

Semmelweis Egyetem  
Fogorvostudományi Kar  
Fogpótlástani Klinika

Bognár Eszter, Lehoczkiné Forgács Lili

**Hőmérséklet-változás hatásának vizsgálata CEREC  
intraorális szkennerek által rögzített digitális lenyomatok  
pontosságára**

Szakedolgozat



Témavezető:

Dr. Joós-Kovács Gellért Ph.D., egyetemi adjunktus

Semmelweis Egyetem, Fogorvostudományi Kar

Fogpótlástani Klinika

Budapest

2024

# Tartalomjegyzék

<b>1</b>	<b>Bevezetés.....</b>	<b>4</b>
1.1	CEREC Primescan a digitális világban .....	4
1.1.1	Digitális eszközök alkalmazása a fogorvostudományban .....	4
1.1.2	CEREC Primescan chairside rendszer munkafolyamatának eszközei .....	5
1.1.3	CEREC Primescan felhasználási területei .....	7
1.1.4	CEREC intraorális szkennerek fejlődése .....	8
1.1.5	A CEREC Primescan felszínleképezési elve: trianguláció.....	11
1.2	Az intraorális szkennerek pontossága.....	12
1.2.1	Az intraorális szkennerek pontosságát befolyásoló tényezők .....	13
1.2.1.1	Porbevonat használatának hatása az intraorális szkennerek pontosságára .....	13
1.2.1.2	Intraorális szkennerek pontossága a leképezett felszín anyagának vonatkozásában.....	13
1.2.1.3	Intraorális szkennerek pontossága a környezeti fényviszonyok függvényében.....	15
1.2.1.4	A szkennelést végző személy gyakorlottságának hatása a digitális lenyomat pontosságára .....	16
1.2.2	A fémek hőtágulása és a CEREC Primescan optikai tulajdonságai közötti összefüggés.....	17
1.2.2.1	A hőmérsékletváltozás hatása a pontosságra.....	19
1.3	3D nyomtatás és a 3D nyomtatott minták szerepe a pontosság mérésére irányuló vizsgálatokban .....	20
1.3.1	3D nyomtatott minták előállítás.....	20
1.3.2	3D nyomtatott minták tárolása, formatartóssága .....	20
1.4	Az intraorális szkennerek pontosságának meghatározásához használt referencia szkennerek .....	21
1.5	Hőkamerák alkalmazása a klinikumban és a tudományos vizsgálatokban.....	22
1.5.1	FLIR rendszerek .....	22
1.5.1.1	FLIR TG267 hőkamera .....	23

1.5.1.2	A hőkamera tulajdonságai .....	24
1.6	A Munkacsoport intraorális szkennerekkel korábban végzett vizsgálatai.....	25
<b>2</b>	<b>Célkitűzés .....</b>	<b>29</b>
2.1	Kérdésfelvetések.....	29
2.2	Nullhipotézis.....	29
<b>3</b>	<b>Anyag és módszer .....</b>	<b>30</b>
3.1	Minta.....	30
3.1.1	3D nyomtatott minta anyaga .....	30
3.1.2	3D nyomtatott minta tárolása, formátartóssága .....	31
3.2	Referencia szkennerek.....	31
3.3	Hőkamera.....	33
3.4	CEREC Primescan tárolása, szkennelés alacsony és magas hőmérsékleten .....	34
3.4.1	A vizsgálat során mért hőmérsékleti értékek rögzítése .....	38
3.5	Pontosság-mérések.....	39
3.6	Statisztika.....	40
3.6.1	Valódiság értékek leíró statisztikája .....	40
3.6.1.1	Alacsony és magas hőmérséklet összevetése .....	40
3.6.2	Precizitás értékek leíró statisztikája.....	40
<b>4</b>	<b>Eredmények .....</b>	<b>41</b>
4.1	Alacsony hőmérsékleten végzett szkennelések eredményei.....	41
4.1.1	Alacsony hőmérsékleten történő szkennelés valódiság eredményei .....	43
4.1.1.1	RMS.....	43
4.1.1.2	Standard Deviáció.....	43
4.1.2	Alacsony hőmérsékleten történő szkennelés precizitás eredményei .....	44
4.2	Magas hőmérsékleten végzett szkennelések eredményei .....	45
4.2.1	Magas hőmérsékleten történő szkennelés valódiság eredményei.....	47
4.2.1.1	RMS.....	47

4.2.1.2	Standard Deviáció.....	47
4.2.2	Magas hőmérsékleten történő szkennelés precizitás eredményei.....	48
4.3	Alacsony és magas hőmérséklet összevetése .....	49
4.3.1	Valódiság eredmények .....	49
4.3.1.1	RMS.....	49
4.3.1.2	Standard Deviáció.....	50
4.3.2	Precizitás eredmények .....	51
<b>5</b>	<b>Következtetések .....</b>	<b>53</b>
5.1	Valódiság .....	53
5.2	Precizitás.....	53
5.3	A különböző hőmérsékletekhez tartozó pontosságok összegzése .....	53
<b>6</b>	<b>Megbeszélés .....</b>	<b>55</b>
6.1	A digitális technológia jelenlegi korlátai .....	57
<b>7</b>	<b>Saját munkáink.....</b>	<b>58</b>
<b>8</b>	<b>Köszönetnyilvánítás.....</b>	<b>60</b>
<b>9</b>	<b>Rövidítések jegyzéke .....</b>	<b>61</b>
<b>10</b>	<b>Irodalomjegyzék .....</b>	<b>62</b>
<b>11</b>	<b>Ábrajegyzék .....</b>	<b>72</b>
<b>12</b>	<b>Táblázatjegyzék .....</b>	<b>74</b>

## **1 Bevezetés**

### **1.1 CEREC Primescan a digitális világban**

#### **1.1.1 Digitális eszközök alkalmazása a fogorvostudományban**

Az 1980-as évek közepén került bevezetésre a CEREC (Chairside Economical Restoration of Esthetic Ceramics – Székmelletti Gazdaságos Helyreállítás Esztétikus Kerámiával), mint az első chairside (székmelletti) rendszer, azóta a technológia egyre nagyobb népszerűségnek örvend. Az elmúlt jó néhány évben a rendelkezésre álló intraorális szkennerek száma jelentősen megnőtt, melynek egyik fő oka, hogy az eszközök egyre jobbak, kisebbek és gyorsabbak lettek, és ezzel párhuzamosan a gyártók törekedtek a felhasználóbarát tervezőszoftverek kifejlesztésére. Számos munkafolyamatot automatizáltak, és ma már nagyon sokféle anyag áll rendelkezésre (például a hibridkerámia, lítium-diszilikát tömbök), melyek a digitális fogászatban felhasználhatóak. Ezek az előrelépések a protetika, az implantológia és a fogszabályozás területén a chairside rendszerek indikációs körének gyors növekedését eredményezték. Ezzel együtt a digitálisan tervezett fogpótlások illeszkedése folyamatosan javul a marógépek fejlődésének és az additív technológia, a 3D (three-dimensional – háromdimenziós) nyomtatók megjelenésének köszönhetően. [1]

Több tanulmányt végeztek már azzal kapcsolatban, hogy a digitális intraorális szkennerek hogyan teljesítenek a hagyományos lenyomatvételi technikákhoz képest, illetve a páciensélmény szempontjából. Az eredmények azt mutatják, hogy a digitális lenyomatvétel, azzal együtt, hogy kevesebb időt vett igénybe, hasonlóan megbízható protetikai eredményt tud biztosítani, mint a hagyományos munkafolyamat, kiegészítve azzal, hogy javíthatja a páciensélményt, már abból az okból kifolyólag is, hogy rövidebb idő alatt elvégezhető. [2]

A szék melletti munkafolyamatok során a digitális lenyomatvétel digitális tervezést von maga után, amely lehetőséget ad a fogorvos számára, hogy saját maga tervezze meg a készülő fogpótlást, amelyet később a beteg szájában rögzíteni fog. Ezen kívül óriási előny az is, hogy a páciensek számára könnyedén szemléltethető a várható eredmény, amely a betegekkel való kommunikációban és motiválásukban nagy segítséget jelenthet.

A Semmelweis Egyetem Fogpótlástani Klinikán végzett korábbi vizsgálatok eredményei alapján elmondható, hogy az intraorális szkennerek (CEREC Primescan,

3Shape Trios 4) használata relatíve rövid idő alatt elsajátítható, ami megkönnyíti a digitális fogászat elterjedését a fogászati mindennapi gyakorlatban. [3]

### **1.1.2 CEREC Primescan chairside rendszer munkafolyamatának eszközei**

Valamennyi CAD/CAM rendszer (Computer Aided Design / Computer Aided Manufacturing – Számítógéppel vezérelt tervezés / Számítógéppel vezérelt gyártás) három fő építőelemből áll (1.ábra). Az első egy optikai szkennert, amely adatok gyűjtésére szolgál, a szájképleteket, előkészített fogakat, esetünkben egy fogászati modellt digitalizál. A második elem a CAD, amely az adatokat vizuálisan megjeleníti, majd ezáltal lehetővé teszi a fogpótlás virtuális megtervezését. A tervezési fázist követően a CAM modul irányába történő információküldés alapján, az a fogpótlás előállítását, marását végzi az előre kiválasztott, megfelelő anyagú és színű tömbből. [4] [25]



1. ábra: CEREC Primescan rendszer részei [5]

A Primescan jelentősége, hogy mind szék melletti rendszerként, mind pedig laboratóriumban (Connect Software) egyaránt megfelelően használható. Werner H. Mörmann, a Zürichi Egyetem professzor emeritusának vizsgálatai azt mutatták ki, hogy a gondos tervezés elengedhetetlen a chairside rendszer fogorvosi rendelőkbe történő integrálásához. Továbbá előrevetítette, hogy a CEREC koncepció a fogászat jelentős

résztévé válhat, hiszen gyorsabb gyártást tesz lehetővé, mivel kizárható az „ideiglenes” fázis [6], hiszen a CEREC Primescan intraorális szkennelrel vett digitális lenyomatok esetén közvetlenül a virtuális modellre is elkészülhet CAD/CAM technológiával a végleges fogpótlás.

A CEREC Primescan 5.2.4 (2022) szoftververzió a székmelletti rendszer szoftvere, ennek használatakor a fogpótlás készítését teljes mértékben a fogorvos végzi, így lehetőség van arra, hogy az intraorális lenyomatvétel, a pótlás tervezése, majd a marás, illetve az utómunkálatok folyamatát követően a fogpótlás azonnal szájba, rögzítésre kerülhessen. Már a CEREC III is rendelkezett biogenerikus tervezési móddal, mely alapján amennyiben van antagonista fog, alkalmazható a „Virtual grinding”, vagyis virtuális csiszolás funkció, illetve felkínál egy „automatikus korona elrendezést” is. [7]

A CEREC Primescan szoftvere rendelkezik AI (Artificial Intelligence–Mesterséges Intelligencia) funkcióval, amely során folyamatosan tanul, alkalmazásával a széli záródás kijelölésében is segíti a felhasználót és az is elmondható, hogy a tervezéskor a rendszer által felajánlott, automatikusan létrehozott restaurátumok egyre pontosabbak. [8], [9] A kutatásban a Connect Software SV 5.2.4 konfiguráció lett kiválasztva, melyet a digitális minták fogtechnikai laboratóriumba továbbításához használnak.

A harmadik lépésként említett CAM egység mind száraz, mind pedig nedves megmunkálást is lehetővé tesz. Szék melletti felhasználásra a CEREC MC, a CEREC MC X, míg laboratóriumi maráshoz a CEREC MC XL-t fejlesztette ki a cég. Legújabb marógép a CEREC Primemill (2020), mely alkalmazásával a szülő cirkónium-dioxid fogpótlások marásának ideje is jelentősen csökkent. [10]

A CEREC rendszer új eleme a CEREC Primeprint DLP (Digital Light Processing–Digitális Fényfeldolgozás) technológiával működő 3D nyomtató (2. ábra).



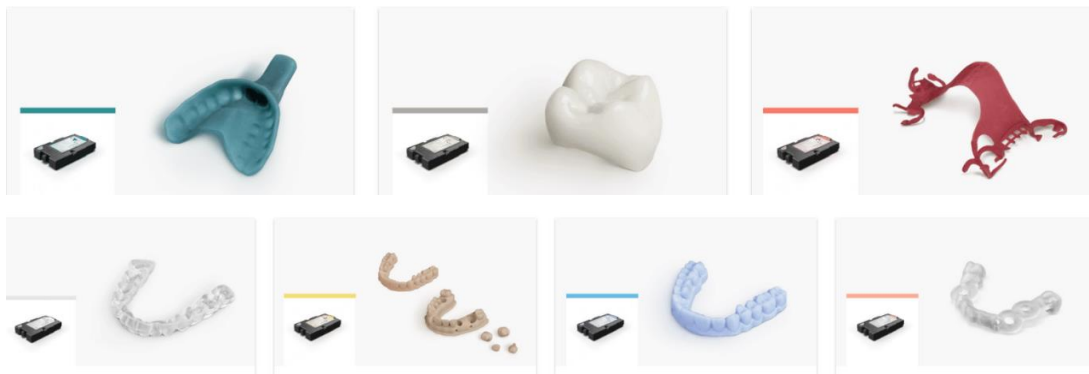
2. ábra: CEREC Primeprint 3D nyomtató [11]

A Primeprint mint nyomtató, különösen a DLP technikát alkalmazó fogászati indikációkhoz, nyomtatási minőségében eltérhet a kedvezőbb árú opcióktól, a csúcsmínőségű berendezések és beállítások miatt.

A DLP eljárás során folyékony rezint alkalmaznak, majd az eljárás során a nyomtató a gyantákat UV fény segítségével, rétegről rétegre polimerizálja. [10] [12]

A nyomtatás kezdeti fázisában egy kádba helyezik a folyékony halmazállapotú gyantát, melybe ezt követően az építő platform beleereszkedik, erre pedig az UV-fény hatására ráköt az anyag. A DLP technológia előnye, hogy egy teljes réteg átvilágítására is képes, így a folyamat időtartama sokkal kedvezőbb, gyorsabb. A nyomtatott modell jellemzően lefelé növekszik a nyomtatás közben, hiszen a megvilágítás alulról érkezik. [12]

A Primeprintre jellemző intelligens hardver- és szoftvermegoldást fogászati alkalmazásokhoz terveztek, amely a teljes nyomtatási folyamatot le tudja futtatni, beleértve az utófeldolgozást is. A magas szintű automatizálás segít csökkenteni a kezelési időt. A Primeprintet a 3. ábrán látható minták, sínek, egyéni kanalak, ideiglenes pótlások, precíziós öntvények előállítására, illetve implantológiában a sebészi sablonok nyomtatására ajánlja a gyártó. [13]



3. ábra: Primeprint felhasználási lehetőségei [13]

### 1.1.3 CEREC Primescan felhasználási területei

Nem csak a restauratív fogászat területét célozza meg a gyártó, hanem a fogszabályozás és az egyre nagyobb teret hódító implantológia esetében is egyre gyakrabban alkalmazzák a minden napi gyakorlatban a CEREC Primescan digitális intraorális szkennert. [14]

Erre a célra kifejlesztett szoftver a CEREC Ortho és a Primescan kombinációja rendkívül pontos vizsgálatot tesz lehetővé, mely során a modellelemzés percekben belül



megtörténik, amely hozzájárul a gyors és egyszerű diagnózishoz. Az Ortho szoftver telepíthető egy számítógépre, így a modell további feldolgozása közben a Primescan elérhető az új lenyomatok készítéséhez. A lenyomatvétel során a fogorvos információt kap többek között az Angle osztályról, az overjet és az overbite mértékéről, illetve a szimmetriát is megfigyelheti. A CEREC Ortho Software automatikusan megjeleníti a várható végeredményt a fogszabályozást követően, amelyet manuálisan is lehet módosítani. Ez nagyban segíti a páciensekkel való kommunikációt, illetve a betegek számára a fogszabályozási folyamat megértését. [15]

A foghiányokat pótló implantátumok esetében a Primescan lehetővé teszi bármilyen típusú scanbody beolvasását. Az adatgyűjtési fázisban az összes szükséges adatot az állkapocs, a felső állcsont, a harapás és a scanbody gyors és egyszerű szkennelésével gyűjti össze. [14]

#### 1.1.4 CEREC intraorális szkennerek fejlődése

Dr. Werner H. Mörmann 1980-ban a moláris fogak kerámia betétekkel történő rehabilitációjának sikerességét vizsgálta, melyhez a gyors előállítási folyamatot is szükségesnek tartotta. Ezt követően tervet dolgozott ki arra az esetre, amikor a fogorvos egy vagy akár több kerámia pótlást egyidőben, szék mellett szeretne elkészíteni. [16]

Dr. Werner H. Mörmann professzor és társa Dr. Marco Bradestini (4.ábra) elektromérnök munkájának eredményeként született meg 1985-ben a szkennerből és maróegységből álló CEREC I, melyet a Siemenshez tartozó Sirona 1987-ben dobott piacra és csak nagyon limitált mennyiségben lehetett elérni. Az első chairside rendszerként kapható szkennert a CEREC adta ki. [16], [18]



4. ábra: Dr. Werner H. Mörmann (bal) és Dr. Marco Brandestini (jobb) az első chairside rendszer bemutatóján 1985-ben [17]

A rendszer fejlődése során (5.ábra) megalkották a szülő borítókorona készítéséhez használt CEREC II-t, majd 2000-ben a CEREC III-t (RedCam), melyben található háromdimenziós szoftver szemléletessé és egyszerűvé teszi a kezelést mind chairside, mind pedig a laboratóriumban. A rendszer ekkor már képes lett háromtagú hidak vázának

gyártására is. [16], [18] 2009-ben a gyártó új, nagyobb pontosságú, kék fényt alkalmazó eszközt adott ki, mely a Bluecam nevet kapta, majd 3 évvel később megjelent a Primescan elődje, az Omnicam. Az Omnicam esetén már a leképezendő felületet nem kellett porral bevonni, ez nagy előrelépés volt a Bluecamhez képest, hiszen színhű digitális modell létrehozása vált lehetségessé. [8]

A módszer terjedésében részt vett a Zürichi Egyetem Fogászati Intézete, ahol a hallgatók elsajátították az intraorális szkennelés, illetve a CAD/CAM munkafolyamatának lépéseit is. A Zürichi Egyetem vezette be elsőként a CAD/CAM oktatását a fogorvosképzésbe. [19]



5. ábra: CEREC rendszer generációi [20]

A gyártó legfiatalabb szkennere 2019-ben jelent meg CEREC Primescan néven, amely hardveres és szoftveres kialakítása elődjeihez képest még pontosabb, egyszerűbb és higiénikusabb használatot tesz lehetővé. [21]

A CEREC Primescan számítógéppel egybeépített (kart) verzióban érhető el, amely 16:9 arányú érintőképernyőn, illetve az integrált touchpadon keresztül is irányítható. A szkennerek fejében pedig megtalálható a kamera és egy elektronikus

Cerec Primescan	
Gyártó/ forgalomba hozatal éve	Dentsply-Sirona/2019
Optika (leképezés elve, képfelvételi mód)	Trianguláció, különálló képek
Porozás/Szín	Pormentes/Színes
Pontosság: gyártó/általunk mért in vitro	nincs adat/ 10.8±0.7
Szkennelési idő: gyártó/általunk mért in vivo kvadráns/általunk mért in vivo teljes állcsont	nincs adat / 5 p 8 mp / 6 p 42 mp
Kivitel	Cart
Exportálható fájlformátumok	STL, DCM, OBJ, PLY, UDX
Adattovábbítás	<ul style="list-style-type: none"> <li>• USB 3.0</li> <li>• Connect Software, Connect Case Center Inbox</li> </ul>
Nyílt/Zárt	Nyílt

6. ábra: CEREC Primescan tulajdonságai [22]

képfeldolgozó egység. A rendszer összetevője, a fogpótlást előállító eszköz a kisméretű marógép, mely kis helyigénye miatt a fogorvosi rendelőkben is alkalmazható. Az Omnicam esetén bevezetett pormentes szkennelést a gyártó a Primescan esetén is elérhetővé tette (6.ábra). [22]

Az eszköz felépítésében az infekciókontroll is nagy jelentőséggel bír, felszínei könnyen fertőtleníthetők a képernyő lezárása után. A megújult szoftver lehetőséget biztosít néhány fog terjedelemtől egészen teljes fogív szkennelésére is. [22]

A CEREC Primescan a monokromatikus fényt kibocsátó szkennerek közé tartozik. A strukturált, kék fény 405-500 nm hullámhossz tartományba sorolható. Fontos a kék fény tartós alkalmazásakor megemlíteni, hogy huzamosabb expozíció esetén az emberi szemre káros hatást fejthet ki. [23]

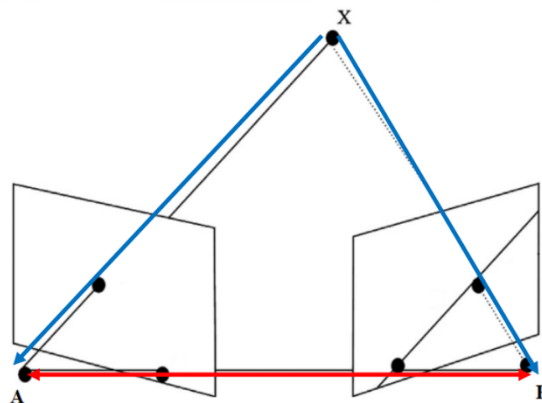
A kézidarab nagyobb fejmérettel rendelkezik, mint elődje, az Omnicam. Ennek köszönhetően nagyobb leképzési felület és ezáltal jobb pontosság érhető el. Más szkennerekhez viszonyítva azonban jelentősen nehezebb a Primescan kézidarabja (585 g, 7.ábra). A Trios4 szkennernél például közel 200 grammal kevesebbet mértek, amely az eszköz felhasználhatóságára hatással lehet. [22], [24]

Cerec PRIMESCAN	
<i>Vizsgált paraméter</i>	<i>Mért adat</i>
Tömeg (g)	585 g
Szkennervej méret (mm)	75 mm
Szkennelés folytonossága (megszakadások száma)	2,67
Szkennelés sebessége teljes fogív modellen (perc, mperc)	5 p 53 mp

7. ábra: CEREC Primescan vizsgált paraméterei [22]

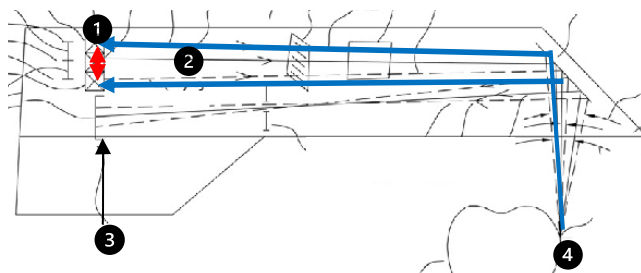
### 1.1.5 A CEREC Primescan felszínleképezési elve: trianguláció

A szkennerek rövid hullámhosszú kék fénnel világítja meg a fogfelszínt, leképezési elve a trianguláció [22], melynek sematikus ábrája látható az alábbi képen (8.ábra).



