

**A BÖLCSESSÉGFOGAK ELLÁTÁSÁNAK SZÁJSEBÉSZETI ÉS
FOGORVOSI SZEMPONTJAI, VALAMINT A SZÖVŐDMÉNYEK
MEGELŐZÉSÉNEK LEHETŐSÉGEI: KLINIKAI ÉS
EXPERIMENTÁLIS VIZSGÁLATOK**

MTA Doktori Értekezés

Dr. Szalma József



Pécsi Tudományegyetem

Általános Orvostudományi Kar

Klinikai Központ

Fogászati és Szájsebészeti Klinika

2020.

I. TARTALOMJEGYZÉK

I. TARTALOMJEGYZÉK	1.
II. RÖVIDÍTÉSEK JEGYZÉKE	2.
III. BEVEZETÉS	3.
IV. CÉLKITŰZÉSEK	36.
KLINIKAI VIZSGÁLATOK CÉLKITŰZÉSEI	36.
EXPERIMENTÁLIS VIZSGÁLATOK CÉLKITŰZÉSEI	37.
V. BETEGEK, ILLETVE ANYAGOK ÉS MÓDSZEREK	39.
KLINIKAI VIZSGÁLATOK MÓDSZEREI	39.
EXPERIMENTÁLIS VIZSGÁLATOK MÓDSZEREI	55.
VI. EREDMÉNYEK	72.
KLINIKAI VIZSGÁLATOK	72.
VI.1. A gyökérsötétédesi rizikójel műtéti háttere	72.
VI.2. A pixelintenzitás-mérések eredményei	76.
VI.3. A digitális és filmalapú panorámaröntgenek összehasonlító értékelése	78.
VI.4. A panorámaröntgen és CBCT rizikójelek összefüggései. A CBCT hatása a döntéshozatalra	80.
VI.5. A bölcsességfogak szerepének vizsgálata az angulus és a fejecs töréseinél	85.
VI.6. A moláris fogak direkt restaurációinak sikeressége	87.
VI.7. A koronektómia fogszekciójának fűrőhüvellyel történő biztosítása	91.
EXPERIMENTÁLIS VIZSGÁLATOK	93.
VI.8.a. A vídia gömbfűrők kopottságának hatása az intraosseális hőhatásokra és a preparációs időkre	93.
VI.8.b. Az <i>in vitro</i> csontszimulációs modellek összehasonlításának eredményei	97.
VI.8.c. A legoptimálisabb intraosseális hőhatással és preparációs idővel járó fűrési paraméterek	100.
VI.9. A canalis mandibulae-t közelítő és fenesztráló csontelvételek	104.
VI.10. A legoptimálisabb fogszekciókkal kapcsolatos eredmények	114.
VII. MEGBESZÉLÉS ÉS KÖVETKEZTETÉSEK	118.
KLINIKAI VIZSGÁLATOK	118.
EXPERIMENTÁLIS VIZSGÁLATOK	136.
VIII. AZ ÚJ MEGÁLLAPÍTÁSOK ÖSSZEFOGLALÁSA	157.
IX. AZ ÉRTEKEZÉS ALAPJÁUL SZOLGÁLÓ KÖZLEMÉNYEK	160.
IX.1. Az értekezésben felhasznált közlemények	160.
IX.2. Az értekezés tárgyköréhez kapcsolódó közlemények	162.
IX.3. További lektorált közlemények	164.
IX.4. MTMT V. oszt. és összefoglaló táblázatok	166.
X. A FELHASZNÁLT IRODALOM JEGYZÉKE	168.
XI. KÖSZÖNETNYILVÁNÍTÁS	191.

II. RÖVIDÍTÉSEK JEGYZÉKE

95% CI=	95%-os megbízhatósági tartomány, azaz konfidenciaintervallum
AAOMS=	American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons (angol), Amerikai Arc-, Állcsont- és Szájsebészeti Társaság
ALADA=	as low as diagnostically sufficient (angol), a legalacsonyabb sugárterhelés mely korrekt diagnózishoz vezet
ALARA=	as low as reasonably achievable (angol), a legalacsonyabb sugárterhelés mely indokolt
AP=	antero-poszterior röntgenbeállítás
BMD=	bone mineral density (angol), csontdenzitás
CAD=	Computer-aided design (angol), mérnöki tervezőprogram
CBCT=	„cone beam” (angol, kúpos sugarú) komputertomográfia
CT=	komputertomográfia
EADMFR=	European Academy for Dento-Maxillofacial Radiology (angol), Európai Dentomaxillofaciális Radiológiai társaság
EEG=	elektroenkefalogram
FOV=	field of view (angol), a képalkotó eljárás által leképezett terület
IAC=	inferior alveolar canal (angol), canalis mandibulae
IAN=	inferior alveolar nerve (angol), nervus alveolaris inferior
IGF-I=	Insulin-like growth factor 1 (angol), inzulin-szerű növekedési faktor-1
JAR=	juxta-apikális radiolucencia
LKEF=	lingvális kortikális csontállomány elvékonyodása és vagy fenesztrációja
LN=	lingual nerve (angol), nervus lingualis
LR+=	likelihood ratio (angol), valószínűségi arányszám
MRI=	magnetic resonance imaging (angol), mágneses rezonanciavizsgálat
MTA=	mineral trioxide aggregate (angol), ásványi trioxid aggregátum
NEAK=	Nemzeti Egészségbiztosítási Alapkezelő
NIH=	National Institute of Health (angol), Amerikai Egyesült Államok Nemzeti Egészségügyi Intézete
NPV=	negatív prediktív érték
OPG=	oszteoprotegerin
OR=	odds ratio (angol), esélyhányados
P&G=	Pell &(és) Gregory, a róluk elnevezett osztályozás jelentéssel
PCF=	pounds per cubic feet (angol), azaz font/köbláb, font/láb ³ , lb/ft ³
PDL=	parodontális ligamentumok, rostrendszer
PMMA=	polimetil-metakrilát
PPV=	pozitív prediktív érték
PR=	panorámaröntgen, ortopantomográf
PRF=	platelet rich fibrin (angol), vérlemezkében gazdag fibrin
PRP=	platelet rich plasma (angol), vérlemezkében gazdag plazma
PU=	poliuretán
RANKL=	receptor activator of nuclear factor κ B ligand (angol) „az osteoclastok RANK-ligandot megkötő jelfogója”
ROC=	receiver operating characteristics curve (angol), a vevőegység operációs karakterisztikus görbéje
ROI=	region of interest (angol), a kiválasztott terület
Sv (μ S)=	sievert (mikro sievert), ekvivalens sugárzási dózis vagy dózisegyenérték
USPHS=	United States Public Health Service (angol), az Amerikai Egyesült Államok népegészségügyi szolgálata
UV=	ultraibolya sugárzás (200-400 nm)
ZC=	zománc-cement határvonal

III. BEVEZETÉS

A bölcsességfogakkal kapcsolatos szakirodalom nagyon bőséges. Az értekezés írásakor a bölcsességfog keresőszóra, pontosabban annak angol megfelelőjére ('third molar'), az egyik legnagyobb orvosi szakirodalmi adatbázisban tizenegyezer találatot kaptam. Ez egyrészt arra enged következtetni, hogy gyakran okoznak problémát a betegeknek, másrészt pedig, hogy nem minden kérdés tisztázott még kellőképpen. Mindezek mellett a bölcsességfogak szakirodalma nagyon szerteágazó, melyből a teljesség igénye nélkül idézek néhány aktuális témakört [8, 24, 67, 162, 176, 234, 284, 288, 481, 496, 502]. Mi is az elégséges preoperatív diagnosztika? Milyen legyen a lebenyképzés és a sebzés (primeren vagy drén mellett; csontpótlással; milyen hatással van a hetes fog parodontiumára)? Mi a legoptimálisabb csontelvétel (fúrókkal vagy piezoelektromos módon)? Az alveolus feltöltése javasolt-e (pl.: PRF, PRP használatával)? Az adjuváns szerek használata tényleges előnyöket hoz-e (perioperatív szteroid és antibiotikum adásának kérdésköre)? Mi legyen az optimális fájdalomcsillapítás módja, vagy a félelem és a szorongás csökkentésének módszere? Mennyire alkalmas a bölcsességfog az életkor meghatározására? Pár további témával élénk vitákat lehet indítani, mint például a panasz- és tünetmentes bölcsességfogak profilaktikus eltávolításának kérdéskörével vagy a harmadik őrlőfog hatása a metszőfog-torlódásra problémakörrel [17, 183, 273].

A diagnosztikai eljárásaink folyamatosan fejlődnek, egyre több és pontosabb információt kaphatunk műtéti fogeltávolítás előtt, még sincs protokoll, mikor szükséges és indokolt például CBCT felvételt készítenünk, vagy hogy lehet az, hogy a diagnosztika fejlődése nem hozta magával az idegsérülések pontosabb előrejelzését és nem csökkentette az idegsérülések előfordulását [98]? Az ambuláns szájsebészeti betegellátás mintegy 35,9-58,7%-át az impaktált bölcsességfogak sebészete teszi ki [140, 261]. Nagyon fontos ezért a diagnosztikai eljárásaink pontosságát és használhatóságát növelni, és amennyiben ez nem célravezető, akkor alternatív ellátási módszereket (pl.: koronektómia, fogszabályozó erővel történő extrakció) bevetni és fejleszteni. A specifikus panorámaröntgen kockázati jelek rutinszerű használatáért és a koronektómia hazai elfogadottságáért is aktívan tenni kellett az elmúlt tíz évben (magyar nyelvű közlemények, irodalmi összefoglaló, szakmai továbbképzések tucatjai, szakmai kollégiumi előterjesztés NEAK kódrendszer reformjához stb.), jelen értekezést részben ennek a célnak is szenteltem.

Az impaktált bölcsességfogak előfordulási gyakoriságáról amúgy az alábbi információkat találjuk az irodalomban: *Mead* (1930) szerint 18,8%, *Hellman* (1936) szerint 15,2%, *Dachi és Howell* (1961) szerint 17,5%, *Kramer és Williams* (1970) szerint 18,2% [184]. Skandináv népcsoportokban viszonylag magas arányban, 19-35% között, japánban 30% körülinek találták az impaktált bölcsességfogak előfordulását [184]. Egy amerikai tanulmányban az impakció előfordulását 65,6%-nak, egy szingapúriban 68,6%-nak, egy irániban 44,3%-nak, míg egy indiaiban 26,4%-nak találták [182, 305, 337, 360]. Ezzel ellentétben, afrikai és ausztrál őslakosok között 1% alatti az előfordulás. Érdekes, hogy míg az erupció időpontja a kaukázusi populációkban 17,8 és 24 év közé tehető, addig nigériai afrikaiakban 13-15 év között már nagy eséllyel előtörtek a bölcsességfogak [167].

Egy friss tanulmány rámutatott, hogy a fizikális vizsgálat - a röntgenvizsgálattal szemben - a bölcsességfogak közel harmadát nem képes észlelni, így egy populációban a valós bölcsességfog előfordulást csak röntgenvizsgálattal kiegészítve lehetséges véleményezni [468]. Érdekes tény, hogy a beutalt betegek közel harmadában nem történik meg a bölcsességfog eltávolítása, mégpedig általában a következő okok miatt: az okklúziós sík elérése várható (31,9%), a beteg mégsem szeretné a fogeltávolítást (31,5%), 30 évnél idősebb a beteg és a foga tünet- és panaszmentes (17,5%) [95]. Ezen okokon felül gyakori érv a fog megtartásában még, hogy kockázatos a műtét az anatómiai struktúrák miatt, rossz az általános egészségi állapot, elégséges a helykínálat az előtöréshez és pillérfogként fontos a fog megtartása [95].

A bölcsességfogak beékelődésének oka nem teljesen világos. Egy nagyszabású északnémet tanulmány szerint, melyben 619 beteg koponya MRI felvételét értékelték, a beékelődés egyik legfőbb kísérőjelensége a megnövekedett koponyaszélesség (eurion-eurion távolság), a csökkent teljes arcmagasság és a csökkent alsó elülső arcmagasság (nasion-mentum távolság) volt [219]. Ezzel szemben az arccsont szélessége (zygoma-zygoma távolság) és a szagittális mutatók (nasion-sella és sella-basion távolság) nem mutattak az alsó bölcsességfog beékelődéssel összefüggést [219].

Étkezési szokásaink megváltoztak, főként lágy, pépes ételeket fogyasztunk, egyre kevesebbet rágunk. A leglényegesebb a metszőfogak közötti harapások számának csökkenése. A metszőfogaink használata kedvezően hat a retromoláris terület növekedésére, lehetővé téve a bölcsességfogak előtörését. Az ember arckoponyájának térfogata csökken, a mandibula teste megrövidül, a fogak száma nem változik, így az alsó második őrlőfog és a felhágóág közötti hely beszűkül, nem marad elegendő hely a bölcsességfogak számára [210, 343, 429]. Honfoglaláskori mandibulák retromoláris helykínálatát megnézve láthatjuk, hogy őseinknél nemhogy impaktált bölcsességfogról nem beszélhettünk, hanem még sokszor a 4. moláris

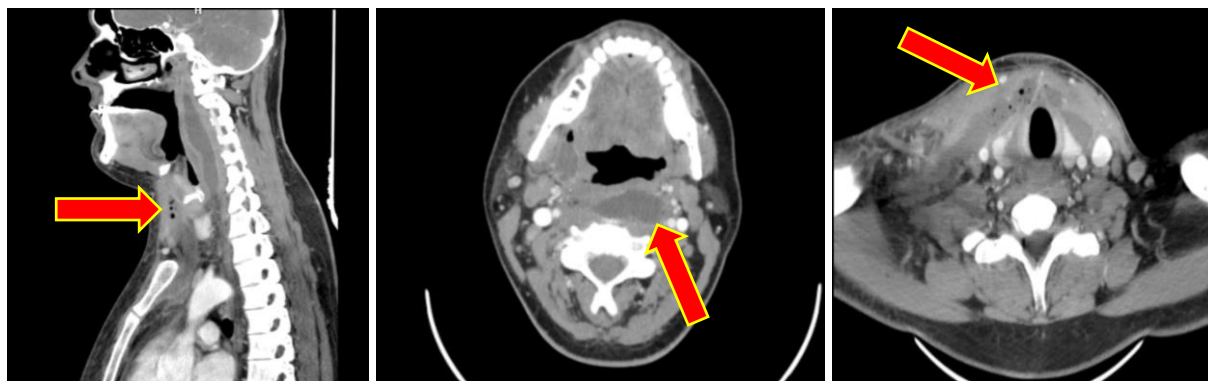
fognak is lett volna hely. Igaz, hogy *Patonay* kutatásaiban egyedül a mandibula symphysisek közötti távolságot találta szignifikánsan nagyobbak a mai mandibulákhoz képest [343].

Fenti adatok is alátámaszthatják, hogy a bölcsességfogak eltávolítása az egyik leggyakrabban elvégzett ambuláns szájsebészeti beavatkozások közé tartozik. A szövődmények egy része gyakori, ilyen az alveolitis (~25%), de ide tartozhat a posztoperatív vérzés (0,2-5,8%) vagy a csontthártya gyulladása is (0,8-4,2%) [63]. Az iatrogén mandibulatörés viszont nagyon ritka esemény (*lásd 1. ábra*), bizonyos szerző szerint 0,0049% az esélye [254], más kutatás szerint az intraoperatív törési esemény gyakorisága 1 eset a 30583-ból, míg a műtét után napokkal bekövetkező késői törése 1 eset a 23714-ből [11]. A fog, illetve a gyökérfragmentumának diszlokációja nagyon ritkán, de szintén bekövetkezhet, főként a sublingualis, submandibularis, pterygomandibularis és laterális pharyngealis térbe kerülve [63]. Késői infekciókról [213], aspirációról és szubletális gyulladáisos szövődményekről szintén olvashatunk szakirodalmat [96], illetve előfordult klinikai beteganyagunknál is (*2. ábra*).

Természetes igény, hogy a műteti beavatkozás előtt a beteg a beavatkozás lehetséges szövődményeiről teljeskörű felvilágosítást kapjon. A sebész szempontjából is elengedhetetlen, hogy a kockázati tényezőket felkészülten elemezze és ismerje azoknak a műteti technikát befolyásoló hatásait. Az idegsérülésekről szándékosan nem ejtettem szót eddig, hiszen az külön fejezetet és kutatásaimban is kiemelt figyelmet kapott.



1. ábra: A jobb alsó bölcsességfog eltávolítását körzeti fogorvos emelővel rutinfeladatnak minősítette, csonteltétel nélkül. Az eltávolítás ilyen módon eleve kudarcra volt ítélve! Következésképp jókora diszlokációval járó iatrogén angulustöréssel vettük fel a beteget fekvőosztályunkra.



2. ábra: A jobb alsó bölcsességfog eltávolításához köthető súlyos phlegmone, mely a garat körüli terekbe és az elülső mediastinumba terjedt (piros-sárga nyilak).

A bölcsességfogak elhelyezkedésének anatómiai jelentősége és az idegsérülések

A nervus alveolaris inferior (IAN), a nervus trigeminus (V.) 3., mandibuláris ágának szomatoszenzoros ága, mely beidegzi az azonos oldali alsó fogakat és parodontiumot, illetve a premoláris fogaktól meziálra a bukkális gingivát és áthajlást. Az ellenoldali frontális gingivához is ad rostokat, valamint az alsó ajakfelet és a mentum bőrét is beidegzi a középvonalig. Három különlegességet lehet megemlíteni az IAN-nal kapcsolatban. Nagyon kis mennyiségben szimpatikus rostot is találhatunk az idegfonatában a ganglion cervicale superiusból [278], azonos arányban tartalmaz mielinizált és demielinizált rostokat szemben más bőridegek nagyobb arányú demielinizált rostjaival [142, 258] és a harmadik specialitás, hogy a retromoláris területen már csontos csatornában fut (canalis mandibulae) kötőszövettel körülvéve. Ennek jelentősége, hogy kisebb a retrakciós hajlam esetleges átvágás esetén, nagyobb esélyt adva a regenerációra [57, 58, 192, 372]. Ugyanakkor kompressziós erőhatások – ödéma, bejutó csontdarabka vagy beékelődő gyökércsúcs - jóval gyakrabban idézik elő sérülését, éppen a csontos csatorna miatt [230]. Egyes szerzők alapján az IAN nem egységes köteg, hanem makroszkóposan osztható. A mentális ág, mint nagyobb köteg mediálisan található, a rami dentales pedig, több kisebb, perineuriummal borított köteggel, laterálisabban [352]. Ezen anatómiai tényből következik, hogy lehetséges az IAN részleges sérülése is, ahol a beteg esetleg csak az alsó fogak területén, vagy pedig esetleg csak a n. mentalis által beidegzett lágyszövetterületeken érez zsibbadást, és nem mindig mindkettőn. *Pogrel* anatómiai (bonctani) és klinikai (szegmentrezekciók alapján) tanulmányában leírja, hogy a canalisban általában a nervus helyezkedik el legkaudálisabban, a véna felette, bukkálisan, míg az artéria emellett, lingválisan fut [352]. Tehát az apikális irányba haladó, canalishoz közeledő sebész (például az

egyre mélyebbre terjedő csontelvétel során) először az érkepletekkel találkozunk, így elméletileg egy erősebb vérzés előre jelezheti a mélyebben húzódó ideg sérülését. Meg kell említenünk a különböző canalis variációk jelentőségét is. A kettőzött canalis irodalmi adatok alapján 0,2-0,95% közötti gyakorisággal fordul elő panorámaröntgen-felvételeken [54, 123]. Jelentősége azon eseteknek lehet, ahol a kettőzött canalis miatt a bölcsességfog eltávolítása során esetleg csak az egyik canalis ág sérül, különböző mértékű részleges érzéskiesést létrehozva.

Az idegkárosodás jellege alapján **Seddon** szerint három fokozatot különíthetünk el [350]. Ezek a *neurapraxia* (a lézió legenyhébb foka, amikor az ideg hüvelyeinek folytonossága nem szakad meg), az *axonotmesis* (amikor az axon megszakad, az endoneurium azonban ép, a funkciókiesést jó regeneráció követi, és teljes gyógyulás várható) és a *neurotmesis* (az idegrostok és az ideghüvely részben vagy teljesen megszakad, spontán regeneráció ritka, gyógyulás csak sebészi csonkegyesítéskor) [134]. **Sunderland** 1978-ban kiterjesztette az idegsérülések osztályozását, a neurotmesist további három részre osztotta: *Grade I* = neurapraxia, *Grade II* = axonotmesis, *Grade III* = neurotmesis a perineurium megőrzése mellett. Az endoneurium megszakad, az axonális vezetőképesség elvesztésével. Fibrózis jelenhet meg a perineuriumban, mivel gyulladásos sejtek és fibroblasztok jutnak be, ez hátráltatja az axonális regenerálódást. *Grade IV* = neurotmesis az epineurium megőrzésével, ahol minden más megszakadt. Az ideg ödémássá válik, graft szükséges. *Grade V* = az idegcsonk teljes átvágása. Bypass, graft használata szükséges [425, 426]. A bekövetkezett idegsérülés és a következményesen kialakuló beidegzési zavar regisztrálása kétféle, alapvető receptortípus ingerlésével lehetséges [94, 156]. A vizsgálatok során, a károsodott oldal összevetése szükséges az ép oldallal [94, 156, 491]. A mechanoreceptív és a nociceptív receptorok ingerlésére az alábbi lehetőségeket ismerjük. A **mechanoreceptív tesztek** közé soroljuk az *érintést* (angolul, static light touch) amikor a beteg csukott szemmel jelez, ha érzi az érintést és meg tudja mutatni, hol érezte. Akár vattagombóccal történő érintés, akár a Semmes-Weinstein filamentumokkal is történhet (bőrre nyomva egyre több vizsgáló szőrszál éri a felületet) [358]. A másik mechanoreceptív teszt a *kefével való simítás* (angolul, brush directional stroke) ahol az érintés hasonló az előbbihez, de itt a betegnek a mozdulat irányát is jeleznie kell. A harmadik teszt az ún. *két pont megkülönböztetés* (angolul, two point discrimination), ami a szenzoros receptorok és az afferens rostok mennyiségét és denzitását becsüli meg. Az alsó ajkon 2-4 mm, míg az állon 8-10 mm a normál érték. Végezhető tolómérő/subler segítségével és kéthegyű körző és vonalzó segítségével is [492]. Klinikai gyakorlatunkban az utóbbi a bevett.

