

Válasz Prof. Dr. Radnai Márta bírálatára
Tisztelt Professor Asszony!

Köszönöm szépen, hogy elvállalta az MTA doktori értekezésem bírálatát. Köszönöm az értekezés gondos és részletes átnézését. A jelzett formai és tartalmi észrevételeket mind elfogadom.

1. A dolgozat digitális téma része annyira sokrétű és alapos feldolgozása, hogy talán ez is elég lenne egy doktori műhöz, az ínybarázda tágítás és gingiva mikrocirkuláció témáját nem feltétlenül kellett volna beilleszteni, de a minőségi betegellátásnak ez a kérdés is része.

Tekintettel arra, hogy két bíráló is ezt felvetette, szeretnék erre röviden reflektálni. Három érvem van a vérkeringés fontossága mellett:

1. Hiába a legkorszerűbb technológiai fejlődések, amelyek a digitális fogászat (CAD-CAM) területén történtek, a gingiva kondicionálása és előkészítése a protetikai beavatkozásokhoz, a mai napig egy fontos része a fogorvosi munkának. Enélkül jó minőségű, hosszantartó fogpótlás nem készíthető.
2. A vérkeringés vizsgálatok humán egyeden történtek, ezért klinikusként fontosnak tartottam, hogy klinikai vizsgálatokat is betegyek az MTA doktori értekezésembe.
3. Tudományos munkámat 1993-ban kezdtem, mint TDK hallgató egy vérkeringést vizsgáló munkacsoportban a SOTE I. sz. Élettani Intézetében. Azóta megszakítás nélkül, a mai napig a véráramlás vizsgálata munkám szerves része. Közleményeimből 25 közlemény foglalkozik véráramlásméréssel, ami kb. 40%-a az összes publikációmnak.

Bevezetés

2. 33. oldal Milyen szulkusz tágító gumira gondolt a jelölt?

Korábban elérhető volt különböző átmérőjű sulcus tágító gumigyűrű (3M ESPE Epipak, Ringe) [1], amely ráfeszült a fog nyaki részére.



Fig. 7 : Epipak ringe retraction system

3. Digitális rész / Észrevételek:

Az intraorális szkennerekről részletes ismertetést olvashattunk (34, 35. oldal), azonban a laborszkennerokről nem volt ilyen leírás,

Az MTA doktori értekezésben nem vizsgáltam a laborszkennereket, de egyetértek abban, hogy hasznos lett volna röviden ismertetni ezek pontosságát is. Ugyanakkor a 6. vizsgálatunkban a fizikai lenyomat gipsz mintájának szkennelését a D800 (3Shape) labor szkennelvel végeztük. Látható volt, hogy ez az évekkel ezelőtt használt laborszkenner is csak minimális „stitching” okozta torzítást mutatott, hasonlóan más labor szkennerekhez. Ennek háttérben az áll, hogy egyszerre látják az egész modellt és így egy térhálót hoznak létre már az első felvételnél. Ezzel megelőzhető a képről-képre vonalszerűen akkumulálódó hibafelhalmozódás. Ennek köszönhető, hogy a labor- és intraorális szkennerek egy kép kockájának pontossága ugyan nem különbözik lényegesen egymástól, de a teljes állcsontra vetítve az jelentősen eltér.

A kérdés azért is időszerű, mert a legfrissebb öt laborszkenner pontosságát vizsgáló, az MTA doktori értekezés írásával egyidőben megjelent, közleményünk [2] eredményei szerint négy laborszkenner már az ipari szkennerek pontosságával vetekszik, így akár referencia szkennelésre is használható. Ezek az új laborszkenner lényegesen pontosabbak, mint a 2018-ban használt Dental Teacher KaVo Artica szkennere is. Tehát ha megismételnénk a vizsgálatot lehet, hogy kisebb különbségeket is ki tudnánk mutatni.

4. Kérdés: A szkennerek használatának eredményességét alapvetően meghatározhatja, hogy mekkora stitching-el, átfedéssel dolgoznak a különböző szoftverek. Van-e erről friss információ, vannak-e erről újabb közlemények?

A legfrissebb közleményt beépítettem a diszkusszióba [3].

A 7-1. táblázatból látszik, hogy a saját és Son és mtsai. által [3] végzett vizsgálat között eltelt három év alatt jelentősen csökkent az összefűzési hiba. Néhány intraorális szkennel (IOS) hardvertípus mindkét tanulmányban szerepel, de jelentősen jobb eredménnyel a második esetben. Ez részben azzal magyarázható, hogy a szoftverek képesek voltak az összefűzési

mechanizmust javítani. Egyik gyártó mérnökével folytatott egyeztetésből kiderült, hogy sikerült az évek alatt növelni az időegység alatt elkészített/leképzett képszámot. Így több lehetőség van arra, hogy az összes, nem tökéletesen illesztett képet töröljék és csak a jól illesztett képet tartsák meg. Ez nem csak a pontosságot javítja, hanem növeli a szkennelés sebességét is, hiszen jelentősen csökkenthető az összes képszám.

Valószínűleg ez a hibafajta mindig velünk fog maradni, csak az elfogadható szintre fog csökkenni. Ezt mutatja egy 2024-es vizsgálat is [4]. Ebben CBCT-t és IOS szkent illesztnek egymásra, hasonlóan, mint, amit az implantáció tervezésnél szoktak alkalmazni. Az IOS összefüzési hibáját a CBCT segítségével korrigálják, miközben a CBCT gyenge felbontását és a fém műterméket az IOS-sal javítják.

Az összefüzési hibának nagyobb az esélye, ha fogatlan állcsontban implantációs szkent készítünk. Ennek javítását pl. sablonok alkalmazásával lehet elérni. Jól látható egy 2024-es vizsgálat [5] eredményéből, hogy a kalibrációs sablon a legnagyobb javulást az illesztés legtávolabbi pontjánál éri el (Sheffield-teszt szimuláció).

5. Kérdés: A jelölt véleménye szerint mennyi idő vagy hány szkennelés alatt lehet megfelelő tapasztalatot szerezni a szkennelésben? Különbözik-e ez hallgatók és végzett fogorvosok esetében?

Logikus feltételezés, amely szerint a gyártók arra törekednek, hogy a tapasztalat ne befolyásolja a szkennelés pontosságát. A szoftveres feldolgozások egyre jobbak, ahogy azt az előző válaszomban is említettem.