8. ábra: Trianguláció- Primescan leképezési elvének sematikus ábrája [25]

A technológia matematikai háttérét az adja, hogy az A és B pontban elhelyezett kamerák távolsága (delta l), valamint a beérkező fény (X) szögének ismeretében a leképezendő pont helye az Euklideszi geometria szerint kiszámítható.

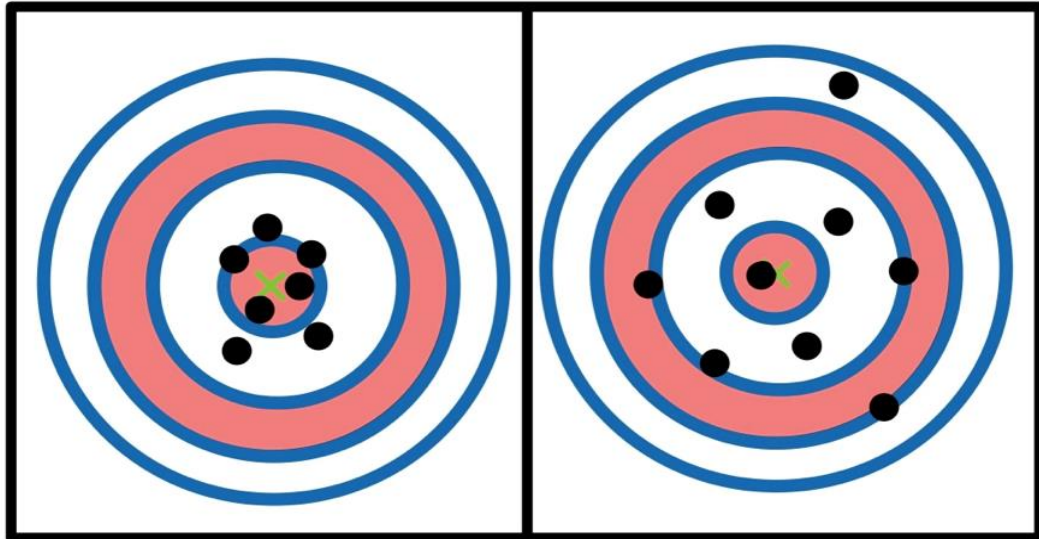


9. ábra: Primescan leképezési elvének értelmezése a fogorvosi gyakorlatban (1-fényforrás, 2-sugárnyaláb, 3-szenzor, 4-fogfelszín) [25]

A trianguláció elv szerint működő szkennerek lencséinek pozíciója a fém elemek hőtágulása miatt befolyással lehet a szkennerek pontosságára. A Primescan leképezési elvének értelmezése a fogorvosi gyakorlatban a 9. ábrán került szemléltetésre.

## 1.2 Az intraorális szkennerek pontossága

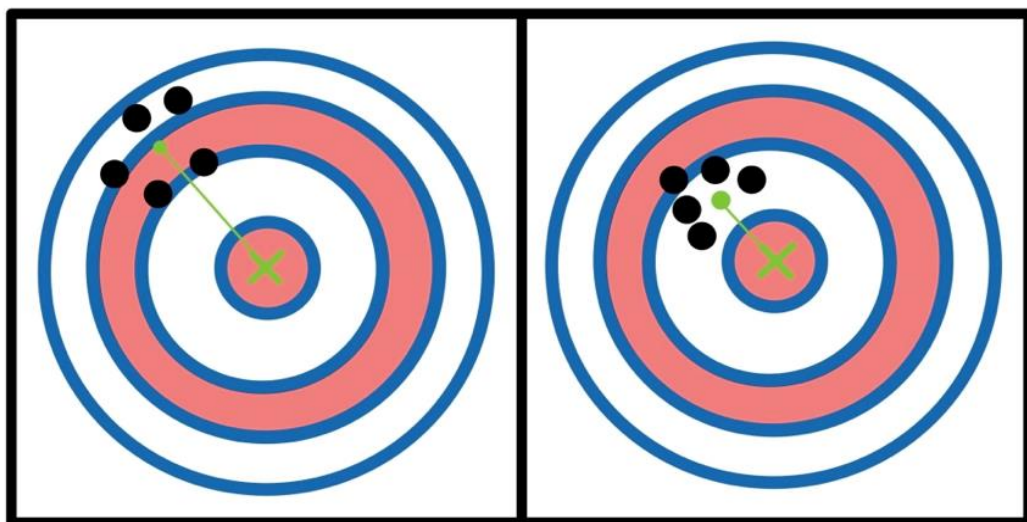
A pontosság két részre osztható: valódiságra és precizitásra. A valódiság azt mutatja meg, hogy az adatok mennyire felelnek meg a valóságnak (vagy a valóság legjobb közelítésének), a precizitás pedig azt, hogy az adatok mennyire felelnek meg egymásnak, a csoporton belüli értékek egymáshoz képest mennyire térnek el (10.ábra). [26]



10. ábra: Nagyobb precizitás (bal), alacsonyabb precizitás (jobb) [26]

A precizitás akkor nagy, ha a mért értékek közel vannak egymáshoz és annál kisebb, minél jobban eltérnek egymástól az eredmények. [26]

A valódiság (11.ábra) arról ad információt, hogy a mérés eredménye milyen messze van a valós értéktől. Ha egy mérésnek nagy a valódisága akkor a mérések átlagértéke közel áll a valós értékhez. Ha egy mérésnek alacsony a valódisága, akkor a



11. ábra: Alacsonyabb valódiság (bal), nagyobb valódiság (jobb) [26]

méréssorozat átlagértéke messze van a valós értéktől. A valós érték sok esetben egy szubjektíven meghatározott referenciaérték. E referenciaérték és a mérések átlagértéke közötti különbség határozza meg a valódiságot. [26]

A gyakorlatban a pontosság fogalma egyesíti a precizitás és a valódiság jelentését. A nagy pontossághoz egy méréssorozatnak egyszerre kell nagy precizitásúnak és nagy valódiságúnak is lennie. [26]

### **1.2.1 Az intraorális szkennerek pontosságát befolyásoló tényezők**

#### **1.2.1.1 Porbevonat használatának hatása az intraorális szkennerek pontosságára**

A fentiekben definiált pontosságot befolyásoló tényezők közé tartozhat például a porbevonat alkalmazása bizonyos szkennereknél. Ugyanis fém fogpótlások szkennelésénél egyes tanulmányok szerint a porbevonatot használó rendszerek pontosabb eredményt adtak, mint a porbevonatot nem használók. [27] Ennek oka lehet a kibocsátott fény szkennelt felületről történő fokozott visszaverődése. Megállapították, hogy a por nélküli felületen a kibocsátott fény hajlamos a fénytörésre és a szóródásra, ami a szkennelt objektum mélységének pontatlan meghatározásához vezethet. Ennek eredményeként képhiba fordulhat elő, ha a szájüregben olyan restauráció található, amelynek a természetes fogtól eltérő reflexiós és fénytörési tulajdonságai vannak. [27] Ezzel ellentétben más tanulmányokban nem volt nyilvánvaló a porbevonatos szkennelés fölénye. Ugyanis klinikai helyzetben, nyál jelenlétében, a por felvitele és fenntartása nagyobb kihívást jelent, így a fogorvosnak figyelembe kell vennie a szkennelés időtartamát és az egyenletes porréteg fenntartásának lehetőségét a hosszú pásztázási időtartam alatt. [27]

Manapság már nem lehet kapni „poros” gépeket, már a 2012-ben megjelenő CEREC Omnicam esetében sem volt szükség a porozásra, ugyanis különböző hullámhosszúságú fénykibocsátást alkalmaz a leképezésre, így kivédve a különböző felületeken történő fénytörést, -szóródást és visszaverődést. [28]

#### **1.2.1.2 Intraorális szkennerek pontossága a leképezett felszín anyagának vonatkozásában**

A restaurációs anyag típusának (végleges és ideiglenes) és felületkezelésének (polírozott vagy glazúrozott) hatását a digitális intraorális szkennerek pontosságára is elemezték már. A korona anyagát tekintve megkülönböztetésre került kontrollcsoport,

arany, cirkónium-dioxid, lítium-diszilikát, hibridkerámia, kompozit, hagyományos PMMA, bisz-akril kompozit, maratott PMMA és additív módon előállított bisz-akril alapú polimer. [29] Az arany korona kivételével a csoportok glazúrozott vagy polírozott alcsoportokra lettek szétosztva. Megállapításra került, hogy az anyagok típusa és felületi kezelése befolyásolta a vizsgált intraorális szkennert, vagyis a TRIOS 4 pásztázási pontosságát. A legmagasabb értékek a hagyományos és maratott PMMA, illetve az additív módon előállított bisz-akril alapú polimerből készült polírozott minták esetében lettek mérve, míg a legalacsonyabb pontossági értékek a nemesfém ötvözetből készült restaurátumokra volt jellemző. A cirkónium-dioxid koronák kivételével a polírozott mintákat magasabb pontossági értékek jellemezték, mint a glazúrozott koronák esetében készült digitális lenyomatokat. A legmagasabb pontossági értékek a polírozott bisz-akril kompozit alcsoportra voltak jellemzőek, míg a glazúrozott hagyományos PMMA alcsoportban voltak a legalacsonyabb pontossági értékek. Következtetésképpen levonható volt, hogy a fogpótlás felszínének polírozása előnyösebb a digitális lenyomattétel pontosságának szempontjából. [29]

Egy másik vizsgálatban a pótlás anyaga és a felszín nedvességtartalma volt párhuzamosan vizsgálva a digitális lenyomat pontosságának tekintetében. A restaurátum anyaga szerint négy csoport jött létre: természetes fog (kontroll), cirkónium-dioxid, lítium-diszilikát és nanokerámia rezin korona. Valamint négy alcsoport került kialakításra a nedvesség tartalom szerint is: száraz, alacsony, közepes és magas nedvességtartalmú. A digitális lenyomatok a TRIOS 3 intraorális szkennellett lettek elvégezve. Az előzőekben említett kutatáshoz hasonlóan itt is az anyag és a nedvesség jelentősen befolyásolta a pontosságot. A közepes és magas nedvességtartalmú alcsoportok alacsonyabb precizitást és valódiságot mutattak az alacsony és száraz mintákhoz képest. A kontroll, a cirkónium-dioxid és a lítium-diszilikát csoportok száraz és alacsony nedvességtartalom mellett jobb pontosságot mutattak a nanokerámia rezin csoporthoz képest. [30] Azonban közepes nedvességi körülmények között nem jelentkezett szignifikáns eltérés a különböző anyagok között. Nagy nedvességtartalom mellett pedig a lítium-diszilikát csoport esetében kerültek megállapításra a legjobb pontosság értékek. Következtetésképpen elmondható volt, hogy a pásztázási pontosság maximalizálásának érdekében a felületek leszárítása ajánlott, mivel a nyál csökkentheti az intraorális szkennerek teljesítményét. [30]



### **1.2.1.3 Intraorális szkennerek pontossága a környezeti fényviszonyok függvényében**

A környezeti fényviszonyok is hatással lehetnek a digitális lenyomatvétel pontosságára, a különböző megvilágítások szignifikáns különbséget eredményezhetnek a valódiság és a precizitás tekintetében. [31] 3Shape TRIOS 3 intraorális szkennerral végzett vizsgálat során 4 különböző megvilágítási feltételű székvilágításnál, melyek a 10000 lux (szobavilágítás), 1003 lux (természetes fény), 500 lux, illetve 0 lux (megvilágító fény nélkül) voltak, megállapításra került, hogy a szobavilágítás eredményezte a legalacsonyabb abszolút hibát, azonban „minden csoportban a szórás magasabb volt, mint a kontrollháló átlagos hibája, ami azt jelzi, hogy a relatív pontosság alacsony volt.” [31] A szkennerek leképezési elve a „konfokális lézer technológia”, mely ismert még a 3Shape TRIOS 4, illetve TRIOS 5, valamint az iTero Element2 intraorális szkennereknél. [67]

Más vizsgálatok is irányultak a konfokális lézer technológia leképezés környezeti fény által befolyásoló hatásról, mely 1000 lux-tól (székvilágítás nélkül) 10000 lux-ig (székvilágítás) folyamatosan, 1000 lux-os lépésekben haladva történt, úgy, hogy a szék lámpa és a mulázs közötti távolság növelve volt. A tesztelt 3Shape TRIOS 3 szkennerek pontossága abban az esetben volt a legmagasabb, amennyiben a fény 1000 lux volt, így elmondható, hogy a székvilágítást kerülni kell. [32]

A CEREC Primescan más leképezési elvet, a triangulációt alkalmazza, kék fényt (405-500 nm) használ a lenyomatvétel során, amely hozzájárulhat ahhoz, hogy a különböző fényviszonyok mellett is hasonló pontossággal képes a felszínt pásztázni. Az alábbi vizsgálatban öt különböző környezeti fényviszony mellett (100 lux, 500 lux, 1000 lux, 5000 lux, 10000 lux) tíz-tíz szkennelés történt egy négy implantátumos fogatlan gipszmintáról különböző intraorális szkennerekkel (TRIOS 3, Element 5D, i700, i500, CS3700 és CS3600), melyek között a Primescan is szerepel. [33] A vizsgálat ablak nélküli szobában, fénymérővel szabályozott környezeti megvilágítás mellett lett elvégezve. A Primescan legjobban a 10000 lux-os értéken teljesített a pontosság tekintetében, mely esetben elmondható, hogy a székvilágítás nem zavarja a lenyomatvételt. A Primescan esetén egyedül az 1000 lux-os fényviszony tért el pontosságában és szignifikánsan különbözött a többi vizsgált környezeti fényviszonytól. Ezek alapján elmondható, hogy a CEREC Primescan intraorális szkennert kevésbé befolyásolja a megvilágítás formája az



említett szkennerekhez képest. [33] A vizsgált intraorális szkennerek pásztázási sebessége is megfigyelésre került a különböző megvilágítások mellett. A leggyorsabb intraorális szkennernek, az összes fényviszonyt figyelembe véve, a Primescan bizonyult, a többi esetben (TRIOS 3, Element 5D, i700, i500, CS3700 és CS3600) szignifikáns különbséget írtak le a különböző fényviszonyok mellett történő pásztázás sebességében. [33]

#### **1.2.1.4 A szkennelést végző személy gyakorlottságának hatása a digitális lenyomat pontosságára**

Irodalmi adatok alapján a szkennelési tapasztalattal nem rendelkező egyén által végzett lenyomatvétel pontatlanabb, mint a tapasztalattal rendelkező személyek esetében. [34] Ezen kívül a gyártó által meghatározott és ajánlott szkennelési stratégia, vagyis az, hogy milyen sorrendben kell a különböző felületeket beszkenneálni is hatással van a végeredményre. [34]

Korábbi, a témában végzett vizsgálataiban a Semmelweis Egyetem tíz, szkennelési tapasztalattal még nem rendelkező fogorvostan hallgatója 10-10 digitális tanulmányi lenyomatot vett a 3Shape TRIOS 3® intraorális szkennerral, mely kutatás célja az intraorális szkennelési folyamatának értékelése volt a tanulási görbe alapján. [35]

A hallgatók standardizált oktatásban részesültek, amely magába foglalt egy elméleti részt, majd a szkennelési használatának gyakorlati bemutatását követően a felső, alsó fogívről lenyomatvétel, valamint harapásregisztráció történt a gyártó által meghatározott szkennelési stratégia alapján.

A vizsgálatban az első és a tizedik lenyomatvétel között szignifikáns különbség mutatkozott a lenyomatvételi időigény tekintetében. [35] Továbbá a szkennelési időn kívül feljegyzésre került a szkennelés során felhasznált átlagos képszám, mely kezdetben a szkennelési periódusok előrehaladtával, annak megfelelően csökkent, de a hatodik mérés után már növekedő tendenciát mutatott. Megállapításra került, hogy a rövidebb szkennelési idő a 3Shape TRIOS 3® esetén rosszabb lefedettségű minőséggel jár, amit további képek hozzáadásával tud korrigálni. [35] A további képek hozzáadása is vizsgálva volt a pontosságra vonatkoztatva, hiszen minél több képből áll össze a digitális lenyomat, annál több a „stitching”-ből származó hiba, ami kumulálódik. [36] Az újraszkenelés és a stitching vizsgálata szintén 3Shape TRIOS 3® intraorális szkennerral

történt. A kutatás alapján elmondható, hogy mind a hiányzó részletek újbóli lenyomatvételezése, mind pedig a stitching, mely esetén azok összefűzése történik, csökkentette az intraorális szkennerek pontosságát, továbbá az is befolyásoló tényezőnek mondható, hogy mekkora az újraszkenelt terület mérete, illetve, hogy hány ilyen szkennelendő felület található az adott állcsonton. Klinikai körülmények közt törekedni kell az újraszkenelés elkerülésére, valamint a lehető legrövidebb idő alatt történő szkennelés mellett a képszám minimalizálására, mely által az intraorális szkennerek szkennelési pontossága maximalizálható. [36]

### **1.2.2 A fémek hőtágulása és a CEREC Primescan optikai tulajdonságai közötti összefüggés**

A testek melegezés hatására kitágulnak, ez a jelenség a hőtágulás. A hőtágulás ismert, nagy jelentőséggel bíró fizikai jelenség a fémek esetében, mely a mindennapokban is jelen van (12.ábra).



12. ábra: Hőtágulás a mindennapokban a vasutak építésénél nagy figyelmet kap [37]

Ismeretes, hogy az intraorális szkennerek szájba kerülő részének páratlanítására a gyártók az eszköz ventilációját, melegítését, vagy akár ezek kombinációját is alkalmazzák. [67]

A fémek hőtágulása a fogászati szkennerek esetén is jelentőséggel bírhat. A CEREC Primescan szkennerek feje rozsdamentes acélt tartalmaz, illetve a belső elemek is fémből készültek, azonban ennek pontos összetétele ipari titkot képez. A 13. ábrán látható a szkennerek és az arról eltávolított védőtokok.



13. ábra: A szkennervej modellje és a védőtok

Az 1. táblázatban látható a rozsdamentes acél, illetve a mindennapi fogorvosi gyakorlatban ismert fémek hőtágulási együtthatója, melyek összehasonlításképp szerepelnek az alábbi táblázatban.