A **nociceptív tesztek** között a *hőingerlés* (angolul, thermal discrimination) tesztje a hideg és a meleg érzet megkülönböztetését vizsgálja [6]. A *tűvel való érintés és megcsípés* (angolul, pin and prick) tesztjét algesiméterrel (egy tű rugós ellenállással) végezzük, ahol általában 0-tól 15 grammig mérhető a szúrás erőssége [156]. A fenti teszteket szubjektív teszteknek nevezzük, mert a beteg válaszára alapulnak, de rendelői környezetben főként ezeket végezhetjük. Az objektív tesztekkel ezzel szemben a kiváltott potenciálokat („evoked potential”) mérik. A cerebrális potenciál-változásokat perifériás idegek stimulálása után a fejbőrön vizsgáljuk. A központi idegrendszer kiváltott válaszát jelátlagoló elektro-enkefalogrammon (EEG) detektáljuk. A bőr, illetve nyálkahártya mechanikai ingerlésével, meghatározott kérgi területen potenciálingadozások, kiváltott potenciálok jelennek meg [20, 255].

Az ideg szenzoros diagnosztikai kiértékelése azért fontos, hogy megállapítsuk, van-e ténylegesen neuroszensoros beidegzési zavar vagy nincs. A megváltozott érzéskvalitásokat hét fő csoportba sorolhatjuk, melyek néha élesen nem különíthetők el egymástól [188, 425, 504]. *Allodynia*: fájdalomérzet egy olyan ingerre, ami normálisan nem fájdalmas. *Anaesthesia* (*anesztézia*): érzéketlenség bármilyen típusú stimulusra. *Analgesia*: fájdalomra, illetve fájdalmas ingerre érzéketlen. *Dysaesthesia*: bármilyen kellemetlen érzés, mely akár spontán akár stimulációra ébredhet (az ún. fájdalmas paresztézia, avagy égő érzés). *Hypoesthesia*: csökkent érzékelés bármilyen stimulusra. *Hyperaesthesia*: megnövekedett érzékenység mindenféle stimulusra. *Paraesthesia* (*paresztézia*): szokatlan, abnormális, de nem fájdalmas érzés, spontán vagy inger hatására (bizsergő, „hangyamászás-szerű”, szúró érzés).

Az iatrogén IAN-sérülések létrejöttében számos fogorvosi és szájsebészeti beavatkozás szerepelhet. Vezetékes érzéstelenítés, gyökérkezelés, bölcsességfog-eltávolítás, tumor-, illetve cisztaeltávolítás, ortognát műtétek, implantáció [28, 49, 355, 488].

Az IAN-sérülések mechanizmusát bölcsességfog-eltávolítás közben 3 nagy csoportba sorolhatjuk [170]. Metszés (szikepengével vagy éles csontdarabka által), vágás és nyírás (emelővel, gyökérrel nyomva tompán) valamint roncsolás, vongálás és szakítás útján (pl.: fúróval vagy az IAN alatt „összekulcsolt” gyökerekkel) (lásd 3. ábra a köv. oldalon).

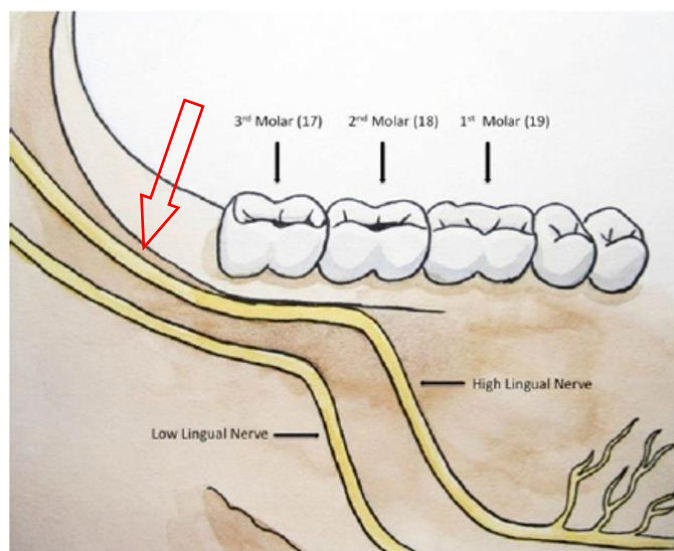


3. ábra: A perifériás ideg különböző sérülési formái. Balról jobbra: szike, tűfogó és fűrő által történő roncsolódás [From The Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 2006; 64: 1790-1794. Pogrel MA, Le H. Etiology of lingual nerve injuries in the third molar region: a cadaver and histologic study. Copyright (2020), with permission from Elsevier. License number: 4732531348537.][353].

Az IAN-sérülés bölcsességfogműtét közben több esemény miatt is létrejöhet. Az emelőzések során mind a megtámasztás során (ún. fix pont kiválasztás) mind az emelt fog vagy gyökér által okozva direkt és áttételesen is elszenvedhet az IAN nyomóerőt (pl.: canalis impressziós törésével), de okozhatjuk azt a fűrőinkkel is. Posztoperatív fertőzőes folyamat szintén előidézhet perineurális gyulladást és neurofunkcionális zavart [208].

Sok esetben találkozhatunk a canalis mandibulae megnyílásával is, ezt nevezzük az ér-idegképlet expozíciójának, ahol gyakran, látható trauma nélkül is bekövetkezik az IAN funkciózavara [208, 450]. Az, hogy az IAN-expozíció esetén milyen gyakran tapasztalunk beidegzési zavart, nagyon változó a szakirodalomban. Tay és Go szerint, ilyen esetekben mintegy 20%-ban beidegzési zavar következik be [450], saját adataink szerint az IAN-expozíciók mintegy 29%-a járt IAN beidegzési zavarral [436], de olvashatunk olyan tanulmányt is, ahol ezen arányt akár 60%-nak találták [133]. Másrészt, intraoperatív canalis forrású vérzés esetén, látható bizonyíték nélkül is bekövetkezhethet neurofunkcionális zavar és ráadásul olykor elképzelhető, hogy csak a második, harmadik posztoperatív napon következik be. Ilyen esetben a hematoma a primer sebzés mellett, akár komprimálhatja is az IAN-t [220, 372, 460]. Az ún. késői paresztézia-esetek hátterében felmerül amúgy a véralvadék és vagy az ödéma kompressziós hatása [90, 105], felmerülhet a gyulladás által előidézett duzzanat és ödéma hatása [60], felmerülhet a hematómából pontosabban a hemoglobinnal felszabaduló vas

toxikus szerepe [132] és az ideghüvely direkt bakteriális inváziója után a gyulladásos neuritis [163]. A szakirodalomból ismeretes - bölcsességfog műtéti eltávolításával kapcsolatosan - viszonylag ritka eseményen alapuló paresztézia is. Ilyen például a vérzéscsillapítás céljából alkalmazott csontviasz miatt létrejövő késői idegentest-reakció és neuroma-képződés talaján kialakult paresztézia, akár több, mint 10 évvel a bölcsességfogműtét után [215]. Szintén ritka eseménynek számít, ha a fogeltávolítás után 2-3 nappal, egy repülőút alatt lép fel a paresztézia (feltételezhetően az alacsonyabb légnyomás miatt a koagulumban térfogat-növekedéssel járó buborékképződés kompressziós hatása miatt) [454]. Az alsó bölcsességfogak eltávolításával összefüggő reverzibilis IAN-sérülések gyakorisága 0,4% és 8,4% közé tehető [208], míg az irreverzibilis sérülések gyakorisága általában 1% alatti [165, 172, 362, 402, 460]. Fenti gyakoriságoktól néha eltérő adatot is találunk a szakirodalomban, melyet az alábbi táblázatban foglaltam össze (1. táblázat) [35, 46, 64, 69, 75, 83, 137, 164, 191, 197, 220, 262, 293, 374, 378-381, 402, 415, 465, 472]. A reverzibilis nervus lingualis (LN) sérüléseket 0,4% és 1,5% közé tehetjük (fontos megemlíteni, hogy a lingvális lebenytechnika alkalmazása nélkül), az irreverzibilis LN sérülések gyakorisága 0,5% alatti [172, 259, 361, 372, 460]. A LN lefutásának jelentősége nagy, főként szekcionált fogeltávolítás és koronektómia során kell rá figyelemmel lennünk (4. ábra).



4. ábra: Benninger és mtsai ultrahanggal végzett kadáver vizsgálatainak alapján, a betegek 6,21%-ánál az ún. „magas lefutású” nervus lingualis található, ahol a nervus lefutása a lingvális alveolusfal limbusának szintjében található (piros nyíl). Ennek különösen a lingvális alveolusfal sérülését követő idegsérülések kialakulásában (pl.: koronektómia helytelen szekciós mélységekor) van jelentősége. [From the Journal of British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 2013; 51(6): 541-544. Benninger B, Kloenne J, Horn JL. Clinical anatomy of the lingual nerve and identification with ultrasonography. Copyright (2020), with permission from Elsevier. License number: 4732920037863][41].

1. táblázat: Az irodalomban citált, a bölcsességfog műtéti eltávolításával összefüggő nervus alveolaris inferior (IAN) sérülések gyakorisága [46, 64, 69, 75, 83, 137, 164, 191, 197, 220, 262, 293, 374, 378-381, 402, 415, 465, 472].		
Első szerző (publikáció éve)	Esetszám (műtét)	IAN-sérülés gyakorisága
Robinson 1940	300	1,3%
Frank 1959	300	5,3%
Howe és Poyton 1960	1355	5,2%
Rud 1970	718	2,2%
Van Gool 1977	932	1,4%
Kipp 1980	1337	4,49%
Bruce 1980	990	4,4%
Hochwald 1983	598	2,5%
Rood 1983	1400	5,5%
Rud 1984	334	3%
Goldberg 1985	500	0,6%
Sisk 1986	843	0,4%
Von Arx 1989	550	5%
Carmichael és McGowan 1992	1339	5,5%
Rood 1992	790	6,3%
Schultze-Mosgau és Reich 1993	1107	2,2%
Chiapasco 1993	1000	0,7%
Lopes 1995	522	8,4%
Black 1997	3848	1,2%
Miura 1998	1299	0,6%
Brann 1999	718	13,4%

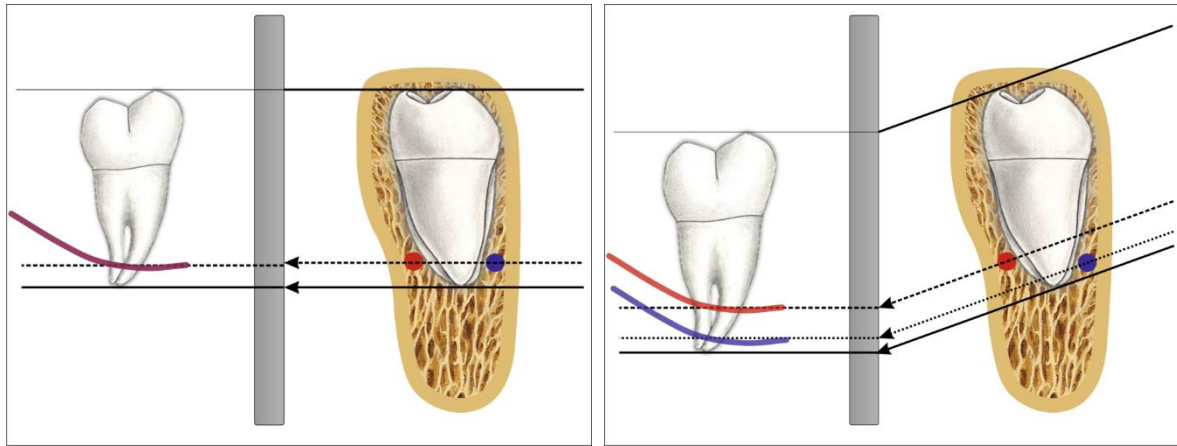
A nervus buccalis sérülése nagyon ritka, a szakirodalomban eddig egy esetleírás volt, és jelentősége az általa beidegzett terület miatt is (ajakzug kis szelete, pofanyálkahártya belső, oldalsó, illetve hátsó része, valamint a bukkális gingiva nyálkahártyája a premoláris fogakig) csekélyebb [414]. Elméletileg a sérülése a gerincéli metszés során jöhet létre, ha a nervus lefutása során érinti a retromoláris területet (ún. „long buccal nerve”) [186]. A nervus mylohyoideus sérülése lingvális lebenytechnikát alkalmazva lehetséges, mintegy 1,5%-os gyakorisággal [75].

A canalis mandibulae-hoz közeli csontelvétel számos sebészeti eljárás nyugtalanító momentuma. Ilyen beavatkozás az ideg lateralizációja vagy transzpozíciója, a mélyen impaktált premoláris és moláris fogak eltávolítása, a premoláris és moláris fogak rezekciója, az implantáció és a mandibula bizonyos dysgnath sebészeti beavatkozásai. Az IAN mechanikai sérülési lehetősége mellett, melyeket leggyakrabban a forgóeszközök okozhatnak, meg kell említeni a **hőkárosodás** lehetőségét is, mely sok esetben egyáltalán nem szembetűnő műtét közben. Bölcsességfog-műtétek során, nagyon sokszor a későbbi IAN-paresztézia hátterében nem áll sem látható, sem indirekt (fokozott vérzés a canalisból) sérülés [440, 450], ami miatt az esetleges idegsérülés etiológiája ismeretlen marad [211]. Sőt, az ideg-lateralizációk extrém magas reverzibilis (~95-96%) és mintegy 3-4% irreverzibilis paresztézia rátája is felveti a hőkárosodás lehetőségét [1, 470, 493]. Ezt támogatja a piezoelektromos eszközzel végzett dysgnath sebészeti beavatkozások mintegy 28% körüli IAN „beidegzési zavar” aránya (egy hónappal a műtét után vizsgálva) [416]. A canalis (IAC) anatómiai sajátossága, azaz a szűk csontos csatorna egyrésztől védheti a benne futó ér-idegképletet [408], ugyanakkor a hőmérséklet akkumulációja is előfordulhat, tekintettel a csont korlátozott hővezető, hőátadó képességére [27]. A perifériás és egyéb idegek hőkárosodásának vizsgálata nem egyedülálló a szakirodalomban. Cervikális „spino-laminoplasztika” (a cervikális ideggyök dekompressziója a csigolyatest „megnyitásával”) beavatkozásnál, mértek akár 70 °C és 170 °C körüli értékeket is, acél és gyémánt gömbfúrókkal, és azt találták, hogy a jeges hűtővíz használata jelentősen csökkentette a felső végtag következményes bénulását [195, 445, 486]. Egy másik tanulmányban igazolták a közismerten lágyrész-, és idegprotektív piezosebészeti csontelvételről, hogy anterior clinoidectomia során a hűtött irrigáció elengedhetetlen ahhoz, hogy a fúróhoz hasonló, alacsonyabb hőmérsékleti értékeket okozzanak, megelőzve ezáltal a nervus opticus hőkárosodását [231]. Ezzel szemben számos szakirodalom alacsonyabb idegsérülési rátákról és gyorsabb regenerációkról számol be piezoelektromos állcsontsebészetnél [239, 416], de ezen szakterületen is sokan megemlítik és kritikusnak nevezik a fokozottabb hőtermelést [238, 405]. A perifériás idegek hőkárosodásáról elmondhatjuk, hogy már egy rövid ideig tartó (<1 perc) 50-54 °C-os hőmérsékleti érték is, főként, ha utána enyhe 15-30 °C-ra hűtés következett, teljes ingerületvezetési blokádot okozott a macskák nervus pudendus-án, kiváltva ezzel az urethralis kontrakció elvesztését [500]. Ha belegondolunk, a szájsebészeti gyakorlatban, a fúrások és „piezo-preparálások” közben szinte kivétel nélkül, a hőmérséklet bizonyos fokú emelkedése majd a hűtési folyamatok is jelen vannak.

Az idegsérülések előrejelzésében használatos diagnosztikai eszköztár

Az invazív röntgensugárzás diagnosztikai felhasználásakor nagyon fontos szem előtt tartanunk az ICRP által 1977-ben meghatározott 'ALARA' elvet [203]. Tehát annak a legalacsonyabb sugárdózisnak tegyük csak ki a beteget, mellyel a pontos diagnózis még felállítható. Manapság már jóval inkább az ALADA szabályt kell alkalmaznunk (2014. NCRP, azaz National Council on Radiation Protection and Measurements szervezet javaslatára), ami azt a legalacsonyabb sugárdózist jelenti, ami még diagnosztikailag elfogadható képet eredményez [206, 490]. Az intraorális periapikális röntgen sugárterhelése 1-20 μSv közötti, az OP röntgené 4-30 μSv közötti (átlagban 15 μSv , mely körülbelül 2-3 napos háttérsugárzásnak felel meg) míg a modern CBCT felvételek 100 μSv -tól (kis terület leképezésénél ún. kis FOV esetén, esetén akár 24 μSv is lehet) akár 500-700 μSv -ig is terjedhetnek (9x18 cm-es FOV, teljes állcsont leképezés esetén) [263, 264, 319, 322]. Érdemes megnéznünk emellett, hogy egy AP koponyaröntgen átlagban 100 μSv , egy AP mellkasröntgen 20 μSv , míg ugyanezen testrészek CT leképezése 2000 μSv (2 mSv) és 7000 μSv (7 mSv) körüli sugárterheléssel járnak [322]. *Petersen és mtsai* szerint, a CBCT rutinszerű használata bölcsességfog diagnosztikához az éves tumor incidenciát 0,46-tal emelné (125 μS értékkel kalkulálva), és a költségvonzata is ~6,64 millió euró lenne, mindez egy olyan országban, ahol a lakosságszám nagyságrendileg 5,8 millió fő [348]. Bizonyos vélekedések szerint az Egyesült Államokban a daganatos esetek 1,5-2%-áért a CT felvételek miatti sugárzás felel [66].

A periapikális röntgenfelvétel előnyös, hiszen alacsony sugárterheléssel is pontos képet ad - korrekt pozicionálással persze- a canalis mandibulae és a bölcsességfog gyökerének egymáshoz való viszonyáról. Hátránya, hogy a film, illetve manapság a szenzor elhelyezése a retromoláris terület lingvális oldalán a betegnek kellemetlen, hányingert okozhat, sokszor akár kivitelezhetetlen, továbbá egy felvétellel csak egy bölcsességfogról kapunk képet [339]. Érdekes alternatívaként jöhet szóba a retromoláris terület leképezése extraorálisan elhelyezett kisfilmmel/szenzorral is [80, 131]. Kisfilmes/szenzoros intraorális felvételek segítségével a vertikális tubus eltolásos technika (vertical tube-shifting) is végezhető a canalis mandibulae és a bölcsességfog viszony pontosabb megítéléséhez. Ezen technika lényege, hogy egymás után két intraorális röntgenfelvételt készítünk (5. ábra).



5. ábra: A vertikális tubuseltolás technikájának lényege. A második felvételnél (jobb oldalon) a tubust felfelé mozdítjuk és apikális irányba fordítjuk. A bukkális pozíciójú nervus alveolaris inferior (IAN) (kék) így apikális irányba „mozdul”, a lingválisan pozicionálódó IAN pedig koronális irányba „mozdul el” az első felvételhez képest. [Szerző kérésére rajzolta dr. Kőrösi Ferenc]

A második felvételhez a tubust a vertikális síkban meghatározott irányban (kb. 30° szögeltéréssel) állítjuk át. Ekkor két felvételünk lesz, ahol is a tubus elmozdulási irányával megegyezően vagy ellentétesen „mozdul el” a felvételeken a canalis, melyből megállapítható, hogy a canalis a gyökérhez képest bukkálisan vagy lingválisan helyezkedik-e el. Meg kell említenünk, hogy a vertikális tubus eltolással készített kisfilmek pontos és helytálló értékelése bizonyos esetekben nagy gyakorlatot igényel [228].

