																																																																	
	Precizitás érték és pont	6,9 2	19,0 0	19,0 0	1,2 4	2,4 3	2,8 3	2,1 3	17,5 0	2,6 3	1,7 4	0,6 5	1,3 4	6,4 $\pm$ 7,1																																																																	
Inlay üreg átlagos eltérése	Valódiság érték és pont	33,3 2	30,6 2	31,5 2	20,0 3	43,2 1	20,6 3	20,7 3	47,3 1	34,8 2	23,3 3	26,2 3	21,0 3	29,4 $\pm$ 8,8																																																																	
	Precizitás érték és pont	13,9 0	6,0 2	5,6 2	3,9 3	11,6 0	4,5 2	2,6 3	18,0 0	4,1 2	3,1 3	6,2 2	4,7 2	7,0 $\pm$ 4,6																																																																	
Csonk távolság torzulása	Valódiság érték és pont	150,3 1	118,1 1	118,0 1	11,6 5	102,0 2	52,0 4	24,6 5	166,0 0	83,4 2	62,1 3	32,0 5	18,3 5	78,2 $\pm$ 50,6																																																																	
	Precizitás érték és pont	113,5 0	118,1 0	118,0 0	11,6 3	65,9 0	23,6 1	19,5 2	38,1 0	13,1 2	61,2 0	19,6 2	16,5 2	51,6 $\pm$ 41,1																																																																	
Fogív torzulása	Valódiság érték és pont	443,4 0	161,9 2	161,5 2	86,0 3	843,0 0	139,2 2	137,4 2	534,5 0	252,7 0	355,0 0	144,7 2	74,3 4	277,8 $\pm$ 220,1																																																																	
	Precizitás érték és pont	368,2 0	158,7 0	158,3 0	85,8 2	408,1 0	51,0 3	135,5 1	476,1 0	200,2 0	324,0 0	136,4 1	74,3 2	214,7 $\pm$ 136,4																																																																	
<table border="1"> <thead> <tr> <th colspan="2"></th> <th>GC AADVA</th> <th>Carestream CS3600</th> <th>Carestream CS3700</th> <th>CEREC Primescan</th> <th>Straumann DWIO</th> <th>iTero Element 2</th> <th>Medit i500 DiOS 4.0</th> <th>Planmeca Emerald</th> <th>Planmeca Emerald S</th> <th>3Shape Trios3 Pod</th> <th>3Shape Trios4 Move</th> <th>3Shape Trios4 Pod</th> <th colspan="2"></th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>Valódiság pontátalaga</td> <td></td> <td>1,4</td> <td>2,4</td> <td>2,2</td> <td>4,2</td> <td>1,4</td> <td>3,6</td> <td>4,0</td> <td>0,4</td> <td>2,0</td> <td>2,6</td> <td>3,6</td> <td>4,2</td> <td colspan="2"></td> </tr> <tr> <td>Precizitás pontátalaga</td> <td></td> <td>1,2</td> <td>1,2</td> <td>1,2</td> <td>3,2</td> <td>1,2</td> <td>2,4</td> <td>2,8</td> <td>0,6</td> <td>2,4</td> <td>2,0</td> <td>2,8</td> <td>2,8</td> <td colspan="2"></td> </tr> <tr> <td>Pontossági pontérték</td> <td></td> <td>2,6</td> <td>3,6</td> <td>3,4</td> <td>7,4</td> <td>2,6</td> <td>6,0</td> <td>6,8</td> <td>1,0</td> <td>4,4</td> <td>4,6</td> <td>6,4</td> <td>7,0</td> <td colspan="2"></td> </tr> </tbody> </table>																		GC AADVA	Carestream CS3600	Carestream CS3700	CEREC Primescan	Straumann DWIO	iTero Element 2	Medit i500 DiOS 4.0	Planmeca Emerald	Planmeca Emerald S	3Shape Trios3 Pod	3Shape Trios4 Move	3Shape Trios4 Pod			Valódiság pontátalaga		1,4	2,4	2,2	4,2	1,4	3,6	4,0	0,4	2,0	2,6	3,6	4,2			Precizitás pontátalaga		1,2	1,2	1,2	3,2	1,2	2,4	2,8	0,6	2,4	2,0	2,8	2,8			Pontossági pontérték		2,6	3,6	3,4	7,4	2,6	6,0	6,8	1,0	4,4	4,6	6,4	7,0		
		GC AADVA	Carestream CS3600	Carestream CS3700	CEREC Primescan	Straumann DWIO	iTero Element 2	Medit i500 DiOS 4.0	Planmeca Emerald	Planmeca Emerald S	3Shape Trios3 Pod	3Shape Trios4 Move	3Shape Trios4 Pod																																																																		
Valódiság pontátalaga		1,4	2,4	2,2	4,2	1,4	3,6	4,0	0,4	2,0	2,6	3,6	4,2																																																																		
Precizitás pontátalaga		1,2	1,2	1,2	3,2	1,2	2,4	2,8	0,6	2,4	2,0	2,8	2,8																																																																		
Pontossági pontérték		2,6	3,6	3,4	7,4	2,6	6,0	6,8	1,0	4,4	4,6	6,4	7,0																																																																		

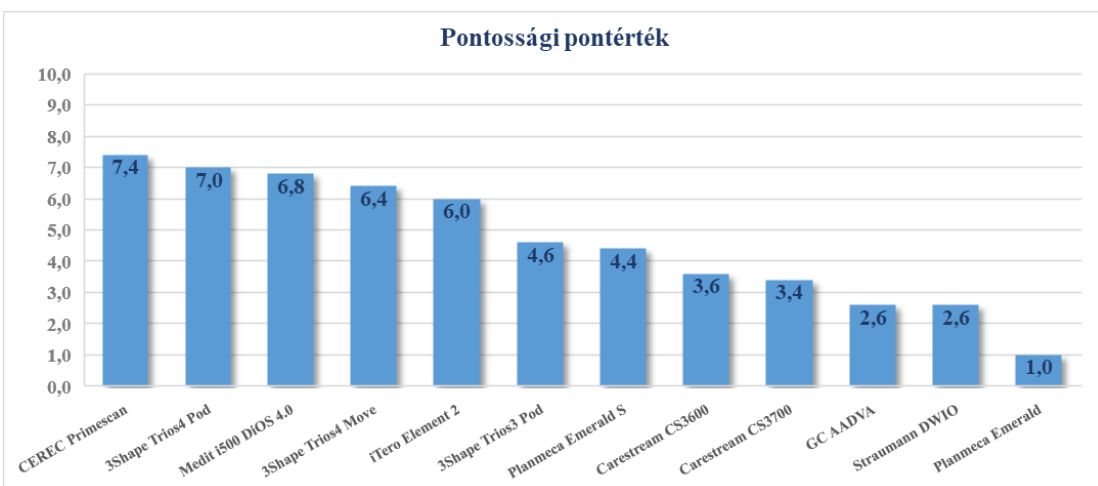




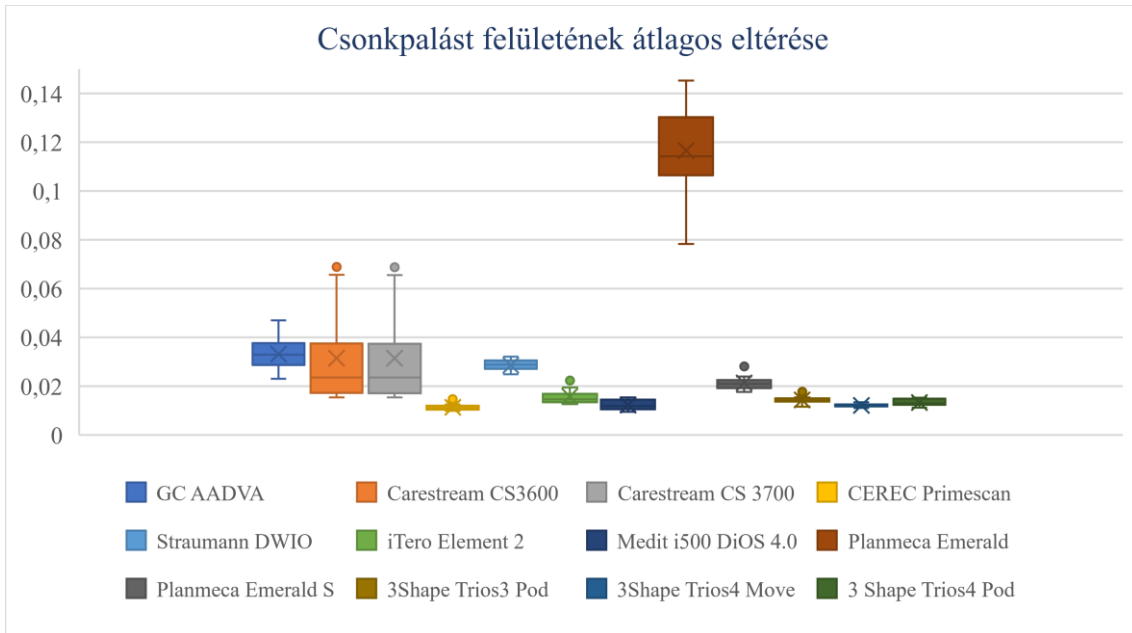
**14. ábra:** Valódiságra kapott pontok szerinti sorrend 12 szkennert esetén. (saját ábra)



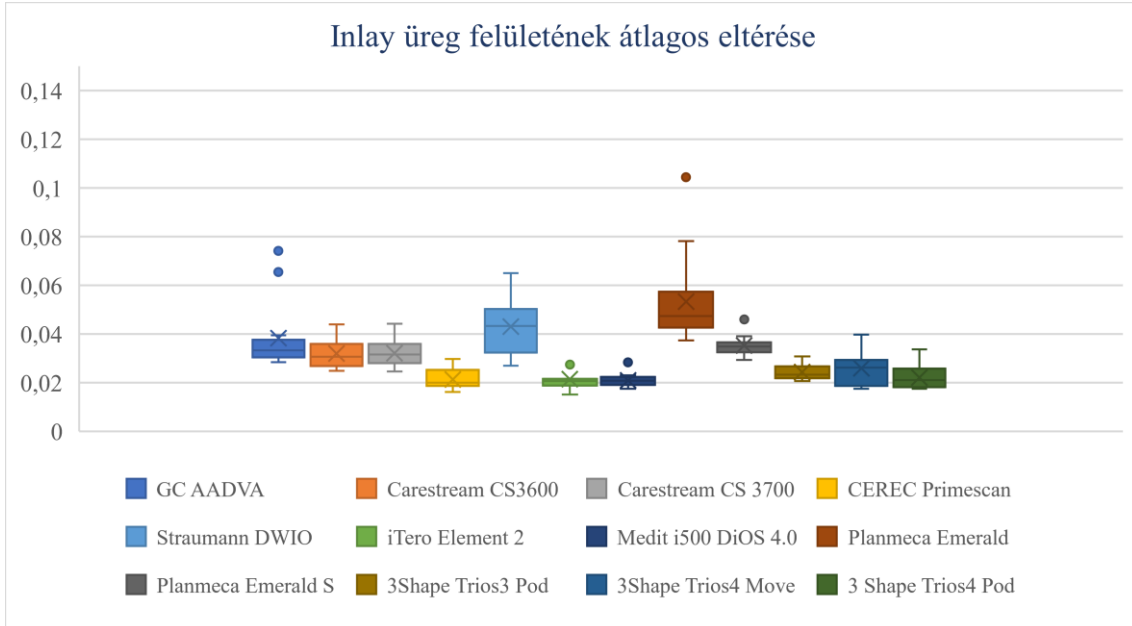
**15. ábra:** Precizításra kapott pontok szerinti sorrend 12 szkennert esetén. (saját ábra)



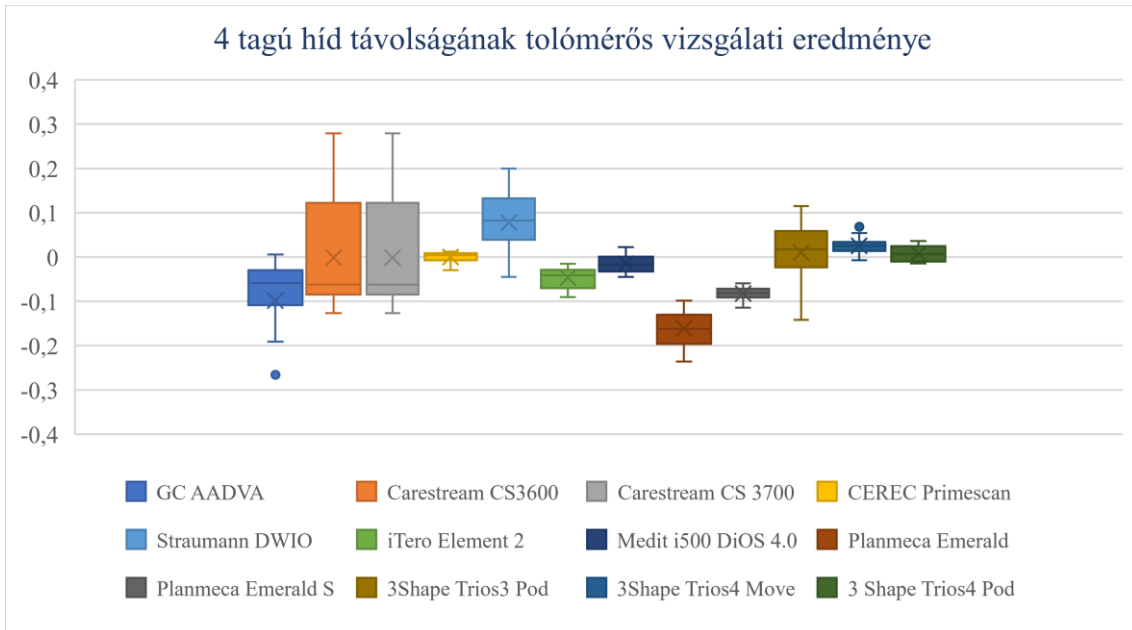
**16. ábra:** Összesített pontossági pontérték szerinti sorrend 12 szkennert esetén. (saját ábra)