Anyag	Lineáris hőtágulási együttható ( $10^{-6}\text{cm/cm/}^{\circ}\text{C}$ )
Rozsdamentes acél	12,8
Alumínium	24,5
Titán	8,5
Arany	14,5
Ezüst	19,8
Nikkel	14,0
Króm	7,3
Kobalt	12,3
Réz	17,4

1. Táblázat: Lineáris hőtágulási együttható értéke különböző fogorvosi gyakorlatban használt fémeknél [38]

### 1.2.2.1 A hőmérsékletváltozás hatása a pontosságra

A Primescan esetében a fűtőegység a kézidarab fejében található, amely változást jelent a korábbi verzióhoz, az Omnicamhez képest, amelyet még a kart egységen lévő talp fűtött fel. [39] Az 5.2.4 verziószámú Primescan gyártó által kiadott használati útmutatójában (14. ábra) az olvasható, hogy a szkennert kalibrálni szükséges rázkódás (pl.: szállítás) esetén, nem fűtött helységben történő tárolás közben bekövetkező 30 Celsius-fokos hőingadozást követően, valamint, ha a legutolsó kalibrációhoz képest 15 Celsius-fokos hőmérsékletkülönbség áll fent. Ezekből az információkból arra lehet következtetni, hogy az eszköz hőmérsékletváltozásra érzékeny. Ezen kívül az is olvasható a leírásban, hogy az optimális szkennelési eredmények elérésének érdekében a lenyomatvételt megelőzően 2 perc várakozási idő ajánlott, ennek oka azonban nem derül ki a dokumentumból. [40]

#### 3.1 Calibrating the scanner

The measurement procedure used by the system requires the use of a calibrated scanner. The CEREC Primescan / Primescan / CEREC Omnicam / Omnicam scanner is calibrated ex works. Calibrate the scanner after every reinstallation and after each time that it is transported. The calibration set supplied is available for the calibration process.

In order to achieve optimum results, the CEREC Primescan / Primescan / CEREC Omnicam / Omnicam scanner must be allowed to warm up for 2 minutes before calibration.

Recalibrate the scanner in the following cases:

- following transport (shaking stress) or during first commissioning,
- after storage in unheated or un-air-conditioned rooms (temperature differences exceeding 30°C / 85°F),
- with temperature differences of over 15°C / 60°F between the last calibration and operation.
- In general, carrying out a calibration is the correct process in the event of errors in the acquisition process (such as poor image quality or the lack of a 3D preview). In many cases, the errors can be corrected in doing so.
- As the system may be exposed to vibration loads without knowledge of this, it should be calibrated once a month.

14. ábra: CEREC Primescan használati útmutató részlete a kalibráció szükségéről [40]

A digitális intraorális szkennerek hőmérséklet változásának a pontosságra való hatásáról nincs elegendő információ az irodalomban, illetve a CEREC Primescan gyártói utasításban sem olvashatunk bővebben róla.

További kérdés, hogy a szkennert milyen hőmérsékletig melegedhet fel. Ez nem csak a pácienskomfort miatt fontos, hanem orvosi szempontból is jelentős lehet, mert 45

Celsius-fokos hőmérséklet felett a humán fehérjék irreverzibilis denaturáció következtében kicsapódnak. [41] [42]

### **1.3 3D nyomtatás és a 3D nyomtatott minták szerepe a pontosság mérésére irányuló vizsgálatokban**

A digitális technológia fejlődésével a 3D nyomtatás megjelent az általános orvosi, majd a fogorvosi gyakorlatban egyaránt. [44] Ez lehetőséget ad arra, hogy extraorális körülmények között lehessen vizsgálni többek között az intraorális és laborszkennerek tulajdonságait. [51]

#### **1.3.1 3D nyomtatott minták előállítása**

Korábbi vizsgálatok [43] [44] során 4 különböző 3D nyomtatási technikával előállított fogászati modell valódiság és precizitás jellemzői kerültek kiértékelésre. A nyomtatási technikák között szignifikáns különbség adódott, a PolyJet és DLP (Digital Light Processing) technikák klinikailag megfelelő pontosságot mutattak, a vizsgálatban felhasznált modell az utóbbi technikával készült. A DLP-technológiával fényt vetítenek a gyantára, így a teljes réteg azonnal kinyomtatásra kerül, ellentétben a lézerrel történő 3D-nyomtatással. Ezért ez a technológia gyors nyomtatási sebességet tesz lehetővé, melynek köszönhetően az orvosoknak már nem kell hosszú órákat várniuk a betegek kóros szerveinek 3D-s modelljeinek elkészítésére. Ennek nagy jelentősége lehet a különböző akut betegségek, mint például az agyvérzés vagy a szívinfarktus klinikai kezelésében. [44]

#### **1.3.2 3D nyomtatott minták tárolása, formatartóssága**

A 3D nyomtatott minta tárolási körülményei befolyásolhatják annak formatartósságát. Általánosan elmondható, hogy a fogorvosi gyakorlatban használt minták torzulhatnak a hőmérséklet változásával, fényexpozíció által, de morfológiai változás következhet be akár a páratartalom miatt is. Vizsgálatra került az említett tényezők formatartósságra gyakorolt hatása 3D DLP rendszerrel nyomtatott minták esetén is. 24 órán belül a minta dobozos tárolás és fényexpozíció esetén is hasonló méretstabilitást mutatott, viszont hosszabb távon, 3 hónap elteltével már a fényexpozícióban tárolt minta méretpontossága szignifikánsan eltért a dobozban tárolttól. [45]

#### **1.4 Az intraorális szkennerek pontosságának meghatározásához használt referencia szkennerek**

Az intraorális szkennerek pontosságának vizsgálatához szükséges referenciaadat valamilyen szkennert, mint referencia szkennert alkalmazásával kapható meg. Az irodalomban leírásra kerültek olyan vizsgálatok, amelyekben ipari szkennereket használtak referencia szkennerekként azok pontossága miatt. [46] [48]

Más vizsgálatokban fogtechnikai szkennert használtak referencia szkennerként. [49] [50] Arra a kérdésre keresve a választ, hogy fogtechnikai szkennerek alkalmasak lehetnek-e referencia szkennerek ilyen vizsgálatokhoz, Borbola Dániel és munkatársai kutatásuk során 5 laborszkennt hasonlítottak össze ATOS ipari szkennerral, köztük a 3Shape E4-et (15.ábra) is. A vizsgálat során megállapították, hogy a 3Shape E4 referencia szkennerként használható az IOS (Intraoral scanner – intraorális szkennert) pontosságának tanulmányozására. [51]



15. ábra: 3Shape E4 referencia szkennert [52]

A 3Shape E4 fogtechnikai szkennert az elődjéhez (E3) képest kétszer olyan gyorsan dolgozik. Ebben segít négy darab 5 megapixeles kamerája és az előző modellekhez képest eltérő szkennelési stratégiája (16.ábra). [53]



16. ábra: 3Shape E4 fogtechnikai szkennerek kamerái

### **1.5 Hőkamerák alkalmazása a klinikumban és a tudományos vizsgálatokban**

Klinikai körülmények között több mint 60 éve használnak infravörös termográfiát, amelynek egyik formája a 2014-ben a piacon is megjelenő hőkamerák. A táblagépekhez és okostelefonokhoz csatlakoztatható korai eszközök megfizethetőek voltak, ami használatukat vonzóvá tette, de működési teljesítményük nem felelt meg a klinikai követelményeknek. [54] Az elmúlt években még nagyobb teret nyert az érintésmentes diagnosztizálás, amelyhez nagyban hozzájárult a COVID-19 világjárvány, és a technológiai fejlődésnek köszönhetően a hőkamerák már potenciálisan alkalmasak a testhőmérsékleten kívül más élettani jelek mérésére is, mint a légzésszám és a szívfrekvencia. Ennek nagy előnye, hogy a páciens számára kényelmes, hiszen noninvazív és higiénikus, amivel nagyban elősegíti az infekciókontroll szabályainak betartását is. [55]

Egyre több cikk olvasható arról, hogy milyen módon lehetne felhasználni a hőkamerákat a fogorvosi gyakorlat során. Vizsgálatok folynak arról, hogy diagnosztikus eszköz lehetne tünetmentes odontogén infekciók [56] vagy periapikális gyulladásos léziók esetében. [57] Ezen kívül, kutatási célból, a különböző pulpasapkázási módszerek intrapulpális hőmérsékletre kifejtett hatása is vizsgálatra került már hőkamerák segítségével. [58]

#### **1.5.1 FLIR rendszerek**

Több hőkamera rendszer ismert a piacon, amelyek közül a tudományos vizsgálatokhoz megbízható, nagy pontosságú eszközöket használnak. A hőkamera

használatának előnye abban is rejlik, hogy egyszerű, gyors és pontos mérést tesz lehetővé a gyakorlatban. A FLIR (Forward Looking Infrared Radiometer – előretekintő infravörös kamera) hőkamerák hasznos és hatékony eszközei lehetnek a megemelkedett bőrhőmérséklet szűrésére, azonban nem mindegyik rendszer alkalmas erre. A használható adatok megszerzéséhez kritériumfeltétel a megfelelő hőfelbontás, stabilitás és mérési pontosság, valamint megfelelő előkészítési és szkennelési módszertan szükséges. [59]

Korábbi vizsgálatokban leírták, hogy a FLIR ONE® rendszereket gyakran alkalmazzák az általános orvosi gyakorlatban is, például égési sérülések diagnosztizálására, illetve ezt követően a szükséges gyógyulási idő becslésére. [60]

#### **1.5.1.1 FLIR TG267 hőkamera**

A fent említett FLIR One rendszerek, melyek több kutatásban is szerepelnek, fontos jellemzőjük az MSX (Multi-Spektrális dinamikus képalkotás) funkció. Ennek lényege, hogy az infravörös képhez hozzáadódik a látható spektrumú kamerakép, ezzel könnyebben értelmezhetővé válik, ami látható az okostelefon kijelzőjén is. [61]

Zhao és munkatársai egy kutatáson belül vizsgálták a FLIR TG267 hőkamera létjogosultságát a FLIR One mellett, amely során fázisváltó anyagokat (PCM, Phase Change Material) figyeltek meg, melyek jelentős szerepet játszhatnak az energia tárolásában és átalakításban így hozzájárulva a fosszilis energiák hatékonyabb felhasználásához. Ezen anyagok szintézise bizonyos hőmérsékleti körülmények között történik, ehhez volt szükséges a hőkamerák alkalmazása. Továbbá arról is olvasható információ, hogy a FLIR TG267 infravörös hőkamerát antibakteriális nanoanyagok fototermikus tulajdonságainak vizsgálatára is használták már. [62] [63]

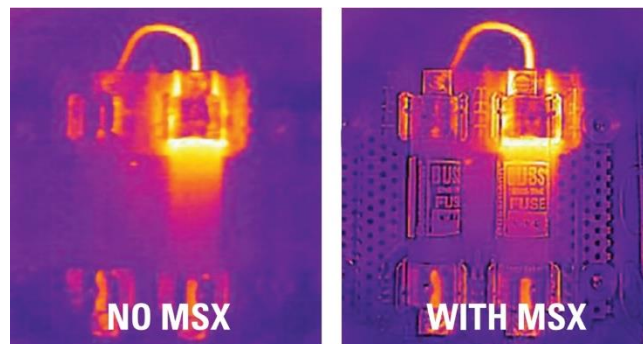


### 1.5.1.2 A hőkamera tulajdonságai

A FLIR TG267 (17. ábra) egy diagnosztikus hőkamera, ami az érintkezésmentes hőmérsékletmérést és a hőképképzést egyetlen rendszerben egyesíti. Mivel ezt a kamerát többek között építési műszaki ellenőröknek is ajánlják így a kamera masszív műanyag borítással (IP54-es szabvány) rendelkezik, amely biztosítja a védelmet a por, illetve egyéb szennyeződések nagy mennyiségű bejutása ellen. A készülék fejének hátoldalán találhatóak a kamerák, köztük a Lepton® infravörös kamera, a ponthőmérő érzékelője, a látható tartományú kamera és a lézermutató kör alakú célzó, ami által egy szálkeresztes kijelzővel (Center Spot) a mérési pont könnyen fókuszálható. [64] [65]



17. ábra: FLIR TG267 hőkamera [64]



18. ábra: MSX Visible (Multi spectral dynamic imaging, Multi-Spektrális dinamikus képképzés) funkció a FLIR TG267 hőkamera kijelzőjén [66]

A FLIR TG267 MSX Visible (Multi-Spektrális dinamikus képképzés) funkcióval rendelkezik (18. ábra), amely hozzáadja a látható spektrumú kamerakép legfontosabb részleteit az infravörös képhez. Az MSX rendszerben a hőkép és látható kép pontosan egy vonalba kell kerüljön, ezzel javítva a kép tisztaságát, mivel a kép vizuális részleteit

domborítja a teljes hőképen. A színes LCD (Liquid-Crystal Display – Folyadékkristályos kijelző) kijelzőjének köszönhetően könnyen leolvashatóak a mért adatok Celsius-fokban (°C) és Fahrenheitben (°F) is, amely -25 °C és +380 °C között változhat, a műszer hőérzékenysége pedig 70 mK alatt van. Az eszközre jellemző 394 g tömeg és méret (210 x 64 x 81 mm) is hozzájárul az egyszerű használatához. A FLIR TG267 mérési pontosságát különböző hőmérsékleti tartományokban adja meg a gyártó, ez látható az alábbi képen (19.ábra).

Pontosság környezeti hőmérsékleten: 59 ~95°F (15 ~ 35°C)	-13°F ~ 32°F (-25 °C - 0 °C): ± 7.0°F (± 3.0 °C)
	32°F ~ 122°F (0°C ~ 50°C): ± 5.0°F (±2.5°C)
	122°F ~ 212°F (50°C ~ 100°C): ± 3.0°F (± 1.5°C)
	212°F ~ 932°F (100°C ~ 500°C): ± 2.5%
	932°F ~ 1022°F (500°C ~ 550°C): ± 3.0%
	1022°F ~ 1886°F (550°C ~ 1030°C): ± 3.0%

19. ábra: FLIR TG267 mérési pontossága különböző környezeti hőmérsékleti tartományokban [66]

### 1.6 A Munkacsoport intraorális szkennerekkel korábban végzett vizsgálatait

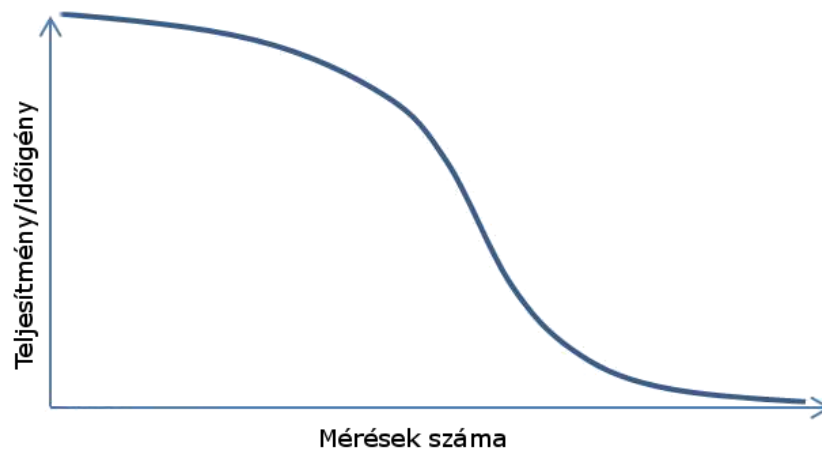
A Semmelweis Egyetem Fogpótlástani Klinika Digitális Fogászati Munkacsoportja már több, mint egy évtizede foglalkozik intraorális szkennerekkel (20.ábra).



20. ábra: QR kód az Intraorális szkennerek összehasonlító értékelése című honlap eléréséhez (Digitális Fogászati Munkacsoport) [67]

A vizsgálatok során kiderült, hogy a szkennerek fontos jellemzője a tanulási folyamatot leíró tanulási görbe (21. ábra), melynek célja, hogy a megfigyelt alanyok teljesítményének változása, tanulási folyamata nyomon követhető legyen. A

munkacsoport a tanulási folyamat feltérképezésére irányuló vizsgálataiban 10-10 intraorális szkennert korábban még nem használó harmad-, illetve negyedéves fogorvostan hallgató vett részt. [35] A hallgatók standardizált oktatásban részesültek, amely magába foglalt egy elméleti részt, majd a szkennerek használatának gyakorlati bemutatását követően a kutatás résztvevői 1 db próbaszkennelést is végeztek. Az újabb vizsgálatban már a TRIOS és a Primescan szkennerek tanulási görbéjének összehasonlítására is fókuszált a vizsgálat. [3] Ebben a vizsgálatban az oktatás után minden hallgató 15 digitális intraorális lenyomatot vett a CEREC Primescannel. A kutatásban a páciensek önkéntes alapon vettek részt, azonban a következő kritériumok alapján lettek kiválasztva: hiánytalan, zárt, eugnát, töméstől, szuvasodástól és fogpótlástól mentes fogazattal kellett rendelkezniük.

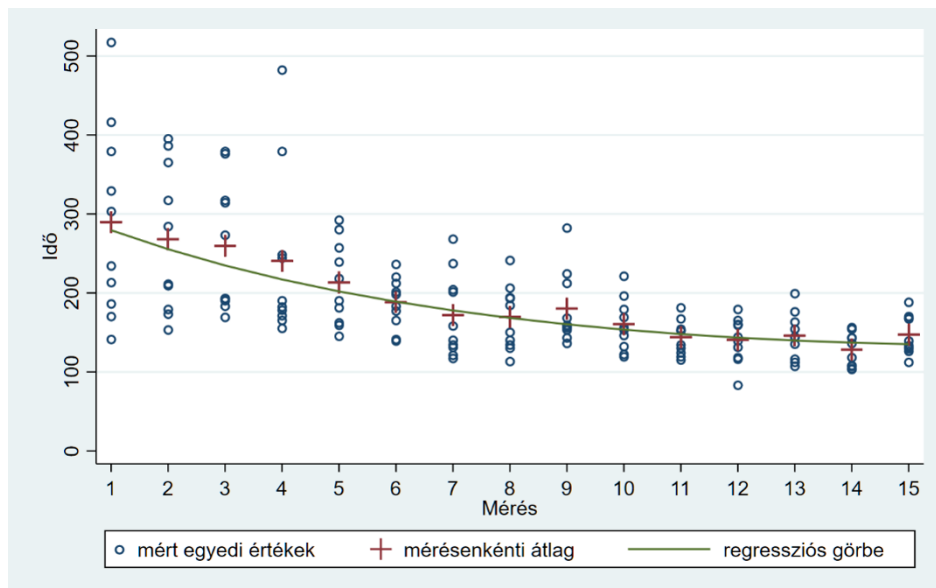


21. ábra: Tanulási folyamat során kirajzolódó fordított szigmoid görbe, amelyen a teljesítményt (y tengely) a gyakorlottság/ ismétlések száma/ mérések száma (x tengely) függvényében lehet jellemezni [68]

A szkennelés utolsó lépéseként a virtuális minta ellenőrzése történt, amely, ha nem felelt meg a vizsgálat szempontjainak, akkor a minta javítása vagy újra szkennelése történt.

A szkennelést megelőzően nem volt szükséges az eszköz újra kalibrálása. A digitális intraorális lenyomatvétel a fogászati szék megvilágítása mellett és a négykezes kezelés szabályainak megfelelően történt, így a lágyrészek eltartására nem csak szájtérpesz került alkalmazásra, hanem asszisztensi pozícióban fogászati tükör és nyálszívó segítette a szkennelést végző személy feladatát. A szkennelés során a gyártó által ajánlott stratégiát követték. Az alsó, majd felső állcsont rögzítését követte az ülő pozícióban történő harapásvétel. A stopperórával mért állcsontok szkennelésének, a

kétoldali harapásrögzítés, illetve a digitális lenyomatvétel teljes időigénye az adatrögzítő lapon került feljegyzésre. A kapott adatok statisztikai analízise STATA programcsomagban történt.



22. ábra: CEREC PRIMESCAN intraorális szkennerek feljegyzett tanulási görbéje (Digitális Fogászati Munkacsoport vizsgálata) [3]

A 22. ábrán piros keresztek jelzik az adott méréshez tartozó átlagos lenyomatvételi időket, amely az 1. mérések esetén 4perc 49 mp volt, míg az utolsó, azaz 15. szkennelés esetében 2perc 27mp volt. Ebből kiszámolható, hogy a gyakorlás 49,2%-kal csökkentette a lenyomatvételi időigényt. Statisztikailag szignifikáns különbség mutatkozott az első és az utolsó lenyomatvétel között.