Vitathatatlan előnyt jelent, ha a rágósíkra fektetett (axiális) felvétellel, például ráharapásos röntgenfilmmel vagy axiális beállítású intraorális kisfilmmel kiegészítő felvételt készítünk. Ezen felvételek ugyanis a horizontális síkban adnak plusz információt és sokszor így egészül ki az előzetes szagittális képünk 3 dimenziós információhalmazzá. Szerencsés esetben a panorámafelvételen egymásra vetülő gyökérről és canalisról éppen az axiális felvételen derül ki, hogy a canalis a gyökértől bukkálisan vagy lingválisan fut. Azonban például a retromoláris terület leképezése okkluzális filmmel időnként a beteg diszkomfortja vagy anatómiai sajátosságai miatt nehézségekbe ütközhet. Matzen és mtsai (2016) általuk véletlenszerűen ellenőrzött praxisokban 1000 eltávolított bölcsességfogból, melyeket összesen 1090 intraorális periapikális röntgenfelvétel alapján távolítottak el kiegészítő röntgenfelvételek nélkül, úgy találták, hogy a felvételek 36,3%-ban diagnosztikailag teljesen elégtelenek voltak [283]! Márpedig, ha a bölcsességfog és a canalis és vagy a korona helyzete a második őrlőfoggal nem ítéltető meg

rajta, akkor a periapikális felvétel diagnosztikailag elégtelen. A beutalt betegek körében, akik hozzák magukkal a periapikális felvételüket, ezt gyakran tapasztalom magam is.

A panorámaröntgen ideális választásnak tűnhet, hiszen sugárterhelése relatíve alacsony, illetve mindkét alsó bölcsességfogat és azok canalis mandibulae-hoz való viszonyát egyszerre mutatja. A leképezési folyamat során azonban tapasztalhatjuk hiányosságait is: A canalis mandibulae-ról csak a szagittális síkban ad információt, nagyítása eltérő a front és a laterális területeken (inhomogén nagyítás), a lingválisabban elhelyezkedő képleteket fentebb (kraniálra) elhelyezkedőnek mutatja, mint valójában, illetve csak egy korlátozott, 8-10 mm vastag éles tartománnyal (ún. focal trough) rendelkezik [133, 314, 329, 398]. A lágyrész- és levegőárnyékok sokszor zavarhatják a leképezendő csontos struktúrákat, valamint az egyedi állcsontformákat nem mindig követi a gép a sablonos tubusmozgással. A canalis mandibulae nagyon sokszor az éles tartomány határán kívül, bukkálisabban vagy lingválisabban helyezkedik el nehezítve az értékelést. Szintén meg kell említeni, hogy a bölcsességfog gyökércsúcsai- főként bukkális, illetve lingvális görbület esetén- szintén kikerülhetnek az éles tartományból, nehezítve a canalis-gyökér viszony pontos meghatározását [37, 208, 475, 476]. A sikeres PR felvételhez természetesen hozzátartozik a beteg korrekt pozicionálása is. A fej túl előre vagy túl hátra döntése, vagy aszimmetrikus beállítása, oldalra dőlése nagymértékben befolyásolja a készítendő képet [329]. Napjainkban szinte dominál a digitális technikával készült panorámaröntgen. Amennyiben nem ismételjük indokolatlanul sokszor (egyébként sokkal gyakrabban ismételjük bizonyos kutatások szerint) [73], akkor ugyanazon információt kevesebb sugárterheléssel érhetjük el [158]. Meg kell jegyeznünk, hogy az első időkből származó (90-es évek vége 2000 évek eleje) tanulmányok még a konvencionális röntgeneljárást találták jobbnak (*Gijbels, 2000*) [157], az újabb tanulmányok (2003-2004 után) már a digitális technikákat is ugyanolyan pontosnak ítélik (*Benediktsdottir, 2003; Molander, 2004; Makris, 2006; Peker, 2009; Bundy, 2009; Parissis, 2010*) [38, 73, 269, 298, 346]. Olvasható olyan tanulmány is, ami egyértelműen a digitális technika jobb diagnosztikai értékét írja le bölcsességfogak eltávolításával kapcsolatban (*Ferrús-Torres, 2009*) [129]. Vitathatatlan előnye a digitális eljárásnak, hogy nincs szükség a bonyolult előhívási eljárásra és sötétkamrára, továbbá könnyű az archiválás és a konzílium, valamint a képet pár másodpercen belül már elemezhetjük is [121, 122]. Továbbá a képernyőn számos képtimalizáló eljárás lehet a segítségünkre (nagyítás, kontraszt, fényerő-, élességállítás stb.) [38, 39, 185]. Számos kutatás már arra a kérdésre is választ adott, hogy milyen lényeges a digitális röntgen elemzésének módja. Monitoron vagy nyomtatás után történik-e az értékelés, sőt a nyomtatási eljárás

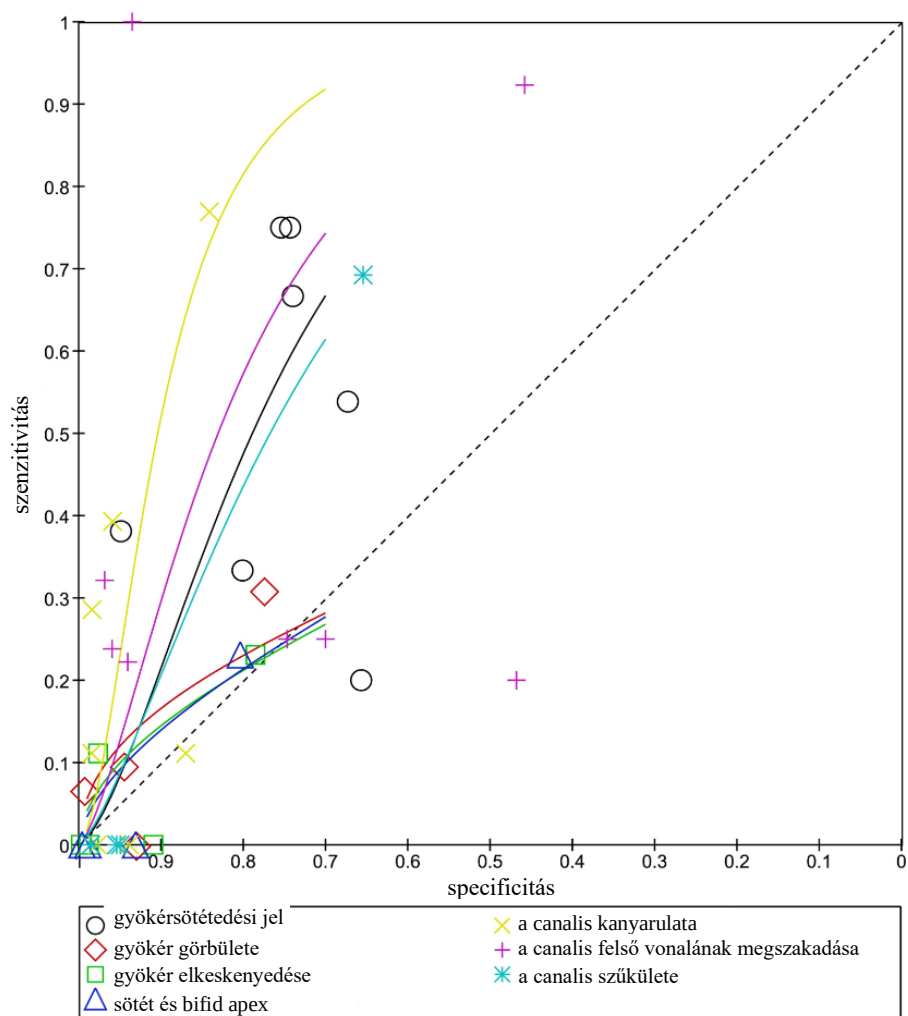
(tintapatronos, lézer, hőszublimációs) és a nyomtatási médium (fotópapír, fólia stb.) is döntő lehet a kiértékelésben [38, 39, 185].

Az extraorális technikák közül az ún. mandibula- (szöglet) felvételt említhetjük [336, 343]. A beállítás nem mindig könnyű, de a canalis mandibulae és a retromoláris terület leképezés tekintetében sokszor felülmúlja az intraorális felvételeket. A lágyrészekbe, műtéti eltávolításkor véletlenül kerülő bölcsességfogak esetén szóba jöhet submentovertex (ún. SMV vagy Hirtz beállítás) felvétel is, de ezen leképezéseket a CBCT szinte teljesen kiszorította [480].

A klasszikus specifikus panorámaröntgen-jelek szerepe, azaz az IAN-sérülés vagy expozíció előrejelzése

A panorámaröntgen-felvételek alapján értékelt specifikus, klasszikus röntgenjeleket számtalanszor vizsgálták már az elmúlt három évtizedben. Első leírójuk *Rood és Shehab* voltak 1990-ben [377]. A jelek egyik legfőbb célja, hogy a lehető legpontosabban megállapítsa a bölcsességfogak és a canalis mandibulae szoros, direkt kapcsolatát, ha van. Amennyiben a jelek összefüggését a kimenettel vetik össze, tudnunk kell, hogy kétféle kimenetet szokás a szakirodalomban vizsgálni, úgymint a tényleges IAN-idegsérülést, illetve amikor az IAN műtét közben láthatóvá, érinthetővé válik, azaz az expozícióját. Sok vizsgálatban az ideg funkciózavarát tekintették vizsgált eseménynek [48, 165, 377, 460], sokban pedig az ideg expozícióját [73, 406, 448].

Atieh irodalomelemzésén alapuló metaanalízisében (2010), a legerősebb jelek, melyek lehetséges IAN-sérülést képesek előre jelezni, a *gyökérsötétedési jel* és a *canalis felső kortikális vonalának megszakadása* volt [25]. Ezen jeleknek az összevont (különböző tanulmányokból eredeztetett) szenzitivitása valamivel nagyobb volt 50%-nál, míg a *canalis kanyarulatának* csak olyan 30% körüli. A jelek összevont specificitása 80% feletti volt. *Su és mtsai* (2017) metaanalízisükben úgy találták, hogy a diagnosztikai értéke a következő jeleknek volt elégséges egy posztoperatív IAN-sérülés megítéléséhez: a *canalis kanyarulatának*, a *felső kortikális vonal megszakadásának* és a *gyökérsötétedési jelnek* (6. ábra) [423]. A jelek halmozódásával az IAN-expozíció és sérülés esélye nő, a háromdimenziós eljárások még inkább indikáltak lehetnek [179, 434].



6. ábra: Su és mtsai metaanalízisében, a szakirodalomból összegzett adatokon alapulóan láthatjuk a specifikus, klasszikus panorámaröntgen-jelek diagnosztikai értékét (ROC, azaz vevő működési karakterisztika görbéken)[423]. [” From The Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 2017; 75: 663-679. Su N, van Wijk A, Berkhout E, Sanderink G, De Lange J, Wang H, van der Heijden GJMG. Predictive Value of Panoramic Radiography for Injury of Inferior Alveolar Nerve After Mandibular Third Molar Surgery. Copyright (2020), with permission from Elsevier. License number: 4726950162344. ”]

A klasszikus specifikus panorámaröntgen-jelek diagnosztikai értékét korábbi vizsgálatunkban mi is értékeltük, mely során 41 IAN beidegzési zavarral rendelkező beteg röntgenfelvételeit hasonlítottuk össze 359 random választott kontroll betegével, akiknél az IAN-funkció teljesen ép volt varratszedéskor. Mind a kétváltozós, mind a logisztikus regressziós analízis alapján (2. és 3. táblázatok) láthatjuk, hogy a *gyökérsötétedési jel* diagnosztikai értékét találtuk a legerősebbnek [436]. Amikor a *gyökérsötétedési jelet* egyéb specifikus jellel láttuk együtt, az mintegy 5,58-szoros [$p < 0,001$; 95% CI: 2,4-12,93] esélyhányaddal a legjelentősebb találat volt az IAN-expozíciók megítélésében, szemben bármilyen más jelek kombinációival [434].

2. táblázat: A specifikus panorámaröntgen-jelek jellemzése (kétváltozós elemzés) korábbi tanulmányunkban [436].

Röntgen jel	Szenzitivitás	Specificitás	10,3% prevalencia (IAN-paresztézia)		1,1% prevalencia (IAN-paresztézia)		Valószínűségi esélyhányados és 95 %-os megbízhatósági tartománya	
			PPÉ	NPÉ	PPÉ	NPÉ	OR	(95% CI)
A canalis felső kortikálisa “megszakad”	51,2%	90,3%	37,5%	94,2%	5,7%	99,4%	9,7	(4,8-19,7)
Kanyarulat a canalison	22,0%	96,9%	45,0%	91,6%	7,5%	99,1%	8,9	(3,4-23,0)
A canalis beszűkül	14,6%	95,5%	27,3%	90,7%	3,6%	99,0%	3,7	(1,4-10,0)
Gyökérsötétédesi jel	65,9%	93,9%	55,1%	96,0%	10,9%	99,6%	29,5	(13,6-64,2)
Kettő vagy több jel együttesen	68,3%	85,5%	35,0%	95,9%	5,1%	99,6%	12,7	(6,2-26,1)

Rövidítések: PPÉ, pozitív prediktív érték; NPÉ, negatív prediktív érték; OR, esélyhányados; 95% CI, konfidenciaintervallum.

3. táblázat: A specifikus röntgenjelek diagnosztikai értéke többváltozós logisztikus regressziós analízis alapján [436].

Változók	Szignifikancia	Esély- hányados	95% CI intervallum	
			Alsó	Felső
Felső kortikális megszakadása	< 0,001	8,38	3,15	22,28
Kanyarulat a canalison	= 0,001	9,20	2,44	34,64
Gyökérsötétedési jel	< 0,001	35,88	13,18	97,68

Rövidítések: 95% CI, az esélyhányados 95 %-os megbízhatósági tartománya, azaz konfidenciaintervallum

Számos vizsgálat nagyon hasznosnak találta a specifikus PR kockázati jeleket az idegsérülések előrejelzésében [48, 377, 406], de vannak olyanok is, (köztük a PhD munkám alapján jómagam is) akik a korlátokra is felhívják a figyelmet [165, 436]. Ha ezt meg szeretném fogalmazni, akkor úgy hangzana, hogy a specifikus jelek hiányában jóval nagyobb biztonsággal várható az eseménytelen (IAN szempontjából) gyógyulás, mint egy esetleges idegsérülés bekövetkezte, amikor a jeleket vagy azok halmozódását látjuk műtét előtt [436, 427, 450]. Talán ezen diagnosztikai nehézséget mi sem bizonyítja jobban, hogy a mai napig semmilyen széleskörű ajánlás nem létezik, sem arról, mely esetekben kell további 3D képalkotáshoz folyamodnunk, sem pedig arról, hogy a CBCT rizikójelekkel akár kiegészülve, melyek lesznek az idegsérülést elszenvedő esetek! Sőt, legutóbb, egy általam nagyra becsült kolléga közleményében úgy találta, sem a PR, sem a CBCT nem alkalmas az idegsérülési esetek kiszűrésére [282].

Tehát a klasszikus specifikus kockázati jelek értékelése és használata elterjedt, és nagyon sok vizsgálatban a *gyökérsötétedési jel* kapta a diagnosztikailag legerősebb (= IAN szövödményekre leginkább utaló) jelzőt [25, 48, 145, 165, 250, 406, 434, 436, 447]. Sőt, van olyan tanulmány, melyben csak és kizárólag ezen jelet találták diagnosztikailag értékesnek, amikor a posztoperatív IAN beidegzési zavar „kimenetet” vizsgálták [250].

Bundy és mtsai [73] és *Öhman és mtsai* [319] úgy gondolták, hogy a *gyökérsötétedési jel* a bölcsességfog gyökerén létrejövő behúzódás miatt jön létre, mivel így a canalisnak megfelelő „foganyag hiányosság” több sugárzást enged át, ezzel „megfeketítve” a filmet. Ezzel szemben, *Tantanapornkul és mtsai* úgy találták, hogy a *gyökérsötétedés* sokkal inkább azért jön létre, mert a gyökér apikális része túlságosan lingválisan helyezkedik el, ezért az nagyon vékony csontborítással bír vagy akár a csont hiányozhat is lingválisan kisebb-nagyobb területen (fenesztráció) és ezért jelenik meg sötétebb (radiolucensebb) területként a gyökércsúcs [447]. Lévéen, hogy az előbb említett megfigyelések kizárólag képalkotáson alapultak (PR, CT, CBCT) és hogy korábbi vizsgálataink alapján mi is el tudtuk különíteni az ún. *izolált és multiplex gyökérsötétedési* formákat szignifikánsan más hatással az IAN-sérülésekre és expozíciókra [434], kötelességemnek éreztem klinikai-anatómiai, műtét közbeni vizuális bizonyítékokat is gyűjteni a *gyökérsötétedést* mutató esetekből.

Tekintettel a PR kockázatjelek átlagos szenzitivitás (~10-60%) és specificitás (~80-98%) értékeire, a PR jelek használhatóságát érdemes ugye kritikával fogadni [25, 165, 375, 433, 436, 474]. Ugyanakkor meg kell jegyezni, hogy az információtöbblet általában a sebész magabiztosságát növelheti, mely az idegsérülések elkerülésében segíthet [171, 457]. A specifikus PR rizikójelek megítélése viszont teljesen szubjektív alapon történik. Hiába van a jeleknek pontos, objektív leírása, annak a megfigyelése és aztán az értelmezése teljesen a megfigyelő tapasztalatától, érzékeitől, képességeitől függ. A specifikus PR jeleknek nincs kvantitatív mérési módszere. Ezt tetézi az a tény is, hogy a röntgenek és a röntgenjelek kiértékelése is nagyon változatos. Kalibrált-e a monitor? Milyenek a fényviszonyok? Van-e módunk a kontraszt, fényerő, gamma állítására? Esetleg csak nyomtatásban látjuk a felvételt, aminek a minősége szintén nagy szórást mutathat [401, 403, 404, 434, 435]. Így ez a probléma is érdeklődésünk középpontjába került.

Habár számos tanulmány vizsgálta a PR diagnosztikai értékét [25, 48, 133, 165, 406], a röntgenkészítés módjának hatását ilyen tekintetben (digitális vs. konvencionális filmalapú, azaz analóg) nem igen vizsgálták [73, 129]. Tekintettel a digitális röntgentechnológia rapid fejlődésére, azt gondoljuk szükséges volt a „rég” jól bevált technikával összevetni. Tudomásunk szerint a kockázati jelek értékelhetőségét előttünk nem vizsgálták, azaz, hogy a digitális és konvencionális röntgentechnika jelent-e a fogorvos/sebész felhasználó szempontjából diagnosztikai különbséget az IAN-sérülések előjelzésénél.

A háromdimenziós képalkotás lehetőségei és problémaköre

A bölcsességfog-eltávolítás nagy valószínűséggel az egyik leggyakoribb dento-alveoláris műtéti beavatkozás, miközben a szájsebészeti háttérű pereskedések harmada emiatt zajlik [59]. Így a preoperatív diagnosztika értéke és korrektsége nagyon felértékelődik. A precíz diagnosztika csökkentheti az idegsérülés-szövődményi rátát, a háromdimenziós CBCT diagnosztika ezért mind a mai napig az érdeklődés és a vizsgálatok középpontjában áll [280]. A panorámaröntgen diagnosztikai hiányosságai és korlátai közismertek (lásd korábban). A CBCT elemzése során is ismeretesek az IAN-sérüléssel vagy expozícióval járó kockázati jelek. Ezek az IAC és a bölcsességfog között látható *direkt, közvetlen kapcsolat*, a *canalisfal fenesztrációja*, és a koronális metszeteken látható *canalis keresztmetszeti deformitás* (amikor a canalis nem kör átmetszetű, hanem ún. homokóraszerű, vagy ellapított ovoid esetleg csepp alakú) [154, 227, 232, 408, 410, 428, 444, 455].

Az Európai Dentomaxillofaciális Radiológiai Társaság állásfoglalása szerint (EADMFR, 2019), a CBCT képalkotás csak akkor indokolt, ha a sebésznek nagyon konkrét specifikus kérdése adódik (pl.: nem tudja megítélni a gyökércsúcsi görbületet mert a PR éles tartományán kívül esik, vagy az ideget körbe ölelő konformációt, vagy a canalis bukkolingvális lefutását), amely nem válaszolható meg panorámaröntgen vagy intraorális röntgen segítségével [280]. A friss tanulmányok alapján egyre több bizonyíték adódik, ami azt mutatja, hogy a CBCT használata nem csökkenti az IAN-sérülések előfordulását, vagy a sérülések súlyosságát amennyiben fogeltávolítást végzünk [86, 152, 349, 458]. Így felértékelődik a koronektómia indikációs köre is, mely hatékonyan csökkenti az IAN-sérülések incidenciáját és relatíve könnyen kezelhető komplikációs spektrummal bír [248, 303, 345, 354, 437]. A koronektómiával kapcsolatban ugyanakkor el kell mondani a szájsebészek és a lakosság időnként tapasztalható szkeptikus magatartását, mely országoként is nagyon eltérő. Bizonyos speciális esetekben, amikor a bölcsességfog gyökerei körbe ölelik a canalis mandibulae-t, a gyökerek gyakori elvándorlása miatt egyébként mi is aggályunkat fejeztük ki [439]. Mindenesetre, a koronektómián átesett betegek hosszútávú követése ajánlott és tudnunk kell, hogy kb. a betegek 5%-a igényel újabb műtétet, főként az elvándorló és szájüregbe exponálódó gyökér, gyökerek miatt [33].