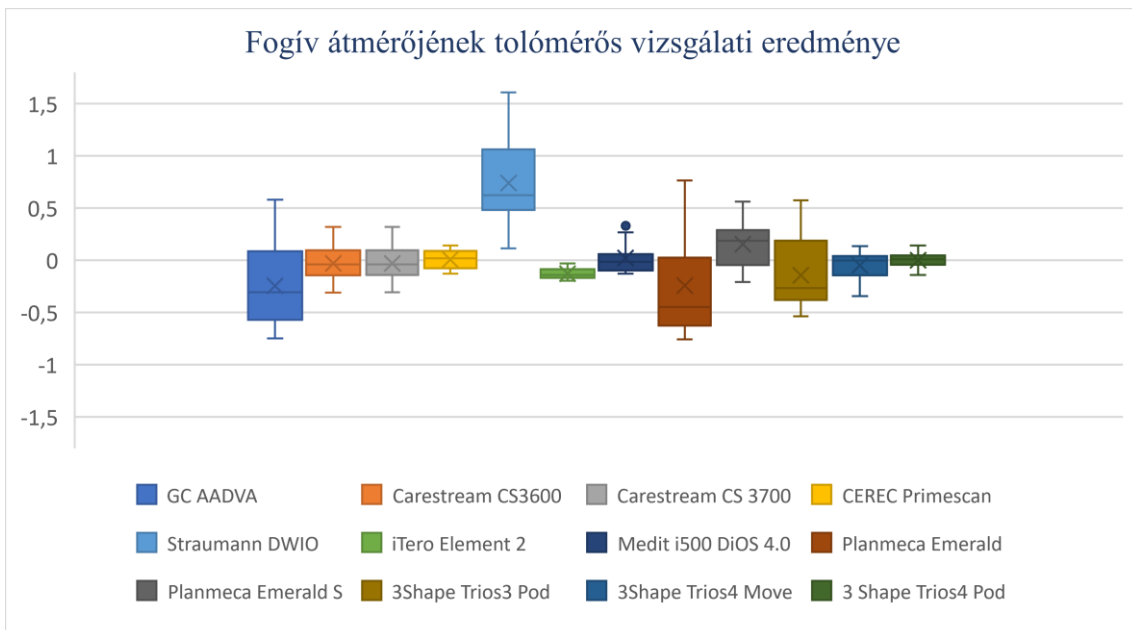
**17. ábra:** A csonkpalást mérése során kapott eredmények box-plot diagrammja 12 szkennerek esetében, mm-ben ábrázolva. (saját ábra)



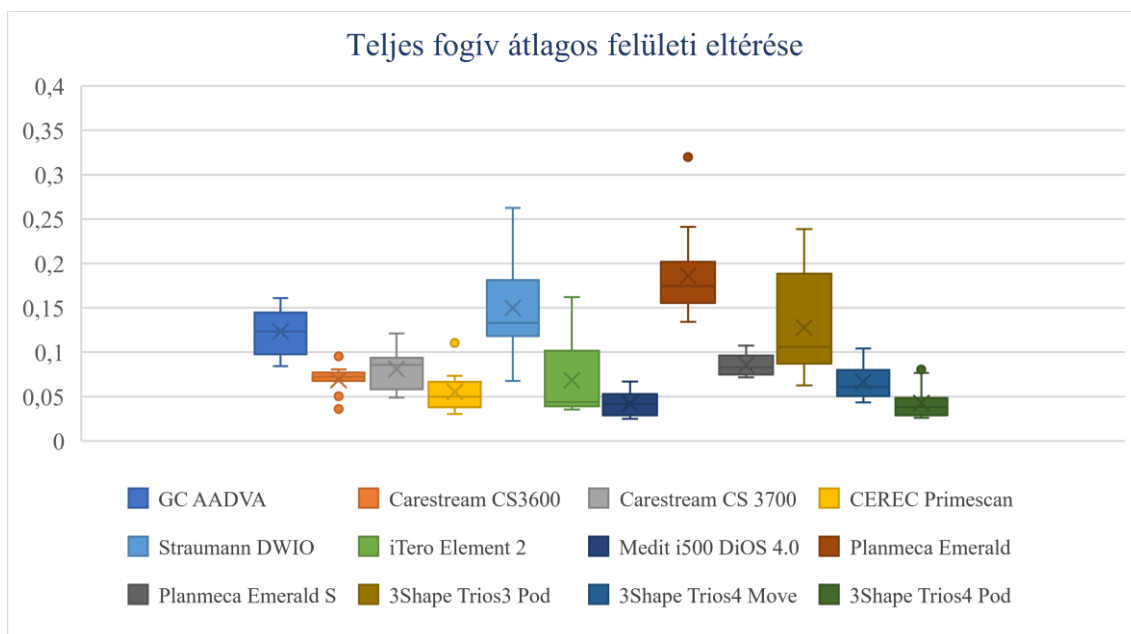
**18. ábra:** Az inlay üreg mérése során kapott eredmények box-plot diagrammja 12 szkennerek esetében, mm-ben ábrázolva. (saját ábra)



**19. ábra:** A hídszegmens vizsgálata során kapott eredmények box-plot diagrammja 12 szkennerek esetében, mm-ben ábrázolva. (saját ábra)



**20. ábra:** A fogív átmérőjének vizsgálata során kapott eredmények box-plot diagrammja 12 szkennerek esetében, mm-ben ábrázolva. (saját ábra)



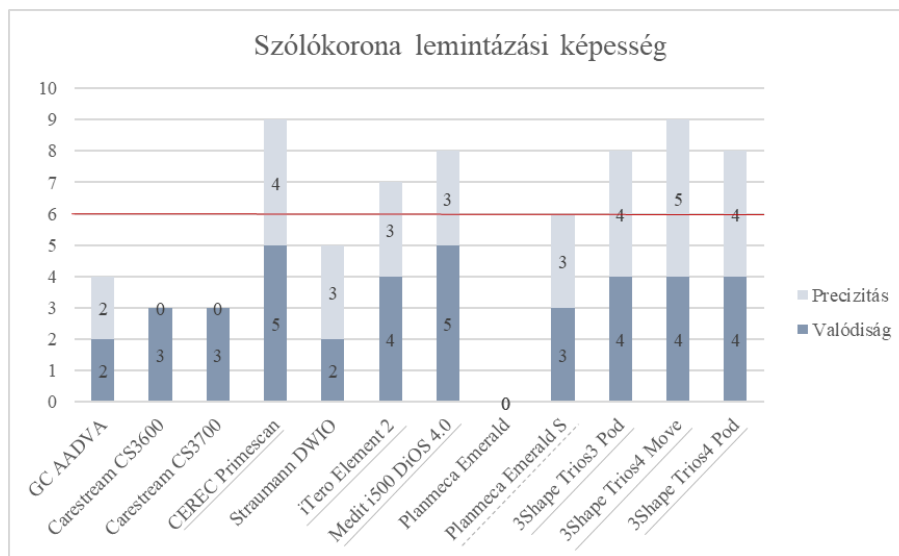
**21. ábra:** A teljes fogív felületének vizsgálata során kapott eredmények box-plot diagrammja 12 szkennerek esetében, mm-ben ábrázolva. (saját ábra)

Vizsgálati eredményeink alapján megállapítható, hogy a digitális lenyomatvételi eszközök eltérő valódisággal és eltérő precizitással tudják rögzíteni egy állcsontminta geometriáját. Valódiság tekintetében a legjobb eredményeket elért szkennerek a: CEREC Primescan és 3 Shape Trios4 Pod 4,2 ponttal, a Medit i500 DiOS 4,0 ponttal, míg az iTero Element 2 és a 3Shape Trios4 Move 3,6 ponttal. Precizitás tekintetében a legjobb eredményt elérő intraorális szkennerek: 3,2 ponttal a CEREC Primescan, 2,8 ponttal a Medit i500 DiOS, a 3Shape Trios4 Move és a 3Shape Trios4 Pod, 2,4 ponttal az iTero Element 2 és a Planmeca Emerald S szkennerek. (14-16. ábra)

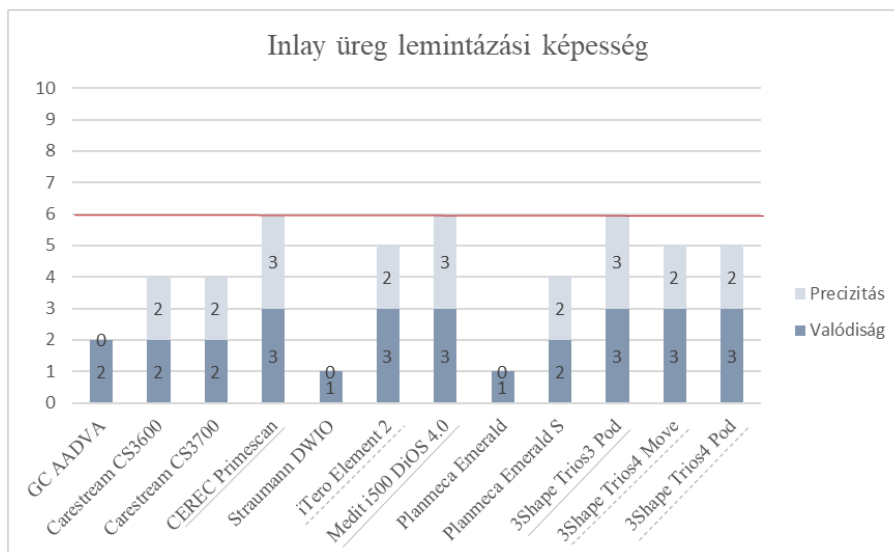
A valódiság és precizitás eredményeket a vizsgált állcsont részre vonatkoztatva az alábbi megállapításokat tehetjük: Teljes állcsontfelület lemintázását legjobb valódiság értékkel, 5 pontos minősítéssel a CEREC Primescan, az iTero Element 2 a Medit i500 DiOS, valamint a 3Shape Trios 4 Pod tudta leképezni. Precizitás tekintetében 5 pontos minősítést csak a Medit i500 DiOS és a Planmeca Emerald S kapott. Egyetlen eseten 5 pontos valódiság értékelést két szkennerek, a CEREC Primescan és a Medit i500 DiOS kapott, precizitás esetén pedig csak a 3Shape Trios4 Move kapott. Inlay üreg és fogív torzulás vizsgálata esetén egyetlen szkennerek sem érték el 5 pontos minősítést sem valódiság, sem precizitás tekintetében. A 4 tagú híd-szegmens vizsgálata során 5 pontos valódiság eredményt érték el a CEREC Primescan, a Medit i500 DiOS, a 3Shape Trios 4

Move és Pod verziói. Precizitás tekintetében egyik szkennerek sem tudott 5 pontos minősítést elérni.

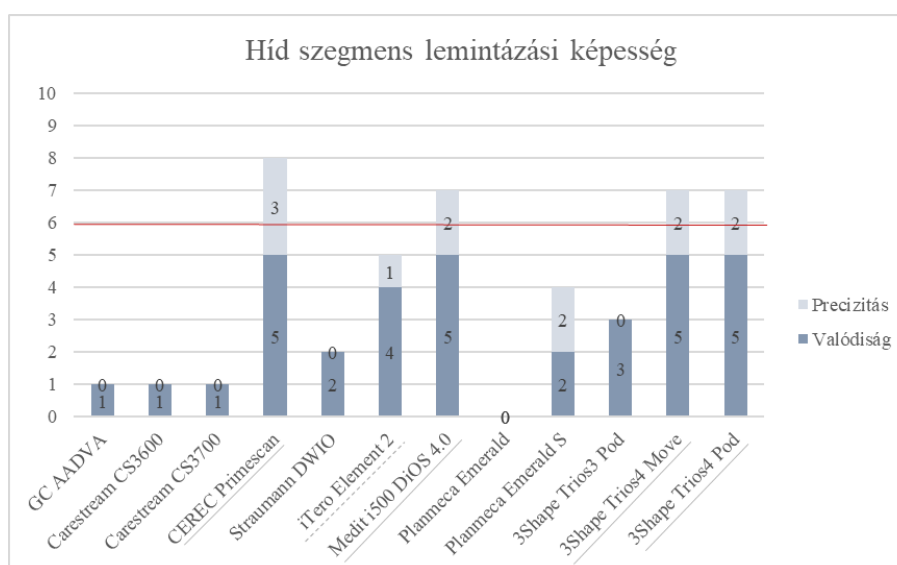
Az egyes leképzett területekhez indikálhatunk felhasználható szkennereket a pontok alapján, illetve felhívhatjuk a figyelmet, hogy mely szkennerek alkalmazhatóak csak módjával, illetve körültekintéssel adott terület direkt optikai leképzésére. A 22-26. ábrákon a lemintázási képesség ábrázolása látható az szkennerek által elért valódiság és precizitás pont szummázása alapján.



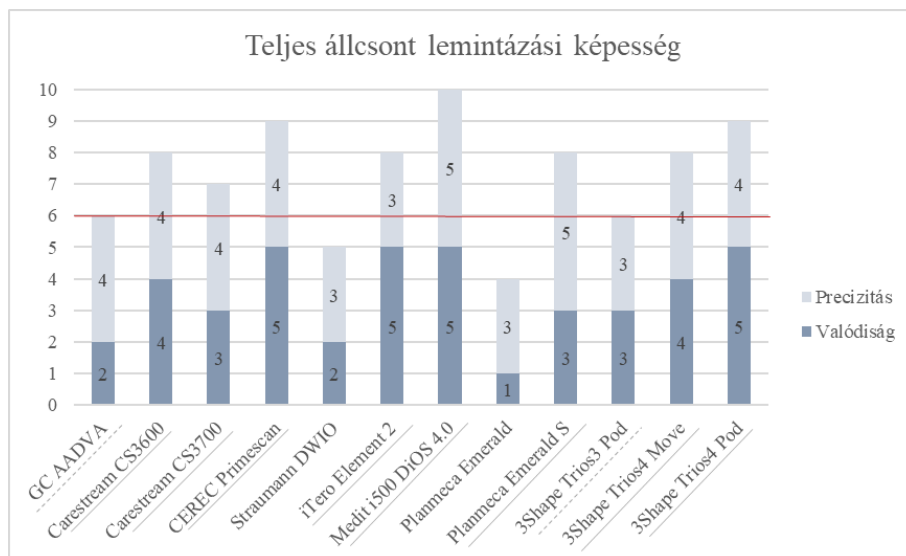
**22. ábra:** Szóló korona lemintázására kapott valódiságból és precizitásból elért összpontszám 12 szkennerek esetében. (Elfogadhatósági határértéknek a 60% -os eredményt jelző piros vonal lett meghatározva.) A folyamatos vonallal aláhúzott szkennerek javasoltak az adott terület lemintázására, a szaggatott vonallal aláhúzott szkennerek korlátozottan alkalmasak a terület pontos lemintázására. A nem jelölt szkennerek kevésbé javasoltak adott terület direkt lemintázására. (saját ábra)