A 14. mérésnél a görbe eltérése a referenciavonaltól statisztikailag nem szignifikáns, tehát matematikailag itt éri el a tanulási görbe a plató fázist. Ez alapján átlagosan 14 digitális lenyomatvétellel a CEREC Primescan rutinos használata elsajátítható. A vizsgálat eredményei alapján megállapították, hogy feltehetőleg az oktatás miatt a tanulási görbe pozitív gyorsulási szakasza nem látszik és a lineáris szakasztól indul, valamint a gyakorlás felére csökkentette a lenyomatvételi időigényt. [3] A munkacsoport fent leírt kutatása során előfordult, hogy 1 órát meghaladó folyamatos szkennelés esetén az eszköz kézzel érezhetően jelentősen felmelegedett, sőt előfordult olyan eset is, amikor a szoftver lefagyott.

Ez fontos lehet a szkennelés pontosságára vonatkozóan, hiszen több mérést végeztek már egyéb tényezők tekintetében, melyek a pontosságot befolyásolják, ide

sorolható például a szkennelési tapasztalat, a szkennelési stratégia, a megvilágítás, az aktuálisan használt szoftververzió, illetve a szkennelt felszín is, azonban sem a gyártói utasítás, sem pedig egyéb forrás nem ír információt arról, hogy az üzemi hőmérséklet emelkedése hogyan befolyásolja a digitális lenyomatot. [27]-[36] , **Hiba! A hivatkozási forrás nem található.**

Tekintve, hogy a szkennер kézidarabjának feje fémből van, amely a hőmérséklet ingadozás hatására deformációt szenvedhet a hőtágulás folyamatából kifolyólag, így fontosnak és hiánypótlónak tartható a jelenség vizsgálata.

## **2 Célkitűzés**

Kutatásunkban a CEREC Primescan intraorális szkennerek hőmérsékletváltozásának hatását vizsgáljuk a létrehozott digitális lenyomatok valódiságára és a precizitására.

Cél a hőmérséklet pontosságot befolyásoló hatásának felderítése a szkennerek különböző hőmérsékleteihez tartozó pontosságok megfigyelésével.

### **2.1 Kérdésfelvetések**

A szájüregben lévő közel 36 Celsius-fokos hőmérséklet és a magas páratartalom miatt szükséges a szkennerek bizonyos hőmérsékletig történő felfűtése, különben a kézikarab fején található lencse bepárásodna, ami nagyban rontaná a szkennelés eredményét. Az könnyen megérthető, hogy szükséges a szkennerek fűtése, viszont az már kérdéses, hogy a felhasználó által is tapasztalható hőmérséklet növekedés befolyásolja-e kedvezőtlen irányba a szkennelés eredményét.

### **2.2 Nullhipotézis**

A bekapcsoláskor mérhető hőmérséklet, vagy a használat során detektált legmagasabb hőmérséklethez kapcsolódó pontosság kiértékelésénél kimutatható különbség mutatkozik a referenciához képest.

### 3 Anyag és módszer

#### 3.1 Minta

##### 3.1.1 3D nyomtatott minta anyaga

A mindennapi klinikai gyakorlatban általánosan felhasznált gipszminták helyett, melyek a szájképletek pontos lemintázására szolgálnak, egy kevésbé sérülékeny szkennelhető felszínre volt szükség. [69] Ezért a mérésekben PMMA nyomtatott minta lett szkennelve, mely kifejezetten 3D nyomtatáshoz használt fényre keményedő, hőálló, magas belső stabilitással rendelkező anyagból, FREEPRINT® model T-ből készült. [70] A 3D nyomtatott minta anyaga és az ebből előállított, 3D nyomtatással készült minta a 23. ábrán látható. A 3D nyomtatott minta anyagának tulajdonságai a 2.táblázatban láthatóak. A DETAX márka FREEPRINT® termékeit alkalmazzák a fogorvosi gyakorlat számos területén, melyek közül kiemelendő, hogy alkalmazzák sínek (FREEPRINT® Temp), orthodonciai készülékek nyomtatásához (FREEPRINT® Ortho), de jelentőségük van a speciális ellátást igénylő páciensek rehabilitációja során, hiszen obturátorok alapanyagaként is szolgálhatnak. [71]

A minta ASIGA 3D nyomtatóval **Hiba! A hivatkozási forrás nem található.** lett előállítva, 50µm-es (mikrométer) rétegvastagságra állítva. [73]



23. ábra: FREEPRINT® model T és a belőle nyomtatott minta [74]

Hajlítószilárdság	> 80 MPa(MegaPascal)
Rugalmassági modulusa	> 1700 MPa
Végső keménység	> 83 Shore D
Hőformázó fóliák üzemi hőmérséklete	$\leq 195^{\circ}\text{C}$

2. táblázat: FREEPRINT® model T fizikai adatok [74]

### 3.1.2 3D nyomtatott minta tárolása, formatartóssága

A vizsgálatban a 3D-nyomtatás után 2 héttel történt a minta beszkennelése 3Shape E4 asztali szkennerral, mely később referencia adatként került felhasználásra a pontosság mérésekhez. Ezt követően 24 órán belül a CEREC Primescannel is megtörténtek a szkennelések. A köztes időintervallumokban a minta tárolása fényexpozíciómentes környezetben történt.

### 3.2 Referencia szkennер

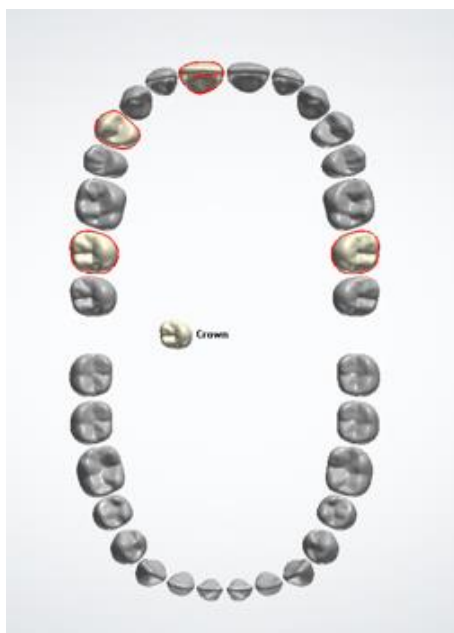
A pontosságmérésekhez a referencia adatot a 3Shape E4 asztali szkennер által beszkennelt mintáról készült fájl szolgáltatta. (24.ábra)



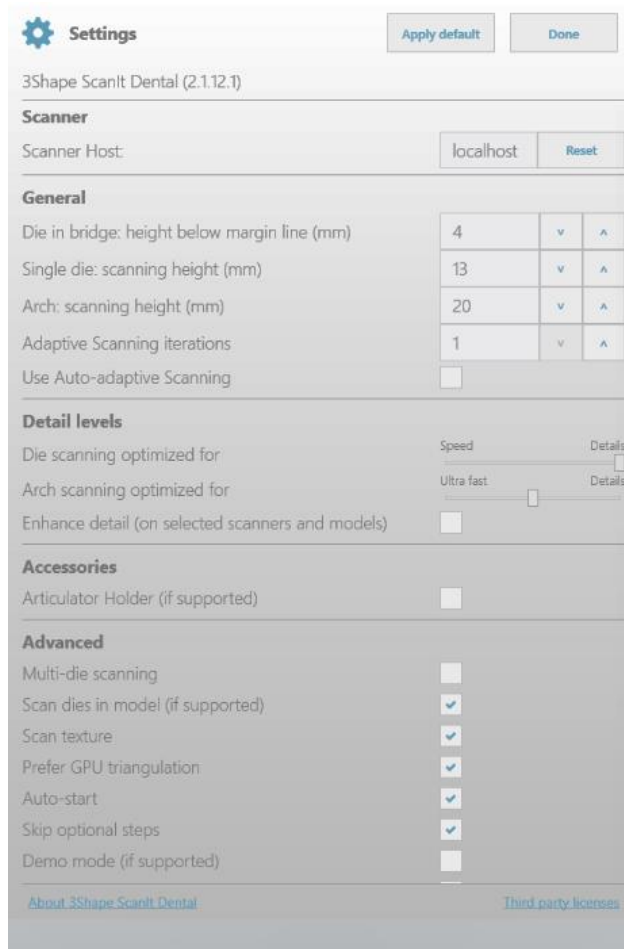
24. ábra: 3ShapeE4 asztali szkennер



A szkennelés során a négy preparált fog (17,14,11,27) került kijelölésre és a teljes minta leképezésre került. (25.ábra) A szkennerek a hétköznapi gyakorlatban használt módszernek megfelelően került beállításra, a beállítási paramétereket a 26.ábra mutatja. Az adatok virtuális minta összeállítását követően STL (Standard Tessellation Language – Standard Mozaik Nyelv) formátumban kerültek exportálásra a későbbi virtuális összehasonlítások elvégzéséhez.



25. ábra: Fogívszkennelési munkalap a 3Shape E4 fogtechnikai szkennerek szoftverében



26. ábra: 3Shape E4 szkennerek vizsgálat során beállított paraméterei

### 3.3 Hőkamera

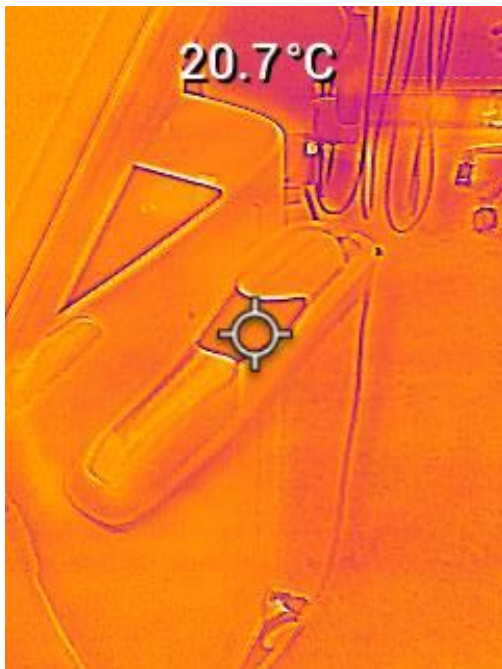
A kamera a gyártói beállítások [75] mellett került használatra. A hőkamera pontos vizsgálati területre irányítása lézermutató segítségével történt. (27.ábra) A minimális mérési távolság (gyártó által ajánlott 0,26 m) betartása érdekében a kutatásban a hőkamera körülbelül 0,4 m távolságra került a vizsgált objektumtól. A képek rögzítésre kerültek, melyet az eszköz belső memóriájában lehet tárolni JPEG (Joint Photographic Experts Group) fájlformátumban, maximum 4GB (gigabájt) adatmennyiség felhasználásával, mely elegendő volt a felvételek tárolására a jelenlegi vizsgálatban. A kameraképeket USB-C (Universal Serial Bus – Univerzális soros busz) csatlakozón keresztül is lehet importálni, de ha a FLIR Tools<sup>TM</sup> alkalmazást futtató mobilkészülékkel párosítva van a FLIR hőkamera, úgy az folyamatosan továbbítja a leolvasott adatokat a mobilkészülékre, élő megjelenítéshez. [75]



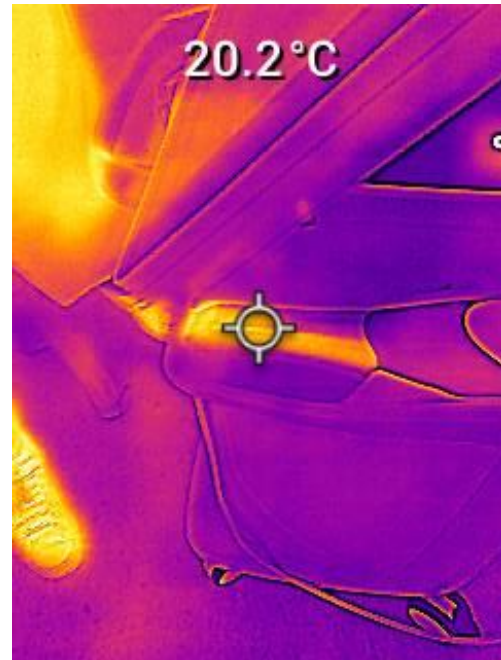
27. ábra: A szkennervej és markolat hőmérsékletének mérése a lézermutató funkció segítségével

### 3.4 CEREC Primescan tárolása, szkennelés alacsony és magas hőmérsékleten

A szkennert tárolása a Semmelweis Egyetem Fogpótlástani Klinikán, 20 °C-ra beállított légkondicionált helyiségben történt. A mérések megkezdése előtt a szkennert hőmérsékletének ellenőrzése történt meg. (28-29.ábra)

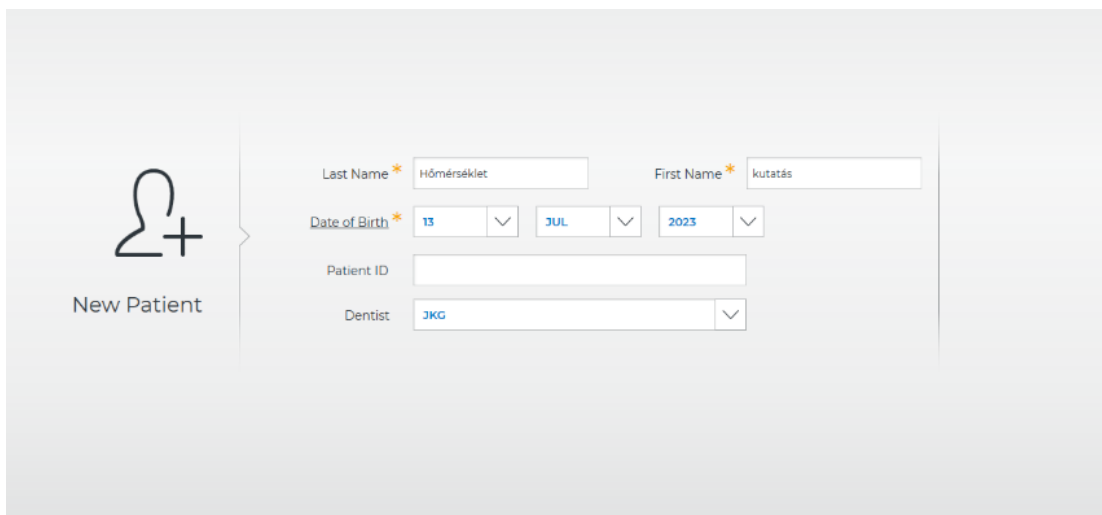


28. ábra: 20,7 Celsius-fokos markolathő a mérések megkezdése előtt



29. ábra: 20,2 Celsius-fokos szkennervej a mérések megkezdése előtt

A CEREC Primescan Connect Software segítségével két szkennelési tapasztalattal rendelkező felhasználó, fejenként összesen 15 digitális tanulmányi lenyomatot készített bekapcsolási és üzemi hőmérsékleten FREEPRINT® model T anyagból készült nyomtatott mintáról. A program elindítása után egy új páciens került felvételre az adatbázisba „Hőmérséklet kutatás” néven, mely alá elsőként a kiindulási hőmérsékleten szkennelt digitális lenyomatok lettek sorolva, majd pedig a 15 db üzemi hőmérsékleten vett lenyomat lett regisztrálva. (30.ábra)

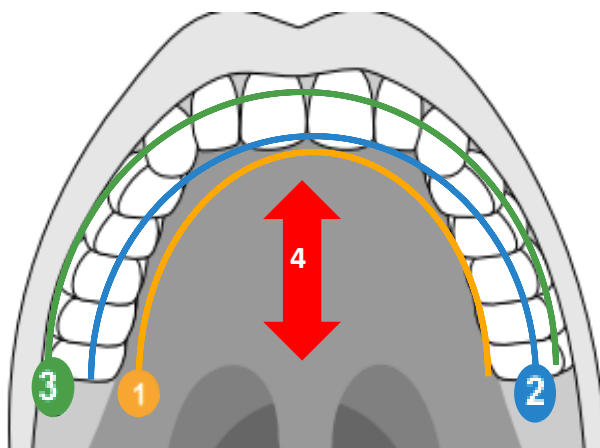


The screenshot shows the 'New Patient' form in the CEREC Primescan software. On the left, there is a user icon and the text 'New Patient'. The form fields are as follows:

- Last Name:
- First Name:
- Date of Birth:
- Patient ID:
- Dentist:

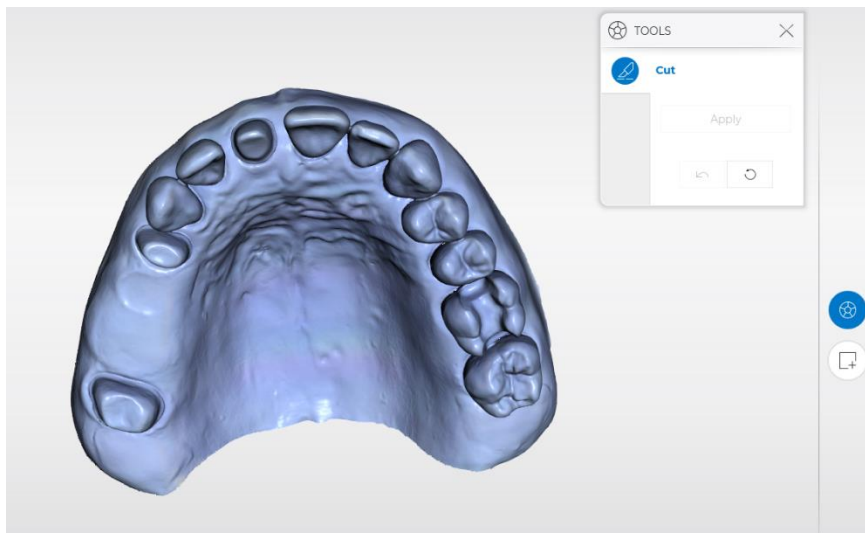
30. ábra: Adatok rögzítése a CEREC Primescanen

Ezt követően elindításra került a szkennер és a gyártói utasítás alapján történt a lenyomatvétel a 3D nyomtatott mintáról, amennyiben hiba volt észlelhető a digitális lenyomaton, akkor vissza kellett térni, kiegészíteni a hiányos területet. A gyártó által meghatározott szkennelési stratégia a 31. ábrán látható. A mintán elsőként a palatinalis felszín, majd ezt követően az occlusalis, buccalis felszínek, végül pedig a palatum került beszkennelésre.



31. ábra: Szkennelési stratégia [40]

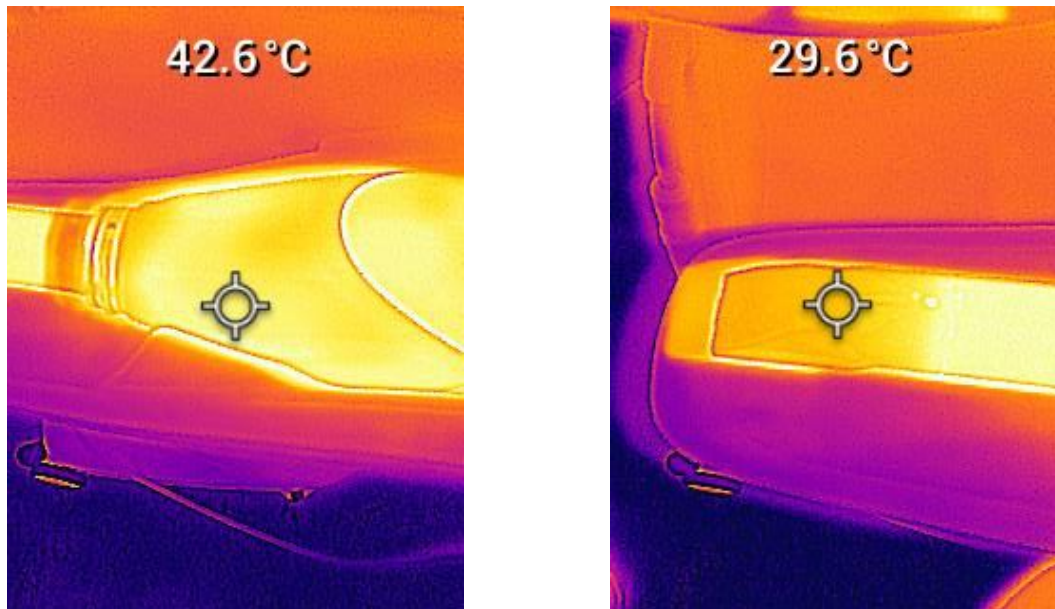
Az adatfelvétel után a nem kívánt részek eltávolításra kerültek a digitális mintáról (32.ábra), majd a szoftver feldolgozta az adatokat és a fájlok STL formátumban exportálásra kerültek a későbbi pontosságmérésekhez.