Ugyanakkor már 2018-as vizsgálatok [6] is rámutattak, hogy kisebb jelentőséggel bír a tapasztalat, főleg néhány szkennertípusnál. A lenti ábra mutatja, hogy négy egymás követő nap (visit1-4), egy kezdeti betanítás után, hogy javul a szkennelés pontossága az elsőtől a tizedik szkennig (T1-T10). A Trios IOS-nál nincs szükség előzetes tapasztalatra a legjobb pontosság eléréséhez. Az iTero-nál is 5-6 szkennelés (T6-T7, harmadik nap) elég volt a legjobb eredmény eléréséhez.

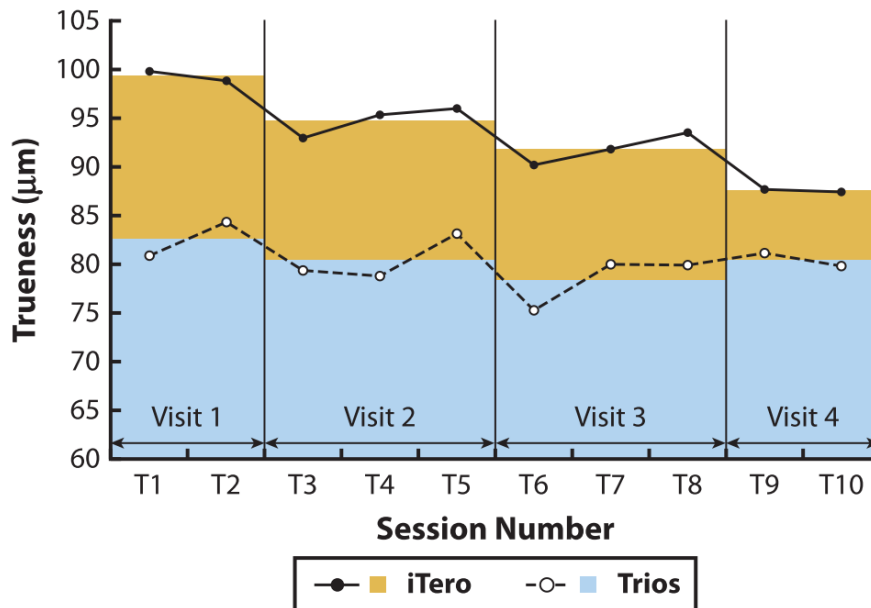


Figure 2. Trueness of 10 consecutive images obtained with iTero and Trios.

Nagyon érdekes, hogy egy újabb megfigyelés szerint [7] a felhasználó tapasztalatától függetlenül a professzionális képzés növelte a szkennelési pontosságot, ami arra utal, hogy inkább a gyártói utasítások be vagy be nem tartása a döntő (javasolt kalibráció, háttérfény beállítása, szkennelésimintázat, felmelegítési idő stb.). Ugyanebben a vizsgálatban az újabb szoftververziók növelték a tapasztalatlan csoport szkenneléseinek pontosságát, ami alátámasztja, hogy a szoftverek fejlődésével a tapasztalat egyre kevésbé lesz fontos. Más vizsgálatok szerint [8], a tapasztalat leginkább nagyobb kiterjedésű szkennelések esetén javítja a pontosságot, ezért érdemes először kisebb digitális munkákkal kezdeni.

6. Microcirkuláció rész / Észrevételek:

52. oldal Az ábra alatt sín kifejezés van, pedig az 5-1. képen fémkerámia koronák láthatók egybeöntve.

Azért használtam a sín kifejezést (Hermann P., Kispélyi B. Fogpótlástan I. (2022) 11.1.7. fejezet, 265. old.), mert a 12-11 és a 21-22-es fogakra elkészített pótlás egybeöntve készült, tehát összesíneztek két-két fogat. Ezt a szöveges részben megemlítettem.

7. Az 5.1.2. részben a fázisokhoz tartozó hetek száma nem egészen világos.

A metodika fejezetben a négy hét egy elírás. A 87. oldalon szerepel helyesen, hogy átadás után a 6. héten.

8. A 32 fog mellett diasztéma van, a papilla érellátása más szerkezetű lehet, mint a többi papilla szerkezete. Miért ez a mérési pontot választották?

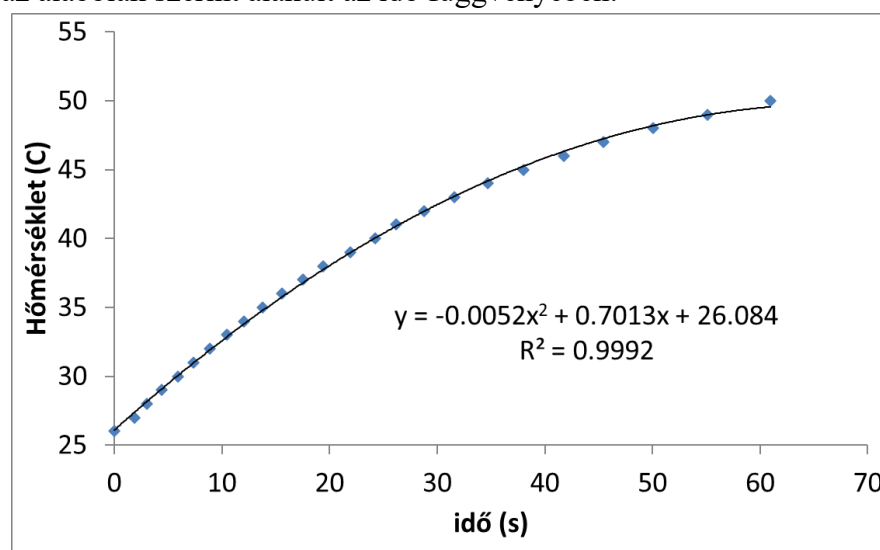
Referencia méréshez olyan fogat kerestünk, amelyik távol van a mérendő területtől, hogy a beavatkozás ne befolyásolja a véráramlását. Ugyanakkor technikai megfontolások is szerepet játszottak. A laser doppler szonda elhelyezése csak premoláristól-premolárisig könnyen

kivitelezhető. A manipulátort rögzítő szilikon harapás elfoglalta az egyik oldalt, így az ellenoldal nem jöhetett számításba. A méréseket háromszor ismételtük randomizált sorrendben. Eközben fontos volt, hogy a manipulátort ne távolítsuk el.