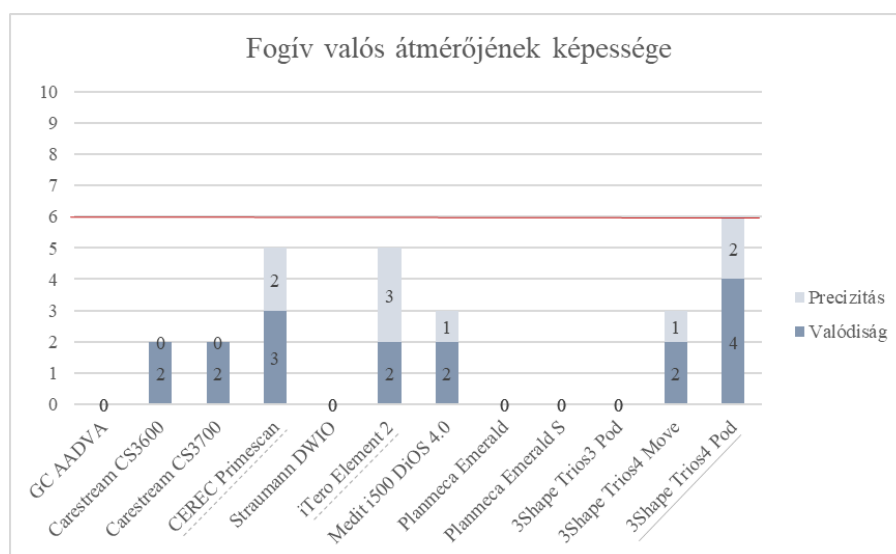
**23. ábra:** Inlay üreg lemintázására kapott valódiságból és precizitásból elért összpontszám 12 szkennerek esetében. (Elfogadhatósági határérték 60%, pirossal jelölve) A folyamatos vonallal aláhúzott szkennerek alkalmasak, a szaggatott vonallal aláhúzott szkennerek korlátozottan alkalmasak a terület pontos lemintázására. A nem jelölt szkennerek kevésbé javasoltak adott terület direkt lemintázására. (saját ábra)



**24. ábra:** 4 tagú hídszegmens lemintázására kapott valódiságból és precizitásból elért összpontszám 12 szkennerek esetében. (Elfogadhatósági határérték 60%, pirossal jelölve) A folyamatos vonallal aláhúzott szkennerek alkalmasak, a szaggatott vonallal aláhúzott szkennerek korlátozottan alkalmasak a terület pontos lemintázására. A nem jelölt szkennerek kevésbé javasoltak adott terület direkt lemintázására. (saját ábra)



**25. ábra:** A teljes állcsont felületének lemintázására kapott valódiságból és precizitásból elért összpontszám 12 szkennelő esetében. (Elfogadhatósági határérték 60%, pirossal jelölve) A folyamatos vonallal aláhúzott szkennelők alkalmasak, a szaggatott vonallal aláhúzott szkennelők korlátozottan alkalmasak a terület pontos lemintázására. A nem jelölt szkennelők kevésbé javasoltak adott terület direkt lemintázására. (saját ábra)



**26. ábra:** A fogív átmérőjének torzításmentes lemintázására kapott valódiságból és precizitásból elért összpontszám 12 szkennelő esetében. (Elfogadhatósági határérték 60%, pirossal jelölve) A folyamatos vonallal aláhúzott szkennelők alkalmasak, a szaggatott vonallal aláhúzott szkennelők korlátozottan alkalmasak a terület pontos lemintázására. A nem jelölt szkennelők kevésbé javasoltak adott terület direkt lemintázására. (saját ábra)

A 22-26. ábrán látható oszlopdigrammokon jelen esetben a 60%-os teljesítményszint lett kiemelve és jelölve piros vonallal, amely azt feltételezi, hogy a pontosság legalább egyik összetevőjében jó eredményt ért el a szkennerek, ezáltal adott területen használható teljesítmény várható pontosság tekintetében. A határvonalat meghaladó pontosságot mutató szkennerek neveit aláhúzás jelöli, tehát adott indikációs területen azon szkennerek megfelelő pontossággal működnek in vitro vizsgálataink alapján. A határvonalat elérő, de azt nem meghaladó szkennerek nevei szaggatott vonallal vannak jelölve, mely az adott szkennerek körütekintő felhasználását indikálja a nevezett paraméter leképzésére. Az aláhúzás nélküli szkennerek nem javasoltak a vizsgált paraméter szerinti állcsontszakasz lemintázására, mert in vitro vizsgálataink alapján jelentős pontatlansága várható a digitalizációnak. A 24. ábrán látható hídszegmens leképzésének pontatlansága a fogatlan gerincszakasz problémaköréből adódhat és jól mutatja, hogy rövid szakasz is elegendő a direkt digitalizáció pontatlanná válásához. A 26. ábra, a fogív disztális átmérőjének vizsgálata alapján kapott pontértékek az mutatják, hogy még az újabb generációs szkennereknek is kihívást jelent a fogív torzulásmentes leképzése. A jövőben a hardveres és szoftveres fejlesztéseknek ennek a paraméternek a javítását kellene megoldoznia.



## 5. Megbeszélés

Felszínek digitalizálása, számítógéppel történő lemintázása az ipari- és gyártástechnológiai folyamatok megkönnyítésére az 1950-es évek óta folyamatosan fejlődő tudományág. Az élet számos területére beszűrődtek az eljárásból nyert új lehetőségek – nem volt kivétel az egészségügy és azon belül a fogászat sem. Az 1980-as évektől megjelenő - mai szemmel nézve - kezdetleges elképzelések és megoldások úttörő volta megkérdőjelezhetetlen. Mára a digitális lemintázás a fogászat külön ágazatává nőtte ki magát és az évtizedek óta bevált, megszokott és jól működő eljárások alternatívájaként próbál teret hódítani. A századforduló óta beinduló telekommunikációs és számítógépes fejlődés átformálta mindennapjainkat. A 2020-as évek felgyorsult, digitális világban felnövekedő nemzedéknek már elképzelhetetlen az élet digitális eszközök segítségével nélkül. Ez a fokozott igény tovább potenciózza a technika fejlődését és predesztinálja biztos jövőjét, helyét és jelentőségét a jövő fogászati ellátásában is. A digitális élet által ígért gyorsabb, egyszerűbb megoldások mellett a pontosság növekedését is megköveteli a felhasználó a változás folyamatától. Ez a fejlődés irányát is meghatározza. A pontosság pedig egyik ismérve a korrekt fogászati ellátásnak. A digitális lenyomat pontossága alatt azt értjük, hogy miként tudja leképezni és visszaadni az adott objektum valódi geometriáját egy eljárás.

Több lehetőség, irány is létezik a felszín struktúrájának digitális leképezésére, de valamennyi egy koordináta értékekkel rendelkező pontok összességét hozza létre, amit azután algoritmusok értelmeznek, redukálnak, összekötnek és alakítanak számítógéppel értelmezhető és felhasználható digitális jellé. A digitalizálás célja lehet csupán adattárolás vagy továbbítandó jel egy frézgép felé - de pontossága a későbbi felhasználás szempontjából is jelentőségteljes.

Az indirekt és a direkt CAD/CAM útvonal régóta és megfelelően működő eljárás a fogászati ellátások területén. A fogpótlások elkészítésének munkafolyamatait már évtizedek óta segíti az indirekt CAD/CAM technológia, de a direkt intraorális rendszerek szélesebb körű elterjedése is már másfél évtizedre vezethető vissza. Az elmúlt 10 év során a mindennapjaink részévé váló technikai fejlődési hullám és digitalizáció a fogászati CAD/CAM technológiára is komoly hatással volt és legnagyobb változásnak azt tartjuk, hogy a direkt optikai lenyomatvétel rutinszerű beavatkozássá válhatott. Ehhez nagymértékben hozzájárult a termékpaletta kiszélesedése, a készülékek elérhetőségének

fokozódása és a digitális adathalmaz fogászati célú felhasználhatóságának további fejlesztései.

*In vitro* kutatásaink során arra a kérdésre kerestük a választ, hogy az egyre népszerűbbé váló új eszközök, amelyek gyorsabb és átfogóbb ellátási lehetőségeket biztosítanak a kezelések során, megbízható és használható teljesítményt nyújthatnak-e a mindennapi gyakorlatban?

### 5.1. A vizsgálati minta anyagának és topográfiájának kiválasztása

Az *in vitro* vizsgálatokban szükséges egy referencia minta használata. Az irodalomban számos anyagtypust használnak mintaként. A fémből készült modellek tartósságuk és formatartásuk miatt jól alkalmazhatóak - a hagyományos lenyomatvételek *in vitro* vizsgálataik során a leginkább javasolt eljárás. Számptalan cikk használt fém modellt a hagyományos lenyomatvételek pontosságának vizsgálata során a 2000-es évek elején (185, 186). A fém referenciaminta használata a direkt-indirekt eljárás összehasonlítása során is népszerű maradt (145, 187, 188), és ritkábban ugyan, de mostanában is használatos az intraorális szkennerek vizsgálataik során (115, 189, 190). Az optikai lenyomatvételek szempontjából azonban a polírozott fém túlságosan fényes, csillogó felülettel rendelkezik, ezért megakadályozza, vagy nehezíti a leképzést. A korai intraorális szkennerek csak porral bevont felületet voltak képesek szkennelni. A fém modellek porozást követően vizsgálhatóvá váltak a szkennerek számára, ugyanakkor a porozás nem megfelelő kivitelezése (extrém mennyiségű por felvitele) pontatlanságot eredményezhet, *in vivo* körülmények között pedig a páciensnek és a fogorvosnak is kellemetlenséget okozott a por használata. A Straumann cég leányvállalat, az Cadent hozta ki 2008-ban az első intraorális szkennert, az iTero-t, amely képes volt porozás nélkül is optikai lenyomatvételekre *in vivo* körülmények között. Ezt követően, ahogy a szkennerek is átalakultak, átalakult a referenciának használt minta anyaga is. Több kutatásban is megjelent a cirkónium-dioxidból készült modell. A cirkónium dioxid szintén kellően ellenálló és színe is közelebb áll a valóságos fogak színéhez, így jó referencia-minta anyagnak számít. Viszont, hasonlóan költséges lehet egy felső állcsont teljes cirkónium-dioxid referenciaminta elkészítése, mint pl. egy titán referencia minta elkészítése. Ezért több kutatásban is használnak, használtak a fogorvosképzés során használt műanyag mulázásokat, amelyek könnyen hozzáférhetőek és költségük is jóval kedvezőbb a korábban említett anyagoknál. A vizsgálati protokoll kidolgozása során mi is

próbálkoztunk a Semmelweis Egyetem Propedeutikai Tanszékén használatos KaVo mulázsok szkennelésével. A mulázs a valós íny és fogszint próbálja tükrözni, és a variálható fog-elhelyezéssel egyszerűen és gyorsan lehet különböző típusú foghiányokat bemutató modellt elkészíteni. A műanyag, helyére pattintható műfogaknak azonban megvan az a hátránya, hogy idővel kevésbé pontosan rögzülnek, elkopnak és így a referencia megváltozik. Pilot-vizsgálataink során figyeltünk fel erre a problémára, miután a hagyományos lenyomatvételi eljárást követően a lenyomat eltávolítása során a mintafogak kimozdultak a helyükről. A nem tökéletes visszaillesztés szabad szemmel nem észlelhető, de a szoftveres felület összehasonlítás során már látványos az eltérés az eredeti pozícióhoz viszonyítva. Ezen megfigyeléseink alapján elvetettük a propedeutikai mulázs használatát a további vizsgálatok során, ugyanakkor meggyőződhattünk arról, hogy kellően érzékeny a szoftveres vizsgálati módszer, amellyel az apró eltéréseket kívántuk feltérképezni.

Több vizsgálatban is használnak a valós szájviszonyokat és az ott látható anyagvariációkat modelláló különleges mulázsokat. Dutton és munkatársai a mulázs valamennyi fogát más-más anyagból képezték ki (kompozit tömőanyag, amalgám, cirkon, porcelán, fém stb.) és vizsgálaták, hogy az anyagfajta tulajdonság mennyire befolyásolja az optikai lenyomatvételt (180). A leginkább valós *in vitro* mintának a cadaver maxillát tekinthetjük, amelyet Bucklet- és Nagy és munkatársai is használtak (181, 182). Itt kétségtelenül nagy előny, hogy valós zománcot, dentint és ínyt lát a szkennerek, és a fogakban lévő restaurációk is valódiak. Nehézséget a minta tárolása, kezelése és a fertőtlenítés okoz – így hozzáférhetősége, szállíthatósága is kérdéses, tehát nem igazán alkalmazható éveket felölelő kutatások során.

## 5.2. Vizsgálat 1: A direkt és indirekt CAD/CAM digitalizáció összehasonlítása

Első lépésként a régebbi múltra visszatekintő, klinikai eredmények alapján is használhatóan működő indirekt digitalizációt hasonlítottuk össze a direkt digitalizációval. Ez utóbbi eljárás is régi múltra tekint vissza, de a 2010-es évektől kezdődően tudott csak alternatívájává válni az indirekt eljárásnak. Addig elsősorban csak szülő restaurátumok előállításában nyújtott segítséget és a teljes szájüreg digitalizációja korlátokba ütközött. Vizsgálatunkban az intraorális szkennerek három piacvezető termékével nyerhető digitális mintát hasonlítottuk össze az akkor használatos indirekt CAD/CAM digitalizáció útján nyerhető digitális mintával. Digitális tolómérő segítségével távolságokat mértünk a

fogív kijelölt pontjai között, és azt a referencia adathalmazon mérhető értékhez hasonlítottuk. A vizsgálat során egy felületi eltérések kimutatására használatos ipari programot a Geomagic Verify-t használtuk.

Az egyfázisú precíziós-szituációs lenyomatvételek megfelelő pontossággal használható, gyorsabb eljárást jelent, mint a kétfázisú-kétidejű lenyomatvételek, valamint a páncinesek számára is csak egyszeri diszkomforttal jár. Mindezek miatt alkalmasabb a bizonyítottan gyorsabb és komfortosabb digitális lenyomatvételi eljárásokkal történő összehasonlításra, mint a körülményesebb, technikaszenzitívebb és esetenként pontatlanabb kétfázisú hagyományos lenyomatvételek (186, 191).