32. ábra: Digitális modell, a nem kívánt részek eltávolítása után

A szkennelés használata közben kézzel is érezhető hőmérséklet növekedés volt tapasztalható, ezért minden STL fájl létrehozása után a szkennelés kikapcsolásra került, hogy visszahűljön szobahőmérsékletre. Amikor újra elérte a kiindulási hőmérsékletet, elkezdődött a következő szkennelés. A vizsgálat szempontjából a fej hőmérséklete volt a jelentősebb, mivel ebben található az optikai rendszer, ezért annyi időt nem volt szükséges várni, hogy a markolat is visszahűljön a kiindulási hőmérsékletre.

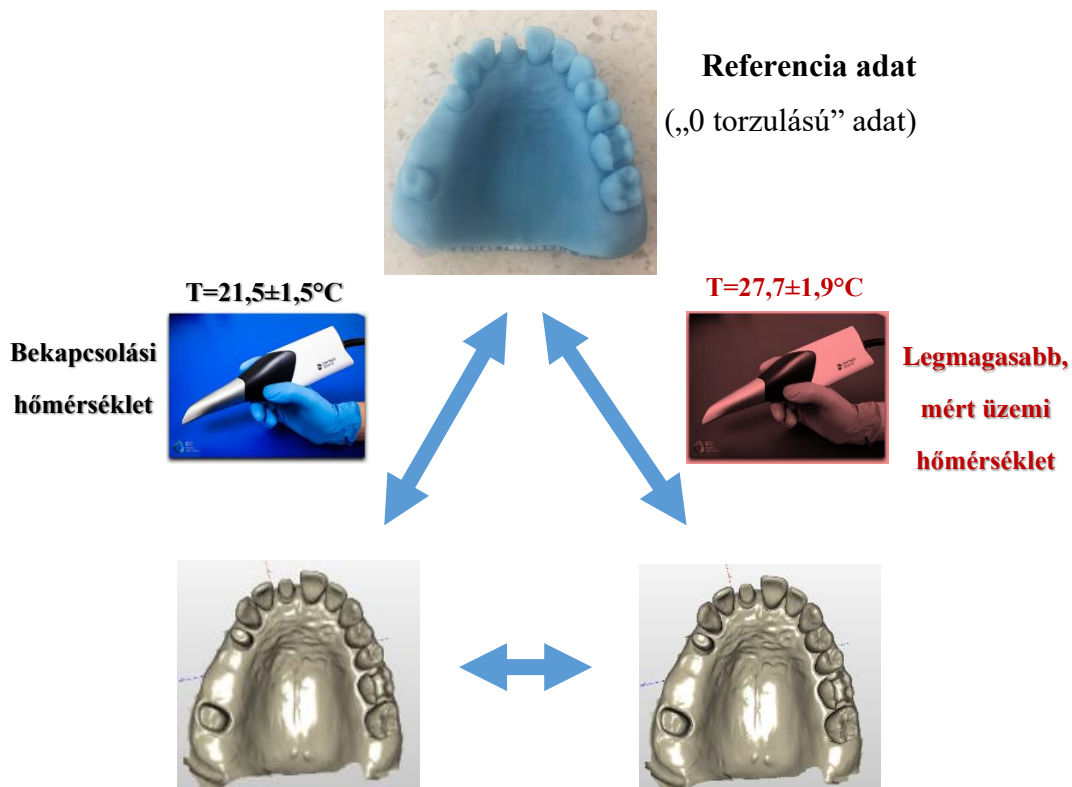
Az alacsony hőmérsékleti mérések elkészülte után az elérhető legmagasabb hőmérsékleten történő szkenneléshez a szkennerral folyamatos, nem mért szkennelés zajlott addig, ameddig a szkennervej már nem melegedett tovább. (33.ábra) Ekkor került sor a magas hőmérsékleten történő szkennelésre, amely során létrejött fájlok szintén STL formátumban kerültek exportálásra.



33. ábra: Legmagasabb mért markolathő és legmagasabb mért szkennervej hőmérséklet

A vizsgálat összefoglalása a 34. ábrán is ismertetésre kerül. Az ábrán látható referenciaminta referencia adatként szolgál, mely „0” torzulású adat. A CEREC Primescan kék háttérű ábrája a bekapcsolási hőmérsékletet, míg a piros háttérrel rendelkező a legmagasabb, mért üzemi hőmérsékletet modellezi. Az ábra alsó részén a jelenlegi vizsgálat alapja, a két hőmérséklet összehasonlításának sémás ábrázolása látható.





34. ábra: A CEREC Primescan szájba kerülő részének alacsony (bekapcsolási hőmérséklet) és magas (legmagasabb, mért üzemi hőmérséklet) hőmérsékleteken létrehozott virtuális mintáin végzett mérések összefoglaló ábrája. A két mérési csoport adatai összevetésre kerültek a referencia adattal

### 3.4.1 A vizsgálat során mért hőmérsékleti értékek rögzítése

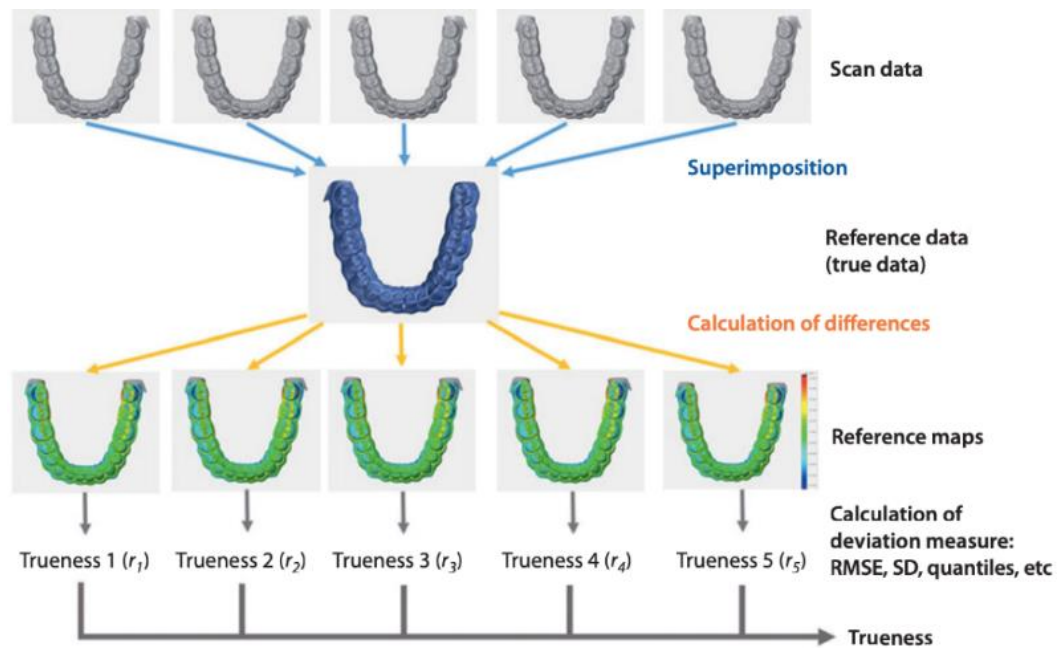
Mindegyik szkennelés előtt, illetve után külön-külön a szkennergej és markolat hőmérséklete rögzítésre került. Annak érdekében, hogy a szkennergejét borító fém védőtok ne zavarja meg a hőmérséklet regisztrálását, minden hőmérséklet rögzítésénél eltávolításra került. A mért adatok táblázatban (3., 8. táblázat) kerültek rögzítésre, melyben regisztrálva volt a szkennelés előtt, illetve után a szkennergej és a markolat hőmérséklete, illetve a szkennelési idő.

A fej és a markolat külön mérésére azért volt szükség, hogy megfigyelhető legyen, a szkennergej szimmetrikusan melegszik-e fel. Ez azért is fontos, mert a markolat hőmérsékletváltozása kézzel érezhető, azonban a páciensélmény szempontjából a szkennergej hőmérséklete jelentősebb, illetve a leképezésért felelős optikai rendszer is a kézidarab fejében található.

### 3.5 Pontosságmérések

A kutatásban a modell szkennelése során kapott adatok STL fájlként kerültek exportálásra, majd a pontosságmérések a 3D metrológiai szoftverrel, a Geomagic Control X programban történtek, a legjobb illeszkedés elve szerint.

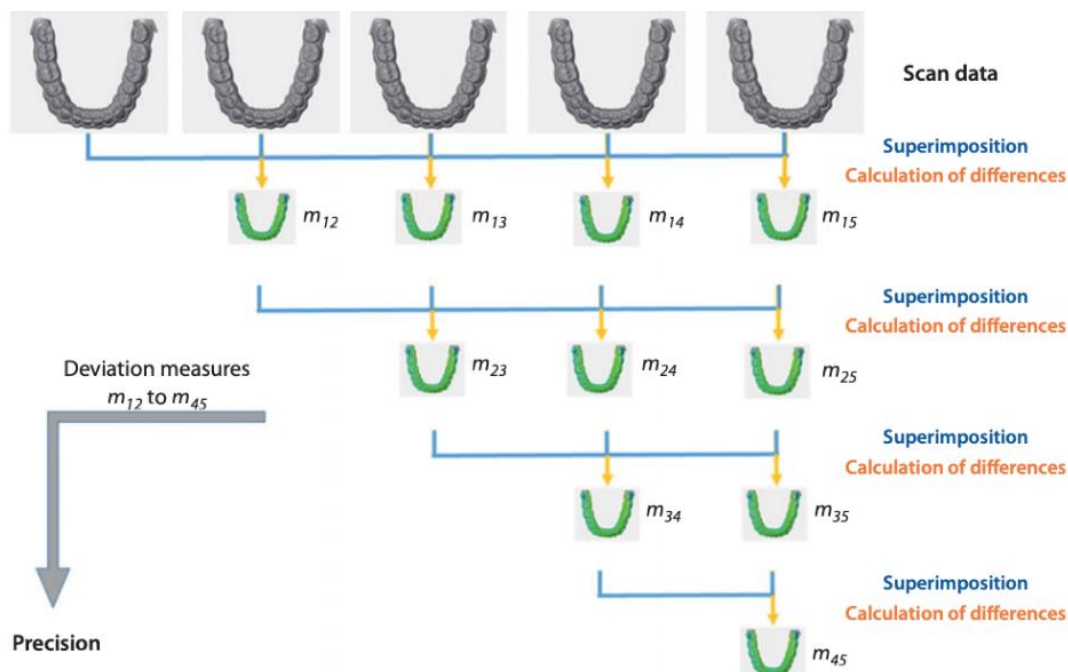
A referenciamintára a kiindulási és a legmagasabb mért hőmérsékletéhez tartozó minták egyesével illesztésre kerültek, és az így kapott átlagos torzítási értékek statisztikai vizsgálatával kapható meg a valódiság (35.ábra). [76]



35. ábra: Valódiság mérések sémás ábrázolása [76]

A bekapcsolási és a legmagasabb detektált hőmérsékletéhez tartozó minták precizitását pedig csoporton belül végzett mérések segítségével lehetett vizsgálni (36.ábra). [76]





36. ábra: Precizitás mérések sémás ábrázolása [76]

### 3.6 Statisztika

#### 3.6.1 Valódiság értékek leíró statisztikája

Az RMS (Root mean square – négyzetes középérték) és Standard Deviáció (átlagos eltérés) értékek kiértékelése 15 elemszámmal történt ( $n=15$ ), nem parametrikus, egy mintás T-próbával (Kolmogorov-Szmirnov teszt). A szignifikancia szint 5%-ban lett meghatározva ( $p=0,05$ ). (4-13.táblázat)

##### 3.6.1.1 Alacsony és magas hőmérséklet összevetése

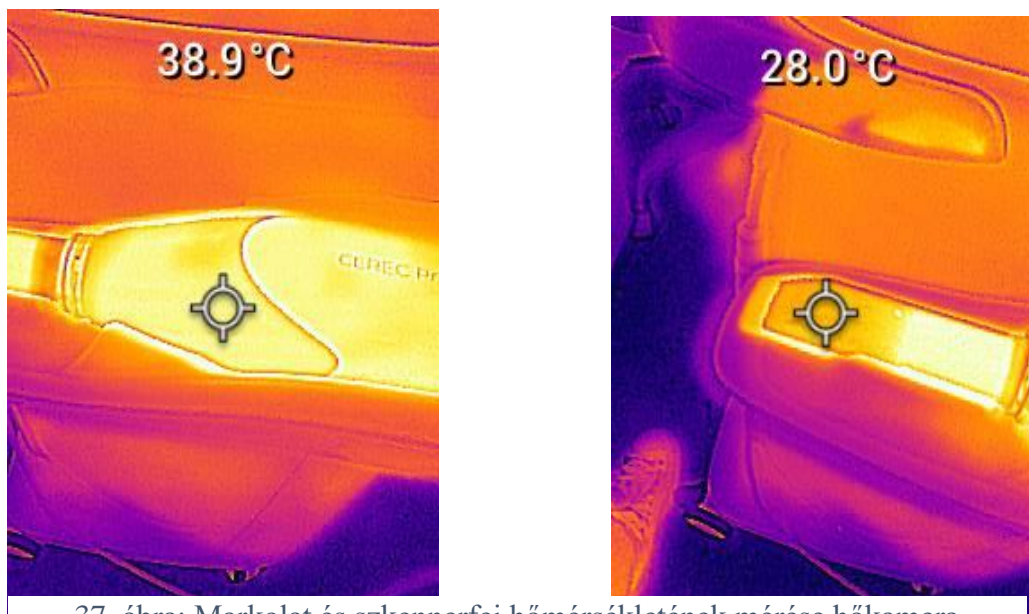
Nem normál eloszlású, független minták összevetése kétmintás T-próbával (Mann-Whitney U teszt) RMS (Root mean square – négyzetes közép) és Standard Deviáció (átlagos eltérés) értékek alapján történt, a szignifikancia szint 5%-ban lett meghatározva ( $p=0,05$ ). (13-16. táblázat)

#### 3.6.2 Precizitás értékek leíró statisztikája

A precizitások kifejezésére a csoportokon belül (alacsony hőmérséklet RMS és Standard Deviáció, magas hőmérséklet RMS és Standard Deviáció) 105 elemszámmal ( $n=105$ ) történtek mérések, mely során meghatározásra került az átlag (Mean), az átlagos eltérés (Std. Deviation) az 5 és 95 percentilis (P5, P95) megadásával. (17-18. táblázat)

## 4 Eredmények

A szkennert a melegedés alapján két külön részre bontható, külön melegszik a markolat és a fej. (37.ábra)



37. ábra: Markolat és szkennervej hőmérsékletének mérése hőkamera használatával. Azonos időpillanatban különbözik a markolat (bal) és a szájba kerülő rész (jobb) hőmérséklete.

### 4.1 Alacsony hőmérsékleten végzett szkennelések eredményei

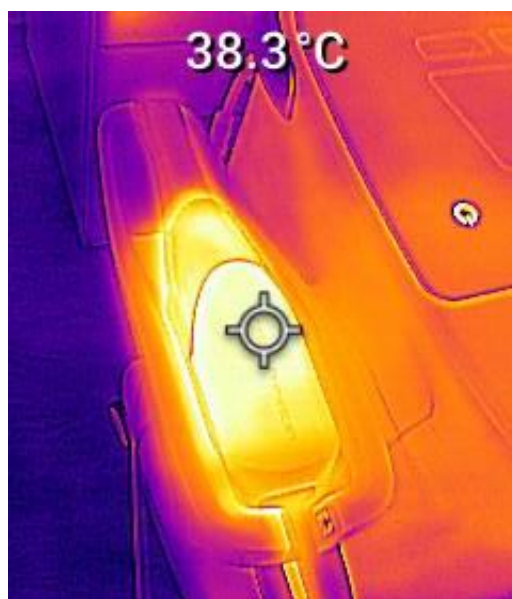
Az alacsony hőmérsékleten mért szkennelések előtt 23 Celsius fokot nem érte el a szkennert feje. A visszahűlést segítve minden mérést követően az eszköz kikapcsolásra került.

A szkennelések átlagos időigénye 90,3 másodpercnek (sec.) adódott. A szkennelések előtt mért markolat hőmérsékletek átlaga 32,6 Celsius-fok és a fej átlagos hőmérséklete 21,6 Celsius-fok volt. A szkennelések után mért átlagos hőmérséklet a markolatra nézve 34,0 Celsius-fok, míg a szkennervejre nézve 22,1 Celsius-fok volt. Fontos megfigyelések közé tartozik még, hogy a 13. szkennelés során a szoftver pár másodpercre lefagyott, viszont ez esetben még gyorsan helyreállt. A bekapcsolási hőmérsékleten történő mérések adatait a 3. táblázat tartalmazza.

ALACSONY hőmérséklet	Szkenelési idő	Hőmérséklet (Celsius fok)			
		Szkenelés előtt		Szkenelés után	
		Markolat	Fej	Markolat	Fej
1. szkenelés	120 sec	20,7	20,2	22,9	22,1
2. szkenelés	100 sec	22,9	22,1	23,8	21,1
3. szkenelés	151 sec	23,8	21,1	28,5	23,8
4. szkenelés	81 sec	26,5	21	28,6	22,9
5. szkenelés	95 sec	28,6	22,9	33,1	22,4
6. szkenelés	106 sec	33,1	22,4	35,3	22,9
7. szkenelés	94 sec	35,3	22,9	37,1	25,1
8. szkenelés	81 sec	35,4	22,5	38,6	21,3
9. szkenelés	74 sec	38,6	21,3	37,6	20,6
10. szkenelés	78 sec	37,6	20,6	35,9	22,2
11. szkenelés	81 sec	35,9	22,2	38,2	20,8
12. szkenelés	65 sec	38,2	20,8	37,9	21,1
13. szkenelés	79 sec	37,9	21,1	37	20,6
14. szkenelés	65 sec	37	20,6	37,8	24,8
15. szkenelés	85 sec	37,8	22,7	38,3	19,9
Átlag	90,3 sec	32,6	21,6	34,0	22,1

3. táblázat: Kiindulási hőmérsékleten végzett szkenelések eredménye (szkenelési idő, markolat és szkennerfej hőmérséklete)

A 15. szkenelés végén 38,3 Celsius fokos hőmérsékletet (38.ábra) jelzett a hőkamera, mely célkeresztjét a markolatra irányítva szintén készült fénykép ezen adatról.



38. ábra: A markolat hőmérséklete a 15. kiindulási hőmérsékleten végzett szkenelés után

#### 4.1.1 Alacsony hőmérsékleten történő szkennelés valódiság eredményei

Alacsony hőmérsékleten nem mutatkozik szignifikáns különbség (RMS 0,2, Standard Deviació 0,2) a mért értékek és a 0 (referencia) között (4-7. táblázat).

##### 4.1.1.1 RMS

<i>Egymintás T-próba (Kolmogorov-Szmirnov) RMS</i>	
<i>Elemzés</i>	15
<i>Abszolút eltérés</i>	0,131
<i>Pozitív eltérés</i>	0,109
<i>Negatív eltérés</i>	-0,131
<i>Statisztikai teszt</i>	0,131
<i>Szignifikancia szint</i>	0,200 <sup>b</sup>

4. Táblázat: Alacsony hőmérsékleten végzett szkennelés valódiság RMS eredménye

<i>Hipotézis teszt</i>		
<b>Nullhipotézis</b>	<b>Teszt</b>	<b>Sig.<sup>a,b</sup></b>
Átlag 0,235 és Standard Deviació 0,097885.	Egymintás Kolmogorov-Szmirnov Teszt	0,200 <sup>c</sup>

5. Táblázat: Alacsony hőmérsékleten végzett szkennelés valódiság RMS eredményhez tartozó hipotézis teszt

##### 4.1.1.2 Standard Deviació

<i>Egymintás T-próba (Kolmogorov-Szmirnov) Standard Deviació</i>	
<i>Elemzés</i>	15
<i>Abszolút eltérés</i>	0,133
<i>Pozitív eltérés</i>	0,111
<i>Negatív eltérés</i>	-0,133
<i>Statisztikai teszt</i>	0,133
<i>Szignifikancia szint</i>	0,200 <sup>b</sup>

6. Táblázat: Alacsony hőmérsékleten végzett szkennelés valódiság Standard Deviació eredménye

<b>Hipotézis Teszt</b>		
<b>Nullhipotézis</b>	<b>Teszt</b>	<b>Sig.<sup>a,b</sup></b>
Átlag 0,235 és Standard Deviáció 0,097891	Egymintás Kolmogorov- Smirnov Teszt	0,200 <sup>c</sup>

7. Táblázat: Alacsony hőmérsékleten végzett szkennelés valóság Standard Deviáció eredményhez tartozó hipotézis teszt

#### **4.1.2 Alacsony hőmérsékleten történő szkennelés precizitás eredményei**

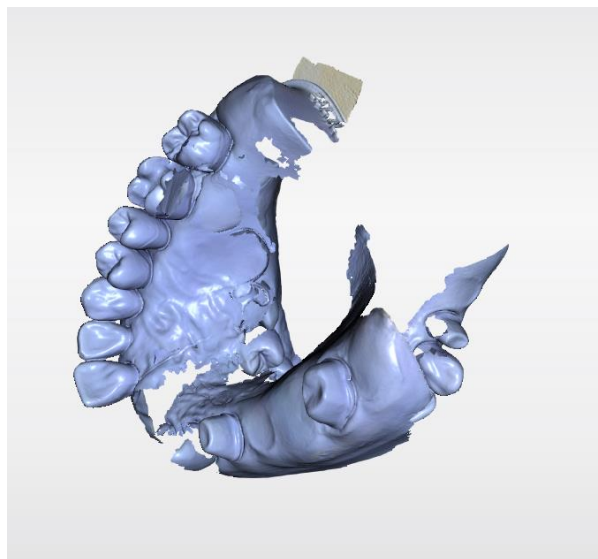
Alacsony hőmérsékleten a mért adatokból számolva:

- Digitális minták négyzetes középértéke (RMS átlag): 0,387; Standard Deviáció átlag: 0,167, CI (0,1, 0,688)
- Digitális minták átlagos eltérés (Standard Deviáció átlag) értéke: 0,385; Standard Deviáció: 0,167, CI (0,1, 0,684)

## **4.2 Magas hőmérsékleten végzett szkennelések eredményei**

Az alacsony és a magas hőmérsékleti blokk között a szkennер újraindítása történt, és a magas hőmérsékleten végzett szkennelések megkezdése előtt a kézidarab felmelegedéséhez 12 percen keresztül folyamatos szkennelés történt az eszközzel, így érte el üzemi hőmérsékletét. Ebben az esetben a szkennер fejének hőmérséklete úgy került rögzítésre, hogy a fém védőtok nem fedte a belső fém rendszert. (13.ábra) Az első mért szkennelés előtt a markolat 39,8 Celsius-fokos volt, a fej pedig 27,5 Celsius-fokos. A fém fejet minden hőkamera használat előtt el kellett távolítani a szkennerről, viszont észlelhető volt, hogy a harmadik szkennelés után már nehezebb volt levenni és visszarakni a fémtokot, amiből arra lehet következtetni, hogy a szkennер nyakán található fém gyűrű tágult a hőmérséklet növekedése miatt.