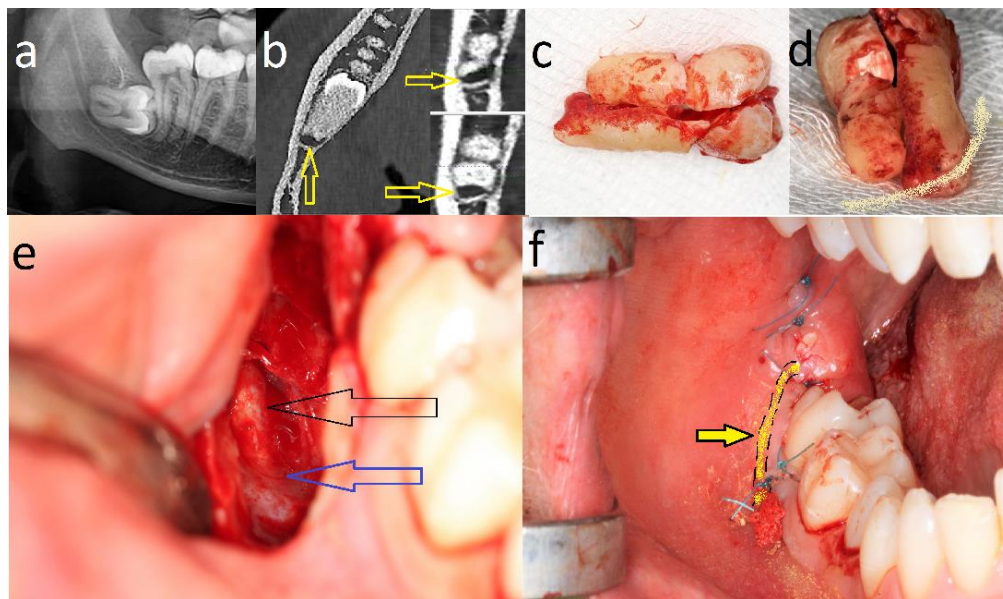
A CBCT rutinszerű alkalmazása tehát nem ajánlott, így még fontosabb megpróbálni a legszűkebb indikációs kört meghatározni, a legindokoltabb eseteket kiszűrni, azaz azon eseteket, ahol új, fontos információt találunk és ahol a terápiás döntésünk is változik, habár ez

a mai napig igazi szakmai kihívás [370]. Egy új szisztematikus irodalomelemzés, ami a PR és CBCT alapján meghozott döntéseket (műtéti fogeltávolítás vs. koronektómia) vizsgálta, azt találta, hogy a CBCT nem változtatja meg jelentősen a már korábban meghozott döntést, sem a sebészi eljárást [19]. Éppen ezért, az olyan esetekben, ahol már PR alapján meghozzuk a koronektómia döntést, nem javasolt további CBCT készítése. Ezzel szemben, amikor a beteg és vagy az orvos fogeltávolítás párti, nagyon is fontos, hogy mely klasszikus PR rizikójelnél fog a CBCT pontosítani és ezáltal a „kockázatosabb” fogeltávolítás felé mozdítani a terápiás döntésünket. Ilyen jellegű tanulmányt azonban a szakirodalomban nem találtunk.

Amúgy a háromdimenziós CBCT-t sok vizsgálat találta hasznosnak az IAN-sérülések és expozíciók megítélésében. *Ueda és mtsai* (2012) úgy találták, hogy a homokóraszerű vagy oválisan ellapított canalis mandibulae [koronális, keresztmetszeti szeleteken] és a canalisfal hiányzó kortikális állománya klinikailag igen hasznosak bizonyul az IAN-sérülések előrejelzésében [455]. *Shiratori és mtsai* (2013) hasonlóan találták, azaz, hogy a kortikálisfal megléte és az IAC alakja megbízhatóan jelzik az IAN sérülését [410]. *Ghaeminia és mtsai* (2011) szerint, az IAC lingvális pozíciója és az IAC-lumen szűkülete szignifikáns faktorok az átmeneti IAN beidegzési zavarok műtét előtti megítélésénél [154]. *Tachinami és mtsai* (2017) szerint nemcsak az IAC-kortikális épsége és a homokóraszerű megjelenése, hanem a lingvális lefutása, sőt, ha ezek együtt látszódnak, úgy azok a legfontosabb IAN-sérülés előjelzők [444]. *Korkmaz és mtsai* (2017) a reverzibilis IAN-sérüléseknél viszont a bukkális és lingvális IAC lefutást is jelentősnek találták [227]. *Susarla és mtsai* (2010) nemcsak az IAC-kortikális hiányát, hanem a defektus méretét ($3 \text{ mm} \leq$) is fontosnak és meghatározónak találták az IAN-expozíciók előrejelzésénél, melyet később *Selvi és mtsai* (2013) is megerősítettek [408, 428]. Egy friss tanulmányban (*Kubota és mtsai*, 2020), a lingvális és interradiális IAC pozíciót, a direkt kontaktot a többgyökerű bölcsességfog és a fenesztrált IAC között és a 30 év feletti életkort találták szignifikánsan összefüggeni az IAN sérüléseivel [232]. A specifikus röntgenjelek tanulmányozása jelen értekezés több pontjánál is a metodika része volt, így a jelek ábrázolását és értékelésének menetét a módszerek fejezetben részletezem. A tanszékünkön bevett komplex diagnosztikai és műtéti kiértékelést egy eset kapcsán a 7. ábra segítségével mutatom be.

Felmerülhet a bölcsességfog megítélése MRI képek segítségével is. Erről elmondható, hogy ugyanazon információ megadására képes, mint a panorámaröntgen, kiegészítve a háromdimenziós értékeléssel, ráadásul sugárterhelés nélkül [219, 222]. Az MRI egyértelműen hasznosan egészíti ki amúgy a neuroszenzoros funkció klinikai tesztelését a háttérben húzódó idegsérülés leképezésével [505].

Ugyanakkor meg kell jegyezni, hogy a képértékelés tanulást igényel és hazánkban a széleskörű elérhetősége igencsak korlátozott.



7. ábra: A jobb alsó bölcsességfog eltávolítása a később tervezett ramuson végzett dysgnath operáció miatt volt indokolt. a) A panorámaröntgen-felvételen a canalis szűkülete és a felső kortikális vonalának megszakadása látható. b) A CBCT szeleteken a canalis és a gyökér direkt kapcsolata egyértelmű, canalisfal-hiánnyal és a csatorna deformációjával (sárga nyilak). c) A négy darabra szekcionált bölcsességfog eltávolítás után. d) A canalis pontosabban annak képletei lefutásának gyökérre vetítése, a gyökércsúcsi behúzódásban. e) Az exponálódott ér-idegképlet (fekete nyíl) és a pont, ahonnan már újra csontos csatorna borítja (kék nyíl). f) Sebzáráskor a vertikális metszésnél vezettük be a jodoformos drént, mely a lebeny alatt a fog helyéről vezetett (fekete-sárga nyíl), megelőzendő a posztoperatív ödéma és hematoma nyomását. A gerincél primer zárásával a rágóerők hatására esetleg bejutó ételmaradékokat zárhattuk ki, ám a beszédkor és mimikai funkciókor jelentkező vongáló hatás pont a drén helyénél biztosította a sebürülést.

A specifikus röntgenjelekhez szervesen csatolható, és mind a két-, mind a háromdimenziós képalkotásnál említhető az ún. gyökércsúcsi radiolucencia (juxta-apikális radiolucencia, azaz JAR) megjelenése. A JAR, a bölcsességfog gyökere körül, de inkább annak a laterális felszínén, mint körülötte megjelenő, jól körülhatárolható radiolucencia, mely a betegek mintegy 11-20%-ában látható [159, 212, 310, 311, 369]. Sokkal inkább tekinthető normális trabekuláris csontszerkezeti variánsnak, mint patológiás folyamat eredményének [177, 485]. Bizonyos szerző összefüggésben találta az IAN-sérülésekkel [369], de több szerző is független struktúrának látta a canalis mandibulae-tól, és az IAN-sérüléssel sem találta összefüggésben [456, 485].

A bölcsességfogak alternatív terápiai lehetőségei; a koronektómia

Az IAN-sérüléseket megelőzendő számos erőfeszítés található a szakirodalomban. Ezek egy része diagnosztikus, mint a két- és háromdimenziós képalkotás alapján történő kockázatbecslés (pl.: klasszikus specifikus panorámaröntgen kockázati jelek analízise) másik része pedig sebészi [101, 152, 430, 434-436, 440]. A sebészi törekvések között meg kell említeni a **koronektómiát**, a szándékolt többlépcsős koronai „szeletelő” szekciókkal történő **migráltatást**, az **ortodonciai** erőkkal történő **extrakciót**, a **perikoronális osztéktómiát** és az endoszkóppal támogatott intraalveoláris fog és **gyökérfragmentációt** [56, 115, 240, 249, 304, 341, 353, 356]. Ezen eljárások közül a koronektómiákat vizsgáltuk behatóbban, ezért ezt vezetem be bővebben.

A koronektómia első leírói *Ecuyer és Debien* (1984) illetve *Knutsson és mtsai* (1989) voltak [110, 224, 303]. A 2000-es évek közepén aktív vita folyt a koronektómia létjogosultságáról, megalapozottságáról [23, 146, 147] de az egyre gyarapodó számú és egyre hosszabb megfigyelési időszakon alapuló követéses vizsgálatok (5-10 éves követéssel akár) [114, 251] – véleményem szerint- mára eloszlatták ezen kételyeket. A koronektómia akkor tűnik ideális választásnak, ha az előzetes képalkotás/ok alkalmával az IAN-idegsérülés esélye felmerül. Az irodalom megosztott, hogy bizonyos konkrét specifikus jelekhez kötik az indikációját [140, 249, 252, 303, 328], vagy egyszerűen bármely canalis-foggyökér egymásra vetülésénél javasolják azt [161, 369].

Fontos, hogy olyan fogak esetén végezzük, ahol a bölcsességfog klinikai koronája ép, karieszmentes, pulpálisan, parodontálisan, periapikálisan gyulladásmentes legyen a fog, ne legyen mobil és a gyökérfejlődése már szinte teljesen befejeződött [161, 303, 340, 354, 369]. Olyan horizontális helyzetű bölcsességfogak esetén, ahol a canalis korona közeli vagy azzal kontakt lefutású, szintén nem javasolt koronektómiát végezni, hiszen a koronai szekciókor megnő az IAN-sérülés esélye [354]. Habár sokszor kizárják a preoperatív perikoronális gyulladásos eseteket a „koronektómiás” vizsgálatokból, *Henien és mtsai* (2017) szerint follikuláris ciszta esetén is kivitelezhető és korrekt eljárás a koronektómia [187]. *Monaco és mtsai* [303] szerint szintén elvégezhető olyan esetekben, amikor perikoronitisz vagy a második őrlőfog parodontális folyamata miatt végeznénk, sőt *Elo és mtsai* igyekeztek perikoronális lágyrészből eredő panaszokkal rendelkező betegeket beválogatni [114]. Természetesen, amikor a csonteltávolítás kontraindikált (immunszupresszált betegek, biszfoszfonát terápia és irradiáció utáni bizonyos esetek), a koronektómia sem javasolható [161].

A szulkuláris (borítéklebeny) illetve a háromszög mukoperioszteális lebenyekkel (akár meziálisan, akár disztálisan vezetett vertikális metszéssel) is találkozni az irodalomban. A lebenyalakítás során fontos szempont, hogy a bukkális csontelvéltelhez és a fogszekcióhoz is kellő hozzáférést adjon, valamint a primer sebzárást is elősegítse. A lingvális lebenyalakítást *Pogrel* ugyan javasolta (főként az általa kivitelezett mély, lingvális kortexbe is terjedő fogszekciók miatti lingvális lágyrészek védelmében) [354], de a szerzők jelentős része ezt nem követi.

A szerzők többsége csak olyan mélységű csonteltávolítást javasol, hogy a bölcsességfog zománc-cement (ZC) vonala elérhetővé váljon (horizontálisan impaktált eseteket leszámítva). Kelleténél mélyebb csontelvéltel mellett ugyanis megnőhet a gyökerek megmozdulásának esélye, különösen kónikus gyökérforma esetén [300, 301, 369]. Ezután bukkolingválisan, a lingvális irányba lejtve, ferdén ($30-45^\circ$) javasolt a ZC vonal alatt 1-2 mm-el a korona szeparálása. *Pogrel* mélyen, akár a lingvális csontot is preparálva [356], míg *Gleeson és mtsai* a fűrési mélységet maximálisan kontrollálva (és csak szubtotálisan) javasolják a szekciót [161]. *Cilasun és mtsai* a korona kétharmadának mélységéig javasolják a szekciót [85]. *Leung és Cheung* [252] ill. *Monaco és mtsai* [303] akár több mezi-disztális vagy bukkolingvális vertikális szekciót is bevetve javasolják a koronát eltávolítani, a gyökerek megmozdításának elkerülése érdekében. *Pogrel* alternatív megoldásként akár azt is elképzelhetőnek tartja, hogy a bölcsességfog-koronát a rágófelszíntől kezdve egy gömbfúróval elfúrjuk a megfelelő mélységig [354].

A sebészi fogszekciókra és koronektómiákra nézve szakirodalmi ajánlás -legjobb tudomásunk szerint- nincs, hogy milyen eszközzel érdemes azt végeznünk. Ugyanakkor például érdekes összefüggést találtak a bölcsességfog gyökerének és az IAN ér-idegképletnek a canalis csontos falhiányának és érintkezési felszín nagyságának mérete és a paresztézia előfordulása között [408, 428]. Ezen felszín márpedig a mechanikai sérülés lehetősége mellett az IAN hőterhelését is meghatározhatja. Egy mélyen fekvő fog szekciója közben keletkező hőmérséklet káros lehet mind az IAN, mind az alveolus szempontjából, ezzel lehetséges neurológiai és vagy sebgyógyulási zavart okozva. A fogszekciók jelentős részében márpedig akár több, mint egy vágás is szükséges lehet, miközben a zománc az emberi szervezet egyik legkeményebb szövete, jelentős kopást előidézve a preparáló eszközön. A fogszekciónak számos eszközét ismerjük. A lassú fordulatú eszközöket erre nemigen alkalmazzuk ($<4000 \text{ min}^{-1}$), de a dento-alveoláris sebészi konvencionális ($<50000 \text{ min}^{-1}$) és gyors fordulat is ($\sim 120000-160000 \text{ min}^{-1}$) általánosan bevett. A fogorvosi turbina ($<300000-400000 \text{ min}^{-1}$) sem sterilitási okokból (külső

sterilizálható hűtés hiánya) sem a levegő áramlása (emfizéma, pneumothorax) miatt nem javasolható, azt klinikánkon -a szakirodalommal egyetértésben- szigorúan kontraindikáljuk [478]. A forgóeszközök (fűrők, frézerek) tovább osztályozhatók anyaguk (rozsdamentes acél, vídia, gyémánt, cirkónium...), makro-, (gömb, fissura, torpedó...) és mikro-geometriájuk (vágóélek száma, szöge, szemcseméret...) szerint. Habár a protetikai fogpreparációk közben mérhető hő, hasonlóan az ideiglenes koronaanyagok kötési hőjéhez vagy az endodonciai szonikus-ultraszonikus eszközök hőtermeléséhez széles körben ismertek, a fogszekciók közben a periodontális résben vagy a fogfelszínen akár koronektómia során ismeretlenek [236, 256]. Szintén ismeretlen, hogy a vágási mélység kontrolláltsága vagy a fogszekciókhoz szükséges időtartam és a vágási felszín egyenletességének tekintetében, milyen eszközzel és módon érdemes fogat szekcionálnunk, így ezen kérdéskör is vizsgálataink célkeresztjébe kerültek.

A szekciók után a koronát letörjük (dekoronálás), néhány szerző szerint leginkább egy kisméretű Coupland emelő vagy véső segítségével, míg a keskeny Warwick James emelő *Gleeson és mtsai* szerint problémás lehet a gyakoribb gyökérmobilizálás miatt [161, 328]. A dekoronálás mozzanata egyben az egyik leggyakoribb kudarcforrás, ugyanis, ha a gyökér, gyökerek mobilizálásra kerülnek, az eltávolításuk marad az egyetlen megoldás, megfosztva az eljárást az IAN-t védelmező eredeti szándéktól.

A dekoronálás után a gyökerek redukálása és a vágási felszín simítása szükséges, mégpedig minimum 2-3 mm-el (bizonyos szerzők szerint 3-4 mm-el) a csontfelszín szintje alá [106, 252, 303, 354, 369]. Ezzel biztosítható nagy eséllyel, hogy a gyökér akár csontos fedést is kapjon a gyógyulás során. A zománccmaradványokat, egyenetlen kiálló részeket, maradéktalanul el kell távolítani, mert a zománcon nem történhet lágyrész tapadás, ezáltal elősegítve a fogmeder gyulladásának kialakulását [341].

A bölcsességfogak bent maradó gyökereinek gyökérkezelését a szerzők szinte egyöntetűen szükségtelennek tartják, mivel a pulpa az esetek túlnyomó többségében vitális marad, minimális degeneratív elváltozások kíséretében [341]. A preparálás után megmaradó gyökérből előbukkanó pulpaszövet eltávolításával csökkenthetők a posztoperatív panaszok [161]. *Patel és mtsai* vizsgálatában, mind a 26 elvégzett koronektómiánál vitális maradt az összes, mind az 52 gyökér, és három esetben is csak nagyon kis koronális területre lokalizálódó pulpanekrózist találtak, mely okának a gyökér részleges előtörését, illetve az alveolitis kezeléshez használt gyári készítményt nevezték meg (Alvogyl, Septodont, Maidstone, Egyesült Királyság) [341]. *Sencimen és mtsai* vizsgálata alapján, a gyökérkezeléssel határozottan növeljük az infekciós szövödményi rátát és ezért nem ajánlják [409]. *Vignudelli és mtsai* közleményükben 18 hónap

után sem találtak szövettani elváltozást a pulpaszövetben, mikoris a korábbi koronektómia után, a gyökeret mégis eltávolították [471]. Más kutatók, ennél hosszabb időszak után vizsgálva a pulpát acelluláris, fibroblasztokban és fibrocitákban gazdag, de még vitális szövetnek írták le (fibrózus metaplázia, degeneráció), csillag alakú pulpális sejtek nélkül [399]. Egy esetismertetésben a szerző MTA anyagot helyezett a pulpaszövet fedésére, majd a 4 hónappal későbbi gyökéreltávolítás után (beteg teljesen panaszmentes volt, mégis kérte a gyökér eltávolítását) szövettani elemzéssel vitális ép pulpát és dentinhíd képződést talált [218].

Szerzők egyöntetűen ajánlják a művelet utáni azonnali röntgenkontrollt, akár periapikális film, akár részleges panorámaröntgen segítségével, melyen megítélhető, hogy zománcmaradványok, „zománctüskék” nem maradtak-e [140, 303, 340, 354]. *Pogrel* ajánlásában elsődleges sebzárást javasol, egy vagy több matracöltéssel [354]. *Leung és Cheung* [252], *Gleeson és mtsai* [161], *Frenkel és mtsai* [140] illetve *Kouwenberg és mtsai* [229] szintén primeren zárják a sebet, előbbi kettő felszívódó öltésekkel. *Elo és mtsai* szerint amennyiben 5 mm-el a csont szintje alá redukáljuk a gyökereket és csontpótló anyaggal (1-1,2 ml kortiko-spongiózus allograft, 0,2-1 mm-es szemcsemérettel, membrán használata nélkül) töltjük fel a gyökér feletti alveolust, akkor a második örlőfog disztális felszínének parodontális státuszát szignifikánsan javítjuk és a gyökér migrációját is nagy eséllyel és nagymértékben redukáljuk [114]. A gyökérmigráció csökkenést *Leung* is megerősítette, mivel megfigyelése szerint, csontpótlás után átlagosan ötödére, hatodára csökkent a gyökér „elvándorlásának” mértéke (0,63 mm vs. 3,3-3,8 mm) [253]. Vizsgálatában a csontpótló anyag (bovine xenograft) zárásához - előbbi munkacsoporttal ellentétben- felszívódó kollagénmembránt is használt. *Franco és mtsai* tíz olyan eset kapcsán, ahol a primer sebzárás sikertelen volt (sutura elégtelenség miatt) azt találták, hogy a másodlagos sebgyógyulással egyáltalán nem nőtt a posztoperatív infekció, alveolitis és pulpitis előfordulása kétéves követés során [136]. Minden esetük tünetmentes volt, a gyökér felett záródtak a szövetek és a gyökér nem is volt szondázható, óvatosan megkérdőjelezve a primer sebzárás konzekvens és szigorú megkövetelését [136].

Az antibiotikum-terápia egységes ajánlását nem látjuk az eljáráshoz kapcsolódóan. *Pogrel* szerint preoperatív adása ajánlott, hogy a beavatkozás során a pulpában már megtalálható legyen [354]. Pár tanulmány szerint az antibiotikum adása szükségtelen [369, 497]. Az viszont érdekes, hogy *Pogrel* (2004) [354] óta is csak egy tanulmányban indították már preoperatívan az antibiotikumot [300], pedig egyértelműen eredményesebb a posztoperatív adagolásnál, legalábbis a fogeltávolítások tapasztalatai alapján [213, 274].