Eredményeink összehasonlítják a más szerzők által leírt eredményekkel, miszerint az új eljárás alternatívája lehet az eddigi eljárásrendnek (192) (193) (194). Eredményeink alapján elmondhatjuk, hogy a direkt CAD/CAM útvonal valószínűleg pontosabb végeredményt is nyújt, hiszen a kezdő digitalizáció pontosabban történik. A lemintázott terület azonban jelentősen befolyásolja a pontosság végeredményét. A direkt lenyomatvételek fejének mérete kellően kicsi ahhoz, hogy a szájüregben működtethető legyen, ugyanakkor nem kellően nagy ahhoz, hogy kiterjedtebb állcsontrészeket egyidőben detektálhasson. A lenyomatvételek a különböző pozíciókban különböző felvételeket készítenek, amelyeknek összeillesztése hibás, torz lehet, különösen akkor, ha egy hosszabb fogatlan gerincél lemintázásáról van szó. Vizsgálataink azt mutatták ki, hogy már a kvadráns-nyomat esetében is klinikai jelentőséggel bíró eltérés tapasztalható. A fogatlan állcsontgerincen a szkennelés elveszítheti a jelet, mert túl homogén a felület morfológiája. Ez lassítja az eljárást, illetve a képek összeillesztése is torzulhat a digitális minta megalkotása során az azonosnak vélt, de valójában különböző pontok egynek vételével. Thanasisuebwong és munkatársai a fogatlan gerincél nagyságát növelték vizsgálatukban és szintén a lenyomat fokozott torzulását mutatták ki a távolság növekedésével (195). Lyu és munkatársai szintén lineáris távolságmérést végeztek vizsgálatukban és a távolság növekedésével romló valódiság eredményt mutattak ki, sőt a teljes állcsontra kiterjedő, implantációs lenyomatvételek esetén a hagyományos, nyitott kanalas implantációs lenyomatvételt javasolják a digitális lenyomatvételek helyett (196). Güth és munkatársai a mi vizsgálatunkkal párhuzamosan egy 4 tagú hídnak megfelelően preparált állcsontszakaszt modelláló fém mintát digitalizáltak direkt és indirekt módon. Az 5 intraorális lenyomatvételi eszköz használatával készült tanulmányban nem mutatott

nagyobb pontosságot a direkt digitalizáció az indirekt digitalizációnál, bár a direkt eljárás precízebbnek bizonyult, kivéve a Zfx Intrascan esetében (188). Bohner és munkatársai sem találtak eltérést a direkt és indirekt digitalizációval nyert adathalmaz vizsgálata során. Igaz, ők csak egyetlen csonknak az elemzését végezték el, tehát a valós használati pontosságot modelláló befolyásoló faktorok egy része kizárásra került (197). Nedelcu és munkatársai *in vivo* körülmények között használták az általunk vizsgált szkennereket 2018-ban. Eredményeik szintén nem mutattak ki különbséget az indirekt és direkt digitalizáció között, de a Trios szkennert abban a vizsgálatban is pontosabbnak bizonyult, mint a CEREC Omnicam (192). Az eljárások közötti kisebb eltérés oka lehet az *in vivo* körülmény, amely a szkennelés pontosságát bizonyára befolyásolta és az a tény, hogy az indirekt eljárás során poliéter lenyomatanyagot használtak, amely bizonyítottan pontosabb, mint az általunk vizsgált A-szilikon lenyomatanyag. Szintén a digitalizálás különböző fajtáit hasonlította össze 2020-ban Emara munkatársaival. Esetükben a laboratóriumi szkennert pontosabb volt, mint a Trios intraorális szkennert (198). Ugyanakkor fontos megemlíteni, hogy a vizsgálatuk során a hagyományos lenyomatvétel elmaradt, a referencia-minta közvetlenül az extraorális asztali szkennertbe került, így kimaradt az indirekt digitalizációt megelőző lépések pontossági faktorának vizsgálata. Érdekes eredményük még, hogy a referenciaminta CBCT-vel történő digitalizálását is elvégezték és kiváló alternatívájának tartják a laboratóriumi szkennert használatának, de sugárvédelmi szempontból megkérdőjelezhető a rutinszerű alkalmazása.

A lemintázás torzításának a mértéke mellett az iránya is kiemelten fontos hídpillérek esetében, hiszen nem mindegy, hogy a csonkok közelebb vagy távolabb helyezkednek-e el a virtuális mintán, mint a valóságban, és hogy ezáltal a szükségesnél rövidebb, vagy hosszabb hidat fog eredményezni a használt eljárás. Az irodalomban megtalálható adatok általában az abszolút értéket veszik figyelembe, hiszen előfordulhat, hogy a pozitív és a negatív előjelű számok „kioltják” egymást és átlaguk számszerűleg nem képes reprezentálni az eltérés mértékét, alábecsüli a torzítást (108, 199). Ugyanakkor, távolságmérések esetében – jellemzően orthodonciai vizsgálatok, valamint implantátumokat tartalmazó minták mérésekor – szintén használják az előjellel együtt figyelembe vett értékeket (82, 131, 177, 200, 201), illetve előfordul, hogy az abszolút értékek mellett az előjellel rendelkező adatokat is publikálják (167, 188, 202-204). A referenciától való eltérés irányának ismerete fontos klinikai relevanciával bír.

Michelinakis és munkatársai is hangsúlyozzák ezt abban a tanulmányban, amelyben megállapították, hogy a Medit i500 konzekvensen kisebbnek generálja a felület modelljét (203). Treesh és munkatársai is azt mutatták ki, hogy az intraorális szkennerek egy része (CEREC Omnicam és Bluecam és 3Shape TRIOS Color) aluldimenzionálja a minta méretét. (202) Mennito és munkatársai is megállapították, hogy míg a hagyományos lenyomat elnyomja a lágyrészeket a szájpadráson 120  $\mu\text{m}$ -el, addig a digitális lenyomatvételi eszközök ellenkező irányba torzítják a palatum mintázatát 106-236  $\mu\text{m}$ -el (205).

A tanulmányok és eredményeink alapján elmondható, hogy az indirekt digitalizáció folyamatát az intraorális szkennelés technikailag képes kiváltani és pontossági mutatóiban is képes helyettesíteni, vagy akár felülmúlni azt, de az *in vivo* valóság, precizitás és használhatóság tisztázásához további vizsgálatok szükségesek.

### 5.3. Vizsgálat 2: Indirekt CAD/CAM digitalizáció lépéseinek valósága

Ebben a vizsgálatban az első felmérésben kimutatott, az indirekt digitalizáció során tapasztalható nagymértékű pontatlanság kivizsgálása történt meg. Az indirekt CAD/CAM eljárás során a digitális minta létrehozását számtalan további lépés előzi meg. Ezek mind hozzáadódhatnak a pontatlansághoz, melynek mértékét, irányát és tendenciáját kívántuk vizsgálni.

A hagyományos modellkészítési eljárás lépéseit tekintettük át részletesen. Ipari szkennelssel digitális mintát készítettünk a kétfázisú egyidejű lenyomatról, a mestermintáról és végül a szekcionált mintáról is. A szekcionált minta laboratóriumi szkenneléssel történő digitalizációja is megtörtént és a 4 lépésből nyert digitális háromdimenziós modell fájlokat vetettük össze a referencia adathalmazzal.

Az elemzések során kimutatható volt, hogy az egyes lépések különböző mértékben, különböző iránnyal torzítják az adathalmazt.

Vizsgálatunk limitációi közé tartozik, hogy csak egyféle laboratóriumi szkennert használtunk. Emir és munkatársai 2019-ben kimutatták, hogy a laboratóriumi szkennerek között is szignifikáns különbségek lehetnek pontosságot tekintve. Eredményeik a szkennelés során használt fényforrás milyenségétől tették függővé a pontosságot: a kék LED fényt használó szkennerek precízebbnek és valószínűbbnek bizonyultak, mint a piros lézert fényt, vagy fehér-fényt használó szkennerek (206). A pontosságot a laboratóriumi szkennerek esetén is elsősorban a modell alakja, mérete és a felületmodell számító

algoritmusok megfelelő működése befolyásolja. A mesh-t felépítő háromszögek száma kevésbé releváns – inkább a topográfiai elrendeződés a fontos (96, 207). Ugyanakkor fontos megemlíteni, hogy a leképzés pontosságát a megfelelően beállított több nézőpontos kamerarendszer is segíti. Az asztali szkennerek nagy variációt mutatnak a kamerák számát tekintve – a régebbi egy kamerás rendszerek kevésbé pontosak, mint a modernebb, sok-kamerás szkennerek.

González de Villaumbrosia és munkatársai 2016-ban 6 különböző laboratóriumi szkennert, köztük a legpontosabbnak tartott, mechanikai érintés alapú Renishaw szkennert is tesztelte, de nem talált klinikai szempontból jelentős különbséget. A tapintás, lézer és fehér-fény alapú szkennerek is klinikailag elfogadható tartományban működtek (175). Ebben a vizsgálatban azonban szintén csak egyetlen csonkról történt a lenyomatvétel, így elmondható, hogy a kiterjedtebb felület lemintázásából eredő pontatlansági faktorok nem lettek figyelembevéve. Az általunk használt laboratóriumi szkennert ráadásul külön szkenneli a csonkot és a teljes mintát, ami fokozhatja a pontosságát a virtuális csonknak, hiszen leképzése közben nincs körülötte más, zavaró adathalmaz, ugyanakkor gyengítheti a pontosságot a virtuális minta összeállításakor alkalmazott illesztési algoritmusból eredő hiba.

Su és munkatársai 2015-ös vizsgálatukban, a direkt és indirekt szkennerek összehasonlítása során leírták, hogy a preparált fogak számának növekedésével a direkt szkennerek precizitása jelentősen csökken, míg az extraorális laborszkenner precizitása nem változik (147). A laboratóriumi szkennert precizitása abban az esetben mutatott gyengébb eredményt, amikor foghiány is jelen volt a preparált fog mellett. Esetükben mindössze egy kismetsző hiányzott, de ennek jelenléte is már zavarta a megismételhetőséget az extraorális szkennert esetében. Ez magyarázata lehet a saját vizsgálatunkban talált rosszabb pontosságra, hiszen esetünkben többszöröse volt a fogatlan gerincél szakasz mérete.

A csonkok elhelyezkedése tekintetében elmondható, hogy a további távolságok nem vezettek nagyobb torzulásokhoz, mivel a csonkok ívben elfoglalt helyzete között nem találtunk összefüggést.

#### 5.4. Vizsgálat 3: Direkt lenyomatvételi szkennerek pontosságának összehasonlító értékelése

Ebben a vizsgálatban már csak a direkt CAD/CAM digitalizáció pontosságát vizsgáltuk, többféle szkennerek esetében.

12 db intraorális szkennert hasonlítottunk össze, amely a szkennerek széles palettáját lefedve, komoly jelentőséggel bír a szakirodalomban, ahol általában sokkal kevesebb eszközzel végeznek összehasonlító vizsgálatokat.

A szkennerek pontosságának ilyen jellegű osztályozási rendszere egyedi az irodalomban és a magyar fogorvosokat tájékoztató és folyamatosan frissülő honlapunkon (<http://fogpotlastan.szkennerteszt.testingsolutions.hu/>) a Magyarországon forgalomba hozott intraorális szkennerek objektív összehasonlítását és kategóriákba sorolhatóságát teszi lehetővé.

Medina-Sotomayor és munkatársai 2019-es tanulmányukban megfogalmazták, hogy a digitális lenyomatvételi eszközök közötti különbséget jó lenne, ha ismernék a felhasználók. Ezáltal az adott klinikai szituációban legjobban működő szkennerek választása biztosíthatná a pontosabb lenyomatvételt (208). Az osztályozási rendszerünk képes az indikációs kör jellemzésére és ezért nemzetközileg is figyelemre tarthat számot. A skála határainak és a pontértékeknek a meghatározása a későbbiek során is használhatónak tűnik. A szkennerek elhelyezkedése a 10-es skálán egyenletes és van benne potenciál, hogy a későbbi, újabb, várhatólag pontosabb szkennerek is még kategorizálhatóak és összehasonlíthatóak lehetnek általa. A vizsgált paramétereket tekintve is elmondható, hogy szinte valamennyi esetben mind az 5 osztályzatra jutott szkennerek. Egyedül a teljes fogív torzulásának mérése során tapasztalható, hogy „gyenge az évfolyam”, de a legújabb irodalmi adatok is alátámasztják, hogy az intraorális szkennerek gyenge pontja továbbra is a teljes fogív valós leképzése (167, 209, 210), amely *in vivo* körülmények között a klinikailag elfogadhatatlan tartományba eshet (211). Újabb szkennerek vélhetőleg itt tudnak többletpontokat szerezni idővel és az élre állni az összehasonlítás során.

A korábbi vizsgálateinkben bizonyítottuk, hogy *in vitro* körülmények között, a direkt digitalizáció pontossága kiválthatja a korábban használatos eljárásokat. Jelen vizsgálatban a klinikai alkalmazásra elérhető szkennerek pontossági karakterét, indikációs területét, esetleges korlátait vizsgáltuk. Az indikációs terület teljesebb lefedése



érdekében már inlay-üreget is tartalmazott a vizsgálati minta, valamint növeltük a hídpillérek közötti távolság méretét. A fogatlan állcsontgerincszakasz kevesebb topográfiai jellel rendelkezik, ami a szkennerek számára nehezebben értelmezhető felületet jelent így a leképzés során jelentősebb torzulások alakulhatnak ki a virtuális mintán, ami komoly jelentőséggel bír mind az ideiglenes, mind a végleges fogpótlás megfelelő illeszkedésének, valamint pontosságának szempontjából, ezért vizsgálata kiemelt jelentőségű és szintén jól használható egy szkennel indikációs területének meghatározásához.

Eredményeink összecsengenek az irodalomban megtalálható számos *in vitro* vizsgálati eredménnyel, miszerint a CEREC Primescan, a 3Shape Trios 4 szkennerek kiemelkedő valódiság és precizitás eredményeket mutatnak. (33, 203) Esetünkben a Medit i500 DiOS is jó eredményeket ért el pontosságát tekintve. Az irodalomban ennek a szkennelnek a megítélése kettős, vannak, akik hozzánk hasonlóan jó pontossági eredményeket publikáltak (203, 212), mások pontatlannak találták (33, 199). Vizsgálatunkban az egyik legrosszabb teljesítményt a Planmeca Emerald szkennel érte el. A gyártó a terméket teljes állcsont szkennelésére indikálja, de Michelinakis és munkatársai is lényegesen rosszabb valódiság elérését tapasztalták az Emerald szkennelrel ( $56,5 \pm 15,2$ ), mint a Medit i500 ( $15,8 \pm 5,9$ ) vagy a 3Shape Trios3 ( $16,8 \pm 3,8$ ) szkennel esetén. (203) Ezzel összhangban vannak Wesemann és munkatársai eredményei is, miszerint a GC AADVA is jelentősen pontatlanabban dolgozik más gyártó szkennereihez képest és az, hogy a Planmeca Emerald a klinikailag elfogadhatatlan tartományt súrolja már 4 tagú szegmens vizsgálata esetében is (201). A különböző vizsgálatokban a minták geometriája eltérő, a vizsgálati protokoll is eltérő és akár a szkennel szoftververziója is eltérő lehet. (Ez utóbbit általában nem publikálják.) Ezek a faktorok viszont bőven elegendőek ahhoz, hogy eltérő valódiság és precizitás értéket kapjanak az egyes vizsgálatok eredményei. A pontossági vizsgálatok előírásokhoz kötött, standardizáltabb kivitelét biztosíthatja a későbbiekben Mehl és munkatársai által 2021-ben leírt útmutató, amely a digitális fogászatban használatos pontossági alapértékek jellemzéséről szól (213).

Elmondható, hogy a direkt optikai lenyomatvétel során a digitális minta torzul a valódi helyzethez képest. Az állcsontív átmérőjének csökkenése, illetve növekedése a legkomolyabb probléma, melyet a fogív disztális átmérőjénél alkalmazott digitális

tolómérős vizsgálattal szemléltettünk. Eredményeink alapján is elmondható, hogy a teljes állcsontra kiterjedő fogpótlások esetében körültekintéssel alkalmazandók az intraorális szkennerek, valamint az, hogy a fogatlan állcsontrészek vezethetnek leginkább torzuláshoz. Az intraorális szkennerek a leképzés során fogakat, annak látszó tárgyakat keresnek, tehát a legjobb eredmény a foghiány nélküli és nem csak valamely tereptárggyal hiány nélkülivé tett állcsontnál várható (116).