A szkennelések átlagos időigénye 96,2 másodpercnek adódott. A szkennelések előtt mért markolat hőmérsékletek átlaga 40,3 Celsius-fok és a fej átlagos hőmérséklete 27,6 Celsius-fok volt. A szkennelések után mért átlagos hőmérséklet a markolatra nézve 40,2 Celsius-fok, míg a szkennерfejre nézve 27,7 Celsius-fok volt. A szkennерfej hőmérséklete 25,8 Celsius-fokról 28 Celsius-fokra nőtt a 15. szkennelés végére, eközben a modell feldolgozási idő is folyamatosan hosszabbodott. A 8. szkennelés közben, amikor a szkennерfej 29,6 Celsius-fokos volt, átlapolás jelent meg a monitoron a digitális lenyomatvétel közben, de ezt még a szoftver magától kijavította. A 12. szkennelés esetében, megközelítőleg 1,5 óra folytonos szkennelést követően, a lenyomatvétel végéhez közeledve lefagyott a szkennер és újra kellett szkennelni a mintát, mert a modell egyes részeit kitörölte a szkennер (39.ábra). Ekkor a markolat 41,6 Celsius-fokos és a fej pedig 28,7 Celsius-fokos volt.



39. ábra: Digitális modell a 12.szkennelés után, a szkennner lefagyásakor

Az üzemi (magas) hőmérsékleten történő mérések adatait a következő 8.táblázat tartalmazza.

MAGAS hőmérséklet	Szkennelési idő	Hőmérséklet (Celsius)			
		Szkennelés előtt		Szkennelés után	
		Markolat	Fej	Markolat	Fej
1. szkennelés	87 sec	39,8	27,5	39,8	25,8
2. szkennelés	65 sec	39,8	25,8	39,7	26,9
3. szkennelés	107 sec	39,7	26,9	40,1	27,5
4. szkennelés	110 sec	40,1	27,5	40,7	27,2
5. szkennelés	120 sec	40,7	27,2	39,9	27,9
6. szkennelés	115 sec	39,9	27,9	39,9	27,6
7. szkennelés	92 sec	39,9	27,6	40,8	27,2
8. szkennelés	135 sec	40,8	27,2	41,5	29,6
9. szkennelés	128 sec	41,5	29,6	42,6	28,2
10. szkennelés	114 sec	42,6	28,2	40,9	28,6
11. szkennelés	98 sec	40,9	28,6	41,6	28,7
12. szkennelés	75 sec	41,6	28,7	39	26,6
13. szkennelés	62 sec	39	26,6	38,6	26,9
14. szkennelés	70 sec	38,6	26,9	38,9	27,5
15. szkennelés	65 sec	38,9	27,5	38,9	28
Átlag	96,2	40,3	27,6	40,2	27,7

8. Táblázat: Üzemi hőmérsékleten szkennelésenként mért eredmények (szkennelési idő, markolat és szkennnerfej hőmérséklete)

#### 4.2.1 Magas hőmérsékleten történő szkennelés valódiság eredményei

Magas hőmérsékleten nem mutatkozik szignifikáns különbség (RMS 0,2, Standard Deviació 0,2) a mért értékek és a 0 (referencia) között (9-12.táblázat).

##### 4.2.1.1 RMS

<i>Egymintás T-próba (Kolmogorov-Szmirnov) RMS</i>	
<i>Elemszám</i>	15
<i>Abszolút eltérés</i>	0,189
<i>Pozitív eltérés</i>	0,178
<i>Negatív eltérés</i>	-0,189
<i>Statisztikai teszt</i>	0,189
<i>Szignifikancia szint</i>	0,154

9. Táblázat: Magas hőmérsékleten történő szkennelés valódiság RMS eredmény

<i>Hipotézis teszt</i>		
<b>Nullhipotézis</b>	<b>Teszt</b>	<b>Sig.<sup>a,b</sup></b>
Átlag 0,117 és Standard Deviació 0,033758.	Egymintás Kolmogorov-Szmirnov Teszt	0,154

10. Táblázat: Magas hőmérsékleten történő szkennelés valódiság RMS eredményhez tartozó hipotézis teszt

##### 4.2.1.2 Standard Deviació

<i>Egymintás T-próba (Kolmogorov-Szmirnov) Standard Deviació</i>	
<i>Elemszám</i>	15
<i>Abszolút eltérés</i>	0,190
<i>Pozitív eltérés</i>	0,182
<i>Negatív eltérés</i>	-0,190
<i>Statisztikai teszt</i>	0,190
<i>Szignifikancia szint</i>	0,149

11. Táblázat: Magas hőmérsékleten történő szkennelés valódiság Standard Deviació eredménye



<i>Hipotézis teszt</i>		
Nullhipotézis	Teszt	Sig. <sup>a,b</sup>
Átlag 0,115 és Standard Deviáció 0,033380.	Egymintás Kolmogorov- Smirnov Teszt	0,149

12. Táblázat: Magas hőmérsékleten történő szkennelés valóság Standard Deviáció eredményhez tartozó hipotézis teszt

#### 4.2.2 Magas hőmérsékleten történő szkennelés precizitás eredményei

Magas hőmérsékleten a mért adatokból számolva:

- Digitális minták négyzetes középértéke (RMS átlag): 0,363, Standard Deviáció átlag: 0,168, CI (0,098, 0,685)
- Digitális minták átlagos eltérés (Standard Deviáció átlag) értéke: 0,361; Standard Deviáció: 0,167, CI (0,098, 0,679)

### 4.3 Alacsony és magas hőmérséklet összevetése

#### 4.3.1 Valódiság eredmények

Szignifikáns eltérés mutatkozik RMS és Standard Deviáció értékeinél is, a nullhipotézis elvetése indokolt. Az eredmények az alábbi táblázatokban (13-16.táblázat) és a 40. ábrán láthatóak.

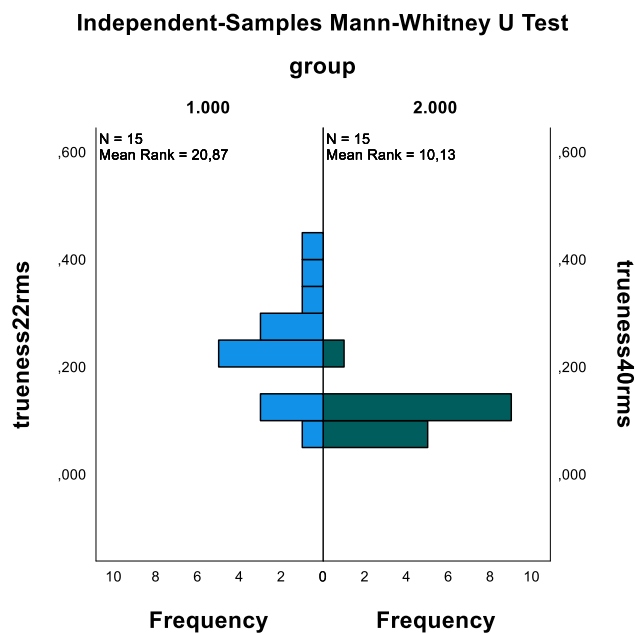
##### 4.3.1.1 RMS

<b><i>Kétmintás T-próba (Mann-Whitney U Teszt) RMS</i></b>	
<b><i>Elemszám</i></b>	30
<b><i>Mann-Whitney U teszt</i></b>	32,000
<b><i>Wilcoxon W próba</i></b>	152,000
<b><i>Statisztikai teszt</i></b>	32,000
<b><i>Standard hiba</i></b>	24,109
<b><i>Standardizált statisztikai teszt</i></b>	-3,339
<b><i>Szignifikancia szint</i></b>	<,001
<b><i>Egzakt szignifikancia szint</i></b>	,000

13. Táblázat: Alacsony és magas hőmérséklethez tartozó eredmények összevetésének RMS értéke

<b><i>Hipotézis teszt</i></b>		
<b>Nullhipotézis</b>	<b>Teszt</b>	<b>Sig.<sup>a,b</sup></b>
A valódiság eloszlásában a csoportok között nincs különbség.	Kétmintás Mann-Whitney U Teszt	<,001 <sup>c</sup>

14. Táblázat: Alacsony és magas hőmérséklethez tartozó eredmények összevetésének hipotézis tesztje



40. ábra: Kétmintás t-próba Mann-Whitney U Teszt

#### 4.3.1.2 Standard Deviáció

<b><i>Kétmintás T-próba (Mann-Whitney U Teszt) Standard Deviáció</i></b>	
<b><i>Elemsszám</i></b>	30
<b><i>Mann-Whitney U teszt</i></b>	32,000
<b><i>Wilcoxon W próba</i></b>	152,000
<b><i>Statisztikai teszt</i></b>	32,000
<b><i>Standard hiba</i></b>	24,109
<b><i>Standardizált statisztikai teszt</i></b>	-3,339
<b><i>Szignifikancia szint</i></b>	<,001
<b><i>Egzakt szignifikancia szint</i></b>	,000

15. Táblázat: Alacsony és magas hőmérséklethez tartozó eredmények összevetésének Standard Deviáció értéke

<b><i>Hipotézis teszt</i></b>		
<b>Nullhipotézis</b>	<b>Teszt</b>	<b>Sig.<sup>a,b</sup></b>
A valódiság eloszlása a csoportok között azonos.	Kétmintás Mann-Whitney U Teszt	<,001 <sup>c</sup>

16. Táblázat: Alacsony és magas hőmérséklethez tartozó eredmények összevetésének hipotézis tesztje

### 4.3.2 Precizitás eredmények

A két csoport variabilitásának Levene próbával ( $P=0,05$ ) történő összehasonlítása nem hoz statisztikailag szignifikáns eredményt ( $P>0,91$ ). A statisztikai eredmények a 17-18.táblázatban láthatóak.

Független mintás teszt								
t-próba átlagos egyenlőség								
		t	Szignifikancia szint		Átlagos eltérés	Std. hiba eltérés	95% konfidencia intervallum	
			Egymintás próba	Kétmintás próba			Alacsony	Magas
Precizitás RMS	Egyenlő varianciát feltételező	1,061	0,145	0,290	0,024483	0,023077	-0,021012	0,069977
	Egyenlő varianciát nem feltételező	1,061	0,145	0,290	0,024483	0,023077	-0,021012	0,069977
Precizitás StdDev	Egyenlő varianciát feltételező	1,064	0,144	0,288	0,024415	0,022937	-0,020804	0,069634
	Egyenlő varianciát nem feltételező	1,064	0,144	0,288	0,024415	0,022937	-0,020804	0,069634

17. Táblázat: Alacsony és magas hőmérséklet összehasonlítása, t-próba átlagos egyenlőség

Független mintás teszt (Levene-teszt)		F	Szignifikancia szint
precizitás RMS	Egyenlő variancát feltételező	0,013	0,910
	Egyenlő variancát nem feltételező		
precizitás StdDev	Egyenlő varianciát feltételező	0,012	0,913
	Egyenlő varianciát nem feltételező		

18. Táblázat: Alacsony és magas hőmérséklet összehasonlítása Levene próbával

## **5 Következtetések**

### **5.1 Valódiság**

Az eredmények alapján a szkennер megfelelő valódisággal rendelkezik a mért körülmények között.

A nullhipotézis szerint a bekapcsoláskor mérhető hőmérséklet, vagy a használat során detektált legmagasabb hőmérséklethez kapcsolódó pontosság között kimutatható különbség mutatkozik a referenciához képest. A jelen vizsgálatban részletezett adatok szerint sem az alacsony, sem a magas hőmérséklethez tartozó valódiságnál nem sikerült kimutatni különbséget a referenciához képest, ezért a nullhipotézis elvetésre került. Ugyanakkor a két hőmérsékleten megfigyelt valódiság között szignifikáns eltérés jelentkezik. Ezek alapján javasolt a gyártói utasítás betartása a használat során, tehát a szkennер használata előtt, a bekapcsolás után pár percig még érdemes várni a szkennelés megkezdésével. Esetleg próba szkenneléseket végezni pár percig, mielőtt az eredmény pontosságát befolyásoló szkennelések elkezdődnek. Valószínűsíthető, hogy a szkennер használata során jelentkező hőmérséklet-emelkedéssel a megfigyelt különbség eltűnik, azonban jelen vizsgálat erre nem terjed ki.

### **5.2 Precizitás**

A két hőmérsékleten mért precizitások értékei nagyon hasonló eredményt mutatnak. A két csoport variabilitásának összevetésével nem sikerült különbséget kimutatni. Ezek arra engednek következtetni, hogy a szkennер precizitása annak hőmérsékletének megváltozásával nem változik számottevően.

### **5.3 A különböző hőmérsékletekhez tartozó pontosságok összegzése**

A valódiság és precizitás eredmények alapján levonható az a következtetés, hogy a CEREC Primescan intraorális szkennер klinikailag elfogadható pontossággal működik a kiindulási hőmérsékleten és a legmagasabb mért hőmérsékleten is modell szkennelés esetén. A vizsgálat eredménye következtében a nullhipotézis elvetésre került. Elmondható, hogy a szkennер újra kalibrálása nem szükséges a vizsgált körülmények között, annak ellenére sem, hogy a gyártói utasítás alapján az eszköz hőmérsékletváltozásra érzékenynek tűnik.

A kutatás klinikai jelentőségét mutatja, hogy ugyan a pontosságban érdemi különbség nem mutatkozik alacsony és magas hőmérséklet között, viszont a szkennер felmelegedésével a szkennelési idő és a felhasználói élmény jelentősen romlik. A

komfortérzet csökkenése főleg a szkennelést végző személyt érinti, a pácienseket a szkennervegység a hőmérséklete feltehetőleg nem zavarja, azonban a nyomtatott mintán végzett vizsgálat nem alkalmas ennek felmérésére. A szkennervegység aszimmetrikusan fűt fel, a másfél órán át folyamatosan használt szkennervegységen érzékelhető és mérhető, hogy több mint 10 Celsius-fokos hőmérsékletkülönbség jelentkezik a szkennervegység feje és markolata között. A maximális üzemi hőmérséklet elérése után 12 perccel a szkennelési idő számottevően megnőtt, amely megnehezítheti a lenyomatvételt. A magas hőmérsékleten végzett mérések alatt, a 12. szkennelés közben a rendszer lefagyott és újra kellett kezdeni a lenyomatvételt. A gyártóval történt egyeztetés alapján ez azért is történhet meg, mert a szkennervegység szoftvere túlterhelheti a Windowst, amely a túlzott adatbevitel miatt rosszindulatú programnak tekintheti és leállítja azt. Ezen problémák megelőzhetőek a gyors és kevés adat bevitelével végzett szkennelésekkel.

A vizsgálat során megfigyelhető volt, hogy a pásztázási idő növekedésével a modell feldolgozási idő is nőtt párhuzamosan. Fontos megemlíteni, hogy a gyártói információk szerint a szkennert nem arra tervezték, hogy órákon keresztül, szünet nélkül, folyamatos adatfelvétel történjen vele. A fogászati gyakorlatban a páciensek között, az adatfelvételek során, a dezinfekciós időszakokban várhatóan az eszköz lehűl, a rendszer visszaáll és alkalmassá válik a következő páciens szkennelésére. A vizsgálat körülményei szándékosan az egyébként extrém terhelési körülménynek a meglétével kerültek felállításra, hogy az eszköz teljesítményének határai megfigyelésre kerülhessenek.

Mindezen információk alapján is elmondható, hogy a gyártó alapvetően úgy tervezte meg a CEREC Primescan digitális intraorális szkennert, hogy működését segíti, ha a szkennelések között a kézikönyv a helyére visszatételre kerül, illetve kerülendő a hosszabb időn keresztül történő folyamatos szkennelés is. Ezzel együtt az eszköz alkalmas a bonyolultabb, hosszabb szkennelési idővel járó klinikai esetekkel történő munkára is.

## 6 Megbeszélés

A szakirodalomban gyakran lehet olvasni a hagyományos lenyomatvétel és a digitális útvonal összehasonlításáról, ezen belül előnyeiről, illetve hátrányairól. Egyes kutatások során a hagyományos és az intraorális szkennelést vett lenyomatok pontosságbeli különbségét is vizsgálták. [2] A vizsgálatok klinikai jelentőségét az is mutatja, hogy a hagyományos, illetve a digitálisan vett lenyomatok pontossága befolyásolja a definitív fogpótlás minőségét. Manapság a digitális lenyomatvételi út válik egyre népszerűbbé, hiszen lerövidíthető a kezelési idő, csökkenhet a páciensvizitek száma. Az intraorális szkennerek előnye közé tartozik, hogy lehetőség van a hiányzó területek pótlására, újraszkenelésére, míg a hagyományos úton teljesen új lenyomatvételre van szükség ilyen esetekben. A hagyományos lenyomat esetén, anyagából adódóan nagyobb lehet a torzulás valószínűsége, míg a digitális lenyomatok esetén ez elhanyagolható. [77], [78] A digitálisan vett lenyomatok, majd ez alapján tervezett fogpótlások nagy előnye, hogy készítésük során a klinikai adatok elektronikus archiválásra kerülnek az elkészült fogpótlás virtuális tervével együtt. Amennyiben tartalék vagy új fogpótlás készítésére van szükség, akkor az egyszerűen és gyorsan elkészíthető, a fogpótlás törése vagy akár elvesztése esetén is. [79]

Korábbi vizsgálatban több intraorális szkennert, köztük a legtöbbször használt (54,72%) 3Shape TRIOS 3, illetve a CEREC Primescan (20,75%) szkennert teljes ívről történő lenyomatvételi pontosságát hasonlították össze 4 különböző fogazati státuszú esetben a referencia STL fájlal. Szkennelések történtek fogas, fogatlan állcsonton, részleges, illetve teljes fogatlan állcsonton implantátumokkal. Bár a CEREC Primescan előtti generációk, mint a Bluecam és az Omnicam, még precizitásban elmaradtak a vizsgált többi szkennertől, a teljes fogazat szkennelésénél a Primescan esetén érték el a legjobb eredményeket. Fogatlan ív szkennelésénél és az implantátumokkal ellátott fogatlan ívek esetén a Primescan értékei szintén kiemelkedőek voltak a pontosság tekintetében, míg az implantátumokkal ellátott részlegesen fogatlan íveken sem mutatott szignifikáns különbséget a referenciához képest a szkennert. [80] Ezen vizsgálat alapján elmondható, hogy a CEREC Primescan megbízható pontossággal használható fogas, fogatlan állcsont szkennelésénél, illetve implantátumon elhorgonyozott fogpótlás készítése esetén is.