A koronektómia után a beteg rendszeres kontrollja elengedhetetlen. Fél évvel a beavatkozás után, majd évente javasolt a röntgenkontroll [303]. A szövődmények lehetnek intraoperatívak

(vérzés, gyökérmobilizálás, IAN és *nervus lingualis* sérülés, 7-es fog sérülése) és posztoperatívak, utóbbiak pedig rövidtávúak (*alveolitis*, *pulpitis*) és hosszútávúak (gyökérmigráció, gyökérerupció) [340]. Tekintettel arra, hogy a gyökérerupció és a következményes gyulladás akár 8-10 év múlva is előfordulhat, a beteg hosszútávú követése javasolt. Egy szisztematikus irodalomelemzés szerint a koronektómia a következő szövődményi rátákkal jellemezhető. IAN-sérülések: 0%-9,5%; *nervus lingualis* sérülések: 0%-2%; posztoperatív fájdalom előfordulása: 1,1%-41,9%; arcduzzanat: 4,6%; *alveolitis*: 2%-12%; egyéb infekciók: 1%-9,5% ill. *pulpitis*: 0,9% [274]. Nagyon fontos hangsúlyozni, hogy a magasabb szövődményi ráták sokszor régebbi vizsgálatokból, mondhatni még a módszerformáló időszakból erednek, vagy kis esetszámaik miatt már egyetlen szövődményes eset előfordulásával is magasabb szövődményi rátát eredményeztek. A randomizált, kontrollált vizsgálatok alapján a koronektómia utáni fájdalom az első héten várható, és általában kisebb mértékű, mint teljes fogeltávolítás után [249, 252, 369]. *Patel és mtsai* periradikuláris gyulladást egy esetben sem találtak, a 26 koronektómia után, amikor későbbiekben eltávolították a gyökereket [341], továbbá véleményük szerint a gyökerek elvándorlását kísérő apikális radiolucencia a gyökér migrációjának fiziológiás következménye (kevésbé denz, újonnan képződő csont) és nem gyulladásos jelenség. *Leung és Cheung* hároméves utánkövetéssel egyetlen olyan esetet sem találtak a 135 elvégzett koronektómia után, ahol a periapikális radiolucencia pulpanekrózis és gyökércsúcsi gyulladás eredménye lett volna [249]. A *gyökerek megmozdítása* után a koronektómia sikertelen és a gyökeret el kell távolítani [357]. Gyakorisága, körülbelül 3% és 9% közötti [340] és a kónikus, rövid gyökerek, főként női pácienseknél mobilizálódhatnak a leggyakrabban [369]. Több vizsgálat is teljesen elkerülhetőnek tartja [168, 300, 354], míg *Renton és mtsai* vizsgálatában magas, 38,3%-nak találtatott a gyökérmegmozdulás szövődménye [369].

A *gyökerek elvándorlása* nagyon gyakori jelenség koronektómia után, gyakorisága megfigyelések szerint 2% és 85,3% közötti [274]. A gyökér elmozdulásának üteme a következő átlagos számokkal jellemezhető: 1,6-1,9 mm három hónap után, 2-3,4 mm fél év után, 2-3,8 mm egy év után és 3,1-4 mm két évvel koronektómia elvégzése után [274]. A gyökérmigráció miatt szükségessé váló re-operáció gyakoriságát 0,6% és 6,8% között találjuk [168, 252, 274]. Két vizsgálatban is úgy találták, hogy nőknél a gyökérvándorlás kifejezettebb [168, 252], míg egy vizsgálat a fiatalabb pácienseknél (24,5 évesek vs. 37,5 évesek) nagyobb mértékű gyökérvándorlást látott [140]. Mindössze egyetlen esetleírást találtunk, ahol az elvándorló gyökérdarab - a *canalis mandibulae*-t körülölelő konformációja miatt- a *nervus* vongalásával neurológiai tüneteket, paresztéziát okozott. Igaz, ez nem koronektómia után, hanem egy

fogeltávolítás során bekövetkező meziális gyökérfraktúra és annak bent hagyása után történt [107].

IAN-sérüléssel leginkább a korai időkből származó vizsgálatokban találkozhatunk, ahol a viszonylag alacsony esetszámok (20-30) miatt már egy-két paresztézia is relatíve magas sérülési hányadot eredményezett (8-9%). Ugyanakkor például *Gleeson és mtsai* több mint 2000 elvégzett koronektómia során sem találkoztak IAN paresztéziával [161]. *Elo és mtsai* szerint, a koronektómia szinte nullára csökkenti az IAN-sérülések esélyét [114]. *Renton és mtsai* a 102 teljes fogeltávolításból 19 esetben találtak reverzibilis IAN-sérülést, ezzel szemben a sikeres koronektómia csoportban ez nem fordult elő (0/58) [369]. A 36 sikertelen koronektómia során (gyökér mobilizálódott és ezért eltávolították) is csak 3 reverzibilis IAN-sérülést találtak. Egy másik vizsgálatban, a teljes fogeltávolítás csoportban szintén szignifikánsan gyakrabban tapasztaltak IAN-sérülést, mint a koronektómiák során (9/178 vs. 1/155), sőt a fogeltávolítások utáni kilenc paresztéziából három maradandónak bizonyult [252]. *Cilasun és mtsai* vizsgálatában a teljes fogeltávolításon átesett csoportban szintén szignifikánsan több IAN-paresztézia fordult elő, mint koronektómiák után (2/87 vs. 0/88) [85]. A *nervus lingualis* sérülés szintén felmerülhet koronektómia során. Mindössze két vizsgálatban láttak reverzibilis LN érzéskiesést, mégpedig konkrétan egy-egy koronektómiánál [328, 354]. Mindkét kutatócsoport preferálta a kifejezett lingvális lágyrésztartást és védelmet.

Összefoglalva az irodalomban található eredményeket, elmondhatjuk, hogy a kezdetekben sok kritikával illetett és szkepticizmussal fogadott koronektómia mára egy teljesen elfogadott szájsebészeti eljárássá vált a szakirodalomban. Egy irodalomelemzésen alapuló metaanalízis megállapította, hogy a koronektómia egyértelműen csökkenti az IAN-sérülések esélyét és ritkábban jár alveolitis kialakulásával, ill. egyáltalán nem okoz több fájdalmat és infekciót, mint a teljes fogeltávolítás [78, 261]. Hasonlóan, egy másik szisztematikus irodalomelemző tanulmány szerint is, a posztoperatív komplikációk koronektómia esetén jelentősen ritkábbak, mint a bölcsességfogak rutinszerű teljes eltávolításánál [274].

A panasz- és tünetmentes bölcsességfogak profilaktikus eltávolításának kérdésköre

Az impaktált bölcsességfogak eltávolításával kapcsolatban az 1980-ban publikált NIH (National Institutes of Health) állásfoglalás óta igazi érdemi előrelépés nem történt [173]. Ez az állásfoglalás három fő pontban tudott megegyezésre jutni. 1) Vannak jól meghatározható indikációk a bölcsességfog-eltávolítás mellett, ilyenek a lokális fertőzések, a nem restaurálható szuvasodások, cysta- és tumorképződés, a szomszédos fog és vagy csont destruktív folyamata.

2) Alacsonyabb a szövődményi ráta, ha fiatalabb betegnél történik a beavatkozás. 3) A jövőbeli előtörési és kórfolyamatot nem tudjuk hatékonyan és megbízhatóan előre jelezni. Egy nem olyan régi irodalomelemzés úgy találta, hogy a bölcsességfog-eltávolítás ellenjavallatai a következőkben foglalhatók össze: idős életkor, állkapocstörési kockázat, rossz sebészi hozzáférés, egyes szisztémás betegségek, intra-, és posztoperatív kockázatok [411]. Így mivel ezen ellenjavallatok mind kivédhetők szerintük a fiatalkorban történő műtétekkel, ezért a profilaktikus eltávolítás fiatal életkorban csakis javasolható. Ugyanakkor a tünet-, és panaszmentes bölcsességfogak eltávolításáról egy, a Cochrane adatbázisban található szisztematikus irodalomelemzés úgy fogalmaz, hogy elégtelen a bizonyíték arra, hogy ezen fogakat érdemes lenne eltávolítanunk. Gyenge és bizonytalan összefüggés talán a második őrlőfog parodontális állapotának romlásával van – ahogy a szerzők fogalmaznak-, ha a tünet-, és panaszmentes bölcsességfogat bent hagyjuk, ezért amennyiben nem távolítjuk el ezen fogakat, akkor rendszeres kontrolljuk javasolt, hogy a patológias állapotokat megelőzhessük, illetve időben kezelhessük [155]. Az alábbiakkal úgy gondolom, még tovább árnyalható ez a kép.

A mandibula a viscerocranium legkeményebb és legrigidebb, ennek ellenére a második leggyakrabban frakturáló csontja. Fokozott sérülékenységet a maxillofaciális traumák között az anatómiai pozíciója magyarázza [32]. Kutatások igazolják, hogy a maxillofaciális törések mintegy 40-76%-a, a mandibulában fordul elő [484, 501]. Az etiológiai faktorok között megemlíthetők a motor és autóbalesetek, erőszakos testi épség elleni cselekmények, akaratlan esések, de akár a kerékpár és egyéb sporttevékenységek is [21, 363, 394]. A szakirodalom szerint, a törések zöme férfiakban fordul elő és az átlagéletkor mind fejecs-, mind angulustörés esetén hasonló, olyan ~25-38 év közötti [21, 22, 386].

A mandibula leggyakrabban törést elszenvedő része a condylus (56,5%), ami a leggyengébb résznek tekinthető [198, 245, 503] mind biomechanikai (denzitás) mind anatómiai szempontból [245]. A gyakoriság szempontjából ezutáni helyeken a symphysis (45%), a corpus (25,5%) és aztán az állkapocsszöglet áll (16,5%) [501]. Egy másik vizsgálat szerint az angulus- és fejecstörések gyakorisága alig különbözik (25-33% vs. 25-35%) [53, 394]. Ezen nagy variabilitás egyik oka, az éppen jelenlévő vagy hiányzó bölcsességfog. Egy szisztematikus irodalomelemzés alapján, az angulustörés esélye 3,27-szeres bölcsességfog jelenlétében [21, 22]. Bizonyos vizsgálatok szerint az impaktált bölcsességfog jelenléte mintegy 60%-kal csökkenti az állkapocs töréséhez szükséges erőhatásokat majmok állkapcsát vizsgálva [368]. A bölcsességfog a jelenlétével a kiterjedésének megfelelő helyen gyengíti az állkapocsot,

hajlamosítva a törésre. Ezt támaszthatja alá az a magyarázat is, hogy a linea obliqua externa anatómiai erővonalának a folytonossága bölcsességfog jelenlétében „megszakad” [21, 45, 286, 382, 386]. Ezzel egyidejűleg viszont a bölcsességfog csökkenti a condylus törési esélyét, mivel ugye gyengíti az angulust. Ám, ha nincs bölcsességfog, az energia a fejecs és a collum laterális és hátsó felszínén koncentrálódik [45].

A törések incidenciáját és típusát nemcsak a bölcsességfog jelenléte, hanem annak impakciós hajlása (Winter osztályozása) és impakciós mélysége (Pell & Gregory osztályozása) is befolyásolhatja [347]. A P&G klasszifikáció szerinti II és B kategóriájú bölcsességfogak figyelhetők meg a leggyakrabban angulustöréseknél, míg condylustörésnél a legritkábban [21, 22]. A condylusfraktúráknál jelenlévő bölcsességfogak leginkább az I-es és az A osztályba esnek [22]. Nagyon sok vizsgálatban érdekes módon az anguláció nem szignifikáns faktor a töréseknél [21, 22, 477].

Fentiek tükrében igen érdekes szemponttal bővíthető a bölcsességfogak eltávolításának kérdésköre, mivel, ha eltávolítjuk őket, nagyobb eséllyel következik be betegeinknél a fejecs törése egy trauma esetén [21, 22]. Ez abból a szempontból érdekes, hogy a fejecstörések korrekt, hosszútávon is szövődményektől mentes (pl.: temporomandibuláris diszfunkció, nervus facialis parézis) ellátása hatványozottan nehezebb feladat, mint az angulustöréseké [113, 363, 483]. Éppen ezért a bölcsességfogak profilaktikus eltávolítása ambivalens megítélésű, főként, ha figyelembe vesszük, hogy a törést kiváltó etiológia, a trauma jellege, nagymértékben földrajzi jellegzetességeket is mutathat. Az ezzel kapcsolatos naprakész hazai adatok sajnos hiányosak.

Az előtört, de szuvas bölcsességfogak restaurációja

A teljesen előtört bölcsességfogak konzerváló fogorvosi ellátása nem különbözik a többi moláris fogétól. Számos *in vitro* vizsgálatban, eltávolított alsó bölcsességfogakon történnek a moláris fogak ellátásával kapcsolatos vizsgálatok (csücsöktörések, rostmege erősítések, kavitás dimenziók hatásai, csapok hatása) [135, 139, 391, 392]. Természetesen sokszor nehézséget jelenthet a bölcsességfogak leghátsóbb pozíciója miatt a korrekt hozzáférés, a matrica (= zsalu) vagy a kofferdám felhelyezése, vagy az endodonciai ellátásuk. Talán azt is kijelenthetjük, hogy a bölcsességfog sok esetben értéktelennek is tartják, főleg, ha nincs okklúziós antagonista párja, vagy hídpótlást elhorgonyozó pillérfog szerepe. Így az is magyarázható, hogy megtartásuk esetén a plasztikus tömőanyagokkal történő direkt restaurálásuk a leginkább költséghatékony.

Az utóbbi években a kompozíciós tömőanyagok teljesen elfogadottak a moláris fogak ellátásában és túlélési idejük is kiváló [89, 325, 332]. A klinikai tanulmányok alapján az ún. hibrid kompozíciós tömőanyagokat tekinthetjük a poszterior régióban a legalkalmasabbnak [270]. A legújabb fejlesztésű ún. mikrohibrid tömőanyagok főként a töltelékanyagok (0,5-1,0- μ m nagyságú üveg vagy cirkónium és kisebb mennyiségben 40 nm méretű kolloid formátumú szilika) miatt nagyon jó zsugorodási és polírozhatósági, így jó esztétikai tulajdonságokat is mutatnak. A restaurációk túlélése szempontjából a fontos faktorok osztályozhatók a beteg, a fogorvos, a fog és a kavitás szemszögéből is [43, 74, 88, 89, 138, 226, 325, 462, 464]. A kompozíciós tömőanyagok különbségei a töltőanyag mennyiségétől, anyagától, szemcseméretétől, valamint a mátrix szerkezetétől is függenek [44, 47, 97]. Ezek meghatározzák az elasztikus modulust, a kopási ellenállást és a keménységet is az *in vitro* tanulmányokban [47, 260, 469], habár közvetlen klinikai ráhatásukat alig vizsgálták [77, 88]. Különböző anyagtani besorolású kompozit tömőanyagok hosszútávú sikerességéről találhattunk ugyan adatot [138, 330, 462], de a mikrohibrid besorolású tömőanyagok összevetéséről alig [31]. A fogorvos számos szempont alapján választhat kompozit tömőanyagot: indikációs terület, kezelhetőség, polírozhatóság és akár ár alapján is, de a tartósság is fontos szempont. Számos prospektív tanulmány igazolja a kompozit tömőanyagok használatát a moláris régióban [138, 221, 235, 332, 462, 464]. Ugyanakkor a hosszútávú prospektív követéses vizsgálatoknak nehézsége is van, úgymint a vizsgálati beteganyag lemorzsolódása és a kontrollokon történő megjelenések (ún. recall rate) általánosan alacsony aránya. Ezzel szemben a retrospektív vizsgálatoknál könnyebben elérhető akár a 10 vagy még többéves követés is [31, 88, 89, 325, 466]. A rövid- és hosszútávú követéses vizsgálatok alapján a moláris tömések kudarcának leggyakoribb oki tényezői a törések, a szekunder kariesz és a széli záródás elégtelensége [18, 100, 226, 257, 327, 331]. A poszterior régió direkt restaurációinak hosszútávú sikerességéről -mely segíthet döntést hozni a szuvas bölcsességfogak tekintetében is- a hazai beteganyagban történő vizsgálatok mindenképpen kiegészítésre szorultak.

A bölcsességfogak eltávolításához kötődő keményszöveti preparációkkal kapcsolatos hőkárosodások felmérése és kivédése

A bölcsességfogak eltávolításának szövődményeit, ahogy már fentebb is írtam, két nagy csoportba oszthatjuk. Az egyik csoportba tartoznak a kevésbé súlyos és relatíve könnyen

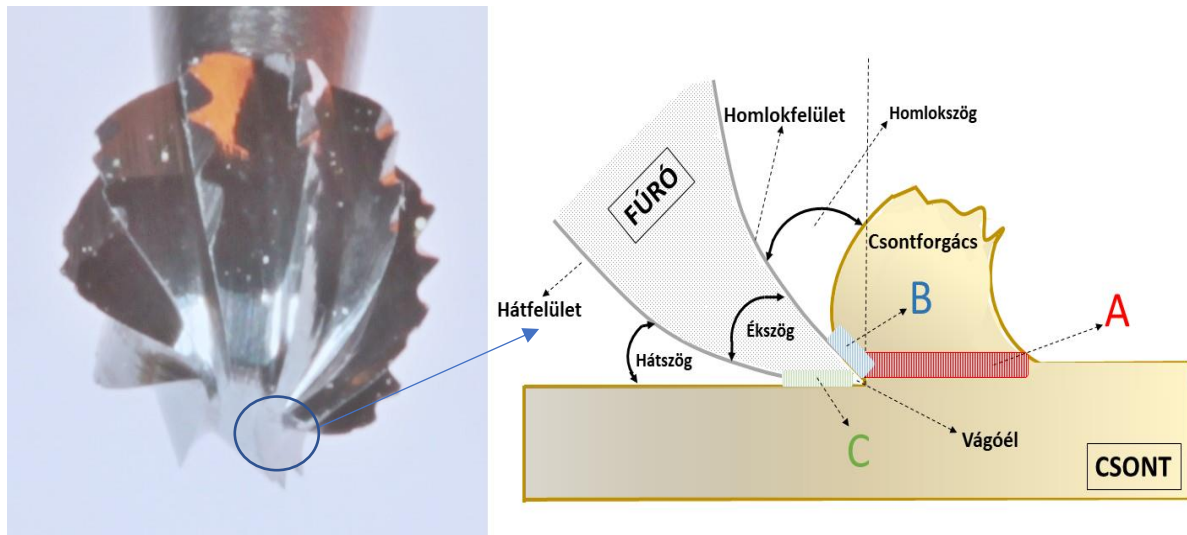
kezelhető szövődmények (ún. minor szövődmények). A másik, ún. major szövődményi csoportba a súlyos, életet veszélyeztető szövődmények (pl.: phlegmone jellegű spáciumokba terjedő gyulladások) vagy az életminőséget jelentősen rontó szövődmények kerülhetnek (állkapocs műtét közbeni vagy műtét utáni törése, idegsérülések). Klinikai kutatómunkámban, ha a szövődmények voltak a középpontban, mindig a súlyos és vagy a gyakori szövődményekkel igyekeztem foglalkozni. Így kerültek szóba az idegsérülések, az állkapocstörések és a sebgyógyulási zavarok, konkrétan a fogmedergyulladás, azaz az alveolitis. A sebgyógyulási zavarok egyik lehetséges kóroki tényezője a csontot érő hőterhelés, mely a bölcsességfogak tekintetében teljesen feltérképezetlen volt. A fúrókkal történő csontelvétel az orvostudományban tipikusnak mondható, legyen az fogorvoslás, dento-alveoláris és arc-, állcsont- és szájsebészet, fül-orr-gége gyógyászat vagy ortopédia, traumatológia. Habár egyre inkább terjed a piezoelektromos vagy a lézerrel történő csontelvétel a szájsebészetben, azért még mindig a fúrók használata dominál [365, 366, 376]. Az impaktált bölcsességfogak eltávolítása általában szinte lehetetlen valamilyen mértékű csontelvétel nélkül. A fúrók kopása ezen műtéteknél kifejezett, hiszen gyakran érintjük akarva, akaratlan is a fogat, illetve a bölcsességfogak műtéti eltávolításakor a fogszekció is sokszor megkerülhetetlen. Koronektómiáknál elengedhetetlen lépés a fog szekciója [249, 357]. Általánosságban a csont fúrásakor keletkező hő közismert és sokszor vizsgált. A hőtermelésben fontos szempont a fúró fordulatszám, a fúró axiális, tengelyirányú nyomása (az első kettő együttesen eredményezi az ún. „feeding rate” -et), a hűtés fajtája (fúrón belüli, kívüli és kombinált hűtés), a hűtőfolyadék hőmérséklete, a fúrás mélység, az előfúrás megléte, a csont minősége és a kortikális állományának vastagsága [27, 333]. Ezek mellett az intraosseális hőképződést befolyásolja a fúró kialakítása, anyaga és a vágóélek kopottsága is [27, 333]. A kopott fúrók használatával még több hőt keltünk, megnyúlik a fúrás időtartama is (azaz a káros behatás időtartama), ezáltal könnyebben kialakulhat a termális oszteonekrózis. A csontnekrózis ezen típusát az intracelluláris enzimek és a sejtmembrán fehérjék denaturációja, a sejtek deszikkációja és dehidrációja valamint a sejtmembrán ruptúrája és legvégül a karbonizáció okozza [27, 243, 291]. A termális oszteonekrózist az ellátó orvos tulajdonképpen leginkább a fogeltávolítást követő elhúzódó és rendellenes sebgyógyulásban tapasztalja meg (remélhetőleg műtét közben az égett szöveteken nem), a beteg pedig többek között a beszédett fájdalomcsillapítók mennyiségében [116, 291]. A leginkább elfogadott hőmérsékleti határérték, ahol a csont fenti szempontból „veszélyben van”, az a 47 °C, ha több mint egy percig tart. Magasabb hőmérsékleteken jelentősen kevesebb idő alatt is kialakulhat nekrózis vagy zavart csontsebgyógyulás [118, 265]. A hőmérsékleti terhelés mellett a fúrás mechanikai károsodást

is okozhat, mely során mikrorések és repedések keletkeznek a csontállomány mineralizált állományában, ami apoptózishoz, az oszteociták depléciójához és vérellátási zavarhoz vezet, ezáltal elősegítve és/vagy súlyosbítva a csontnekrózist [315, 333]. *A kopott fűrók által kiváltott nagyobb hőterhelés és a mechanikai trauma együttesen vezethet és felelhet a gyakoribb fogmeder gyulladásokért.* Például a fogszekció ténye is gyakoribb alveolitis előfordulást okoz [130]. Noroozi és Philbert szerint a szakirodalom nagy része támogatja a fokozott sebészi trauma és az alveolitis összefüggését, ami bölcsességfogak esetén elérheti akár a 25-30%-ot is [50, 316]! Sajnos a szakirodalomban nagyon gyakran vizsgált párhuzamos falú ún. „twist” (spirál) avagy a magyar műszaki szakirodalomban ún. csigafűrókkal ellentétben a szájsebészeti csontelvételeknél általánosan használt vídia gömbfűrókról nem rendelkezett a szakirodalom adatokkal, ajánlásokkal hányszor lehet őket használni. Mikor tekinthetők már kopottnak és a kopott fűrónak milyen a klinikai megjelenése? A szájsebész nagy valószínűséggel minden gömbfűrótól, minden esetben ugyanazt a megszokott teljesítményt várja el, ezáltal a használati paramétereket változtatja, miközben a hőtermelés egyáltalán nem ismert. A legoptimálisabb csontelvétel gyors, fájdalommentes és nem zavarja meg a normális sebgyógyulást [27, 431]. Habár a csontkárosodást okozó pontos hőmérsékleti érték nem ismert, a 47 °C általánosan elfogadott. Magasabb hőmérsékleten pedig csökken a károsodáshoz szükséges behatás időtartama, pl.: 50 °C-on elég 30 másodperc [151]; 70 °C-on pár másodperc [42] 90 °C-on pedig alig több mint egy másodperc [265]. *Iyer és mtsai* szerint a csontnak már 4,3 °C-os hőmérséklet-emelkedése rontott az újonnan képződő csont minőségén [205]. Mintegy 6 °C-os hőmérséklet-emelkedés a fehérjék denaturációja révén alveoláris csontreszorpciót, és a periodontális rostok ankilózist okozhatja [393]. Sőt, már 3 °C környéki hőmérséklet-emelkedés is változást okoz a PDL fibroblasztjainak OPG/RANKL expressziójában [499].