Vizsgálati eredményeink összhangban állnak az ITI konszenzus riporttal (150) amely szerint a csak részben fogatlan állcsont szkennelése esetén javasolt a direkt optikai lenyomatvétele, nagyobb interimplantális térköz esetében hagyományos lenyomatvételi eljárással induló, indirekt digitalizáció javasolt a CAD/CAM technológia segítségével készülő pótlások esetén. Az ITI megállapítás azonban lassan 5 éves, és az újabb irodalmi adatok alapján látszik, hogy az implantációs protetika területén is egyre jobb eredményeket lehet elérni direkt lenyomatvételi eljárásokkal így várható, hogy rövideesen újabb konszenzus határozat lesz elérhető a fogászatban használatos digitális technikákról. A vizsgálat során tapasztalt pontossági eredmények közel állnak a hasonló vizsgálatok eredményeihez. Limitációja a vizsgálatunknak, hogy esetünkben a szkennelésben járatlan hallgatók végezték a digitális lenyomatvételt, ami bizonyítottan rosszabb pontossági paramétereket mutató eredményhez vezet. A más vizsgálatokhoz képest biztosított nagyobb elemszám viszont a mintavétel erősségét fokozza és relevánsabb képet adhat a szkennerek közötti különbségekről. A szakirodalomban megtalálható eredményekhez képest további eltérések adódhatnak a referenciaminta méretéből, felületéből, a fogak számából, elhelyezkedéséből is. Ugyanakkor elmondható, hogy a felállított vizsgálati protokollal már további 12 másik intraorális szkennert is bevizsgáltunk és azt tapasztaljuk, hogy a szkennerek pontosságának megítélésére, a fejlődés monitorozására és a régebbi, még használatban lévő szkennerekkel való összevetésre alkalmas az eljárásunk és objektív képet biztosít az érdeklődő felhasználóknak.

Kiemelt területe vizsgálatunknak a négytagú híd pillérei közötti távolság meghatározása. Az intraorális lenyomatvételi eszközök közül csak néhánynak sikerült megfelelő valódisággal visszaadni az igazi méretet, de precizitás terén még rosszabb volt a helyzet. Esetünkben is bebizonyosodott, hogy a fogatlan gerincél jelenléte hátrányosan befolyásolja a leképzés pontosságát. Limitációja vizsgálatunknak, hogy csak egyetlen, sorközi hiány található a mintán. Lee és munkatársai kimutatták, hogy a fogatlan gerincél

pozíciója további eltérést jelenthet intraorális szkennerek esetében (214). A foghiány helyzete a virtuális okklúzió rögzítésének pontosságát is jelentősen befolyásolja (215). Ugyanakkor az utóbbi években a szkennerek a fejlesztéseknek köszönhetően egyre jobb eredménnyel küzdenek meg a fogatlan gerincél jelenlétével (210). Diker és munkatársai szerint a részben fogatlan állcsontminták esetén a gyártóknak külön szkennelési protokollt kellene biztosítani, mert az ajánlott szkennelési stratégia a foghiány nélküli, teljes állcsont leképzésére való (124, 216).

## 6. Következtetések

1. Vizsgálataink alapján elmondható, hogy adott vizsgálati körülmények között a digitális lenyomatvételi eszközökkel készített direkt virtuális minták pontosabbak, mint a hagyományos lenyomatvétellel induló, laboratóriumi szkennelési módszerrel készülő indirekt virtuális minták.
2. Az eredmények tükrében megállapítható, hogy a lemintázás pontossága csökken az ívhossz növekedésével direkt és indirekt eljárással egyaránt, ugyanakkor a direkt CAD/CAM eljárás digitalizációs lépésével minden esetben pontosabb virtuális modellt kapunk, bár a hosszabb távolságokat figyelembe véve elmondható, hogy a két eljárás közötti különbség csökken.
3. A fogatlan gerincél jelenléte kifejezetten hátrányosan befolyásolja a lemintázás pontosságát.
4. Az egyes digitális lenyomatvételi eszközök között statisztikailag szignifikáns különbség van, de annak klinikai relevanciája elhanyagolható, mert a mindennapi gyakorlatban jól működő indirekt digitalizációs eljárás pontatlansági értékét valamennyi szkennel felülmúlta.
5. A pontossági mutatók összehasonlításra, sorrend felállítására és indikációs terület megnevezésére is alkalmazhatóak.
6. Az állcsontív optikai leképzése során a teljes állcsont lemintázása jelenti a legfőbb problémát. A két kvadránsra kiterjedő digitális adatállomány jelentős torzulást szenved, melynek legjobb mutatója a fogív disztális átmérőjének pontatlansága. Az eltérés irányának meghatározása a tolómérő vizsgálatoknál kiemelten fontos.

## 7. Összefoglalás

A dolgozatban a digitális lenyomatvétel pontosságát, ezáltal klinikai alkalmazhatóságának kérdéskörét jártam körbe. Említésre került a számtalan tényező, amely kisebb-nagyobb hatással lehet a végeredményre: arra, hogy a lemintázandó felület geometriáját képes-e valós mértékben és megbízhatóan digitális adathalmazzá alakítani az adott készülék.

Az *in vitro* vizsgálatok korlátait figyelembe véve elmondható, hogy a digitális lenyomatvétel képes kiváltani a hagyományos lenyomatvételt, tehát megfelelő alternatívát biztosít a jövőben lenyomatvételre. Rövidebb állcsontszakaszokon jobb pontossági mutatókkal rendelkezik, nagyobb valódiságot és megismételhetőséget jelent az indirekt digitalizációhoz képest, de a távolságot, a lemintázott állcsontszakaszt növelve a teljesítmény romlik. Az indirekt digitalizáció lépései során a távolsággal nincs összefüggésben a torzulás mértéke. Az egyes intraorális digitális lenyomatvételi eszközök között kategorizálható különbségek mutatkoznak pontosság terén, amelyet felhasználhatunk az értékelésükre. Ezáltal sorrendet állíthatunk fel a szkennerek között képességeik alapján, a kategóriákban elért eredményeik szerint pedig indikációs kört is javasolhatunk az egyes eszközök tekintetében. A megalkotott vizsgálati protokoll az újabb generációs szkennerek értékelését is lehetővé teszi. A mért paraméterek mikrométerben megadott kategória határai kellő mozgásteret adnak ahhoz, hogy a jövőben is használható legyen és a további, vizsgálatba bevont pontosabb vagy akár pontatlanabb szkennerek is az összehasonlítási skála tartományába essenek.

Eredményeink által szeretném felhívni a figyelmet a digitális lenyomatvétel létjogosultságára és azokra a körülményekre, amelyek hátrányosan befolyásolják az eljárás pontosságát. A digitális lenyomatvétel pontossága tovább növelhető fejlesztésekkel, a szoftverek algoritmusainak módosításával, de szükséges a hagyományos lenyomatvételi eljárások „életben” tartása is, mert még mindig van olyan klinikai szituáció, amikor az intraorális szkennerekkel nehezebben tudunk megfelelő eredményt elérni.

## 8. Summary

The thesis reviewed the accuracy and clinical relevance of the digital impression. Countless factors were mentioned which could affect whether the digital impression devices could turn measured surface geometry into reliable and realistic digital data.

Considering *in vitro* research possibilities, we could state that the conventional impression process can be exchanged by digital impression so that it could be a suitable alternative in the future. Digital impressions seem to have higher trueness and precision in shorter arch distances. However, increasing the dental arch's distance and length worsens its impression-taking potency. During indirect digitizing, the distance does not affect the distortion amount of the digital data. There are categorizable differences between individual intraoral digital impression-taking devices in terms of accuracy. These differences can be used to describe the devices and classify them based on their results in the categories. It also allows the suggestion of an indication range for each intraoral scanner. Furthermore, the established validation protocol can evaluate and describe the newer generations of devices. The category limits (given in micrometers) of the measured parameters provide enough room to classify more accurate or even less accurate scanners so the scale can be used in the future as well.

Based on our results, I would like to make attention that the direct digital impression is a reliable possibility and that there are many circumstances that have a negative impact on the procedure's accuracy. The accuracy of digital impression systems can still increase with developments and with good software updates, affecting digitizing algorithms. However, conventional impressions are still important because there are situations when the intraoral scanners cannot provide appropriate results.

## 9. Irodalomjegyzék:

1. Christensen GJ. (2005) The state of fixed prosthodontic impressions: room for improvement. *J Am Dent Assoc*, 136: 343-346.
2. Shillingburg Jr HT, Sather DA, Wilson JEL, Cain JR, Mitchell DL, Blanco LJ, Kessler JC. *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*, 2012.
3. Rosenstiel SF, Land M, Fujimoto J. (2006) *Contemporary Fixed Prosthodontics* 4th edition. St. Louis: Mosby, 223.
4. Rau CT, Olafsson VG, Delgado AJ, Ritter AV, Donovan TE. (2017) The quality of fixed prosthodontic impressions: An assessment of crown and bridge impressions received at commercial laboratories. *J Am Dent Assoc*, 148: 654-660.
5. Abigail Coutinho C, Hegde D, Shetty S, Iyer R, Priya A. (2020) Intraoral Scanners: A Narrative Review. *Journal of Research in Dentistry*, 8.
6. Hermann P, Jász B, Jász M, Körmendi S. A lenyomatvétel anyagai, eszközei, technikái. *Semmelweis Kiadó és Multimédia Stúdió*2022: 203-257.
7. Halbritter E, Kozma I, Szali P. *CAD - CAM alapjai*. Széchenyi István Egyetem2010.
8. Vecsei B, Czigola A, Róth I, Hermann P, Borbély J. Digital Impression Systems, CAD/CAM, and STL file. In: Kinariwala N, Samaranayake L (szerk.), *Guided Endodontics*. Springer International Publishing, 2021: 27-63.
9. Joda T, Gallucci GO. (2015) The virtual patient in dental medicine. *Clin Oral Implants Res*, 26: 725-726.
10. Chakraborty A, Mandal N. (2022) Introduction of industry 4.0 Introduction of industry 4.0. *Turkish Online Journal of Qualitative Inquiry*, 12: 8342-8350.
11. Rejikumar G, Arunprasad P, Persis J, Sreeraj K. (2019) Industry 4.0: key findings and analysis from the literature arena. *Benchmarking: An International Journal*, 26: 2514-2542.
12. Nwasuka N, Nwaiwu U, Chibundo Princewill N. (2022) INDUSTRY 4.0: AN OVERVIEW. *Proceedings on Engineering Sciences*, 4: 69-78.
13. Simon J. *A negyedik ipari forradalom – Industry 4.0*, 2016.

14. Clancy R, Ahern M, O'Sullivan D, Bruton K. (2020) Systematic mapping study of digitization and analysis of manufacturing data. *International Journal of Industrial and Systems Engineering*, 14: 717-731.
15. Fiore A, Francesco M, Monaco C, Stocco E, Vigolo P, Stellini E. (2019) Comparison of accuracy of single crowns generated from digital and conventional impressions: an in vivo controlled trial. *Journal of Osseointegration*, 11: 107-112.
16. Jang Y, Sim JY, Park JK, Kim WC, Kim HY, Kim JH. (2018) Evaluation of the marginal and internal fit of a single crown fabricated based on a three-dimensional printed model. *J Adv Prosthodont*, 10: 367-373.
17. Maeng J, Lim YJ, Kim B, Kim MJ, Kwon HB. (2019) A New Approach to Accuracy Evaluation of Single-Tooth Abutment Using Two-Dimensional Analysis in Two Intraoral Scanners. *Int J Environ Res Public Health*, 16.
18. Zhang YJ, Shi JY, Qian SJ, Qiao SC, Lai HC. (2021) Accuracy of full-arch digital implant impressions taken using intraoral scanners and related variables: A systematic review. *Int J Oral Implantol (Berl)*, 14: 157-179.
19. Papp I, Zichar M. (2016) Háromdimenziós technológiák a fogorvoslásban. *Híradástechnika*, 71. évf. 2. sz.: 30-35.
20. Borbely J, Czigola A, Vitai V, Roth I, Hermann P. (2018) Intraoral scans for CAD/CAM application. *Stomatology Edu Journal*, 5: 110-117.
21. Cheah C, Lim C, Ma S. (2021) The dentist will scan you now: The next generation of digital-savvy graduates. *Eur J Dent Educ*, 25: 232-237.
22. Sakornwimon N, Leevailoj C. (2017) Clinical marginal fit of zirconia crowns and patients' preferences for impression techniques using intraoral digital scanner versus polyvinyl siloxane material. *J Prosthet Dent*, 118: 386-391.
23. Afify A, Haney S, Verrett R, Mansueto M, Cray J, Johnson R. (2018) Marginal discrepancy of noble metal-ceramic fixed dental prosthesis frameworks fabricated by conventional and digital technologies. *J Prosthet Dent*, 119: 307 e301-307 e307.
24. Nedelcu R, Olsson P, Nystrom I, Thor A. (2018) Finish line distinctness and accuracy in 7 intraoral scanners versus conventional impression: an in vitro descriptive comparison. *BMC Oral Health*, 18: 27.



25. Jang Y, Sim JY, Park JK, Kim WC, Kim HY, Kim JH. (2020) Accuracy of 3-unit fixed dental prostheses fabricated on 3D-printed casts. *J Prosthet Dent*, 123: 135-142.
26. International Organization for Standardization: Accuracy (trueness and precision) of measurement methods and results. Part 1, General principles and definitions, Geneva, Switzerland, 1994.
27. Andriessen FS, Rijkens DR, van der Meer WJ, Wismeijer DW. (2014) Applicability and accuracy of an intraoral scanner for scanning multiple implants in edentulous mandibles: a pilot study. *J Prosthet Dent*, 111: 186-194.
28. Kim Y, Oh TJ, Misch CE, Wang HL. (2005) Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clin Oral Implants Res*, 16: 26-35.
29. Koosha S, Mirhashemi FS. (2013) An Investigation of Three types of Tooth Implant Supported Fixed Prosthesis Designs with 3D Finite Element Analysis. *J Dent (Tehran)*, 10: 51-63.
30. Ismail IA, Alhadj MN. (2020) Accuracy of different impression techniques for multiunit implant restoration: A qualitative in vitro study. *J Prosthet Dent*, 124: 729 e721-729 e725.
31. Zhao Y-j, Xiong Y-x, Wang Y. (2017) Three-Dimensional Accuracy of Facial Scan for Facial Deformities in Clinics: A New Evaluation Method for Facial Scanner Accuracy. *PLOS ONE*, 12: e0169402.
32. Bohner L, Gamba DD, Hanisch M, Marcio BS, Tortamano Neto P, Lagana DC, Sesma N. (2019) Accuracy of digital technologies for the scanning of facial, skeletal, and intraoral tissues: A systematic review. *J Prosthet Dent*, 121: 246-251.
33. Ender A, Zimmermann M, Mehl A. (2019) Accuracy of complete- and partial-arch impressions of actual intraoral scanning systems in vitro. *Int J Comput Dent*, 22: 11-19.
34. Robles-Medina M, Romeo-Rubio M, Salido MP, Pradíes G. (2020) Digital Intraoral Impression Methods: an Update on Accuracy. *Current Oral Health Reports*, 7: 361-375.
35. Aswani K, Wankhade S, Khalikar A, Deogade S. (2020) Accuracy of an intraoral digital impression: A review. *J Indian Prosthodont Soc*, 20: 27-37.