A referencia mérés csak a szisztémás, beleértve a szájüreg egész területére vonatkozókat is, hatások kontrollálására szolgált. A gingiva véráramlása fluktuál, a légzéssel, az artériás pulzussal ritmusosan, de megváltozik a hőmérséklettel vagy akár enyhe mechanikai ingerekre is [9-11]. Ha pl. kezelés előtt, a tiltásunk ellenére közvetlenül megmossa fogát a páciens, az is befolyásoló tényező lehet [9, 10, 12-15]. A fogkrém összetevői is hatással lehetnek a vérkeringésre pl. nátrium-lauril-szulfát [16]. Ezenkívül a cirkadián ritmus [17] és az aktuális vérnyomás [18] is hatással lehet. Ezért vizsgálatunkban nem volt jelentősége annak, hogy a diasztéma miatt a papilla éranatómiája kissé eltérhet a többitől.

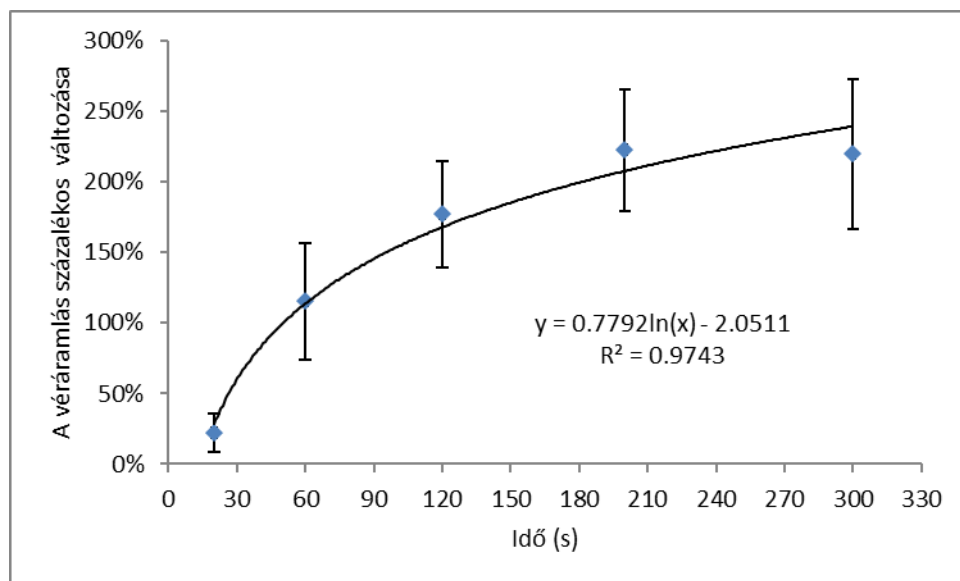
9. 58. oldal A sóoldat hőmérséklete meg van adva, de a halogén lámpa okozta hőmérséklet emelkedés nincs. Az milyen hőmérsékletet biztosított?

A halogén lámpa által kiváltott hőt nehéz meghatározni egy biológiai környezetben. Ugyanis a fény egy része behatol a szövetekbe, hullámhossztól függő mélységbe. Másrészt, a vérkeringés elvezeti a hőt, így a felületi hőmérséklet meghatározása nem vezet célra. *In vitro* végeztünk erre vonatkozólag vizsgálatokat. A lámpa által 1,5cm-ről megvilágított közönséges szobahőmérő hőmérséklete az alábbiak szerint alakult az idő függvényében:



Ebből látható, hogy *in vitro* környezetben már egy perc körül 50°C fok fölé emelkedik, ami már kellemetlen lenne a páciensnek. Ugyanakkor a gingiván több percig történő megvilágítás se okozott kellemetlenséget a páciensnek.

Az alábbi dózis-hatás előkísérletben a gingiva véráramlása így alakult:



A két görbe összehasonlításából látható, hogy egészen más a hőmérsékletváltozás kinetikája *in vitro* és *in vivo*. A lenti görbéből látható, hogy a véráramlás még jelentősen tud növekedni egy perc után is. A megnövekedett véráramlás sikeresen elvezeti a hőt, mintegy védi a szöveteket. A fenti előkísérletben 80s felett egyes páciensek érzékenységre panaszkodtak. Ezért választottuk a 80s-t a további vizsgálatokban. A 44°C sóoldatos öblítéssel összehasonlítva nagyon hasonló véráramlás emelkedést tapasztaltunk, 80s megvilágítás esetén is, ezért biológiai szempontból azonos hőingernek tekinthetők. Ebből arra is következtethetünk, hogy kb. 44°C-os lehetett a gingiva a megvilágítás után.

10. 60. oldal Érdeemes lett volna-e nem impregnált retrakciós fonalat is használni a vizsgálathoz?

A sóoldattal átitatott fonal felel meg leginkább a kontroll csoportnak. A fizioiógias sóoldat számos *in vivo* vizsgálatban használatos kontroll folyadék, hiszen nem jelent ingert a szövet számára. Másrészt az összes tesztcsoportban nedves volt a fonal, tehát a száraz fonal nem lett volna megfelelő kontroll. Klinikai megfigyelésem szerint a száraz fonalat nehéz bevinni és könnyebben okoz hámsérülést. Ezért saját gyakorlatomban soha nem használok száraz fonalat.

11. Az impregnáló oldatok megadott koncentrációjának kiválasztása hogy történt?

A koncentrációt a Magyarországon elérhető gyári áztató folyadékok tartalma határozta meg. A vizsgálat célja volt, közvetlen ajánlást adni a klinikusok számára. Így az elérhető gyári készítményektől eltérő koncentráció használata nem lett volna célszerű. Másrészt az oldatok esetleg tartalmaznak olyan vivő anyagokat is, amelyek segítik a megfelelő viszkozitás, pH kialakítását. A vivő anyagok pontos „titrálási” receptje nem elérhető. Új oldatok előállítására és humán használata, komoly állatkísérletek nélkül etikai problémákat vethet fel.