Az intraorális szkennerek hatékonyságát számos tényező befolyásolhatja, csökkentheti a nyál hiperszekréciója, a mozgó lágyrészek, a különböző szkennelési protokollok, vagy az esetlegesen jelen levő, fényvisszaverő anyagok is. [78] Az intraorális szkennerek használatakor tehát ajánlott a pásztázási pontosság maximalizálásának érdekében a felületek leszárítása, mivel a nyál is csökkentheti a szkennerek teljesítményét. [30] Bár a jelen kutatás esetén a szkennelések nyálmentes környezetben történtek a modellről, korábbi CEREC Primescannel végzett vizsgálatok során [3] a páciensek alsó és felső állcsontjának szkennelése előtt, a szkennelt felszínek szárítása asszisztensi oldalról nyálszívó és puszter segítségével történt.

A szkennelési pontosságot befolyásolja napjaink információrobbanásának hozadéka, a mesterséges intelligencia is, mely forradalmasította a prognózist, diagnózist és a terápiás kezelést. Már a fogorvosi gyakorlat számos területén is a klinikai adatok gyűjtése, elemzése leegyszerűsíthető a mesterséges intelligencia használatával. [81][81] A fogatlan emberek harapásának rekonstrukciója technikaérzékeny, hiszen szigorú esztétikai és funkcionális előírásoknak kell eleget tenniük. A CEREC Primescannel történő lenyomatvételek alatt a mesterséges intelligenciának köszönhetően a szkennerek folyamatosan „tanul”, mely funkció alkalmazása csökkent a fogpótlás készítése során az emberi hibák esélyét, így képes befolyásolni a készülő fogpótlás pontosságát is. [82][82]

A szkennelésben jártasság, gyakorlottság szintén befolyásolja a pontosságot, de a szkennelési időt is. A tapasztalt felhasználói szint elérése a szkennerek esetén egészen különböző eredményeket adhat, a tanulási görbék eltér. Míg a CEREC Primescan esetén 14 mérési ciklus (alsó, felső állcsont pásztázása, illetve harapásregisztráció) kellett a platófázis eléréséhez, addig a 3Shape TRIOS 4 használatakor 11 mérési ciklus is elegendő volt. [3] Ennek háttérben számos ok állhat, például ilyen az eltérő szkennelési stratégia, a szkennerek eltérő szoftver rendszere, illetve befolyásolhatja a szkennerek kéziparabjának a súlya is. A szkennelési tapasztalat jelen vizsgálat eredményei alapján csökkenti a valószínűségét, hogy a melegedés miatt a szkennerek lelassuljanak, vagy a szoftver leálljon.

A leírt alacsony hőmérsékletre tartozó fájlok valódisága (230 mikrométer) meghaladja az irodalomban megtalálható klinikai pontosság legmagasabb határértékeit, viszont ennek az eltérésnek a klinikai jelentősége vitatható.

## **6.1 A digitális technológia jelenlegi korlátai**

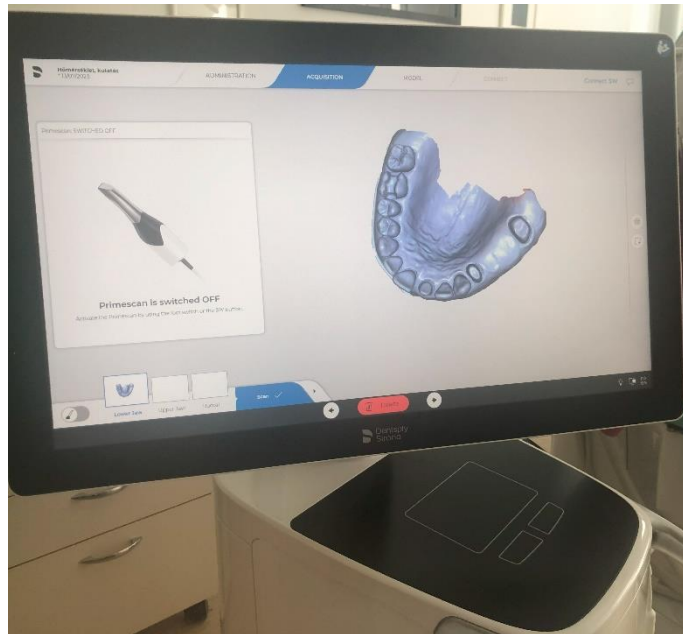
Az elmúlt években a fogászati szakterület digitalizálása felgyorsult, mely fejlesztések következtében az intraorális szkennerek tervezésénél fontos szempont volt, hogy egyre pontosabbak legyenek, ennek köszönhetően a digitális lenyomatvétel jelentős mértékben megváltoztatja már a jelenlegi és jövőbeni fogászati kezelést is egyaránt. [83] A jóléti társadalmak jellemzője, hogy a teljes fogatlanság ideje kitolódik, de szükséges figyelembe venni az előregedő populáció miatt a páciensek számát, akinek mind esztétikai-, rágó-, illetve fonetikai funkcióinak eleget téve a kivehető fogpótlás lehet a megfelelő megoldás. Idős korban is nagyon fontosak, és kihasználhatóak az intraorális szkennerek előnyei, melyhez a páciensvizitek csökkentése mellett a kezelésbe való bevonás, a jobb páciensélmény, digitális archiválás, kiszámíthatóbb eredmény is sorolható. [84]

Egyes tanulmányok során a páciens elégedettséget nézték, mely szubjektív módon, a fájdalom és kényelmetlenség hiányával mérhető. A digitális útvonal a hagyományoshoz képest in vivo vizsgálatokban is jobb eredményt adott az elégedettség tekintetében. [78]

A fogorvosi gyakorlatban kritikus folyamat a lágyrészek részleteinek, illetve a szomszédos fogak morfológiájának pontos rögzítése, melyek páciensenként nagy eltéréseket mutathatnak. Míg a hagyományos lenyomatanyagok öklendezést, kellemetlen ízérzetet, szagot váltanak ki a pácienseknél, addig a digitális lenyomatvétel növeli a páciensek kényelmét az állcsontok morfológiájának rögzítése közben. [85] Ehhez azonban mindig szükség lesz az eszköz megfelelő ismeretére és a használatának elsajátítására, hogy a kívánt célt el lehessen érni mind a komfort, mind a pontosság terén.

## 7 Saját munkáink

Saját munkáink között szerepelt az irodalmi források gyűjtése és feldolgozása. A kutatásban feladataink közé tartozott a modell szkennelése 15 esetszámmal mind a bekapcsolási, mind pedig az üzemi hőmérsékleten CEREC Primescan intraorális szkennerral (42. ábra). A szkennelési folyamat során készült digitális minta a 41. ábrán látható.



42. ábra: Virtuális minta a CEREC Primescan monitorán



41. ábra: Modell szkennelése CEREC Primescan intraorális szkennerral

A digitális lenyomatvétel során a szkennelési időigényeket, továbbá a szkennelések előtt és után mért szkennergej és markolat hőmérsékleteket rögzítettük, a mérésekkel párhuzamosan fotódokumentációt készítettünk a vizsgálati folyamatról, illetve a mért hőmérsékletekről (43. ábra).



43. ábra: Szkennergej és markolat hőmérsékletének mérése

A mérések követően az adatok rendszerezését és digitalizálását végeztük (3., 8. táblázat). Az eredmények kiértékelése statisztikus segítségével történt.

A Digitális Fogászati Munkacsoport korábbi, CEREC Primescannel végzett tanulási görbés vizsgálatában [3] is részt vettünk, mely során szakirodalmi forrásokat gyűjtöttünk, majd azok feldolgozását végeztük. Továbbá munkáink közé tartozott a páciensek, illetve a szkennelést végző hallgatók kutatásban való részvételének szervezése, a digitális lenyomatok időigényének rögzítése. A vizsgálat menetéről fotódokumentációt készítettünk. A mérések követően a vizsgálati adatokat rendszereztük, digitalizáltuk.

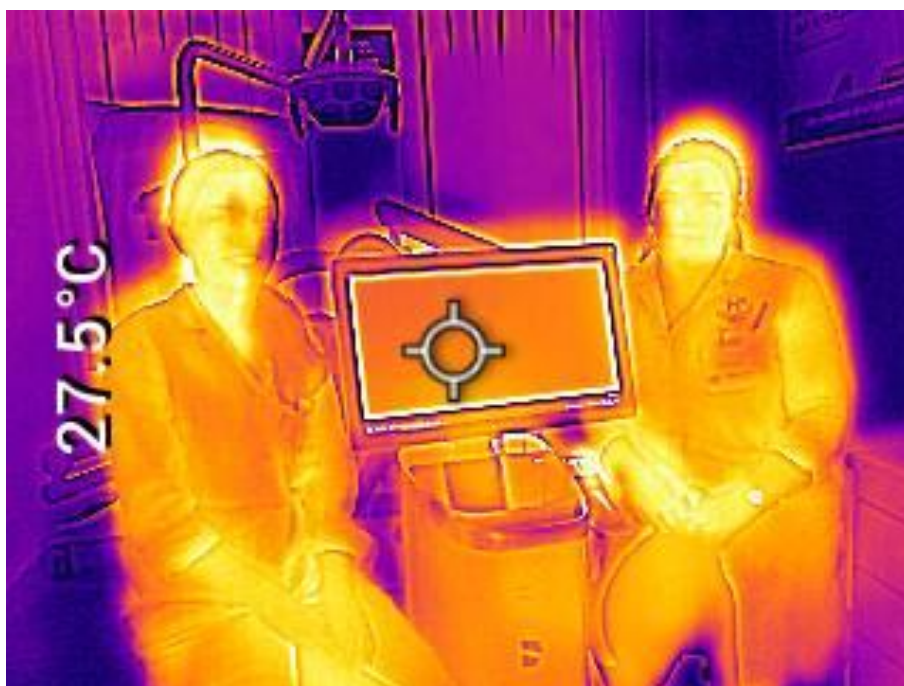
## 8 Köszönetnyilvánítás

Tudományos kutatásunk végéhez érve (44. ábra), ezúton is szeretnénk köszönetünket kifejezni mindazoknak, akik nélkül ez a pályamunka nem jöhetett volna létre.

Köszönettel tartozunk témavezetőnknek Dr. Joós-Kovács Gellért Ph.D. egyetemi adjunktusnak, amiért lehetőséget biztosított arra, hogy a vizsgálatban részt vehessünk. Hálával tartozunk segítőkészségükért, építő jellegű kritikáikért és szakmai tanácsaikért, amellyel támogattak minket a kutatásunk során. Köszönjük Dr. Kardos László munkáját, aki segítségünkre volt a statisztikai elemzésekben.

Köszönetünket szeretnénk kifejezni a Semmelweis Egyetem, Fogorvostudományi Kar Fogpótlástani Klinika vezetőjének, Prof. Dr. Hermann Péternek, amiért a kutatásunkhoz a helyszínt, illetve az intraorális szkennert biztosította.

Külön köszönettel tartozunk családjainknak és barátainknak, akikről végtelen támogatást és törődést kaptunk, mindig segítettek céljaink elérésében.



44. ábra: Lehoczkiné Forgács Lili (bal) és Bognár Eszter (jobb) a hőkamera felvételén

## 9 Rövidítések jegyzéke

°C	Celsius-fok
°F	Fahrenheit
µm	Mikrométer
nm	Nanométer
3D	Three-dimensional – háromdimenziós
4GB	4 gigabájt
CAD/CAM	Computer Aided Design / Computer Aided Manufacturing – Számítógéppel vezérelt tervezés / Számítógéppel vezérelt gyártás
CEREC	Chairside Economical Restoration of Esthetic Ceramics – Székmelletti Gazdaságos Helyreállítás Esztétikus Kerámiával
Chairside	Székmelletti
DLP	Digital Light Processing – Digitális Fényfeldolgozás
FLIR	Forward Looking Infrared Radiometer – előretekintő infravörös kamera
IA	Artificial Intelligence – Mesterséges Intelligencia
IOS	Intraoral scanner – intraorális szkennel
JPEG	Joint Photographic Experts Group (képek tárolására alkalmas fájlformátum)
LCD	Liquid-Crystal Display – Folyadékkristályos kijelző
MPa	MegaPascal
MSX	Multi spectral dynamic imaging – Multi-Spektrális dinamikus képalkotás
PCM	Phase Change Material – Fázisváltó anyagok
PMMA	poli(metil-metakrilát)
RMS	Root mean square – négyzetes középérték
Sec	Secundum – másodperc
STL	Standard Tessellation Language – Standard Mozaik Nyelv
USB-C	Universal Serial Bus – Univerzális soros busz

## 10 Irodalomjegyzék

- [1] Zaruba M, Mehl A. Chairside systems: a current review. *Int J Comput Dent.* 2017;20(2):123-149.
- [2] Siqueira R, Galli M, Chen Z, Mendonça G, Meirelles L, Wang HL, Chan HL. Intraoral scanning reduces procedure time and improves patient comfort in fixed prosthodontics and implant dentistry: a systematic review. *Clin Oral Investig.* 2021 Dec;25(12):6517-6531.
- [3] Róth I, Hermann P, Vitai V, Joós-Kovács GL, Géczi Z, Borbély J. Comparison of the learning curve of intraoral scanning with two different intraoral scanners based on scanning time. *BMC Oral Health.* 2023 May 9;23(1):267. doi: 10.1186/s12903-023-02963-7. PMID: 37161444; PMCID: PMC10170701.
- [4] Prof. Dr. Hermann Péter, Dr. Kispélyi Barbara, 2022. Fogpótlástan II.kötet Semmelweis Kiadó. Budapest ISBN 978-963-331-565-1 Dr. Vecsei Bálint, „A CAD/CAM technológia felépítése” c. fejezet 1042-1047.o.
- [5] Digitale Lösungen für Behandlungen in einer Sitzung [internet] <https://www.dentsplysirona.com/content/dam/flagship/switzerland/downloads/cad-cam-chairside/CER-CH-Brochure-DE-Cad-Cam-37.pdf> Utolsó megtekintés dátuma: 2023.10.09.
- [6] Santos GC Jr, Santos MJ Jr, Rizkalla AS, Madani DA, El-Mowafy O. Overview of CEREC CAD/CAM chairside system. *Gen Dent.* 2013 Jan-Feb;61(1):36-40; quiz 41.
- [7] CEREC 3D Operator's Manual [internet] <https://www.acdrc.com/wp-content/uploads/2015/03/cerec38man.pdf> 36.o. Utolsó megtekintés dátuma: 2023.10.09.
- [8] Skramstad MJ (2019) Welcome to Cerec Primescan AC. *Int J Comput Dent* 22(1):69-78.
- [9] Hsuan, New Kid on the Block: Primescan and What It Means for Current and Potential Users [internet] <https://www.cerecdigest.net/2019/02/06/new-kid-on-the-block-primescan-and-what-it-means/> Utolsó megtekintés dátuma: 2023.10.09.

- [10] Product News, Now even more versatile and comfortable. Br Dent J 230, 264 (2021). <https://doi.org/10.1038/s41415-021-2781-x>
- [11] Primeprint, System Components, [internet] <https://www.dentsplysirona.com/en-us/discover/discover-by-brand/primeprint.html> Utolsó megtekintés dátuma: 2023.10.09.
- [12] Rezin (gyanta alapú 3D nyomtatás oktató sorozat, 2.rész: a resin nyomtatók működése [internet] Resin (gyanta) alapú 3D nyomtatás oktató sorozat, 2. rész: a resin nyomtatók működése – Tesztarena.hu Utolsó megtekintés dátuma: 2023.10.09.
- [13] Primeprint Indications & Materials, [internet] <https://www.dentsplysirona.com/en-us/discover/discover-by-brand/primeprint/indications-and-materials.html> Utolsó megtekintés dátuma: 2023.10.09.
- [14] Impants Workflow [internet] <https://www.dentsplysirona.com/en-hr/discover/discover-by-procedure/implantology-with-primescan.html> Utolsó megtekintés dátuma: 2023.10.09.
- [15] CEREC Orthodontics, [internet] <https://www.dentsplysirona.com/en-au/categories/cerec/orthodontics.html> Utolsó megtekintés dátuma: 2023.10.09.
- [16] Mörmann WH (2006) The evolution of the CEREC system. Journal of the American Dental Association, 137(9 SUPPL.):7-13.
- [17] Jeremy Booth, Interview: „At age 37, CEREC advances the restorative capabilities of dentists as never before” [internet] <https://www.dental-tribune.com/c/dentsply-sirona/news/interview-at-age-37-cerec-advances-the-restorative-capabilities-of-dentists-as-never-before/> Utolsó megtekintés dátuma: 2023.10.09.
- [18] Stutes RD. The history and clinical application of a chairside CAD/CAM dental restoration system. Shanghai Kou Qiang Yi Xue. 2006;15(5):449-455.



- [19] Werner H. Mörmann, Werner Mörmann's CEREC story [internet]  
<https://www.moermannccerestory.com/> Utolsó megtekintés dátuma:  
 2023.10.09.
- [20] What's the difference between a new and used CEREC? [internet]  
<https://www.dentaltown.com/blog/post/10824/whats-the-difference-between-a-new-and-used-cerec> Utolsó megtekintés dátuma: 2023.10.09.
- [21] Primescan intraoralis szkennerek [internet]  
[http://www.fogaszatikeszulek.hu/index.php/primescan/?fbclid=IwAR1Vx3ztl3oXdx3BV17zU\\_M8phIEDsftInbSneyZ-7X21WJ\\_H0bDsPlu-O0](http://www.fogaszatikeszulek.hu/index.php/primescan/?fbclid=IwAR1Vx3ztl3oXdx3BV17zU_M8phIEDsftInbSneyZ-7X21WJ_H0bDsPlu-O0)  
 Utolsó megtekintés dátuma: 2023.10.09.
- [22] Semmelweis Egyetem, Digitális Fogászati Munkacsoport, CEREC  
 Primescan leírás [internet]  
[http://fogpotlastan.szkennereszt.testingsolutions.hu/szkenner\\_menu/szkenner6.pdf?fbclid=IwAR2scWAPMVXaTLwJX8Mln8ctwlTlnPBtGqMBfpjjWcktJdXVOMYLdIbY8o](http://fogpotlastan.szkennereszt.testingsolutions.hu/szkenner_menu/szkenner6.pdf?fbclid=IwAR2scWAPMVXaTLwJX8Mln8ctwlTlnPBtGqMBfpjjWcktJdXVOMYLdIbY8o) Utolsó megtekintés dátuma:  
 2023.10.09.
- [23] Dr. Joós-Kovács Gellért Levente, Fogászati Szkenner vizsgálata  
 [internet] [http://old.semmelweis.hu/wp-content/phd/phd\\_live/vedes/export/jo%C3%B3skovacsgeleertlevente.d.pdf](http://old.semmelweis.hu/wp-content/phd/phd_live/vedes/export/jo%C3%B3skovacsgeleertlevente.d.pdf) Utolsó megtekintés dátuma: 2023.10.09.
- [24] 3Shape Trios 4 Move Leírás, Semmelweis Egyetem, Digitális  
 Fogászati Munkacsoport, [internet]  
[http://fogpotlastan.szkennereszt.testingsolutions.hu/szkenner\\_menu/szkenner8.pdf](http://fogpotlastan.szkennereszt.testingsolutions.hu/szkenner_menu/szkenner8.pdf) Utolsó megtekintés dátuma: 2023.10.09.
- [25] Logozzo S, Zanetti EM, Franceschini G, Kilpelä A, Mäkinen A:  
 Recent advances in dental optics – Part I: 3D intraoral scanners for  
 restorative dentistry. Optics and Lasers in Engineering 2014, 54:203-221.
- [26] The Difference Between Precision, Trueness And Accuracy,  
 [internet] <https://www.dewetron.com/2022/08/the-difference-between-precision-trueness-and-accuracy/> Utolsó megtekintés dátuma: 2023.10.09.