36. Genechten BV. Theory and practice on Terrestrial Laser Scanning: Training material based on practical applications. 2008.
37. Boardman C, Bryan P, McDougall L, Reuter T, Payne E, Moitinho V, Rodgers T, Honkova J, O'Connor L, Blockley C, Andrews D, Bedford J, Sawdon S, Hook L, Green R, Price K, Klÿn N, Abbott M. 3D Laser Scanning for Heritage. Advice and Guidance on the Use of Laser Scanning in Archaeology and Architecture, 2018.
38. Ebrahim M. 3D Laser Scanners: History, Applications, and Future. LAP LAMBERT Academic Publishing, Saarbrücken, 2016.
39. Xu X. (2009) Integrating Advanced Computer-Aided Design, Manufacturing, and Numerical Control: Principles and Implementations. doi:10.4018/978-1-59904-714-0.
40. Radhakrishnan P, Subramanyan S, Raju V. CAD/CAM/CIM. New Age International (P) Ltd., Publishers, New Delhi, 2008.
41. Lee K. Principles of CAD/CAM/CAE Systems. Addison-Wesley Longman Publishing Co., Inc.1999.
42. Hervay P, Horváth R, Káta L. CAD tankönyv. Typotex, Budapest, 2012.
43. Aeran H, Kumar V, Seth J, Sharma A. (2014) Computer aided designing-computer aided milling in prosthodontics: A promising technology for future. IJSS Case Report & Reviews, 1: 23-27.
44. Birnbaum NSAHB. (2008) Dental impressions using 3D digital scanners: virtual becomes reality. Compend Contin Educ Dent Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, N.J. : 1995), 29: 494, 496, 498-505.
45. Mormann WH. (2006) The evolution of the CEREC system. J Am Dent Assoc, 137 Suppl: 7S-13S.
46. Rekow ED. (1992) A review of the developments in dental CAD/CAM systems. Curr Opin Dent, 2: 25-33.
47. Mormann WH, Curilovic Z. (1991) CEREC(R) CAD-CAM ceramic restorations. A case report after 5 years in place. Acta Stomatol Croat, 25: 3-10.
48. Aeran H, Kumar V, Seth J, Sharma A, Dental S, Lecture, Surgeon CD, Dental G. Computer Aided Designing-Computer Aided Milling in Prosthodontics: A Promising Technology for Future. 2014.

49. Ting-shu S, Jian S. (2015) Intraoral Digital Impression Technique: A Review. *JOPR Journal of Prosthodontics*, 24: 313-321.
50. Skramstad MJ. (2019) Welcome to Cerec Primescan AC. *Int J Comput Dent*, 22: 69-78.
51. Davidowitz G, Kotick PG. (2011) The use of CAD/CAM in dentistry. *Dent Clin North Am*, 55: 559-570.
52. 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: 44-56.
53. Zarina R, Jaini J, Raj R. (2017) Evolution of the Software and Hardware in CAD/CAM Systems used in Dentistry. *International Journal of Preventive and Clinical Dental Research*, 4: 284-291.
54. Persson M, Andersson M, Bergman B. (1995) The accuracy of a high-precision digitizer for CAD/CAM of crowns. *J Prosthet Dent*, 74: 223-229.
55. International Organization for Standardization: ISO 12836. *Dentistry-Digitizing devices for CAD/CAM systems for indirect dental restorations-Test methods for assessing accuracy*, Geneve, Switzerland, 2015.
56. International Organization for Standardization: ISO 20896-1:2019(E). *Dentistry — Digital impression devices — Part 1: Methods for assessing accuracy.*, Geneve, Switzerland, 2019.
57. International Organization for Standardization: ISO 18739:2016 *Dentistry. Vocabulary of process chain for CAD/CAM systems*, Geneve, Switzerland, 2016.
58. Rekow ED. (1992) CAD/CAM in dentistry: a historical perspective and view of the future. *J Can Dent Assoc*, 58: 283, 287-288.
59. Samet N, Resheff B, Gelbard S, Stern N. (1995) A CAD/CAM system for the production of metal copings for porcelain-fused-to-metal restorations. *J Prosthet Dent*, 73: 457-463.
60. Preston JD, Duret F. (1996) CAD/CAM in dentistry. *The Alpha omegan*, 89 4: 71-77.
61. Sohmura T, Takahashi J. (1997) CAD/CAM system to fabricate dental prostheses- -CAD for bridge restoration. *Dent Mater J*, 16: 10-20.

62. Nathanson D, Riis DN, Cataldo GL, Ashayeri N. (1994) CAD-CAM ceramic inlays and onlays: using an indirect technique. *J Am Dent Assoc*, 125: 421-427.
63. Shenoy VK, Prabhu MB. (2015) Computer-aided design/computer-aided manufacturing in dentistry – Future is present. *Journal of Interdisciplinary Dentistry*, 5: 60 - 64.
64. Nayar S, Mahadevan R. (2015) A Paradigm shift in the concept for making dental impressions. *J Pharm Bioallied Sci*, 7: S213-215.
65. Christensen GJ. (2008) Will digital impressions eliminate the current problems with conventional impressions? *J Am Dent Assoc*, 139: 761-763.
66. Joda T, Brägger U. (2015) Digital vs. conventional implant prosthetic workflows: a cost/time analysis. *Clinical oral implants research*, 26: 1430-1435.
67. Patzelt SB, Lamprinos C, Stampf S, Att W. (2014) The time efficiency of intraoral scanners: an in vitro comparative study. *J Am Dent Assoc*, 145: 542-551.
68. Lee SJ, Macarthur RXt, Gallucci GO. (2013) An evaluation of student and clinician perception of digital and conventional implant impressions. *J Prosthet Dent*, 110: 420-423.
69. Lee SJ, Gallucci GO. (2013) Digital vs. conventional implant impressions: efficiency outcomes. *Clin Oral Implants Res*, 24: 111-115.
70. Zitzmann NU, Kovaltschuk I, Lenherr P, Dedem P, Joda T. (2017) Dental Students' Perceptions of Digital and Conventional Impression Techniques: A Randomized Controlled Trial. *J Dent Educ*, 81: 1227-1232.
71. Lam WY, Mak KC, Maghami E, Molinero-Mourelle P. (2021) Dental students' preference and perception on intraoral scanning and impression making. *BMC Med Educ*, 21: 501.
72. Yuzbasioglu E, Kurt H, Turunc R, Bilir H. (2014) Comparison of digital and conventional impression techniques: evaluation of patients' perception, treatment comfort, effectiveness and clinical outcomes. *BMC Oral Health*, 14: 10.
73. Mangano C, Luongo F, Migliario M, Mortellaro C, Mangano FG. (2018) Combining Intraoral Scans, Cone Beam Computed Tomography and Face Scans: The Virtual Patient. *J Craniofac Surg*, 29: 2241-2246.

74. Li Q, Bi M, Yang K, Liu W. (2021) The creation of a virtual dental patient with dynamic occlusion and its application in esthetic dentistry. *J Prosthet Dent*, 126: 14-18.
75. Perez-Giugovaz MG, Park SH, Revilla-Leon M. (2021) 3D Virtual Patient Representation for Guiding a Maxillary Overdenture Fabrication: A Dental Technique. *J Prosthodont*, 30: 636-641.
76. Icen M, Orhan K, Seker C, Geduk G, Cakmak Ozlu F, Cengiz MI. (2020) Comparison of CBCT with different voxel sizes and intraoral scanner for detection of periodontal defects: an in vitro study. *Dentomaxillofac Radiol*, 49: 20190197.
77. Wulfman C, Naveau A, Rignon-Bret C. (2020) Digital scanning for complete-arch implant-supported restorations: A systematic review. *J Prosthet Dent*, 124: 161-167.
78. Windisch SI, Jung RE, Sailer I, Studer SP, Ender A, Hammerle CH. (2007) A new optical method to evaluate three-dimensional volume changes of alveolar contours: a methodological in vitro study. *Clin Oral Implants Res*, 18: 545-551.
79. Ahmed KE. (2020) Monitoring Alveolar Ridge Remodelling Post-Extraction Using Sequential Intraoral Scanning over a Period of Four Months. *Int J Environ Res Public Health*, 17.
80. Aydinyurt HS, Ertugrul AS. (2017) A novel volumetric analysis using CAD/CAM scanners in gingival recession treatment. *Medical Science and Discovery*, 4: 72-79.
81. Kuralt M, Gaspersic R, Fidler A. (2022) Methods and parameters for digital evaluation of gingival recession: A critical review. *J Dent*, 118: 103793.
82. Wei D, Di P, Tian J, Zhao Y, Lin Y. (2020) Evaluation of intraoral digital impressions for obtaining gingival contour in the esthetic zone: accuracy outcomes. *Clin Oral Investig*, 24: 1401-1410.
83. Mehl A, Gloger W, Kunzelmann KH, Hickel R. (1997) A new optical 3-D device for the detection of wear. *J Dent Res*, 76: 1799-1807.
84. Schlenz MA, Schlenz MB, Wostmann B, Jungert A, Ganss C. (2022) Intraoral scanner-based monitoring of tooth wear in young adults: 12-month results. *Clin Oral Investig*, 26: 1869-1878.

85. Michou S, Vannahme C, Ekstrand KR, Benetti AR. (2020) Detecting early erosive tooth wear using an intraoral scanner system. *J Dent*, 100: 103445.
86. Czigola A, Roth I, Vitai V, Feher D, Hermann P, Borbely J. (2021) Comparing the effectiveness of shade measurement by intraoral scanner, digital spectrophotometer, and visual shade assessment. *J Esthet Restor Dent*, 33: 1166-1174.
87. Harris BT, Montero D, Grant GT, Morton D, Llop DR, Lin WS. (2017) Creation of a 3-dimensional virtual dental patient for computer-guided surgery and CAD-CAM interim complete removable and fixed dental prostheses: A clinical report. *J Prosthet Dent*, 117: 197-204.
88. Gaeta-Araujo H, Alzoubi T, Vasconcelos KF, Orhan K, Pauwels R, Casselman JW, Jacobs R. (2020) Cone beam computed tomography in dentomaxillofacial radiology: a two-decade overview. *Dentomaxillofac Radiol*, 49: 20200145.
89. Matta RE, von Wilmowsky C, Neuhuber W, Lell M, Neukam FW, Adler W, Wichmann M, Bergauer B. (2016) The impact of different cone beam computed tomography and multi-slice computed tomography scan parameters on virtual three-dimensional model accuracy using a highly precise ex vivo evaluation method. *J Craniomaxillofac Surg*, 44: 632-636.
90. European C, Directorate-General for E. Cone beam CT for dental and maxillofacial radiology evidence-based guidelines. Publications Office, Luxembourg, 2012.
91. Tsuchida Y, Takahashi H, Watanabe H, Oki M, Shiozawa M, Kurabayashi T, Suzuki T. (2019) Effects of number of metal restorations and mandibular position during computed tomography imaging on accuracy of maxillofacial models. *J Prosthodont Res*, 63: 239-244.
92. Vecsei B. A CAD/CAM technológia felépítése. Semmelweis Kiadó és Multimédia Stúdió, Budapest, 2022: 1042-1047.
93. Richert R, Goujat A, Venet L, Viguie G, Viennot S, Robinson P, Farges JC, Fages M, Ducret M. (2017) Intraoral Scanner Technologies: A Review to Make a Successful Impression. *J Healthc Eng*, 2017: 8427595.

94. Lee JJ, Jeong ID, Park JY, Jeon JH, Kim JH, Kim WC. (2017) Accuracy of single-abutment digital cast obtained using intraoral and cast scanners. *J Prosthet Dent*, 117: 253-259.
95. Medina-Sotomayor P, Pascual-Moscardo A, Camps I. (2018) Relationship between resolution and accuracy of four intraoral scanners in complete-arch impressions. *J Clin Exp Dent*, 10: e361-e366.
96. Nedelcu RG, Persson AS. (2014) Scanning accuracy and precision in 4 intraoral scanners: an in vitro comparison based on 3-dimensional analysis. *J Prosthet Dent*, 112: 1461-1471.
97. Revilla-Leon M, Jiang P, Sadeghpour M, Piedra-Cascon W, Zandinejad A, Ozcan M, Krishnamurthy VR. (2020) Intraoral digital scans: Part 2-influence of ambient scanning light conditions on the mesh quality of different intraoral scanners. *J Prosthet Dent*, 124: 575-580.
98. Liu A, Joe B. (1994) Relationship between tetrahedron shape measures. *BIT Numerical Mathematics*, 34: 268-287.
99. Chen X, Liu J, Pang Y, Chen J, Chi L, Gong C. (2020) Developing a new mesh quality evaluation method based on convolutional neural network. *Engineering Applications of Computational Fluid Mechanics*, 14: 391-400.
100. Berrone S, D'Auria A. (2022) A new quality preserving polygonal mesh refinement algorithm for Polygonal Element Methods. *Finite Elements in Analysis and Design*, 207.
101. Sorgente T, Biasotti S, Manzini G, Spagnuolo M. (2021) The role of mesh quality and mesh quality indicators in the virtual element method. *Advances in Computational Mathematics*, 48.
102. Park HN, Lim YJ, Yi WJ, Han JS, Lee SP. (2018) A comparison of the accuracy of intraoral scanners using an intraoral environment simulator. *J Adv Prosthodont*, 10: 58-64.
103. Chiu A, Chen YW, Hayashi J, Sadr A. (2020) Accuracy of CAD/CAM Digital Impressions with Different Intraoral Scanner Parameters. *Sensors*, 20.
104. Besl PJ, McKay ND. (1992) A Method for Registration of 3-D Shapes. *IEEE Transactions on Pattern Analysis & Machine Intelligence*, 14: 239-256.