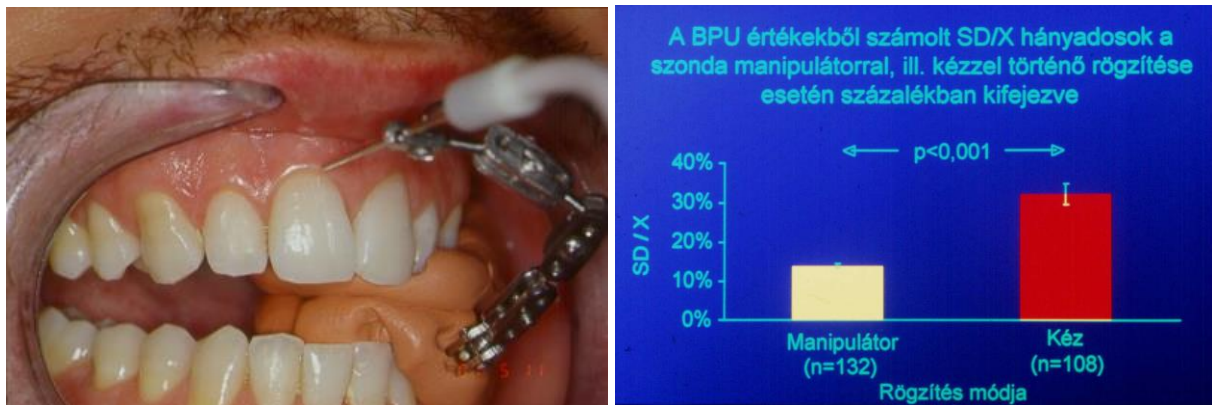
12. 61. oldal A GBF mérést fogorvosi székben, fekvő pozícióban. Kérdés: Befolyásolhatta-e az eredményeket a beteg helyzete? Más eredményeket lehetne-e kapni, ha a beteg ül?

A fekvő helyzetnek számos előnye van. A páciens könnyebben tud relaxálni és nyugalomban mozdulatlan maradni. Én már 1993-ban hallgatóként, Fazekas Árpád professzor úr vezette

Konzerváló Fogászati Klinikán fekve kezeltem a betegeket és azóta is így teszek. Ez a nyugati világban 100%-ban elterjedt, így eredményeim sokkal jobban összevethetők a nemzetközi irodalommal. A fekvő helyzet elterjedésének másik oka, hogy a szájüregben végzett manipulációk - legyen az a véráramlás mérése - elvégzése sokkal pontosabban kivitelezhető. A véráramlásmérés megkezdése esetén minimum 15 percet várakozunk fekvő helyzetben. Ugyanis megfigyeltük (nem publikált eredmények), hogy a helyzetváltogatás a vérnyomást és a véráramlást is megváltoztatja.

13. Hogyan végezték el a retrakciós fonal behelyezését, miközben az LDF szonda csak 1 mm-re volt a marginális ínyszéltől és közben nem távolították el?

LDF-es vizsgálatok nagyrésznél sablont készítenek, ami lefedi a fogakat és az ínyt. Ebben lyukakat készítenek, amibe bedugják az LDF szonda végét. Sablon esetén akut beavatkozás nem végezhető, hiszen fizikai akadályt képez. Ezért gyártattam le az általam megtervezett manipulátort (lenti bal oldali ábra). Az MTA doktori értekezés nem tartalmazza azt a vizsgálatot, ami kimutatta, hogy a manipulátor alkalmazásával jelentősen csökkenteni lehet a mérési hibát (lenti jobb oldali ábra) [19].



A vékony meghajlított tartó mellett a fonal behelyezhető. Az LDF szonda azért nem volt teljesen ráhelyezve az ínyre, hogy amikor a fonal hatására az ínyszél horizontálisan elmozdul akkor ne érjen hozzá a szondához.

Digitális rész /Észrevételek:

14. Felmerült bennem a kérdés, hogy az oktató első preparációja lett-e a „mestermodell”, vagy itt is több preparálás volt?

A Semmelweis Egyetemen a preklinikai gyakorlati oktatásban egy mester preparáció készül. A hallgatóknak ezt kell lemásolni. Mivel a szokásos eljárást szerettük volna vizsgálni, ezért az oktató a vizsgálatban is mestermintát készített.

15. Az első preparációt követően a tesztcsoportnak egy oktató mutatta meg vizuálisan az esetleges hibákat, pontatlanságokat. A Dental Teacher kiváló lehetőséget nyújt önértékelésre. Jó-e annyira a Dental Teacher rendszer, hogy a hallgatók önállóan is képesek a hibákat felismerni a rendszer segítségével oktató nélkül? A hazai oktatásban milyen jövőt jósol a Dental Teacher vagy hasonló rendszereknek?

A hallgatói önértékelésről szóló vizsgálat nagyon jó gondolat és további hasznos információval szolgálna a témában. Számos publikáció ugyanakkor igazolta hasonló rendszerek hatékonyságát, akkor is, ha a hallgató maga végzi a kiértékelést [20-23].

Sajnos egyelőre nem volt lehetőségünk folytatni a DT rendszer vizsgálatát, mert csak ideiglenesen volt kihelyezve az Egyetemre és nem sokkal a vizsgálatunk után elvitték. Amennyiben újra lesz lehetőségünk a rendszer használatára, úgy az önértékelés vizsgálata kiváló téma. Az SE Fogorvostudományi Kar tervezi a Propedeutika tanlabor felújításával és bővítéssel együtt a Dental Teacher bevezetését a gyakorlatba. Mint ahogy arra a saját vizsgálataink is rámutattak, rendkívül előre mutató és hasznos ennek bevezetése a gyakorlati oktatásba.

16. Kérdés: A különböző szkennergyártók különböző szkennelési mintázatot javasolnak, vannak-e arra vonatkozó információk, milyen lesz a szkennelés eredményessége, ha a felhasználó mégsem a javasolt mintázatot követi?

Számos vizsgálat kimutatta, hogy a szkennelési mintázat befolyásolja a pontosságot, de eltérő mértékben szkennertől függően. Ezt részletesen kifejtettem, irodalommal alátámasztva a diszkusszió - 7.5.3. Szkennelési mintázat hatása a valódiságra című alfejezetében.

Ugyanakkor, újabb gyártók, pl. a 2024 tavaszán megjelent iTero Lumina vagy a kínai szkennerek pl. Aorlasscan3, és a Helios 600 már nem ajánl mintázatot, ami arra utal, hogy az összefűzési hibát olyan mértékben korrigálják szoftveresen, hogy a mintázat jelentősége csekélyé válik.

17. Kérdés: A jelenleg elérhető labor és intraorális szkennerek különböző pontossággal működnek. Egyrészt mi ennek az oka, másrészt várható-e, hogy előbb utóbb a maximális pontosságot minden rendszer eléri?