- [27] Abduo J, Elseyoufi M. Accuracy of Intraoral Scanners: A Systematic Review of Influencing Factors. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2018 Aug 30;26(3):101-121.
- [28] Gary D. Hack, DDS and Sebastian B. M. Patzelt, DMD, Dr med dent, Evaluation of the Accuracy of Six Intraoral Scanning Devices: An in-vitro Investigation. [internet] <https://teamziereis.de/api/datei/201705121114ybx.pdf> Utolsó megtekintés dátuma: 2023.10.09.
- [29] Revilla-León M, Young K, Sicilia E, Cho SH, Kois JC. Influence of definitive and interim restorative materials and surface finishing on the scanning accuracy of an intraoral scanner. *J Dent*. 2022 May;120:104114.
- [30] Agustín-Panadero R, Moreno DM, Pérez-Barquero JA, Fernández-Estevan L, Gómez-Polo M, Revilla-León M. Influence of type of restorative materials and surface wetness conditions on intraoral scanning accuracy. *J Dent*. 2023 Jul;134:104521.
- [31] Revilla-León M, Subramanian SG, Özcan M, Krishnamurthy VR. Clinical Study of the Influence of Ambient Light Scanning Conditions on the Accuracy (Trueness and Precision) of an Intraoral Scanner. *J Prosthodont*. 2020 Feb;29(2):107-113.
- [32] Revilla-León M, Subramanian SG, Att W, Krishnamurthy VR. Analysis of different illuminance of the room lighting condition on the accuracy (Trueness and precision) of an intraoral scanner. *J Prosthodont*. 2021;30(2):157-162.
- [33] Ochoa-López G, Cascos R, Antonaya-Martín JL, Revilla-León M, Gómez-Polo M. Influence of ambient light conditions on the accuracy and scanning time of seven intraoral scanners in complete-arch implant scans. *Journal of Dentistry*. 2022;121:104138.
- [34] Gimenez-Gonzalez B, Hassan B, Özcan M, Pradies G. An in vitro study of factors influencing the performance of digital intraoral impressions operating on active wavefront sampling technology with multiple implants in the edentulous maxilla: clinical factors influencing

- intraoral impression performance. *Journal of Prosthodontics*. 2017;26(8):650-655.
- [35] Róth I, Czigola A, Joós-Kovács GL, Dalos M, Hermann P, Borbély J. Learning curve of digital intraoral scanning – an in vivo study. *BMC Oral Health*. 2020;20(1):287.
- [36] Gómez-Polo M, Piedra-Cascón W, Methani MM, Quesada-Olmo N, Farjas-Abadia M, Revilla-León M. Influence of rescanning mesh holes and stitching procedures on the complete-arch scanning accuracy of an intraoral scanner: An in vitro study. *J Dent*. 2021;110:103690.
- [37] Gleisverwerfung in Gütersloh auf der Teutoburger Wald-Eisenbahn, [internet] <https://de.wikipedia.org/wiki/Gleisverwerfung> Utolsó megtekintés dátuma: 2023.10.09.
- [38] *dr.Hortobágyi István, dr. Rajkovits Zsuzsanna, dr. Wajand Judit*, 2007, Négyjegyű függvénytáblázatok, 2008, Nemzedékek Tudása Tankönyvkiadó ISBN 978-963-19-6982-5 Szilárd anyagok hőtani adatai 168-173.o.
- [39] CEREC Omnicam AC Használati Utasítás [internet] <https://www.dentsplysirona.com/content/dam/master/product-procedure-brand-categories/cerec/product-categories/hardware/intraoral-scanners/ifu/CER-IFU-CEREC-Omnicam-AC-Omnicam-AC-HU-6776616-2021-04-04.pdf> Utolsó megtekintés dátuma: 2023.10.09.
- [40] CEREC 5 Software version 5.x <https://assets.dentsplysirona.com/flagship/en/explore/cerec/documents/CER-Operators-Manual-CEREC-SW-5-x%20-EN.pdf> Utolsó megtekintés dátuma: 2023.10.09.
- [41] Vazquez R, Larson DF. Plasma protein denaturation with graded heat exposure. *Perfusion*. 2013 Nov;28(6):557-9. doi: 10.1177/0267659113498921. Epub 2013 Aug 9. PMID: 23935033.
- [42] Meersman F, Smeller L, Heremans K. Protein stability and dynamics in the pressure-temperature plane. *Biochim Biophys Acta*. 2006 Mar;1764(3):346-54. doi: 10.1016/j.bbapap.2005.11.019. Epub 2005 Dec 21. PMID: 16414316.

- [43] Kim SY, Shin YS, Jung HD, Hwang CJ, Baik HS, Cha JY. Precision and trueness of dental models manufactured with different 3-dimensional printing techniques. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2018 Jan;153(1):144-153.
- [44] Zhang J, Hu Q, Wang S, Tao J, Gou M. Digital Light Processing Based Three-dimensional Printing for Medical Applications. *Int J Bioprint*. 2019 Nov 28;6(1):242.
- [45] Yousef H, Harris BT, Elathamna EN, Morton D, Lin WS. Effect of additive manufacturing process and storage condition on the dimensional accuracy and stability of 3D-printed dental casts. *J Prosthet Dent*. 2022 Nov;128(5):1041-1046.
- [46] Ender A, Mehl A. In-vitro evaluation of the accuracy of conventional and digital methods of obtaining full-arch dental impressions. *Quintessence Int*. 2015;46(1):9-17.
- [47] 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. *J Prosthodont Res*. 2017;61(2):177-184.
- [48] Schmalzl J, Róth I, Borbély J, Hermann P, Vecsei B. The impact of software updates on accuracy of intraoral scanners. *BMC Oral Health*. 2023;23(1):219.
- [49] Nagy Z, Simon B, Mennito A, Evans Z, Renne W, Vág J. Comparing the trueness of seven intraoral scanners and a physical impression on dentate human maxilla by a novel method. *BMC Oral Health*. 2020;20:97.
- [50] Mangano FG, Admakin O, Bonacina M, Lerner H, Rutkunas V, Mangano C. Trueness of 12 intraoral scanners in the full-arch implant impression: a comparative in vitro study. *BMC Oral Health*. 2020;20(1):263.
- [51] Borbola D, Berkei G, Simon B, Romanszky L, Sersli G, DeFee M, Renne W, Mangano F, Vag J. In vitro comparison of five desktop scanners

- and an industrial scanner in the evaluation of an intraoral scanner accuracy. J Dent. 2023 Feb;129:104391.
- [52] 3Shape E Series Lab Scanners, [internet] <https://www.3shape.com/en/scanners/e-series> Utolsó megtekintés dátuma: 2023.10.09.
- [53] 3Shape Dental System, [internet] <https://3shape.widen.net/s/h99zk9dss9/3shape-dental-system-2021-display-brochure-global-version-en-2021> Utolsó megtekintés dátuma: 2023.10.09.
- [54] Ricardo Vardasca, PhD, ASIS, FRPS Are the IR cameras FLIR ONE suitable for clinical applications? [internet] <https://comum.rcaap.pt/handle/10400.26/38561> Utolsó megtekintés dátuma: 2023.10.09.
- [55] Manullang MCT, Lin YH, Lai SJ, Chou NK. Implementation of Thermal Camera for Non-Contact Physiological Measurement: A Systematic Review. Sensors (Basel). 2021 Nov 23;21(23):7777.
- [56] Wziętek-Kuczmik D, Niedzielska I, Mrowiec A, Bałamut K, Handzel M, Szurko A. Is Thermal Imaging a Helpful Tool in Diagnosis of Asymptomatic Odontogenic Infection Foci-A Pilot Study. Int J Environ Res Public Health. 2022 Dec 6;19(23):16325.
- [57] Aboushady MA, Talaat W, Hamdoon Z, M Elshazly T, Ragy N, Bourauel C, Talaat S. Thermography as a non-ionizing quantitative tool for diagnosing periapical inflammatory lesions. BMC Oral Health. 2021 May 13;21(1):260.
- [58] Oliveira D, Rocha MG, Zoidis P, Pereira P, Ribeiro AP. The effect of different pulp capping methods on the intrapulpal temperature when using light-cured procedures. J Clin Exp Dent. 2022 Aug 1;14(8):e633-e638.
- [59] Frequently Asked Questions: Thermal Imaging for Elevated Skin Temperature Screening, [internet] <https://www.flir.eu/discover/public-safety/faq-about-thermal-imaging-for-elevated-body-temperature-screening/> Utolsó megtekintés dátuma: 2023.10.09.

- [60] The FLIR ONE thermal imager for the assessment of burn wounds: Reliability and validity study. *Burns*. 2017;43(7):1516-1523.
- [61] Pro-Grade Thermal Camera For Smartpones FLIR ONE ® Pro, [internet] <https://www.flir.eu/products/flir-one-pro/?vertical=condition%20monitoring&segment=solutions> Utolsó megtekintés dátuma: 2023.10.09.
- [62] Zhao, Y., Liu, T., Wei, Z., Zhao, S., Lei, J., & Fu, X. (2022). Towards high performance semi-interpenetrating phase change materials networks via linear polyethylene glycol-based multimerization effect. *Chemical Engineering Journal*, 446, 136982.
- [63] Mutalik C, Okoro G, Chou HL, et al. Phase-dependent 1t/2h-mos 2 nanosheets for effective photothermal killing of bacteria. *ACS Sustainable Chem Eng*. 2022;10(27):8949-8957.
- [64] Thermal Camera FLIR Tg267, [internet] <https://www.flir.eu/products/tg267/> Utolsó megtekintés dátuma: 2023.10.09.
- [65] Hőkamera bérlés- FLIR TG267 [internet] <https://appsolute.hu/bolt/kolcsonzes-berles/termal-kamera-flir-tg267/> Utolsó megtekintés dátuma: 2023.10.09.
- [66] FLIR TG267 Thermal Camera with MSX and Bluetooth, Letöltések/ TG267 Adatlap [internet] <https://www.test-equipment.com.au/flir-tg267-thermal-camera-with-msx-and-bluetooth/> Utolsó megtekintés dátuma: 2023.10.09.
- [67] Semmelweis Egyetem Fogpótlástani Klinika Digitális Fogászati Munkacsoport, A vizsgált szkenner [internet] <http://fogpotlastan.szkennereszt.testingsolutions.hu/index.php?page=szkenner> Utolsó megtekintés dátuma: 2023.10.09.
- [68] Woodworth RS, Schlosberg H. Woodworth & Schlosberg's Experimental psychology - Robert Sessions Woodworth, Harold Schlosberg, Julius William Kling, Lorrin Andrews Riggs - Google Könyvek. 3rd ed. Holt: Rinehart and Winston; 1971.

- [69] Prause E, Hey J, Beuer F, Schmidt F. Wear resistance of 3D-printed materials: A systematic review. *Dentistry Review*. 2022;2(2):100051.
- [70] FREEPRINT® modell T (Light-curing, temperature-resistant resin [internet] <https://www.detax.de/en/shop/produkte/Freeprint-model-T.php> Utolsó megtekintés dátuma: 2023.10.09.
- [71] Krämer Fernandez P, Kuscu E, Weise H, Engel EM, Spintzyk S. Rapid additive manufacturing of an obturator prosthesis with the use of an intraoral scanner: A dental technique. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2022;127(1):189-193.
- [72] ASIGA pro075 An impressive laboratory printer [internet] [https://www.detax.de/de-wAssets/docs/en/Erfahrungsberichte-3D/Freeprint-Asiga-Bericht\\_EN.pdf](https://www.detax.de/de-wAssets/docs/en/Erfahrungsberichte-3D/Freeprint-Asiga-Bericht_EN.pdf) Utolsó megtekintés dátuma: 2023.10.09.
- [73] Alageel O. Three-dimensional printing technologies for dental prosthesis: a review. *Rapid Prototyping Journal*. 2022;28(9):1764-1778.
- [74] Detax Freeprint model T gyanta, világoskék [internet] <https://www.laboshop.com/index.php?id=6&L=8&artnr=00458&pg=12&aw=069&bl=2&ftu=b73825f9bef8a096278dd48f6954bf89&geoipredirect=1> Utolsó megtekintés dátuma: 2023.10.09.
- [75] User Manual Diagnostic Thermal Camera Models TG267, TG297, TG165-X [internet] <https://flir.netx.net/file/asset/21951/original/attachment> Utolsó megtekintés dátuma: 2023.10.09.
- [76] Mehl A, Reich S, Beuer F, Güth JF. Accuracy, trueness, and precision - a guideline for the evaluation of these basic values in digital dentistry. *Int J Comput Dent*. 2021;24(4):341-352.
- [77] Chandran SK, Jaini J, Babu AS, Mathew A, Keepanasseril A. Digital versus conventional impressions in dentistry: a systematic review. *JCDR*. Published online 2019.
- [78] D'Ambrosio F, Giordano F, Sangiovanni G, Di Palo MP, Amato M. Conventional versus digital dental impression techniques: what is the future? An umbrella review. *Prosthesis*. 2023;5(3):851-875.

- [79] *Prof. Dr. Hermann Péter, Dr. Kispélyi Barbara*, 2022. Fogpótlástan II.kötet Semmelweis Kiadó. Budapest ISBN 978-963-331-565-1 *Dr. Török Gréta, Dr. Végh Dániel, Dr. Kispélyi Barbara*, Digitális munkafolyamatok, Teljes lemezes fogpótlás 1097.o.
- [80] Evaluation of the accuracy of intraoral scanners for complete-arch scanning: A systematic review and network meta-analysis. *Journal of Dentistry*. 2023;137:104636.
- [81] Mayta-Tovalino F, Munive-Degregori A, Luza S, Cárdenas-Mariño FC, Guerrero ME, Barja-Ore J. Applications and perspectives of artificial intelligence, machine learning and “dentronics” in dentistry: a literature review. *J Int Soc Prev Community Dent*. 2023;13(1):1-8.
- [82] Bernauer SA, Zitzmann NU, Joda T. The use and performance of artificial intelligence in prosthodontics: a systematic review. *Sensors*. 2021;21(19):6628.
- [83] Accuracy and practicality of intraoral scanner in dentistry: A literature review. *Journal of Prosthodontic Research*. 2020;64(2):109-113.
- [84] Janeva NM, Kovacevska G, Elencevski S, Panchevska S, Mijoska A, Lazarevska B. Advantages of cad/cam versus conventional complete dentures - a review. *Open Access Maced J Med Sci*. 2018;6(8):1498-1502.
- [85] Dhimole R, Dhamande MM, Kambala SR, Paul Madhu P. The digital era in dentistry: A review. *Biomedicine*. 2023;43(3):816-820.



## 11 Ábrajegyzék

1. ábra: CEREC Primescan rendszer részei [5] .....	5
2. ábra: CEREC Primeprint 3D nyomtató [11].....	6
3. ábra: Primeprint felhasználási lehetőségei [13].....	7
4. ábra: Dr. Werner H. Mörmann (bal) és Dr. Marco Brandestini (jobb) az első chairside rendszer bemutatóján 1985-ben [17] .....	8
5. ábra: CEREC rendszer generációi [20] .....	9
6. ábra: CEREC Primescan tulajdonságai [22].....	9
7. ábra: CEREC Primescan vizsgált paraméterei [22].....	10
8. ábra: Trianguláció- Primescan leképezési elvének sematikus ábrája [25] .....	11
9. ábra: Primescan leképezési elvének értelmezése a fogorvosi gyakorlatban (1-fényforrás, 2-sugárnyaláb, 3-szenzor, 4-fogfelszín) [25] .....	11
10. ábra: Nagyobb precizitás (bal), alacsonyabb precizitás (jobb) [26] .....	12
11. ábra: Alacsonyabb valódiság (bal), nagyobb valódiság (jobb) [26].....	12
12. ábra: Hőtágulás a mindennapokban a vasutak építésénél nagy figyelmet kap [37] .	17
13. ábra: A szkennervej modellje és a védőtok.....	18
14. ábra: CEREC Primescan használati útmutató részlete a kalibráció szükségéről [40] .....	19
15. ábra: 3Shape E4 referencia szkennerek [52] .....	21
16. ábra: 3Shape E4 fogtechnikai szkennerek kamerái .....	22
17. ábra: FLIR TG267 hőkamera [64].....	24
18. ábra: MSX Visible (Multi spectral dynamic imaging, Multi-Spektrális dinamikus képalkotás) funkció a FLIR TG267 hőkamera kijelzőjén [66] .....	24
19. ábra: FLIR TG267 mérési pontossága különböző környezeti hőmérsékleti tartományokban [64].....	25
20. ábra: QR kód az Intraorális szkennerek összehasonlító értékelése című honlap eléréséhez (Digitális Fogászati Munkacsoport) [67] .....	25
21. ábra: Tanulási folyamat során kirajzolódó fordított szigmoid görbe, amelyen a teljesítményt (y tengely) a gyakorlottság/ ismétlések száma/ mérések száma (x tengely) függvényében lehet jellemezni [68] .....	26
22. ábra: CEREC PRIMESCAN intraorális szkennerek feljegyzett tanulási görbéje (Digitális Fogászati Munkacsoport vizsgálata) [3].....	27

23. ábra: FREEPRINT® model T és a belőle nyomtatott minta [74] .....	30
24. ábra: 3ShapeE4 asztali szkennel.....	31
25. ábra: Fogívszkennelési munkalap a 3Shape E4 fogtechnikai szkennel szoftverében .....	32
26. ábra: 3Shape E4 szkennel vizsgálat során beállított paraméterei.....	32
27. ábra: A szkennelfej és markolat hőmérsékletének mérése a lézermutató funkció segítségével.....	33
28. ábra: 20,7 Celsius-fokos markolathő a mérések megkezdése előtt .....	34
29. ábra: 20,2 Celsius-fokos szkennelfej a mérések megkezdése előtt .....	34
30. ábra: Adatok rögzítése a CEREC Primescanen .....	35
31. ábra: Szkennelési stratégia [41] .....	35
32. ábra: Digitális modell, a nem kívánt részek eltávolítása után .....	36
33. ábra: Legmagasabb mért markolathő és legmagasabb mért szkennelfej hőmérséklet .....	37
34. ábra: A CEREC Primescan szájba kerülő részének alacsony (bekapcsolási hőmérséklet) és magas (legmagasabb, mért üzemi hőmérséklet) hőmérsékleteken létrehozott virtuális mintáin végzett mérések összefoglaló ábrája. A két mérési csoport adatai összevetésre kerültek a referencia adattal .....	38
35. ábra: Valódiság mérések sémás ábrázolása [76] .....	39
36. ábra: Precizitás mérések sémás ábrázolása [76] .....	40
37. ábra: Markolat és szkennelfej hőmérsékletének mérése hőkamera használatával. Azonos időpillanatban különbözik a markolat (bal) és a szájba kerülő rész (jobb) hőmérséklete.....	41
38. ábra: A markolt hőmérséklete a 15. kiindulási hőmérsékleten végzett szkennelés után .....	42
39. ábra: Digitális modell a 12.szkennelés után, a szkennel lefagyásakor.....	46
40. ábra: Kétmintás t-próba Mann-Whitney U Teszt .....	50
41. ábra: Virtuális minta a CEREC Primescan monitorán .....	58
42. ábra: Modell szkennelése CEREC Primescan intraorális szkennelrel .....	58
43. ábra: Szkennelfej és markolat hőmérsékletének mérése .....	59
44. ábra: Lehoczkine Forgács Lili (bal) és Bognár Eszter (jobb) a hőkamera felvételén .....	60

## 12 Táblázatjegyzék

1. Táblázat: Lineáris hőtágulási együttható értéke különböző fogorvosi gyakorlatban használt fémeknél [38].....	18
2. táblázat: FREEPRINT® model T fizikai adatok [74] .....	31
3. táblázat: Kiindulási hőmérsékleten végzett szkennelések eredménye (szkennelési idő, markolat és szkennervej hőmérséklete).....	42
4. Táblázat: Alacsony hőmérsékleten végzett szkennelés valódiság RMS eredménye..	43
5. Táblázat: Alacsony hőmérsékleten végzett szkennelés valódiság RMS eredményhez tartozó hipotézis teszt .....	43
6. Táblázat: Alacsony hőmérsékleten végzett szkennelés valódiság Standard Deviació eredménye.....	43
7. Táblázat: Alacsony hőmérsékleten végzett szkennelés valódiság Standard Deviació eredményhez tartozó hipotézis teszt .....	44
8. Táblázat: Üzemi hőmérsékleten szkennelésenként mért eredmények (szkennelési idő, markolat és szkennervej hőmérséklete).....	46
9. Táblázat: Magas hőmérsékleten történő szkennelés valódiság RMS eredmény .....	47
10. Táblázat: Magas hőmérsékleten történő szkennelés valódiság RMS eredményhez tartozó hipotézis teszt .....	47
11. Táblázat: Magas hőmérsékleten történő szkennelés valódiság Standard Deviació eredménye.....	47
12. Táblázat: Magas hőmérsékleten történő szkennelés valódiság Standard Deviació eredményhez tartozó hipotézis teszt .....	48
13. Táblázat: Alacsony és magas hőmérsékletre tartozó eredmények összevetésének RMS értéke .....	49
14. Táblázat: Alacsony és magas hőmérsékletre tartozó eredmények összevetésének hipotézis tesztje .....	49
15. Táblázat: Alacsony és magas hőmérsékletre tartozó eredmények összevetésének Standard Deviació értéke.....	50
16. Táblázat: Alacsony és magas hőmérsékletre tartozó eredmények összevetésének hipotézis tesztje .....	50
17. Táblázat: Alacsony és magas hőmérséklet összehasonlítása, t-próba átlagos egyenlőség .....	51

18. Táblázat: Alacsony és magas hőmérséklet összehasonlítása Levene próbával .....	52
--	----