105. Chen Y, Medioni G. (1992) Object modelling by registration of multiple range images. *Image and Vision Computing*, 10: 145-155.
106. International Organization for Standardization: ISO 12836:2012 Dentistry - Digitizing devices for CAD/CAM systems for indirect dental restorations - Test methods for assessing accuracy. Geneva, Switzerland, 2012.
107. Park GH, Son K, Lee KB. (2019) Feasibility of using an intraoral scanner for a complete-arch digital scan. *J Prosthet Dent*, 121: 803-810.
108. Vag J, Nagy Z, Simon B, Mikolicz A, Kover E, Mennito A, Evans Z, Renne W. (2019) A novel method for complex three-dimensional evaluation of intraoral scanner accuracy. *Int J Comput Dent*, 22: 239-249.
109. Guth JF, Edelhoff D, Schweiger J, Keul C. (2016) A new method for the evaluation of the accuracy of full-arch digital impressions in vitro. *Clin Oral Investig*, 20: 1487-1494.
110. Desoutter A, Yusuf Solieman O, Subsol G, Tassery H, Cuisinier F, Fages M. (2017) Method to evaluate the noise of 3D intra-oral scanner. *PLoS One*, 12: e0182206.
111. Vag J, Renne W, Revell G, Ludlow M, Mennito A, Teich ST, Gutmacher Z. (2021) The effect of software updates on the trueness and precision of intraoral scanners. *Quintessence Int*, 52: 636-644.
112. Haddadi Y, Bahrami G, Isidor F. (2018) Effect of Software Version on the Accuracy of an Intraoral Scanning Device. *Int J Prosthodont*, 31: 375-376.
113. Ender A, Mehl A. (2013) Influence of scanning strategies on the accuracy of digital intraoral scanning systems. *Int J Comput Dent*, 16: 11-21.
114. Kim J-E, Amelya A, Shin Y, Shim J-S. (2017) Accuracy of intraoral digital impressions using an artificial landmark. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 117: 755-761.
115. Iturrate M, Eguiraun H, Etxaniz O, Solaberrieta E. (2019) Accuracy analysis of complete-arch digital scans in edentulous arches when using an auxiliary geometric device. *J Prosthet Dent*, 121: 447-454.
116. Pan Y, Tsoi JKH, Lam WY, Zhao K, Pow EH. (2021) Improving intraoral implant scanning with a novel auxiliary device: An in-vitro study. *Clin Oral Implants Res*, 32: 1466-1473.



117. Mizumoto RM, Yilmaz B, McGlumphy EA, Jr., Seidt J, Johnston WM. (2020) Accuracy of different digital scanning techniques and scan bodies for complete-arch implant-supported prostheses. *J Prosthet Dent*, 123: 96-104.
118. Fang JH, An X, Jeong SM, Choi BH. (2018) Digital intraoral scanning technique for edentulous jaws. *J Prosthet Dent*, 119: 733-735.
119. Papaspyridakos P, Chen YW, Gonzalez-Gusmao I, Att W. (2019) Complete digital workflow in prosthesis prototype fabrication for complete-arch implant rehabilitation: A technique. *J Prosthet Dent*, 122: 189-192.
120. Arakida T, Kanazawa M, Iwaki M, Suzuki T, Minakuchi S. (2018) Evaluating the influence of ambient light on scanning trueness, precision, and time of intra oral scanner. *J Prosthodont Res*, 62: 324-329.
121. Revilla-Leon M, Subramanian SG, Ozcan M, Krishnamurthy VR. (2020) Clinical Study of the Influence of Ambient Lighting Conditions on the Mesh Quality of an Intraoral Scanner. *J Prosthodont*, 29: 651-655.
122. Revilla-Leon M, Jiang P, Sadeghpour M, Piedra-Cascon W, Zandinejad A, Ozcan M, Krishnamurthy VR. (2020) Intraoral digital scans-Part 1: Influence of ambient scanning light conditions on the accuracy (trueness and precision) of different intraoral scanners. *J Prosthet Dent*, 124: 372-378.
123. Stefanelli LV, Franchina A, Pranno A, Pellegrino G, Ferri A, Pranno N, Di Carlo S, De Angelis F. (2021) Use of Intraoral Scanners for Full Dental Arches: Could Different Strategies or Overlapping Software Affect Accuracy? *Int J Environ Res Public Health*, 18.
124. Diker B, Tak O. (2021) Accuracy of Digital Impressions Obtained Using Six Intraoral Scanners in Partially Edentulous Dentitions and the Effect of Scanning Sequence. *Int J Prosthodont*, 34: 101-108.
125. Gavounelis NA, Gogola CC, Halazonetis DJ. (2022) The Effect of Scanning Strategy on Intraoral Scanner's Accuracy. *Dent J (Basel)*, 10.
126. Medina-Sotomayor P, Pascual-Moscardo A, Camps I. (2018) Accuracy of four digital scanners according to scanning strategy in complete-arch impressions. *PLoS One*, 13: e0202916.
127. Diker B, Tak O. (2020) Comparing the accuracy of six intraoral scanners on prepared teeth and effect of scanning sequence. *J Adv Prosthodont*, 12: 299-306.

128. Latham J, Ludlow M, Mennito A, Kelly A, Evans Z, Renne W. (2020) Effect of scan pattern on complete-arch scans with 4 digital scanners. *J Prosthet Dent*, 123: 85-95.
129. Wu MT, Tang SX, Peng LY, Chen DP, Su YC, Wang X. (2021) Effect of digital intraoral full-arch scan strategies on scan time and accuracy on conditions of intraoral head-simulator. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi*, 56: 1092-1097.
130. An H, Langas EE, Gill AS. (2022) Effect of scanning speed, scanning pattern, and tip size on the accuracy of intraoral digital scans. *J Prosthet Dent*, 22: 322-326.
131. Kurz M, Attin T, Mehl A. (2015) Influence of material surface on the scanning error of a powder-free 3D measuring system. *Clin Oral Investig*, 19: 2035-2043.
132. Rotar RN, Faur AB, Pop D, Jivanescu A. (2022) Scanning Distance Influence on the Intraoral Scanning Accuracy-An In Vitro Study. *Materials (Basel)*, 15.
133. Kim MK, Kim JM, Lee YM, Lim YJ, Lee SP. (2019) The effect of scanning distance on the accuracy of intra-oral scanners used in dentistry. *Clin Anat*, 32: 430-438.
134. Li J, Chen Z, Wang M, Wang HL, Yu H. (2019) Dynamic changes of peri-implant soft tissue after interim restoration removal during a digital intraoral scan. *J Prosthet Dent*, 122: 288-294.
135. Xiong J, Sun W, Huang B, Ji W, Shi B. (2022) Effect of the implant-supported provisional restoration on the accuracy of digital peri-implant mucosa replication-A clinical study. *Clin Oral Implants Res*, 33: 598-606.
136. Motel C, Kirchner E, Adler W, Wichmann M, Matta RE. (2020) Impact of Different Scan Bodies and Scan Strategies on the Accuracy of Digital Implant Impressions Assessed with an Intraoral Scanner: An In Vitro Study. *J Prosthodont*, 29: 309-314.
137. Passos L, Meiga S, Brigagão V, Neumann M, Street A. (2022) Digital impressions' accuracy through "cut-out-rescan" and "data exchange by over scanning" techniques in complete arches of two intraoral scanners and CAD/CAM software. *Journal of Prosthodontic Research*, 66: 509-513.
138. Gomez-Polo M, Piedra-Cascon W, Methani MM, Quesada-Olmo N, Farjas-Abadia M, Revilla-Leon M. (2021) Influence of rescanning mesh holes and

- stitching procedures on the complete-arch scanning accuracy of an intraoral scanner: An in vitro study. *J Dent*, 110: 103690.
139. Olague G. (2002) Automated Photogrammetric Network Design Using Genetic Algorithms. *Photogrammetric Engineering and Remote Sensing*, 68: 423-432.
  140. Liu WC, Huang WC. (2016) Close range digital photogrammetry applied to topography and landslide measurements. *Int. Arch. Photogramm. Remote Sens. Spatial Inf. Sci.*, XLI-B5: 875-880.
  141. Mason S. (1995) Expert system-based design of close-range photogrammetric networks. *ISPRS Journal of Photogrammetry and Remote Sensing*, 50: 13-24.
  142. Yang Z-Q, Deng F, Hu X-L, Wen Y-X, Ji P, Wu X-M. (2019) The Effect of the Scanning Number on Accuracy of Digital Impression. *Dental Res. Manag.*, 3: 38-41.
  143. Waldecker M, Rues S, Awounvo Awounvo JS, Rammelsberg P, Bomicke W. (2022) In vitro accuracy of digital and conventional impressions in the partially edentulous maxilla. *Clin Oral Investig*, 26: 6491-6502.
  144. Jeong ID, Lee JJ, Jeon JH, Kim JH, Kim HY, Kim WC. (2016) Accuracy of complete-arch model using an intraoral video scanner: An in vitro study. *J Prosthet Dent*, 115: 755-759.
  145. Ender A, Mehl A. (2015) In-vitro evaluation of the accuracy of conventional and digital methods of obtaining full-arch dental impressions. *Quintessence Int*, 46: 9-17.
  146. Ender A, Mehl A. (2011) Full arch scans: conventional versus digital impressions-an in-vitro study. *Int J Comput Dent*, 14: 11-21.
  147. Su TS, Sun J. (2015) Comparison of repeatability between intraoral digital scanner and extraoral digital scanner: An in-vitro study. *J Prosthodont Res*, 59: 236-242.
  148. Patzelt SB, Emmanouilidi A, Stampf S, Strub JR, Att W. (2014) Accuracy of full-arch scans using intraoral scanners. *Clin Oral Investig*, 18: 1687-1694.
  149. Mangano FG, Veronesi G, Hauschild U, Mijiritsky E, Mangano C. (2016) Trueness and Precision of Four Intraoral Scanners in Oral Implantology: A Comparative in Vitro Study. *PLoS One*, 11: e0163107.

150. Wismeijer D, Joda T, Flugge T, Fokas G, Tahmaseb A, Bechelli D, Bohner L, Bornstein M, Burgoyne A, Caram S, Carmichael R, Chen CY, Coucke W, Derksen W, Donos N, El Kholly K, Evans C, Fehmer V, Fickl S, Fragola G, Gimenez Gonzales B, Gholami H, Hashim D, Hui Y, Kokat A, Vazouras K, Kuhl S, Lanis A, Leesungbok R, van der Meer J, Liu Z, Sato T, De Souza A, Scarfe WC, Tosta M, van Zyl P, Vach K, Vaughn V, Vucetic M, Wang P, Wen B, Wu V. (2018) Group 5 ITI Consensus Report: Digital technologies. *Clin Oral Implants Res*, 29 Suppl 16: 436-442.
151. Chen Y, Zhai Z, Watanabe S, Nakano T, Ishigaki S. (2022) Understanding the effect of scan spans on the accuracy of intraoral and desktop scanners. *J Dent*, 124: 104220.
152. Lim JH, Park JM, Kim M, Heo SJ, Myung JY. (2018) Comparison of digital intraoral scanner reproducibility and image trueness considering repetitive experience. *J Prosthet Dent*, 119: 225-232.
153. Kamimura E, Tanaka S, Takaba M, Tachi K, Baba K. (2017) In vivo evaluation of inter-operator reproducibility of digital dental and conventional impression techniques. *PLoS One*, 12: e0179188.
154. Roth I, Czigola A, Joos-Kovacs GL, Dalos M, Hermann P, Borbely J. (2020) Learning curve of digital intraoral scanning - an in vivo study. *BMC Oral Health*, 20: 287.
155. Resende CCD, Barbosa TAQ, Moura GF, Tavares LDN, Rizzante FAP, George FM, Neves FDD, Mendonca G. (2021) Influence of operator experience, scanner type, and scan size on 3D scans. *J Prosthet Dent*, 125: 294-299.
156. Ahmed KE, Wang T, Li KY, Luk WK, Burrow MF. (2019) Performance and perception of dental students using three intraoral CAD/CAM scanners for full-arch scanning. *J Prosthodont Res*, 63: 167-172.
157. Radeke J, Vogel AB, Schmidt F, Kilic F, Repky S, Beyersmann J, Lapatki BG. (2022) Trueness of full-arch IO scans estimated based on 3D translational and rotational deviations of single teeth-an in vitro study. *Clin Oral Investig*, 26: 3273-3286.

158. Park JM. (2016) Comparative analysis on reproducibility among 5 intraoral scanners: sectional analysis according to restoration type and preparation outline form. *J Adv Prosthodont*, 8: 354-362.
159. Zimmermann M, Ender A, Mehl A. (2020) Local accuracy of actual intraoral scanning systems for single-tooth preparations in vitro. *J Am Dent Assoc*, 151: 127-135.
160. Park JM, Kim RJ, Lee KW. (2020) Comparative reproducibility analysis of 6 intraoral scanners used on complex intracoronar preparations. *J Prosthet Dent*, 123: 113-120.
161. Amornvit P, Rokaya D, Peampring C, Sanohkan S. (2021) Confocal 3D optical intraoral scanners and comparison of image capturing accuracy. *Comput. Mater. Contin*, 66: 303-314.
162. Hayama H, Fueki K, Wadachi J, Wakabayashi N. (2018) Trueness and precision of digital impressions obtained using an intraoral scanner with different head size in the partially edentulous mandible. *J Prosthodont Res*, 62: 347-352.
163. Palágyi K. (2011) Képfeldolgozás haladóknak.
164. Chen Y, Medioni G. (1991) Object modeling by registration of multiple range images. *Proceedings Ieee International Conference on Robotics Automation*: 2724-2729.
165. Vecsei B, Joos-Kovacs G, Borbely J, Hermann P. (2017) Comparison of the accuracy of direct and indirect three-dimensional digitizing processes for CAD/CAM systems - An in vitro study. *J Prosthodont Res*, 61: 177-184.
166. Lee J-H, Yun J-H, Han J-S, Yeo I-S, Yoon H-I. (2019) Repeatability of Intraoral Scanners for Complete Arch Scan of Partially Edentulous Dentitions: An In Vitro Study. *Journal of Clinical Medicine*, 8: 1187.
167. Waldecker M, Bömicke W, Behnisch R, Rammelsberg P, Rues S. (2022) In-vitro accuracy of complete arch scans of the fully dentate and the partially edentulous maxilla. *Journal of Prosthodontic Research*, 66: 538-545.
168. Schlenz MA, Schubert V, Schmidt A, Wostmann B, Ruf S, Klaus K. (2020) Digital versus Conventional Impression Taking Focusing on Interdental Areas: A Clinical Trial. *Int J Environ Res Public Health*, 17: 4725.