A csontdenzitástól is nagymértékben függ a hőmérséklet-emelkedés fűrás közben, a kortikális állományban jelentősen több hő képződik, mint a spongióza állományában [27, 99, 237].

Habár az implantológia területén nagyon pontos útmutatás áll a rendelkezésünkre melyik fűrónál milyen axiális nyomást és fordulatszámot alkalmazzunk, az általános fogsebészeti csontelvételekhez (akár pl.: vídia gömbfűrókkal) nem találunk szakirodalmi ajánlást.

Már a fentiekből is láthattuk, hogy a csont fűrása egy komplex megmunkálási folyamat, mely kumulálja a vágást és az anyag extrúzióját [126]. A keltett hő a fűró vágóélének és vágási felszínének a preparált üreg falával és a preparált forgáccsal és fragmentumokkal történő súrlódásából ered (lásd 8. ábra) [127, 233].



8. ábra: A vizsgált sebészeti vídia gömbfúróink működési elve, ahol a hőtermelésért felelős tényezők: **A:** A fúró élének előre nyomulásának hatására, a csont vágásakor keletkező hő. **B:** A fúró homlokfelületének és a csontforgácsnak a súrlódásából keletkező hő. **C:** A fúró hátfelületének és a csontüreg falának a súrlódásából keletkező hő (saját készítésű ábra).

A már ismertetett fúrotulajdonságok és fúrási körülmények mellett a csontdenzitás is meghatározó a hőtermelés szempontjából. Möhlhenrich és mtsai szerint, a mesterséges csontszimulációs modell denzitásával szorosan korrelált a keltett hőmérséklet [294, 295]. A fúrások hőmérése szempontjából amúgy két megoldással is találkozhatunk az experimentális munkákban. Az egyik a termoelem, a másik az infravörös termográfia. A termoelem közvetlen a csont belsejéből képes információt adni szondáinak segítségével, de ezen szondák csak egy-egy pont hőmérsékletét mérik, illetve ezen szondákat furatokban el is kell helyezni. Az infravörös technológia ezzel szemben egy komplex termális profilt, hőtérképet képes adni, ami figyelembe veszi a külvilág felé „elszökő” hőt is, ugyanakkor mért értékei csak a csontfelszínről származhatnak [126, 127, 294 333]. Möhlhenrich és mtsai irodalomelemző munkája alapján 18 vizsgálat termoelemet, 7 másik pedig infravörös technológiát használt [297]. A hőmérések különbözősége mellett a szakirodalom sajnos nem egységes és sokféle csontot, vagy csontszimulációs anyagot is használ, így a különböző vizsgálatokból származó eredmények nehezen vagy nem összevethetők [297, 421]. Arról is igen limitált ismereteink vannak, hogy a választott *in vitro* modell, hogyan befolyásolja ugyanazon csontpreparációknál látott eredményeket [421]. Fernandes és mtsai (2017) azt írták, hogy nagyon kevés olyan vizsgálat van, ahol a biológiai csontszövetet mesterséges, szintetikus csontszimulációs anyagokkal hasonlíthatják össze fúrások hőtermelésekor [126], ezért volt számunkra kihívás, hogy az első, széleskörű csontmodell összehasonlítással adjunk a vizsgálatoknak összehasonlítási alapot.

IV. CÉLKITŰZÉSEK

A bölcsességfogak ellátásához köthető vizsgálataink mindvégig azon a motiváción alapultak, hogy a betegellátás és a beavatkozások minőségét javíthassuk és a gyakori vagy súlyos szövődményeket hatékonyabban elkerülhessük. Vizsgálataink felölelik az előtört bölcsességfogak, illetve az impaktált fog műtéteinek diagnosztikai és terápiás oldalát is, továbbá a klinikumban közvetlenül hasznosítható experimentális eredményekre törekedtünk.

KLINIKAI VIZSGÁLATOK

IV.1.a. Célunk volt, hogy a gyökérsötétedési rizikójelet mutató bölcsességfog-műtéten áteső betegeinknél megvizsgáljuk a rizikójel létrejöttéért felelős műtéti, klinikai-anatómiai faktorokat és vizsgáljuk gyökérbehúzódasokat, a nervus alveolaris inferior idegexpozíciós és a lingvális kortikális elvékonyodást vagy fenesztrációt mutató esetek megoszlását.

IV.1.b. Megvizsgáljuk, hogy a szakirodalomban még esetleg le nem írt etiológiai faktor, anatómiai tényező szerepelhet-e a gyökérsötétedési rizikójel kialakulásának hátterében.

IV.2.a. Célul tűztük ki a gyökérsötétedési jel kvantitatív mérési lehetőségének vizsgálatát a digitális panorámaröntgen-képek szürkeskála pixelintenzitás mérésének segítségével.

IV.2.b. Amennyiben a pixelintenzitás-mérés alkalmazható, vizsgáltuk, hogy el lehet-e különíteni a két leggyakoribb, ám teljesen más klinikai konzekvenciával bíró etiológiai tényezőt (azaz a gyökér és az IAN közvetlen kapcsolatát a gyökér behúzódasával vagy anélküli eseteket, a lingvális alveolusfal elvékonyodását vagy fenesztrációját mutató esetektől)?

IV.3. Célunk volt összehasonlítani a digitális és a konvencionális filmalapú panorámaröntgen diagnosztikai értékét, négy általunk kiemelt specifikus kockázati jel értékelésével, hogy meghatározhassuk, vajon az IAN-sérülések előrejelzésére hatással van-e a röntgen típusa?

IV.4.a. Célunk volt azon specifikus klasszikus panorámaröntgen kockázati jeleket beazonosítani, amelyek esetében a háromdimenziós CBCT képalkotás is a kockázati jelek jelenlétét, halmozódását vagy éppen, hogy azok teljes hiányát mutatja.

IV.4.b. A panorámaröntgen alapján meghozott, a bölcsességfogat illető terápiás döntések, koronektómia vagy extrakció, hogyan változnak a CBCT megismerése és értékelése után?

IV.5. Célunk volt megvizsgálni beteganyagunkon, hogy a bölcsességfog jelenléte vagy hiánya, illetve az impakciós státusz (beleértve a fog angulációját és az impakció meiodisztális és apiko-koronális mélységét) befolyásolja-e és ha igen, milyen módon a mandibula fejecsenek és az állkapocsszöglet töréseinek gyakoriságát? Célunk volt, hogy ezzel a profilaktikus bölcsességfog-eltávolítás problémakör egy fontos szempontját tisztázzuk.

IV.6. Célunk volt, hogy a moláris fogakba készített II. osztályú (diszto-okkluzális, mezo-okkluzális és mezo-diszto-okkluzális) és 4 különböző mikrohibrid kompozittal készült direkt restaurációk tartósságát és 10 éves túlélését vizsgáljuk USPHS kritériumrendszer alapján. Célunk volt továbbá meghatározni a meghibásodások jellegét és gyakoriságát, a tömőanyag fajtájának és a tömés kiterjedésének (méretének) tükrében, közelítő választ adva az előtört, de szuvas bölcsességfog-restaurációk sikerességének tekintetében.

IV.7. A koronektómia fogszekcióinál, a korábbi eredményeink alapján legoptimálisabbnak talált gyorsító sebészi könyökdarab és vídia fissurafűrő alkalmazásával kerestük, van-e mód bármilyen, a preoperatív CBCT képalkotás mérésein és tervezésen alapuló, a fűrési mélységet fizikailag behatároló eszköz kifejlesztésére és alkalmazására?

EXPERIMENTÁLIS VIZSGÁLATOK

IV.8.a. Célunk volt, hogy ismert számú koronektómiák után, a fűrők kopási előrehaladását modellezzük, majd szemléltessük ezen elhasználtsági fokokhoz társuló fizikai megjelenéseket, és az ahhoz társuló intraosseális hőtermelést és preparációs hatékonyságot.

IV.8.b. Célunk volt, a humán csontszövetet alapul véve, megtalálni azon csontszimulációs modellt -akár állati eredetű, akár szintetikus-, amelyben a leginkább hasonló eredményeket (azaz intraosseális hőmérsékleteket és fűrési időtartamokat) kapjuk a humán csontéhoz, amikor ugyanazon standardizált csontelvételeket vizsgáljuk.

IV.8.c. Célunk volt, hogy meghatározzuk a legoptimálisabb intraosseális hőmérsékleti terheléssel és fűrési idővel járó dento-alveoláris csontelvételek fordulatszám és axiális nyomás paramétereit, azért, hogy gyakorló klinikusoknak tudjunk konkrét ajánlást adni az új, és a kopott sebészi vídia gömbfűrők használatához.

IV.9. További célunk volt, hogy adatot szolgáltatassunk a canalis mandibulae-ban mérhető hőmérsékleti értékekről, amikor különböző forgó, és piezoelektromos sebészi preparáló eszközökkel a canalist közelítjük és aztán fenesztráljuk csontpreparációk során. Megoldást kerestünk továbbá arra, hogyan lehet az idegközei csontelvételeket hőmérsékletileg optimalizálni, miközben a lágyrésziprotektív piezosebészeti csontelvételi módot favorizáljuk. Célunk volt továbbá a piezoelektromos preparációkkal szerzett eredmények alkalmazhatóságát a szájsebészeti gyakorlatban is vizsgálni.

IV.10. Célunk volt, hogy feltérképezzük és összehasonlítsuk az általunk lehetségesnek ítélt fogszekciós módszereket és klinikai ajánlást adjunk, melyik a legoptimálisabb a vágási felszín egyenletesség, a vágási mélység kontrollja, a preparációs időtartam és a hőtermelés együttes szempontjából.

V. BETEGEK, ILLETVE ANYAGOK ÉS MÓDSZEREK

KLINIKAI VIZSGÁLATOK MÓDSZEREI

A klinikai vizsgálataink helyszíne minden esetben a Pécsi Tudományegyetem, Klinikai Központ, Fogászati és Szájsebészeti Klinikája volt, azon belül is az Arc-, Állcsont- és Szájsebészeti Tanszék és a Konzerváló Fogászati és Parodontológiai Tanszék. A röntgen és CBCT felvételeket klinikánk Orális Diagnosztikai részlege készítette. Mind a prospektív, mind a retrospektív vizsgálatainkhoz, mind a publikációkhoz rendelkezünk a PTE Regionális Kutatás-Etikai Bizottsági és az adatgyűjtések során a Klinikai Központ, Tudományos célú statisztikai adatgyűjtési engedélyekkel (No. 3795/PTE; 7065/PTE; 7613/PTE; 7920/PTE; 3410.1./PTE; PTE-KK/53474/2019; 8094/PTE).

Panorámaröntgen és CBCT készítési protokoll

A digitális panorámaröntgenek készítési protokollja a következőkkel írható le: PaX-400C készülék, (10,42 vonalpár/mm felbontás, 68-73 kV, 8-10 mA) (Vatech, Gyeonggi-do, Korea). A CBCT készülék és a képkészítések leírása: GXDP-800 3D készülék (KAVO- Gendex, Charlotte, USA); 90kV; 3,2-10 mA/6,1-8,5 s; FOV, 61 mm x 78 mm vagy 78 mm x 150 mm; sugárnyaláb méret ('focal spot'), 0,5 mm; szkennelési idő, 10-20 másodperc; szelet vastagság, 0,5 mm; voxel méret, 0,2 mm. Az analóg, azaz konvencionális, filmalapú panorámaröntgen készítési módja: Planmeca Proline PM 2002 CC, (Helsinki, Finnország) (70-72 kV, 10-12mA).

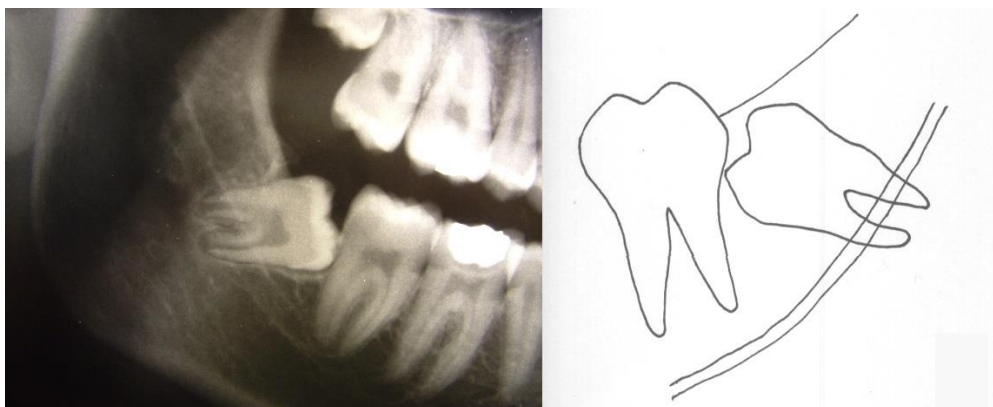
A képképző felvételek elemzésének körülményei

A röntgenképek elemzéséhez az EasyDent V4 Viewer (Vatech, Gyeonggi-do, Korea) szoftvert használtuk. A képek elemzésénél a szoftver adta manipulációs lehetőségekkel élünk, melyek a nagyítás, kontraszt, fényerő, élesség, inverz színezés lehetőségek voltak. A teremben a háttérvilágítást besötétítéssel minimalizáltuk (~50 lux alá Voltcraft LX-10 digitális fénymérő segítségével [Conrad, Bp., Mo.]). Az elemzésekhez a különböző vizsgálati periódusokban több számítógépet is használtunk, egy vizsgálati periódusban viszont mindig csak ugyanazt. A konfigurációkból a képernyőminőség volt a meghatározó paraméter. Egy laptop komputert használtunk először (HP Pavilion dv5; 1280 x 800 maximális képernyőfelbontással, 15 coll), aztán egy Sony Vaio SVS1312R9EB laptopot, 1366x768 képfelbontással, 13,3 coll képernyőátmérővel, majd végül egy nagyfelbontású (HD) 19 collos monitort. A CBCT képek elemzéséhez az 'InvivoViewer' szoftvert (2.0.0. és 5.0.0., KAVO, Gendex, Charlotte, USA) használtuk. Ezen programban is gyakran élünk a fényerő és a kontraszt állításával, valamint az

axiális, szagittális és koronális metszetek együttes ábrázolásával. Az analóg röntgenfilmek elemzése röntgenfilmnéző-szekrényen történt.

A klasszikus specifikus panorámaröntgen kockázati jelek

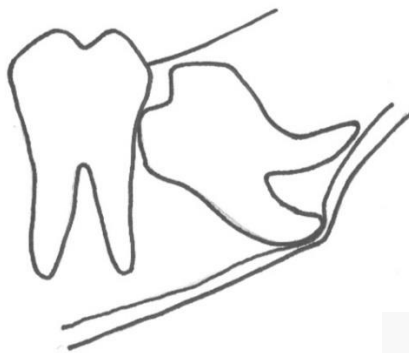
Ezen röntgenjelek a bölcsességfog és a canalis mandibulae közvetlen kapcsolatára utalhatnak [103, 377, 406]. Kialakulásuk feltehetően vagy a canalis mandibulae-n létrejövő változás (2., 3. és 5. jelek) vagy pedig a bölcsességfog gyökerén kialakuló változások, mint behúzódások és elvékonyodások (4., 6. jelek) eredménye. Az általunk megfigyelt specifikus panorámaröntgen rizikójelek a következők voltak. Zárójelben megadjuk az angol megnevezésüket is, mert 2011-ben egy magyar közleményben történő leírásukkor voltunk „kénytelenek” elnevezni őket, legjobb tudomásunk szerint első ízben hazánkban (9-14. ábrák) [433]:



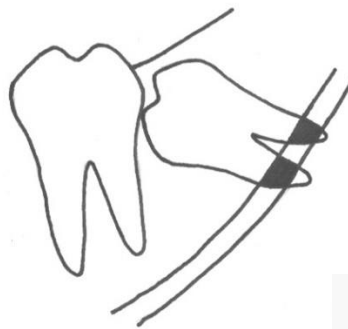
9. ábra: A canalis mandibulae és a bölcsességfog gyökere egymásra vetül („superimposition”).



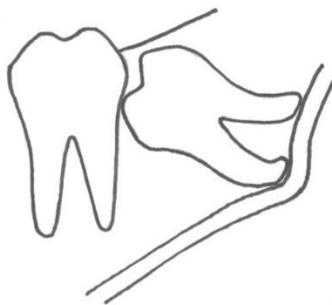
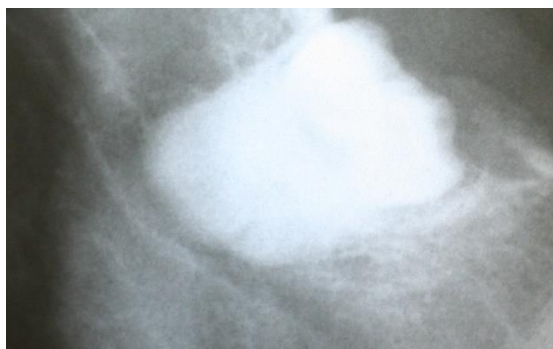
10. ábra: A canalis mandibulae **felső** denz **kortikális** vonalának a folytonossága **megszakad** („interruption of the superior cortical/white line”).



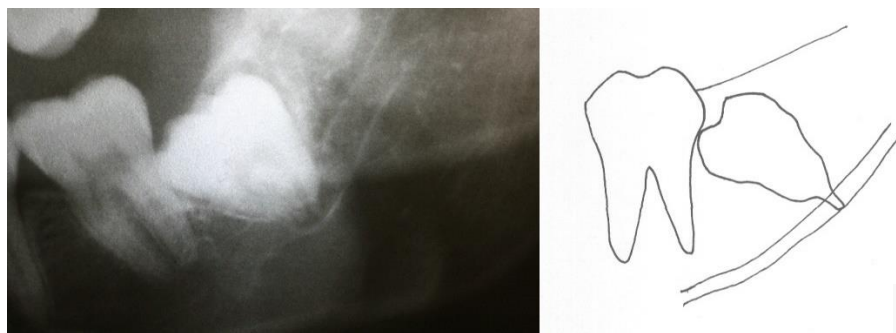
11. ábra: A canalis mandibulae beszűkül, a **canalis szűkülete** („narrowing of the canal”).



12. ábra: A gyökéren sötét (radiolucens) sávként jelenik meg a gyökér és a canalis mandibulae átfedése, általában a gyökéren létrejövő bukkolingvális behúzódnás miatt („darkening of the root/dark band on the root”), azaz a **gyökérsötétedési jel**.