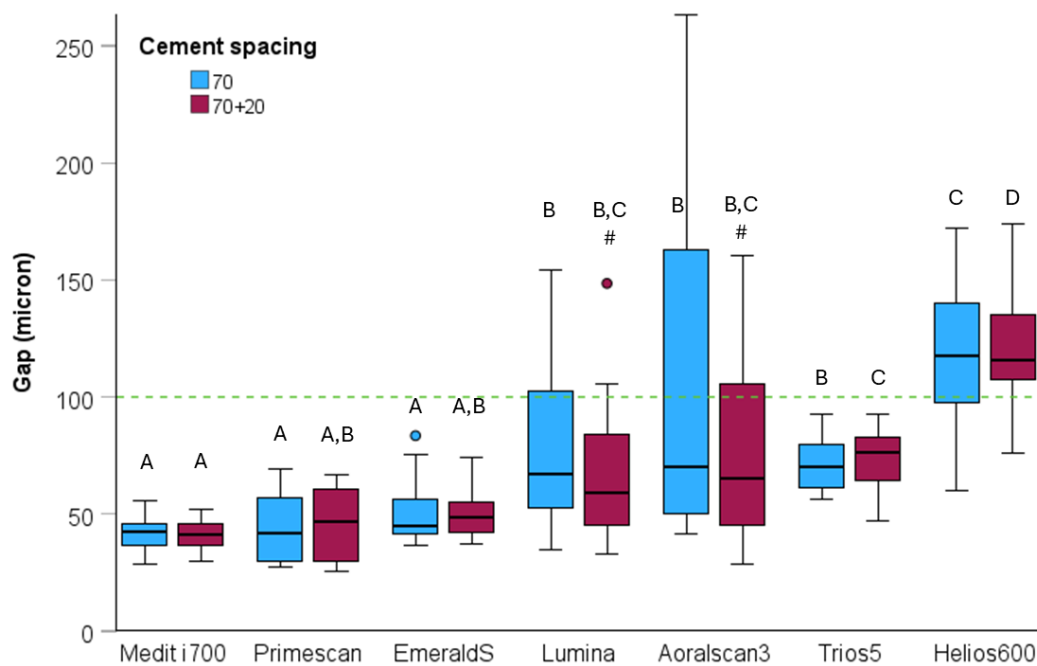
Ez egy nagyon fontos, de összetett kérdés. A kérdést én úgy tenném fel, hogy elég pontos-e a szkennerek? De az csak akkor válaszolható meg, ha megmondjuk, hogy mihez képest. Sok felhasználása lehet egy digitális modellnek, de csak ha néhány példát említek itt, ami megvilágítja a kérdés összetettségét:

1. Fogas állcsont: fogszabályozó/harapásemelő, fogfehérítő sínek
2. Preparált fogcsontok fogpótláshoz előkészítve
3. Fogatlan állcsont: teljes lemezes fogpótláshoz
4. Fogatlan állcsont implantátummal
5. A fentiek végtelen kombinációja

McLean és Fraunhofer 1971-es és McLean 72-es vizsgálatai alapján [24, 25] a teljes munkafolyamat végén a marginális diszkrepancia nem lehet több 120 μ m-nél. Az implantátumnál vita van erről az értékről, de nagyságrendileg elfogadhatjuk ezt a határt ott is. A CAD/CAM gyártási folyamatok átlagos pontossága - a lenyomat hibáját kizárva -, a marginális résekre jellemzően 17-126 μ m között mozog, az átlag 67 μ m [26-29]. Következésképpen ahhoz, hogy a teljes munkafolyamat marginális rése a klinikailag elfogadható határon belül maradjon, az IOS pontatlanságának 100 μ m-nél kisebbnek kell lennie. Ez a határérték a $100^2 = 120^2 - 67^2$ egyenletből becsülhető. Tehát az IOS-oknak legalább 100 μ m pontosnak kell lenni. Természetesen tovább bonyolítja, hogy most csak átlagértékről beszélünk az egyszerűség kedvéért.

A jelenlegi mérési módszerek - távolságmérés, felületi eltérés, szuperimpozíció után -, nem teszik lehetővé, hogy klinikailag értelmezhető értéket kapjunk. Hívhatjuk önkényes (arbitrary) vagy relatív mértékegységnek. Ezért a módszerek csak arra adnak felvilágosítást, hogy egyik szkennerek jobb-e, mint a másik, illetve, hogy a különböző faktorok, pl. szkennelési mintázat, fényviszonyok, fogak elhelyezkedése stb., befolyásolják-e a pontosságot. Az általunk kidolgozott identikus pont módszer már közelebb visz a klinikai valósághoz. Hiszen amikor bármilyen fogtechnikai munkát (legyen az akár fogszabályozó készülék vagy harapásemelő sín) készítünk, akkor az anatómikus azonos pontoknak meg kell találni egymást ahhoz, hogy a klinikai célunkat elérjük. Az identikus pont módszer fogas állcsontban használható. Implantátumnál egyszerűbb a helyzet, mert a scanbody szabályos mértani test, így ennek meg lehet határozni az alját és a platform illeszkedést is pontosan lehet lemérni, ahogyan azt tettük az 5.8.-as vizsgálatunkban is.

Az MTA doktori értekezés beadása után jelent meg az újabb módszerünk [30], amivel mérhető a marginális rés úgy, hogy csak az IOS pontatlanságot vesszük figyelembe. Ezt virtuális illesztésnek nevezzük, mert az elkészült hídvezet digitális szoftverben ráillesztjük a digitális modellen levő csonkokra. Eredményeink szerint vannak olyan IOS-ok, amelyek már teljesítik a 100µm résszélességet (lenti ábra).



A labor szkennerek is fejlődtek. A tavaly megjelent publikációnkban [2] labor szkennereket vizsgáltunk és némelyik annyira pontos, hogy akár már ipari szkennerek helyett is lehet használni, bizonyos munkafolyamatok ellenőrzéséhez. Azonban, ha CAD/CAM fogpótlást készítünk, akkor nem célszerű analóg mintakészítéssel kezdeni, hiszen a lenyomat és a gipszelés pontossága ugyan kísérleti laboratóriumi körülmények közt nagyon pontos tud lenni, de a hétköznapokban nagyon nagy szórást mutat.

18. Kérdés: Milyen szempontok szerint döntötték el és jelölték meg hol legyenek ezek a pontok ahhoz, hogy azokat a későbbiekben is ugyanabban a pozícióban meg lehessen találni? Nem okozhatott-e ez a későbbiekben pontatlanságot a mérésekben?