169. Son K, Lee KB. (2020) Effect of Tooth Types on the Accuracy of Dental 3D Scanners: An In Vitro Study. *Materials (Basel)*, 13: 1744.
170. Huang MY, Son K, Lee KB. (2021) Effect of distance between the abutment and the adjacent teeth on intraoral scanning: An in vitro study. *J Prosthet Dent*, 125: 911-917.
171. Son S-A, Kim J-H, Seo D-G, Park J-K. (2022) Influence of different inlay configurations and distance from the adjacent tooth on the accuracy of an intraoral scan. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 128: 680-687.
172. Kim JH, Son SA, Lee H, Yoo YJ, Hong SJ, Park JK. (2022) Influence of adjacent teeth on the accuracy of intraoral scanning systems for class II inlay preparation. *J Esthet Restor Dent*, 34: 826-832.
173. Jin-Young Kim R, Benic GI, Park JM. (2021) Trueness of intraoral scanners in digitizing specific locations at the margin and intaglio surfaces of intracoronal preparations. *J Prosthet Dent*, 126: 779-786.
174. Carbajal Mejia JB, Wakabayashi K, Nakamura T, Yatani H. (2017) Influence of abutment tooth geometry on the accuracy of conventional and digital methods of obtaining dental impressions. *J Prosthet Dent*, 118: 392-399.
175. 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: 543-550 e541.
176. Renne W, Wolf B, Kessler R, McPherson K, Mennito AS. (2015) Evaluation of the Marginal Fit of CAD/CAM Crowns Fabricated Using Two Different Chairside CAD/CAM Systems on Preparations of Varying Quality. *J Esthet Restor Dent*, 27: 194-202.
177. Revilla-Leon M, Fogarty R, Barrington JJ, Zandinejad A, Ozcan M. (2020) Influence of scan body design and digital implant analogs on implant replica position in additively manufactured casts. *J Prosthet Dent*, 124: 202-210.
178. Yu B, Ahn JS, Lee YK. (2009) Measurement of translucency of tooth enamel and dentin. *Acta Odontol Scand*, 67: 57-64.

179. Li H, Lyu P, Wang Y, Sun Y. (2017) Influence of object translucency on the scanning accuracy of a powder-free intraoral scanner: A laboratory study. *J Prosthet Dent*, 117: 93-101.
180. Dutton E, Ludlow M, Mennito A, Kelly A, Evans Z, Culp A, Kessler R, Renne W. (2020) The effect different substrates have on the trueness and precision of eight different intraoral scanners. *J Esthet Restor Dent*, 32: 204-218.
181. Bocklet C, Renne W, Mennito A, Bacro T, Latham J, Evans Z, Ludlow M, Kelly A, Nash J. (2019) Effect of scan substrates on accuracy of 7 intraoral digital impression systems using human maxilla model. *Orthod Craniofac Res*, 22 Suppl 1: 168-174.
182. 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: 97.
183. Lim JH, Mangal U, Nam NE, Choi SH, Shim JS, Kim JE. (2021) A Comparison of Accuracy of Different Dental Restorative Materials between Intraoral Scanning and Conventional Impression-Taking: An In Vitro Study. *Materials (Basel)*, 14: 2060.
184. Roth I, Czigola A, Feher D, Vitai V, Joos-Kovacs GL, Hermann P, Borbely J, Vecsei B. (2022) Digital intraoral scanner devices: a validation study based on common evaluation criteria. *BMC Oral Health*, 22: 140.
185. Kaán M, Fekete K, Fejrdy P, Tóth Z, Kaán b. (2004) A Comparative Study Of Impression Taking Procedures In Dentistry.
186. Franco EB, da Cunha LF, Herrera FS, Benetti AR. (2011) Accuracy of Single-Step versus 2-Step Double-Mix Impression Technique. *ISRN Dent*, 2011: 341546.
187. Ender A, Mehl A. (2013) Accuracy of complete-arch dental impressions: A new method of measuring trueness and precision. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 109: 121-128.
188. Guth JF, Runkel C, Beuer F, Stimmelmayer M, Edelhoff D, Keul C. (2017) Accuracy of five intraoral scanners compared to indirect digitalization. *Clin Oral Investig*, 21: 1445-1455.

189. Kim RJ, Benic GI, Park JM. (2019) Trueness of digital intraoral impression in reproducing multiple implant position. *PLoS One*, 14: e0222070.
190. Muller P, Ender A, Joda T, Katsoulis J. (2016) Impact of digital intraoral scan strategies on the impression accuracy using the TRIOS Pod scanner. *Quintessence Int*, 47: 343-349.
191. Schepke U, Meijer HJ, Kerdijk W, Cune MS. (2015) Digital versus analog complete-arch impressions for single-unit premolar implant crowns: Operating time and patient preference. *J Prosthet Dent*, 114: 403-406 e401.
192. Nedelcu R, Olsson P, Nystrom I, Ryden J, Thor A. (2018) Accuracy and precision of 3 intraoral scanners and accuracy of conventional impressions: A novel in vivo analysis method. *J Dent*, 69: 110-118.
193. Abduo J. (2019) Accuracy of casts produced from conventional and digital workflows: A qualitative and quantitative analyses. *J Adv Prosthodont*, 11: 138-146.
194. 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: 1201-1208.
195. Thanasrisuebwong P, Kulchotirat T, Anunmana C. (2021) Effects of inter-implant distance on the accuracy of intraoral scanner: An in vitro study. *J Adv Prosthodont*, 13: 107-116.
196. Lyu M, Di P, Lin Y, Jiang X. (2022) Accuracy of impressions for multiple implants: A comparative study of digital and conventional techniques. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 128: 1017-1023.
197. Bohner LOL, Canto GDL, Marció BS, Laganá DC, Sesma N, Neto PT. (2017) Computer-aided analysis of digital dental impressions obtained from intraoral and extraoral scanners. *The Journal of prosthetic dentistry*, 118: 617-623.
198. Emará A, Sharma N, Halbeisen FS, Msallem B, Thieringer FM. (2020) Comparative Evaluation of Digitization of Diagnostic Dental Cast (Plaster) Models Using Different Scanning Technologies. *Dent J (Basel)*, 8.
199. Kwon M, Cho Y, Kim DW, Kim M, Kim YJ, Chang M. (2021) Full-arch accuracy of five intraoral scanners: In vivo analysis of trueness and precision. *Korean J Orthod*, 51: 95-104.



200. Zhang F, Suh KJ, Lee KM. (2016) Validity of Intraoral Scans Compared with Plaster Models: An In-Vivo Comparison of Dental Measurements and 3D Surface Analysis. *PLoS One*, 11: e0157713.
201. Wesemann C, Kienbaum H, Thun M, Spies BC, Beuer F, Bumann A. (2021) Does ambient light affect the accuracy and scanning time of intraoral scans? *J Prosthet Dent*, 125: 924-931.
202. Treesh JC, Liacouras PC, Taft RM, Brooks DI, Raiciulescu S, Ellert DO, Grant GT, Ye L. (2018) Complete-arch accuracy of intraoral scanners. *J Prosthet Dent*, 120: 382-388.
203. Michelinakis G, Apostolakis D, Tsagarakis A, Kourakis G, Pavlakis E. (2020) A comparison of accuracy of 3 intraoral scanners: A single-blinded in vitro study. *J Prosthet Dent*, 124: 581-588.
204. van der Meer WJ, Andriessen FS, Wismeijer D, Ren Y. (2012) Application of intra-oral dental scanners in the digital workflow of implantology. *PLoS One*, 7: e43312.
205. Mennito AS, Evans ZP, Nash J, Bocklet C, Lauer Kelly A, Bacro T, Cayouette M, Ludlow M, Renne WG. (2019) Evaluation of the trueness and precision of complete arch digital impressions on a human maxilla using seven different intraoral digital impression systems and a laboratory scanner. *J Esthet Restor Dent*, 31: 369-377.
206. Emir F, Ayyildiz S. (2019) Evaluation of the trueness and precision of eight extraoral laboratory scanners with a complete-arch model: a three-dimensional analysis. *J Prosthodont Res*, 63: 434-439.
207. 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. *J Prosthodont Res*, 61: 363-370.
208. Medina-Sotomayor P, Pascual-Moscardo A, Camps AI. (2019) Accuracy of 4 digital scanning systems on prepared teeth digitally isolated from a complete dental arch. *J Prosthet Dent*, 121: 811-820.
209. Schlenz MA, Stillersfeld JM, Wöstmann B, Schmidt A. (2022) Update on the accuracy of conventional and digital full-arch impressions of partially edentulous

- and fully dentate jaws in young and elderly subjects: a clinical trial. *Journal of Clinical Medicine*, 11: 3723.
210. Cortes ARG, Agius A-M, No-Cortes J. (2022) Factors Affecting Trueness of Intraoral Scans: An Update. *Applied Sciences*, 12.
  211. Kernen F, Schlager S, Seidel Alvarez V, Mehrhof J, Vach K, Kohal R, Nelson K, Flugge T. (2022) Accuracy of intraoral scans: An in vivo study of different scanning devices. *J Prosthet Dent*, 128: 1303-1309.
  212. Son K, Jin M-U, Lee K-B. (2023) Feasibility of using an intraoral scanner for a complete arch digital scan, part 2: A comparison of scan strategies. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 129: 341-349.
  213. Mehl A, Reich S, Beuer F, Guth JF. (2021) Accuracy, trueness, and precision - a guideline for the evaluation of these basic values in digital dentistry. *Int J Comput Dent*, 24: 341-352.
  214. Lee JH, Yun JH, Han JS, Yeo IL, Yoon HI. (2019) Repeatability of Intraoral Scanners for Complete Arch Scan of Partially Edentulous Dentitions: An In Vitro Study. *J Clin Med*, 8: 1187.
  215. Ren S, Morton D, Lin W-S. (2020) Accuracy of virtual interocclusal records for partially edentulous patients. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 123: 860-865.
  216. Diker B, Tak Ö. (2022) Accuracy of six intraoral scanners for scanning complete-arch and 4-unit fixed partial dentures: An in vitro study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 128: 187-194.

## 10. Saját publikációk jegyzéke

### 10.1. A disszertáció alapjául szolgáló közlemények

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

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

**Vecsei B**, Czigola A, Róth I, Hermann P, Borbély J: Digital Impression Systems, CAD/CAM, and STL file In: Kinariwala, Niraj; Samaranayake, Lakshman (szerk.) *Guided Endodontics Cham, Svájc: Springer International Publishing (2021)* 218 p. pp. 27-63., 37 p.

Róth I, Czigola A, Fehér D, Vitai V, Joós-Kovács G, Hermann P, Borbély J, **Vecsei B**: Digital intraoral scanner devices: a validation study based on common evaluation criteria *BMC ORAL HEALTH* 22: 1 Paper: 140, 17 p. (2022) **IF: 3,747**

**Vecsei B**: A CAD/CAM technológia felépítése In: Hermann P; Kispélyi B (szerk.) *Fogpótlástan 1-2 Budapest, Magyarország: Semmelweis Kiadó és Multimédia Stúdió (2022)* pp. 1042-1047., 6 p.

### 10.2. A disszertációtól független közlemények

Jász B, Jász M, Körmendi S, Joós-Kovács G, **Vecsei B**, Hermann P, Borbély J: Ex vivo digital comparison of four impression techniques using an industrial laser scanner *Stoma Edu J*, 9 : 1 pp. 21-26. , 6 p. (2022)

Róth I; Joós-Kovács GL; Vitai V; **Vecsei B**: A CAD/CAM technológia fogászati története In: Hermann P; Kispélyi B (szerk.) *Fogpótlástan 1-2 Budapest, Magyarország: Semmelweis Kiadó és Multimédia Stúdió (2022)* pp. 1039-1041., 3 p.

**Vecsei B**: Digitális technológia alapfogalmai In: Hermann, P; Kispélyi, B (szerk.) *Fogpótlástan 1-2 Budapest, Magyarország: Semmelweis Kiadó és Multimédia Stúdió (2022)* pp. 1037-1039., 2 p.

**Vecsei, B:** Röntgendiagnosztika In: Hermann P, Kispélyi B, (szerk.) Fogpótlástan 1-2 Budapest, Magyarország: Semmelweis Kiadó és Multimédia Stúdió (2022) pp. 67-75., 9 p.

Körmendi Sz, **Vecsei B**, Ambrus Sz, Orhan K, Dobo-Nagy Cs: Evaluation of the effect of vitamin D3 on mandibular condyles in an ovariectomized mouse model: a micro-CT study BMC ORAL HEALTH 21: 1 Paper: 627, 7 p. (2021) **IF: 3,747**

Czigola A, Borbély J, **Vecsei B**, Joós-Kovács GL, Vitai V, Róth I, Fehér D, Módos D, Hermann P: Weboldal a Magyarországon elérhető intraorális szkennerek összehasonlítására Magyar Fogorvos: 29: 2 pp. 76-84., 9 p. (2020)

Körmendi Sz, **Vecsei B**, Orhan K, Dobó-Nagy Cs: Micro-CT in Osteoporosis Research In: Orhan, K. (szerk.) Micro-computed Tomography (micro-CT) in Medicine and Engineering Cham (Németország), Németország: Springer (2020) pp. 87-107., 21 p.

Borbély J, Dóró M, Joós-Kovács GL, **Vecsei B**, Hermann P: Okoslenyomat – a szájképletek digitális másolata: Miért jó, ha digitális? Magyar Fogorvos 25: 6 pp. 274-281., 8 p. (2016)

Borbély J, Dóró M, Joós-Kovács G, **Vecsei B**, Hermann P: Okoslenyomat – a szájképletek digitális másolata Magyar Fogorvos: 25: 5 pp. 222-229., 8 p. (2016)

Blazsek J, Dobó-Nagy Cs, Blazsek I, Varga R, **Vecsei B**, Fejérdy P, Varga G: Aminobisphosphonate stimulates bone regeneration and enforces consolidation of titanium implant into a new rat caudal vertebrae model in Pathology and Oncology Research 15: 4 pp. 567-577., 11 p. (2009) **IF: 1,152**

## 11. Köszönetnyilvánítás

Szeretném megköszönni témavezetőimnek, Prof. Dr. Hermann Péter rektorhelyettes úrnak és Dr. Borbély Judit docens asszonynak, hogy a tudományos munkám során folyamatos ösztönzést, támogatást és útmutatást nyújtottak.

Köszönettel tartozom Prof. Dr. Dobó Nagy Csaba dékánhelyettes úrnak, aki elindított a tudományos pálya útján, Prof. Dr. Varga Gábornak, aki szüntelenül bátorított a dolgozat elkészítésére.

Hálával tartozom Prof. Dr. Fejérdy Pál tanár úrnak és Gál Péter igazgatóhelyettes úrnak, hogy mindig atyai jósággal és szeretettel segítettek klinikai munkámat és figyelemmel kísérték, valamint támogatták pályafutásomat és magánéletemet is.

Köszönettel tartozom kutató társaimnak, Dr. Körmendi Szandrának, Dr. Róth Yvettnek és Dr. Joós-Kovács Gellértnek és bízom a további gyümölcsöző együttműködésben.

Köszönöm Dr. Déri Tamás és Dr. König János szobatársaimnak a mindennapi jókedvet.

Szeretnék köszönetet mondani szüleimnek, hogy ide juthattam és végig bíztak bennem.

Végül, de nem utolsósorban, családomnak, feleségemnek Franciskának és gyermekeimnek, Kristófnak, Rózának és Teréznek szeretném hálával megköszönni, hogy elviselték a dolgozat megírásához szükséges idő és energia elemésztődését.