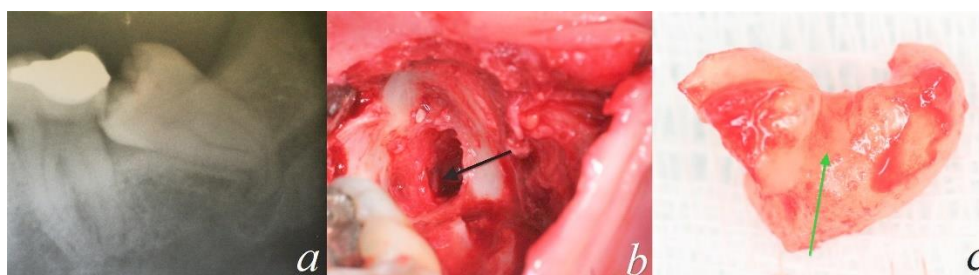


13. ábra: A canalis mandibulae kanyarulatot vet a bölcsességfog gyökere körül („diversion of the canal”), azaz a **canalis kanyarulata**.

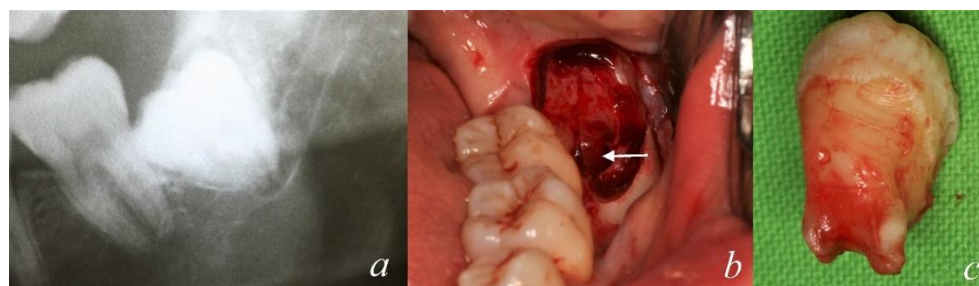


14. ábra: A bölcsességfog gyökere elkeskenyedik (meziodisztális irányban) („narrowing of the root”).

A panorámaröntgen rizikójelek kombinációkban is előfordulhatnak, amikor is az IAN-idegsérülés vagy expozíció még inkább várható. Ezt csak abból a szempontból kell említenünk a módszerek között, hogy hozzánk köthető a *gyökérsötétedési jel* egyszeres, ún. *izolált* és a többszörös, ún. *komplex* vagy *multiplex* formáinak elkülönítése és leírása, melynek a későbbiekben is lesz jelentősége [434].



15. ábra: A panorámaröntgenen egyszeres, ún. izolált gyökérsötétedést látunk (a), de ehhez is a nervus alveolaris inferior expozíciója társul (fekete nyíl) (b) és a gyökéren behúzódással járt (zöld nyíl) (c) [434].



16. ábra: A panorámaröntgenen összetett, multiplex gyökérsötétedés látható, mely ebben az esetben a gyökérsötétedés és a gyökér meziodisztális elkeskenyedéséből áll össze (a). Az alveolus mélyén szalagszerűen megnyílt alveolaris inferior ér-idegképlet (fehér nyíl) (b). A gyökéren interradiikularisan látjuk az ér-idegképlet benyomatát, mintha csak „a ló (= nervus) és lovása (= fog)” szituáció lenne. A multiplex gyökérsötétedés szignifikánsan többször jelenti a nervus alveolaris inferior megnyílását, mint az izolált gyökérsötétedés [434].

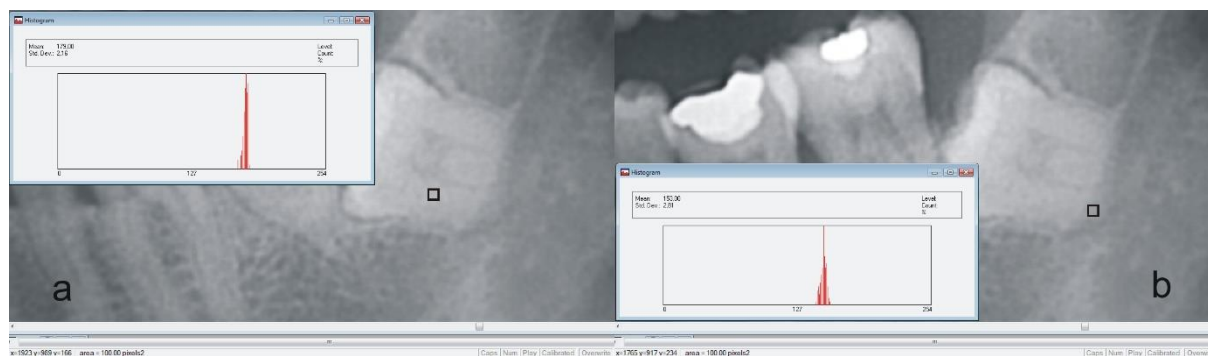
V.1. A gyökérsötétedési rizikójel létrejöttének műtéti vizsgálata

Prospektív klinikai vizsgálatot terveztünk (2010 január és 2011 szeptember között), mely során olyan betegeket vizsgáltunk, akik impaktált bölcsességfogak műtéti eltávolítása miatt érkeztek klinikánkra és *gyökérsötétedési jelet* láttunk a preoperatív digitális panorámaröntgenjeiken. A klinikai vizsgálatot a betegek tájékoztatása, beleegyezése és etikai engedély mellett végeztük. A betegek digitális panorámaröntgenjeit két dento-alveoláris sebész elemezte (Szalma J. és Vajta L.). A bölcsességfogak eltávolítását helyi érzéstelenítésben végeztük. Szulkuláris (ún. boríték), mukoperioszteális lebenyes feltárásból távolítottuk el a felületesebben, és ún. háromszög lebenyből a mélyen impaktált fogakat. Ezt követően vesztibulárisan és disztálisan csontot vettünk el a fogkorona mellett. A csontelvételehez vídia gömbfűrőt [HM141A], a fogszekciókhoz vídia fissurafűrőt [HM161] (Hager & Meisinger, Neuss, Németo.) használtunk, majd a fogakat emelők (Barry, Coupland típusúak) segítségével távolítottuk el. A fogmedret aztán 20 ml steril fiziológiás sóoldattal öblítettük át gondos és alapos elszívás mellett, és a következőket figyeltük meg intra- és/vagy extraorálisan: IAN-expozíció ténye, gyökérmorfológia beleértve a behúzódnak jelenlétét, a látható lingvális alveolusfal kortikálisának defektusait, fenesztrációit, vagy elvékonyodását. Amennyiben az alveolus áttekintését erősebb vérzés zavarta, azt az esetet kizártuk a vizsgálatból. Az exponálódott IAN ér-idegképletet lupe szemüveg (3,5-szörös nagyítás) és fejlámpa segítségével is értékeltük. IAN-expozíciónak tekintettük, ha i) meziodisztálisan húzódnak tubuláris, sárgás-fehéres struktúrát láttunk, ii) ami a röntgenkép alapján várható helyzetben („magasságban”) futott. A lingvális kortikális vékonyodását a következő kritériummal fogadtuk el: szabályos vagy szabálytalan alakú sötétebb terület az alveolus lingvális falán, a gyökércsúcs által okozott behúzódnással vagy attól függetlenül is. Amennyiben ezen terület lágyrész-tapintatú (kisfejjű gombos szondával), tubuláris és meziodisztális jelleget nélkülöző volt, azt fenesztrációnak ítéltük. Megítélésünket segítette szondázás során a nyelv felől felhelyezett ujjunkkal történő tapintás is. A gyökérmorfológiát meziodisztális és bukkolingvális irányokból is megítéltük. Amennyiben gyökérfraktúra fordult elő, az esetet csak akkor vontuk be, ha a törtrégek pontosan és minden kétséget kizáróan korrekten, résmentesen összeilleszthetők voltak. Amennyiben az IAN látható volt, jodoformmal impregnált drén mellett zártuk a sebet, és törekedtünk a betegdokumentációt makrofotókkal is kiegészíteni (Canon EOS 500D váz, Canon EF 100 mm f/2.8 USM makro-objektív; Canon Macro Ring Lite MR-14EX körvaku, Canon, USA).

V.2. A pixelintenzitás méréseinek kivitelezése

Egy retrospektív eset-kontroll vizsgálatot terveztünk. Olyan betegeket vontunk be, akiknél *gyökérsötétedési* jelet láttunk a preoperatív panorámaröntgenen és a bölcsességfogak műtéti eltávolításán korábban átestek klinikánkon (2010. szeptember és 2011. szeptember között). A betegdokumentációk áttekintése alapján, 15 esetben IAN-expozíció és 23 esetben lingvális kortikális elvékonyodást vagy fenesztrációt (LKEF) mutató betegek kerültek így a vizsgálatba. Zavaró műtermékkel vagy pozicionálási hibával rendelkező röntgenfelvételeket kizártuk a vizsgálatból. Az IAN- és az LKEF-esetek vizsgálatának és megítélésének kritériumait a korábbi alfejezetben ismertettük, megadtuk.

A digitális röntgenképeket kimentettük 'TIFF' veszteségmentes képformátumba és az ingyenes Image Tool (Univ. Texas Health Science Center, San Antonio, USA) szoftverrel végeztük az elemzéseket. A fényerő és a kontraszt értékeit változatlanul hagytuk. A betegek egyedi azonosítóit használtuk a képek elnevezéséhez, az elemzések befolyásolását elkerülendő. A röntgenfelvételek képeit két vizsgáló elemezte (Szalma J., Bata Zs.). Minden vizsgálandó területnek (=ROI, az *angol region of interest* szavakból) az elemzését az Image Tool szoftver hisztogram eszközével végeztük. Ezen program a kijelölt terület pixelintenzitását elemzi és megállapítja az átlagos pixelintenzitást a szürkeségi skálán. A 8-bit információtartalmú röntgenkép azt jelenti, hogy egy 0-255-ig terjedő intenzitási skálának valamely értékét kapja minden egyes pixel (fehértől a feketéig terjedő 256 fokozatú szürkeskálán). A világosabb pixelek magasabb számértéket kapnak ezen a skálán, a sötétebb szürke színek pedig alacsonyabb számértékeket. Minden ROI 10x10 pixel nagyságú volt, a ROI területnagyság kijelölése a szoftver beállításával automatikusan történt. Minden bölcsességfog meziális gyökerén aztán két ROI kijelölését végeztük a következő módon. Egy négyzetet (*a ROI formája után*) random módon valahol a *gyökérsötétedési* jel sötét sávján [D-rel jelöltük, az angol sötétedés szó kezdőbetűjeként] a gyökeret keresztező szakaszon természetesen, míg a másik négyzetet az ún. kontroll gyökéri „felszínén” [R-rel jelöltük, az angol 'gyökér' szó kezdőbetűjeként] jelöltünk ki. Ez ugyancsak a meziális gyökér „felszínén” volt, de a sötét sávtól koronálisan és a zománc-cement vonaltól 2 mm-el apikálisabban (17. ábra). A periodontális rés területét és a gyökércsatorna vagy pulpa területét méréseinkben szándékosan kerültük.



17. ábra: A 10 x 10 pixel nagyságú fekete négyzetekből (=ROI) az egyik a gyökér ún. kontroll gyökérfelületén került kijelölésre, ez volt az ún. 'R' (a), a másik négyzet, az ún. 'D' pedig a gyökérnek és a canalis mandibulae-nak a „metszési” felületén (b). Az Image Tool szoftver a négyzetekben található pixelek átlagos intenzitását (azaz a szürkescálán elfoglalt átlagos értékeiket) számolta ki.

V.3. A digitális és filmalapú panorámaröntgenek összehasonlító értékelései

Bundy és mtsai (2009) alapján egy retrospektív kohorsz vizsgálatot végeztünk [73]. A kohorsz két csoportból állt. Az egyik csoport a korábbi hagyományos, filmalapú eset-kontroll vizsgálatunk alcsoportjait tartalmazta (2003 és 2007 közötti időszakból; Szalma és mtsai, 2010) [436], ahol 41 IAN beidegzési zavarral és 359 anélküli beteg szerepelt bölcsességfog-eltávolítás után. A másik csoportba, azaz a digitális röntgencsoportba pedig további 18 beteg került, akiknél bölcsességfogműtét után IAN beidegzési zavar jelentkezett és 254 kontroll eset, akiknél nem (2008-2010 közötti időszakban). Ezen második (digitális) csoportba olyan betegek kerültek, akiknél digitális panorámaröntgen készült a műtétek előtt. A röntgenek készítésének körülményei a fejezet elején leírásra kerültek.

Mind az első, mind a második csoport röntgenjeleinek elemzését ugyanazon személyek végezték (Lempel E. és Szalma J.). A sebészi eljárás nem különbözött a két csoport ellátása során, az korábban (V/1. alfejezet) leírásra került (operatőr: Szalma J.). Az IAN beidegzési zavart mindkét vizsgálati periódusban a varratszedésnél értékeltük, a betegek szubjektív elmondása (pl.: „zsibbadás érzés a fogaimban” az „ajkamban”, az „államon”, „olyan szűrő jellegű érzés”) és a lágyrészek tesztelése alapján. Amit ilyen esetekben rutinszerűen elvégzünk, az a „könnyű érintés teszt” ecsettel, két pont diszkrimináció körzővel és a 'pin-prick', azaz a nem traumatizáló szúrás és megcsípés tesztje. A hagyományos röntgenfelvételek készítésének módja is leírásra került korábban.

A röntgenfelvételeken vizsgált változó a következő klasszikus specifikus panorámaröntgen rizikójelek jelenléte vagy hiánya volt: a *canalis felső kortikálisának megszakadása*, a *canalis*

szűkülete, kanyarulat a canalison és a gyökérsötétedési jel [433, 434, 436]. Továbbá elemzésre kerültek az impakciót jellemző paraméterek (Pell & Gregory klasszifikáció; Winter-féle anguláció osztályozás) és a betegek életkora, neme [347, 477]. A második változó a röntgenfelvétel típusa volt (analóg vs. digitális). A kimeneti változó pedig az IAN-sérülés jelenléte vagy hiánya volt műtét után.

V.4. A klasszikus panorámaröntgen-jelek és a CBCT rizikójelek összefüggései, illetve a CBCT hatása a döntéshozatalra

Ezen vizsgálatunkban olyan bölcsességfoggal rendelkező betegek köréből szelektáltunk, akik szájsebészeti tanszékünk két legtapasztaltabb dento-alveoláris sebészéhez (Szalma J. és Vajta L.) lettek irányítva 2017 január és 2019 május közötti időszakban, fokozott IAN-sérülés kockázattal. Ezen betegcsoport digitális panorámaröntgenekkel és CBCT felvételekkel egyaránt rendelkezett mielőtt a tényleges ellátásuk során koronektómián vagy extrakción estek át. Az etikai engedélyek beszerzése után, fentebb említett két dento-alveoláris sebész áttekintette a rizikóbeteg panorámaröntgenjeit és összesen negyven esetet (amúgy 37 betegből, 3-nál kétoldali műtét volt) választottunk ki. A kiválasztásnál 5 csoportba választottunk, csoportonként nyolc esetet, mégpedig úgy, hogy a következő röntgenjelek legyenek láthatóak. Az 1. csoportban a *gyökérsötétedési jel*, a 2. csoportban a *canalis felső kortikális vonalának megszakadása*, a 3. csoportban a *canalis szűkülete*, a 4. csoportban a *canalis kanyarulata* és az 5. csoportban olyan esetek, ahol *két vagy több specifikus rizikójel együttesen* fordult elő. A jelek meghatározásánál korábbi munkáinkra alapoztunk és ami a módszereknél korábban részletezésre került már (40-41. old.) [433, 434, 436]. Az 5. csoportnál további kritériumként határoztuk meg, hogy mindenképpen tartalmazniuk kellett az egyik vagy mindkettő, korábbi szakirodalomban fellelhető, a CBCT alapú vizsgálatok többségében a legerősebb diagnosztikai értékűnek talált jelet: a *gyökérsötétedést* és vagy a *felső kortikális vonalának megszakadását*. Csak olyan esetek bevétele mellett döntöttünk, ahol a szelekcióban résztvevők teljesen megegyeztünk. További bevételezési kritérium volt, hogy karieszmentes, befejezett gyökérfejlődésű, Pell & Gregory II/B és II/C impakciós mélységű, mezioanguláris vagy vertikális hajlású bölcsességfogak legyenek. Amire még tudatosan figyeltünk, hogy a gyökérgörbületek ($>90^\circ$, $90^\circ \geq$ és $\geq 45^\circ$, $<45^\circ$) kiegyensúlyozottan forduljanak elő a csoportokban.

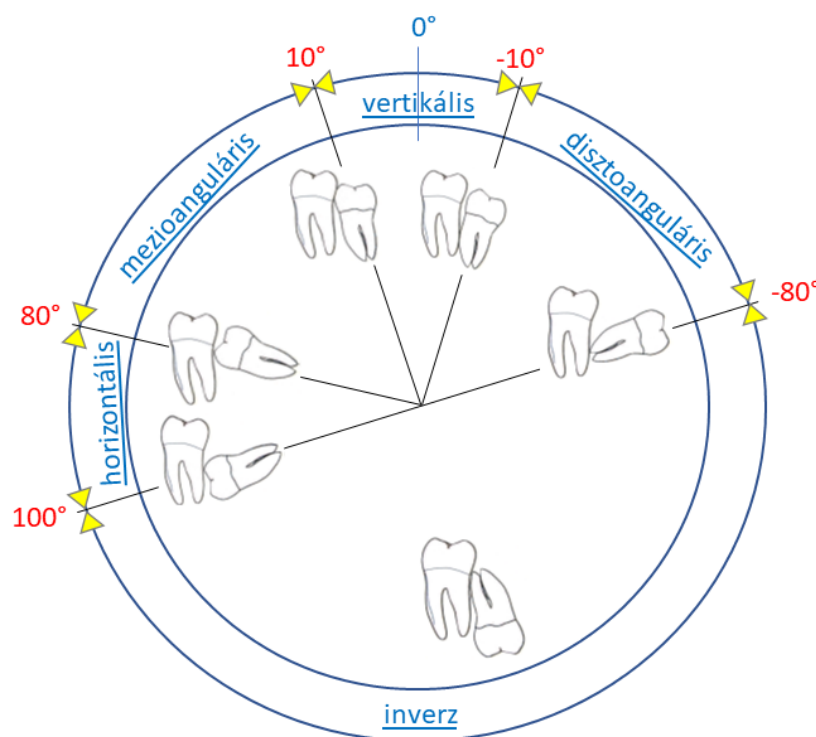
A negyven (5 csoport x 8 eset) gondosan szelektált rizikóesetet aztán tíz olyan dento-alveoláris sebészettel foglalkozó kolléga elemezte, akik korábban nem vettek részt az esetek kezelésében. A panorámaröntgen-felvételek elemzését az EasyDent V4 Viewer szoftverrel végezték. A képelemzéshez a program manipulációs lehetőségeit használhatták. Minden esetről a következő kérdéseket válaszolták meg. Adjanak egy szubjektív pontszámot (0-10-ig), *mennyire gondolják valószínűnek IAN beidegzési zavar előfordulását az eset ellátásánál. Fogeltávolítást választ az esetnél vagy inkább a koronektómia mellett dönt?* Amennyiben fogeltávolítást választott, azt *hány darab fogszekcióval végezné?* Lehetőségként szerepelt a *szekció nélkül, az egy szekcióval és a két vagy több szekcióval.* Az egy szekció leírásánál szerepelt, hogy bárhol a koronán, a korona és a gyökér között vagy a teljes fog szekciója a hossz tengelye mentén (meziális és disztális fogfélre). A két vagy több szekció lehetősége bármely olyan lehetőséget magába foglalta, ahol több szekciót terveztek (pl.: koronát a gyökerektől, aztán gyökereket egymástól).

Fenti kérdések megválaszolása után a kollégák az esetekhez tartozó CBCT felvételeket is megnézték a módszerek fejezet elején ismertetett módon, és további kérdésekre válaszoltak. Továbbra is a korábban meghozott koronektómiát vagy fogeltávolítást végeznének, vagy megváltoztatják a döntést? A fogszekciók számában változik-e a véleményük? A CBCT kockázati jelek közül látják-e az alábbiakat az eseteknél: i) hiányzó canalis kortikális, azaz canalisfal-fenesztráció; ii) deformált-e a canalis a keresztmetszeti képeken (elkeskenyedett vagy homokóra szerű-e?); iii) van-e direkt közvetlen kapcsolat a canalis és a bölcsességfog gyökere között? Csak abban az esetben értékeltük úgy, hogy a CBCT rizikójel/ek jelen van/nak, ha legalább nyolc megfigyelő egyöntetűen igennel nyilatkozott. Amennyiben a terápiás döntés változott a CBCT megtekintése után, mi volt a fő ok? A canalis hiányzó vagy hiánytalan folytonos fala? Jelenlévő vagy hiányzó canalis keresztmetszeti deformáció? Csakis a CBCT-n látható és újonnan felfedezett gyökérgörbület? A canalis lefutásának helye (bukkális, lingvális, interradiális)? Illetve saját szavakkal valami egyéb?