Mint minden módszernek, ennek is van pontatlansága. Az előző kérdésnél már említettem, hogy sajnos a fogakon nem lehet standard geometriai egységeket kijelölni, ellentétben az implantátumokkal. A fogakat egyesével szegmentáltuk, a mester és a teszt mintát egymásra illesztettük, csak az adott fogat felhasználva. Miután az IOS egy fogat teljes egészében lát, itt a kép összefüzési hiba minimális. Az egyfogas szkennelés pontatlansága leginkább a szkennelés felbontásából adódik. Miután a bíráló kérdése jogos, ezért mi is lemértük mekkora ez a hiba. Ennek megfelelően a kijelölt egy fognyi terület pontatlansága kisebb vagy egyenlő, mint 23-46µm. Az akkori szkennerek teljes állcsontra számolt összefüzési hibáihoz képest nagyon kicsi. Az IOS-ok fejlődésével ezért is kell újabb mérési módszereket kidolgozni. Ugyanakkor ebben a sorozatban arra voltunk kíváncsiak, hogy a szkennelési mintázat hogyan befolyásolja a képösszefüzés hibáját. Így a módszert elsősorban ennek mérésére találtuk ki és kevésbé arra, hogy egy klinikailag értelmezhető értéket (pl. marginális diszkrepancia) kapjunk (lásd előző kérdés).

19. Történt-e statisztikai módszerrel mintaelemszám-becslés a vizsgálatok megkezdése előtt, vagy ezek önkényes mintavételre alapultak?

Véráramlás vizsgálatok elemszáma:

- 6.1 A korona készítés hatása a humán gingiva mikrocirkulációjára (esettanulmány)
- 6.2 A gingivitis és a dohányzás hatása a humán gingiva vasodilatációs kapacitására n=9-18
- 6.3 A retrakciós fonál hatása a humán gingiva mikrocirkulációjára n=7-9

A doktori értekezés nem tartalmazza két előkísérletünket, amiben kifejezetten az LDF metodika használhatóságát, reprodukálhatóságát vizsgálatuk [19, 31]. Ezekben a vizsgálatokban tízes esetszámnál már igen kis különbségeket, pl. az alsó és felső állcsont között nyugalmi véráramlás különbséget is sikerült kimutatnunk. A melegítési teszt előkísérletében meghatároztuk a még biztonsággal alkalmazható legnagyobb hőingert, így maximalizáltuk a hatást. Ugyanakkor klasszikus (első sorban a gyógyszerhatástani klinikai vizsgálatokhoz kifejlesztett) mintaszám becslést a gingiva véráramlására vonatkozólag nehéz végezni. Ugyanis a hatásméret (effect size) kiszámításhoz meg kellene határozni a klinikailag már releváns változást. Hogy mekkora véráramlás változás mögött van már gyulladás, korábban nem volt ismert, hiszen az eredmények ellentmondóak voltak [15, 32-38]. Tekintettel arra, hogy ez egy felfedező kutatás volt, nem egy „clinical trial” a korábbi vizsgálatok esetszámaira támaszkodtunk. A korábbi lézer doppler véráramlásmérővel végzett humán vizsgálatokban az esetszámok a következők voltak: n=6-9 [36], n=10 [15], n=20 [39], n=12 [40], n=20 [41], n=10 [35], n=10 [42], n=9-10 [43] volt.

- 6.4 A hallgatói preparációs készség javítása digitális kiértékelő rendszerrel n=2x18

A vizsgálat újszerűsége miatt (nem volt irodalmi adat) két részletben végeztük el. Először 18 hallgatót vontunk be. Ennek két oka volt: a hagyományos oktatást (oktató magyaráz és megmutatja a preparáció hibáit egyenként) oktatókként 10-nél több hallgatóval nehéz

kivitelezni. Az egyetemen megszokott gyakorlatot kívántuk követni. Másrészt a mintaszám becsléshez kellett egy pilot szakasz. 80% powerrel ($1-\beta$), az $\alpha=0,05$, a Gpower szoftver szerint minimum 12 mintára van szükség, hogy legalább 0,5mm preparációs különbséget kimutassunk (két oldalú teszt esetén). A 0,5mm-t már gyakorlott szemmel is észre lehet venni és a vizsgálatban használt fűrők mértéből (1mm) is megbecsülhető.

IN VITRO IOS VIZSGÁLATOK:

6.5 Az intraorális szkennelés összefüző hibájának vizsgálata négy féle szkennelési mintázat esetén $n=5$

6.6 Két intraorális szkennelés technológia és az indirekt digitalizálás valódiságának összehasonlítása identikus-origó módszerrel $n=5$

6.7 A szoftver- és hardverfrissítések hatása az intraorális szkennerek valódiságára és ismételhetőségére eltérő reflektáló felületeken vizsgálva $n=8$

6.8 A felhasználói tapasztalat hatása a valódiságra teljes fogíves, implantátum szkennelés esetén: öt különböző intraorális szkennelést végzett összehasonlítás $n=16$

6.9 Teljes CAD/CAM munkafolyamat pontossága chairside rendszer használata esetén $n=4$

17. kérdés válaszában részletesen leírtam, hogy a jelenlegi IOS pontosságot vizsgáló módszerek az implantátumos modell kivételével csak összehasonlításra alkalmazhatók. Így az „effect size” meghatározásánál, a klinikailag releváns különbség nem értelmezhető. Az elemszámot a korábbi (2020 előtti) vizsgálatok elemszámai alapján (3-5) becsültük meg [44-47].

Jellemzően ezek az esetszámok mintegy 50 μ m-es különbség kimutatására alkalmas. 50 μ m és 100 μ m különbséget 80%-os erősséggel (power), alfa 0.05 értéken és 10 μ m-es szórással már $n=3$ esetszámnál is ki lehet mutatni. A kezdeti vizsgálatokban ennél jóval nagyobb, sok száz mikronos eltérésekkel találkoztunk.

Ahogy javul az IOS-ok pontossága, egyre nagyobb esetszám szükséges különböző faktorok vagy szkennerek közötti különbségek kimutatására. Egy-egy finomhangolás pl. a fényviszonyok standardizálása vagy egy szoftver upgrade csak kis változást okoz.

Az implantátumos modellnél a sokkal nagyobb esetszámot a mucosa és a tapasztalatlan felhasználó okozta várhatóan nagyobb szórás indokolta. Abban az időben a teljes fogatlan állcsont vizsgálata úttörőnek számított, így nem volt korábbi statisztika információ a természetes humán mucosa szkennelés szórásával kapcsolatban.

20. Kérdés: A 6-9. és 6-12. táblázat szerint néhány ezer mikront is meghaladó deviáció látható feltüntetésre. Mi lehetett az oka ezeknek a nagy eltéréseknek? Milyen következménye lehet ekkora deviációnak a gyakorlatban egy, a teljes fogívre kiterjedő rögzített fogpótlás készítésekor?

A 6-9.-es táblázat a 6.5. vizsgálat eredményét mutatja. Ebben a vizsgálatban ezt az eredményt vártuk, hiszen a Planscan 2009-es fejlesztésű és a gyártó nem véletlen, hogy csak kvadráns szkennerek ajánlja, maximum három tagú fogpótlás elkészítéséhez. 3-4 fogig az eltérés 100 μ m alatt maradt a megfelelő szkennelési mintázat esetén. Szándékosan ezt a szkennert választottuk, hiszen az új metodika bemutatása volt a cél az összefüzési hiba feltárására. Másrészt kíváncsiak voltunk rá, hogy mekkora feszítéskor alkalmazható a klinikán gyakorlatban is használt szkennelés.

A 6-12. táblázatnál látható, hogy az újabb szkennerek már nagyságrenddel jobb eredményt produkálnak. Némelyik akár 6-7 fogig is még elfogadható eredményt ad. De egyiket se javasolnánk a teljes állcsont rehabilitációjára. Abban az időben, ugyanezekkel a szkennerekkel a hagyományos mérő módszer (teljes felületi illesztés) teljes állcsonton sokkal jobb eredményt mutatott, miközben a klinikusoknak nem volt jó tapasztalata az akkori IOS-ok teljes állcsontra történő használata esetén. Ezt az ellenmondást oldotta fel a 6. vizsgálatunkban használt új módszer. Nem véletlen, hogy munkacsoportunk BMC Oral Healthben Nagy Zsolt elsőszerzőségével 2020-ban megejelent közleménye [48] kevesebb, mint a négy év alatt 53 független citációt kapott (2024.07.23. MTMT).

Összefoglalva, a 2018-2019 között vizsgált szkennerek csak kisebb kiterjedésű protetikai munkákra voltak alkalmasak.

21. A fogak számozása az első részben az FDI szerint vannak jelölve, ami általános, a második részben Univerzális fogjelölés van megadva, ami igazából az USA-ban használatos. Mi volt az oka a kétféle számozásnak?

A klinika gyakorlatban és a vizsgálataimban is mindig FDI-t szoktam használni. Az irodalomban is ez az általános. A kivétel oka, hogy az összefüzési mechanizmust, úgy vizsgáltuk, hogy a bal felső 7-es fogtól elindítottuk a szkennelést (szkennelési origó) és az ellenoldali 7-esnél fejeztük be. A fogakat szegmentáltuk és minden fognál megnéztük a deviációt, miután az origónál összeillesztettük a mester és teszt mintát. A deviáció kumulatíván nő az origótól az ellenoldali 7-ig. Ennek ábrázolás csak úgy lehetséges, ha a fogszámok is növekvő vagy csökkenő sorban vannak. Az FDI számozás esetében tükörszimmetria van a számozásban, tehát sem az ábrázolás, sem a lineáris vegyes modellel való statisztikai vizsgálat (autoregresszív kovariancia struktúra alkalmazása) nem lett volna megfelelő. Az Univerzális számozás szépen követte a szkennelési sorrendet.

Még egyszer hálásan köszönöm, hogy elvállalta értekezésem bírálatát, továbbá az alapos bírálatot, és hogy értekezésemet nyilvános vitára alkalmasnak találta.

IRODALOMJEGYZÉK A VÁLASZOKHOZ:

1. Raja, Z. and C. Nair, *A Clinical Study on Gingival Retraction*. The Journal of Indian Prosthodontic Society, 2003. **3**: p. 21-27.
2. Borbola, D., et al., *In vitro comparison of five desktop scanners and an industrial scanner in the evaluation of an intraoral scanner accuracy*. J Dent, 2023. **129**: p. 104391.
3. Son, K., M.U. Jin, and K.B. Lee, *Feasibility of using an intraoral scanner for a complete arch digital scan, part 2: A comparison of scan strategies*. J Prosthet Dent, 2023. **129**(2): p. 341-349.
4. Jang, T.J., et al., *Fully automatic integration of dental CBCT images and full-arch intraoral impressions with stitching error correction via individual tooth segmentation and identification*. Med Image Anal, 2024. **93**: p. 103096.
5. Li, J., et al., *Calibrated intraoral scan protocol (CISP) for full-arch implant impressions: An in vitro comparison to conventional impression, intraoral scan, and intraoral scan with scan-aid*. Clin Implant Dent Relat Res, 2024.
6. Lim, J.H., et al., *Comparison of digital intraoral scanner reproducibility and image trueness considering repetitive experience*. J Prosthet Dent, 2018. **119**(2): p. 225-232.

7. Zarauz, C., et al., *Influence of age, training, intraoral scanner, and software version on the scan accuracy of inexperienced operators*. J Prosthodont, 2023. **32**(S2): p. 135-141.
8. Resende, C.C.D., et al., *Influence of operator experience, scanner type, and scan size on 3D scans*. J Prosthet Dent, 2021. **125**(2): p. 294-299.
9. Wada-Takahashi, S., et al., *Effect of physical stimulation (gingival massage) on age-related changes in gingival microcirculation*. PLoS One, 2020. **15**(5): p. e0233288.
10. Ikawa, M., K. Ikawa, and H. Horiuchi, *The effects of thermal and mechanical stimulation on blood flow in healthy and inflamed gingiva in man*. Arch Oral Biol, 1998. **43**(2): p. 127-32.
11. Molnar, E., et al., *Assessment of the test-retest reliability of human gingival blood flow measurements by Laser Speckle Contrast Imaging in a healthy cohort*. Microcirculation, 2018. **25**(2).
12. Nuki, K., et al., *Measurement of blood flow in attached gingiva of dogs following brushing*. J Periodontal Res, 1981. **16**(1): p. 66-72.
13. Tanaka, M., et al., *Effect of mechanical toothbrush stimulation on gingival microcirculatory functions in inflamed gingiva of dogs*. J Clin Periodontol, 1998. **25**(7): p. 561-5.
14. Perry, D.A., J. McDowell, and H.E. Goodis, *Gingival microcirculation response to tooth brushing measured by laser Doppler flowmetry*. J Periodontol, 1997. **68**(10): p. 990-5.
15. Gleissner, C., et al., *Local gingival blood flow at healthy and inflamed sites measured by laser Doppler flowmetry*. J Periodontol, 2006. **77**(10): p. 1762-71.
16. Herlofson, B.B., P. Brodin, and H. Aars, *Increased human gingival blood flow induced by sodium lauryl sulfate*. J Clin Periodontol, 1996. **23**(11): p. 1004-7.
17. Svalestad, J., et al., *Reproducibility of transcutaneous oximetry and laser Doppler flowmetry in facial skin and gingival tissue*. Microvasc Res, 2010. **79**(1): p. 29-33.
18. Sasano, T., S. Kuriwada, and D. Sanjo, *Arterial blood pressure regulation of pulpal blood flow as determined by laser Doppler*. J Dent Res, 1989. **68**(5): p. 791-5.
19. Csempeš, F., et al., *[Blood flow measurements in human oral tissues with laser Doppler flowmetry]*. Fogorv Sz, 2000. **93**(4): p. 115-20.
20. Lee, C., et al., *The Role of Digital 3D Scanned Models in Dental Students' Self-Assessments in Preclinical Operative Dentistry*. J Dent Educ, 2018. **82**(4): p. 399-405.
21. Wolgin, M., et al., *Comparison of a prepCheck-supported self-assessment concept with conventional faculty supervision in a pre-clinical simulation environment*. Eur J Dent Educ, 2018. **22**(3): p. e522-e529.
22. Meglioli, M., et al., *A Novel Self-Assessment Method for Training Access Cavity on 3D Printed Endodontic Models*. Dent J (Basel), 2023. **11**(6).
23. Stoilov, M., et al., *Comparison of Digital Self-Assessment Systems and Faculty Feedback for Tooth Preparation in a Preclinical Simulation*. Int J Environ Res Public Health, 2021. **18**(24).
24. McLean, J.W., *Polycarboxylate cements. Five years' experience in general practice*. Br Dent J, 1972. **132**(1): p. 9-15.
25. McLean, J.W. and J.A. von Fraunhofer, *The estimation of cement film thickness by an in vivo technique*. Br Dent J, 1971. **131**(3): p. 107-11.
26. Cakmak, G., et al., *Effect of number of supports and build angle on the fabrication and internal fit accuracy of additively manufactured definitive resin-ceramic hybrid crowns*. J Dent, 2023. **134**: p. 104548.
27. Ozcelik, T.B., et al., *Marginal Adaptation of Provisional CAD/CAM Restorations Fabricated Using Various Simulated Digital Cement Space Settings*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2018. **33**(5): p. 1064-1069.
28. Shimizu, S., et al., *The accuracy of the CAD system using intraoral and extraoral scanners for designing of fixed dental prostheses*. Dent Mater J, 2017. **36**(4): p. 402-407.
29. Chang, M.C., et al., *The influence of pontic distribution on the marginal and internal gaps of CAD/CAM five-unit anterior zirconia framework*. J Dent Sci, 2024. **19**(2): p. 1105-1115.
30. Vag, J., et al., *Application of the virtual-fit method for fixed complete denture cases designed on intraoral scans: Effect of cement spacing*. J Dent, 2024. **141**: p. 104780.
31. Keremi, B., et al., *[Blood flow in marginal gingiva as measured with laser Doppler flowmetry]*. Fogorv Sz, 2000. **93**(6): p. 163-8.

32. Kaplan, M.L., M.K. Jeffcoat, and P. Goldhaber, *Blood flow in gingiva and alveolar bone in beagles with periodontal disease*. J Periodontal Res, 1982. **17**(4): p. 384-9.
33. Hock, J.M. and S. Kim, *Blood flow in healed and inflamed periodontal tissues of dogs*. J Periodontal Res, 1987. **22**(1): p. 1-5.
34. Baab, D.A. and P.A. Oberg, *Laser Doppler measurement of gingival blood flow in dogs with increasing and decreasing inflammation*. Arch Oral Biol, 1987. **32**(8): p. 551-5.
35. Matheny, J.L., et al., *Microcirculatory dynamics in experimental human gingivitis*. J Clin Periodontol, 1993. **20**(8): p. 578-83.
36. Mavropoulos, A., et al., *Gingival blood flow in periodontitis patients before and after periodontal surgery assessed in smokers and non-smokers*. J Periodontol, 2007. **78**(9): p. 1774-82.
37. Vag, J. and A. Fazekas, *Influence of restorative manipulations on the blood perfusion of human marginal gingiva as measured by laser Doppler flowmetry*. J Oral Rehabil, 2002. **29**(1): p. 52-7.
38. Hinrichs, J.E., et al., *Intrasulcular laser Doppler readings before and after root planing*. J Clin Periodontol, 1995. **22**(11): p. 817-23.
39. Fan, R., et al., *Microcirculation and somatosensory profiling of patients with periodontitis: a preliminary case control report*. Clin Oral Investig, 2020.
40. Develioglu, H., B. Kesim, and A. Tuncel, *Evaluation of the marginal gingival health using laser Doppler flowmetry*. Braz Dent J, 2006. **17**(3): p. 219-22.
41. Patino-Marin, N., et al., *A novel procedure for evaluating gingival perfusion status using laser-Doppler flowmetry*. J Clin Periodontol, 2005. **32**(3): p. 231-7.
42. Baab, D.A., A. Oberg, and A. Lundstrom, *Gingival blood flow and temperature changes in young humans with a history of periodontitis*. Arch Oral Biol, 1990. **35**(2): p. 95-101.
43. Mormann, W.H., et al., *The thermodynamic behaviour of labial gingiva in patients with destructive periodontal disease*. J Clin Periodontol, 1985. **12**(6): p. 477-93.
44. Malik, J., et al., *Comparison of Accuracy Between a Conventional and Two Digital Intraoral Impression Techniques*. Int J Prosthodont, 2018. **31**(2): p. 107-113.
45. Mennito, A.S., et al., *Evaluation of the trueness and precision of complete arch digital impressions on a human maxilla using seven different intraoral digital impression systems and a laboratory scanner*. J Esthet Restor Dent, 2019. **31**(4): p. 369-377.
46. Renne, W., et al., *Evaluation of the accuracy of 7 digital scanners: An in vitro analysis based on 3-dimensional comparisons*. J Prosthet Dent, 2017. **118**(1): p. 36-42.
47. Kuhr, F., et al., *A new method for assessing the accuracy of full arch impressions in patients*. J Dent, 2016. **55**: p. 68-74.
48. Nagy, Z., et al., *Comparing the trueness of seven intraoral scanners and a physical impression on dentate human maxilla by a novel method*. BMC Oral Health, 2020. **20**(1): p. 97.