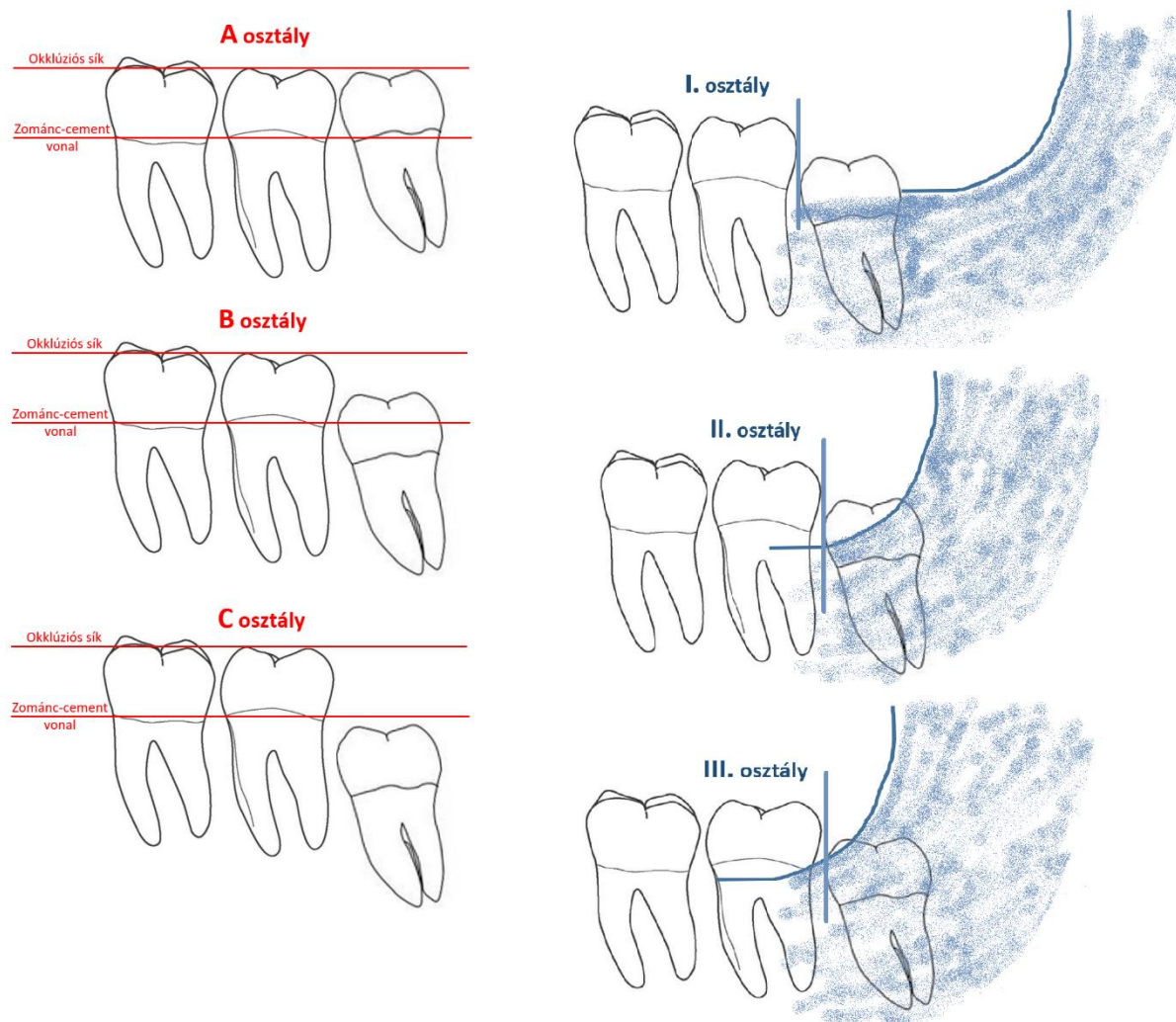
V.5. A bölcsességfogak szerepének vizsgálata az angulus és a fejecs töréseinél

Keresztmetszeti retrospektív vizsgálatunk során a klinikánkon mandibulatöréssel jelentkezett és ellátott betegeket vizsgáltuk. Az adatgyűjtés 2005 májusa és 2019 májusa közötti időszakból történt, az eMedsolution medikai szoftver felhasználásával (T-Systems Hungary, Budapest, Magyarország). Összegyűjtöttük a betegkartonokat, és a panorámaröntgeneket is. A 2005 és 2007 közötti időszakból származó esetek filmalapú röntgenjeivel, 2008 januártól már digitális

röntgenekkel dolgozhattunk. Azon mandibulatörött eseteket vontunk be tanulmányunkba, ahol az angulus vagy a condylus törött, és a törések egyoldaliak voltak. Kizárásra kerültek azon esetek, ahol a betegek 15 évnél fiatalabbak voltak, ahol pánfaciális törés fordult elő, ahol a betegek fogatlanok voltak és ahol a bölcsességfog fejlődése még csíráállapotban volt, ahol a dokumentáció hiányos volt és ahol a panorámaröntgen diagnosztikailag elégtelen, értékelhetetlen volt (pl.: a bölcsességfog nagymértékben diszlokálódott, vagy súlyos pozicionálási hiba volt látható). A kétoldali töréseket és ahol az angulus és a fejec is törött, kizártuk a vizsgálatunkból. A rögzített adatok tartalmazták a betegek életkorát, nemét, a bölcsességfog jelenlétét vagy hiányát, az impakció horizontális és vertikális jellemzőjét, az impakció angulációját és a törés oldaliságát. Rögzítésre került a törés oka: közlekedési baleset, erőszakos cselekmény, sportbaleset, elesés, háztartási baleset, iatrogén ok (pl.: fogorvosi beavatkozás). Az angulus- és fejecstörés kritériumaként Kelly és Harrigan meghatározását használtuk [216]. A bölcsességfogak jellemzéséhez a panorámaröntgeneket használtuk. Az anguláció meghatározásához a Winter-féle osztályozást alkalmaztuk (18. ábra) [477], míg a horizontális és vertikális impakciós mélység leírásához Pell & Gregory klasszifikációját alkalmaztuk (19. ábra) [347]. A felületes és mély impakciókat mesterségesen osztottuk szakirodalmi hagyományok figyelembevételével. Felületes impakciónak tekintettük az I/A, I/B, II/A, II/B, III/A helyzeteket és mélynek az I/C, II/C, III/B, III/C helyzeteket.



18. ábra: A Winter-féle anguláció beosztás saját készítésű vizuális ábrán szemléltetve.



19. ábra: A Pell & Gregory-féle impakciós státusz osztályozás kétdimenziós képalkotás segítségével (saját készítésű ábra). Az A-B-C osztályok a bölcsességfog okklúziós síkhoz viszonyított apiko-koronális mélységét mutatják a szagittális síkban. Az I-II-III osztályok pedig a hetes fog mögött és a ramus margo anterior-ja közötti helykinálatot, azaz a meiodisztális impakciós „mélységet” a szagittális síkban. Természetesen az A-B-C és I-II-III osztályok szabadon kombinálódnak betegeinkben. **A:** a bölcsességfog eléri az okklúziós síkot. **B:** a bölcsességfog megreked az okklúziós sík alatt, de a hetes fog zománc-cement vonalánál koronálisabban. **C:** a bölcsességfog a hetes fog zománc-cement vonalánál mélyebben ékelődik be. **I:** a hetes fog mögött és a ramus között bőven van hely a bölcsességfog előtörésére. **II:** a ramus elülső vonala, illetve csontja a bölcsességfogat fedi, de kevesebb, mint a felét. **III:** a bölcsességfog nagyobb részét fedi a ramus csontállománya, illetve röntgenfelvételen a ramus elülső vonala.

V.6. Az előtört moláris fogakba készült direkt restaurációk sikerességének vizsgálata

Retrospektív vizsgálatunkba a PTE Fogászati és Szájsebészeti Klinika nyilvántartása szerint 2001. január és 2003. december között direkt kompozittöméssel ellátott betegeket vontunk be. A 225 felnőtt beteget meghatározott kritériumok alapján választottuk ki, melyek a következők voltak: jó szájhygiéné, pulpális, parodontális és periapikális betegségektől mentes restaurált fogak, műgyanta allergiától nem szenvedő betegek és a tömés során jó izolálási körülmények. További feltétel volt még a teljes megtartott fogazat és normokklúzió. A bevont betegek a töméskészítést követő 9-11 évben évente legalább egy alkalommal ellenőrző vizsgálaton vettek részt. A kompozittömés készítésének indikációja minden esetben primer kariesz volt és a beteg fémmentes tömést igényelt. Ezen felül a vizsgálatba bevont fogak preparált üregeinek oro-vesztibuláris szélessége nem haladta meg az oro-vesztibuláris csücsöktávolságok felét, kétharmadát, az üregszélek zománcban végződtek, és nem volt csücsökhány. Az előkészített üregeket összetételében enyhén eltérő, 4 fajta mikrohibrid kompozit tömőanyag egyikével láttuk el (4. táblázat).

4. táblázat: A vizsgálatban használt mikrohibrid kompozitok adatai.

Név	Gyártó	Rezin mátrix	Töltőanyag	Átl. átmérő (μ m)	Térfogat %	n (%)
Filtek Z250	3M ESPE, St. Paul, MN, USA	Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA, TEGDMA	cirkónium- szilikát	0,6	60	305 (43,9%)
Herculite XR	Kerr, Orange, CA, USA	Bis-GMA, TEGDMA	bárium-üveg, szilikát-dioxid	0,6	59	296 (42,6%)
Gradia Direct (Posterior)	GC America, Inc, Alsip, IL, USA	UDMA, dimetakrilát co-monomerek	fluoro-alumino- szilikát üveg, prepolimerizált szilikát-dioxid	0,85	65	33 (4,7%)
Renew	Bisco Inc, Schaumburg, IL, USA	Bis-GMA, TEGDMA, BPDMA	szilikát-dioxid, alumínium-oxid, bárium-oxid	0,7	58	61 (8,8%)

Bis-GMA Biszfenol-A-diglicidil-dimetakrilát; UDMA, uretán-dimetakrilát; Bis-EMA, Biszfenol-A-diglicidil-metakrilát-etoxilát; TEGDMA, trietilén-glikol-dimetakrilát

Az ellenőrző vizsgálatot két orvos végezte a United States Public Health Service (USPHS) módosított kritériumrendszere alapján. 86 férfi és 139 nőbeteg (21-55 év), összesen 701 II. osztályú kompozittöméseinek ellenőrzése történt meg.

Az összes tömést egy fogszakorvos (Lempel E.) készítette 2001 és 2003 között. Szükség esetén érzéstelenítésben történt a szuvasodás eltávolítása, gyors- és lassú fordulatú preparáló eszközökkel, vízhűtés mellett. A színmeghatározást követően az izolált restaurálandó fogat fémmatricával (HaweNeos, Bioggio, Svájc) és faékkal zsáuztuk. Mély kavitások esetén a pulpaközeli területeket kalcium-hidroxid cementtel (Dycal, DeTrey Dentsply, Konstanz, Németo.) és konvencionális üvegionomer cementtel (Ketac-Fil, 3M ESPE, St. Paul, MN, USA) fedtük. Ezután a kavitásokat a total-etch technikának megfelelően 37%-os orto-foszforsavval (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) kondicionáltuk, úgy, hogy először a zománcfelszínekre vittük fel a savat (10 másodperc), majd ezt követte a dentin savazása további 10 mp-ig. A 20 mp hatóidő elteltével a kondicionálót lemostuk, az üreget a wet-bonding technikának megfelelően enyhén leszárítottuk, majd a kavitás falait 5. generációs adhezívvel (Adper Single Bond, 3M ESPE, St. Paul, MN, USA) dörzsöltük be 10 mp-ig. Az oldószer levegővel való elpárologtatása után az adhezív réteget halogén lámpával (intenzitás: 470 mW/cm²) (Cromalux 75, Mega-Physik, Berlin, Németo.) polimerizáltuk 20 mp-ig. A kompozit tömőanyagot ékalakú, 2 mm vastagságú rétegekben tömörítettük az üregekbe. Minden réteget 40 mp-ig polimerizáltuk. Az artikuláció ellenőrzését követően 60 és 40 µm szemcseméretű finírozó-eszközökkel távolítottuk el a felesleges anyagot, majd a felszín simítása és fényesítése polírozó gumikkal történt (Shofu brownie points, Shofu Co, Japán). Az approximális felszínek simításához interproximális polírozócsíkokat használtunk (Sof-Lex Finishing strips, 3M ESPE, St. Paul, MN, USA).

A tömések értékelése 2012 októbere és decembere között történt. A restauráció előzményeit a beteg dokumentációjából gyűjtöttük ki. Töméscserére, javításra, gyökerkezelésre vagy a fog extrakciójára utaló előzmények esetén a tömést sikertelennek nyilvánítottuk és ennek adatait (diagnózis, dátum) rögzítettük. A töméssel nem összefüggő, korábban ép felszínen megjelenő primer szuvasodás vagy törés esetén a tömést nem ítéltük sikertelennek. Ezt követően a II. osztályú restaurációk klinikai értékelése következett a USPHS kritériumrendszer segítségével [247]. A két vizsgálóorvos előzetes kalibrálása és felkészítése megtörtént. Az értékelés alapjául szolgáló szempontok a következők voltak: szekunder kariesz, tömés törése, széli résképződés, széli elszíneződés, színtabilitás, anatómiai forma, felszíni simaság. A felsorolt szempontok értékelése az alábbi kritériumok szerint történt:

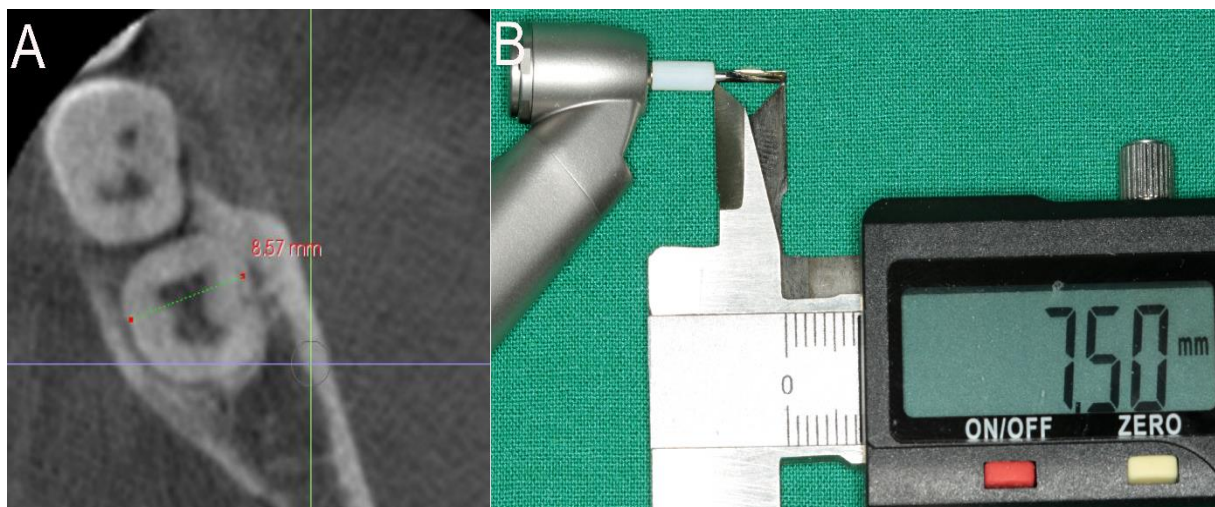
- Alfa (A): klinikailag ép restauráció, változás nem tapasztalható
- Bravo (B): enyhe eltérés, de klinikailag elfogadható, nem igényli a tömés cseréjét

- Charlie (C): klinikailag elfogadhatatlan eltérés, a tömés cseréje szükséges.

Az értékeléshez a tömésfelszíneket leszárítottuk (kivéve a szín megítéléséhez). A tömések minden felszínét inspekcióval és szondával tapintva megvizsgáltuk, az interproximális felszíneket és kontaktpontokat fogselyemmel és Gottlieb szondával ellenőriztük. A szükségtelen besugárzás elkerülése végett röntgenfelvételt csak abban az esetben készítettünk, ha azt a klinikai vizsgálat alapján, vagy a beteg panaszai miatt indokoltnak véltük. Ilyen klinikai jelek voltak a széli résképződés (elsősorban gingiválisan); a tömés mentén, az ép zománc alatt jelentkező szürkés elszíneződés; approximális ételbeékelődés; nagyfokú plakk-képződés approximálisan.

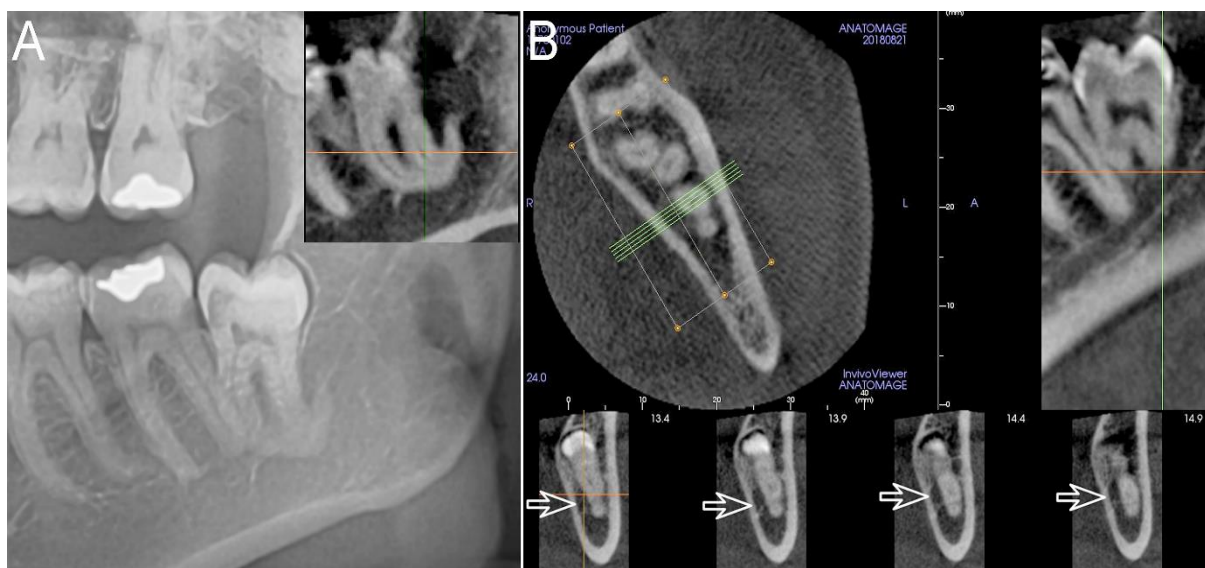
V.7. A koronektómia fogszekciójának fűróhüvellyel történő biztosítása

Ahhoz, hogy vizuálisan és fizikálisan is limitálni tudjuk a preparáció mélységét koronektómia fogszekciói közben, egy fűróhüvelyt terveztünk prototípus gyártási technológiát felhasználva. A fűróhüvely háromdimenziós CAD-modell tervezését az AutoDesk Inventor szoftverrel (San Rafael, CA, USA) végeztük a fűró fizikai méretét alapul véve. A fűróhüvely előállítását Stratasys PolyJet™ J750 (Stratasys Ltd. Eden Prairie, MINN, USA) 3D nyomtatóval történt. A hüvely anyagának egy UV-ra kötő, fotopolimer anyagot választottunk (Stratasys MED670 VeroDent™), melynek nyomtatási rétegvastagsága (ún. „Z” tengely mentén való felbontása) 16 µm volt. Ez az anyag teljesen autokláv kompatibilis. A fűróhüvely rögzülése a fűró szárán súrlódással történt. A fűró típusa vídia fissura (HM21L, Hager & Meisinger GmbH, Neuss, Németo.) volt (20. ábra).



20. ábra: a) A CBCT alapján pontosan ismerjük a fog bukkolingvális dimenzióját. b) A fűró hosszából akkora szakaszt kell szabadon, a hüvelytől „fedetlenül” hagyni, amilyen mély szekciót terveztünk.

Ezen fűröt találtuk az előzmény experimentális vizsgálatunkban (*ismertetése az experimentális fejezetben*) a leghatékonyabbnak. A fűró meghajtását egy 45°-ban szögtört sebészi gyorsító könyökdarabra bíztuk (Ti-Max Z-SG45L, NSK Europe GmbH, Eschborn, Németo.). A prototípus tesztelése és fejlesztése során nagyon fontosnak tartottuk, hogy a hüvely biztosan rögzüljön a fűrön, ne zavarja a hűtőfolyadék áramlását a műtéti területre, és sterilizálható legyen műtétek előtt. Nem utolsósorban a nagy tételben gyárthatóság és a költséghatékonyság is szempont volt. A technika alkalmazhatóságát a következő esettel reprezentáltuk. A koronektómia döntést a canalis mandibulae és a bölcsességfog-gyökér átfedésénél mutatkozó specifikus panorámaröntgen rizikójelek többes jelenléte (*gyökérsötétedési jel a canalis felső kortikális vonalának megszakadásával*), a CBCT-n ábrázolódó hiányzó canalis kortikális és direkt IAN-gyökér kapcsolat, valamint a 180° körüli gyökérgörbület együttesen indokolta.



21. ábra: A koronektómiát megelőző panorámaröntgen-felvétel (a) és CBCT nézetek (b) együttesen segítettek műtét előtt a rizikóhelyzet felismerésében és a koronektómia terápiás döntés meghozatalában. A CBCT koronális szeletein a nyílak a canalist enyhén ellapítva mutatják és csontos elhatárolódás sincs a fog gyökerétől.

Műtét előtt a bölcsességfog bukkolingvális átmérőjét axiális és koronális metszeteken is lemértük (20. a ábra). A fűrónak a könyökdarabra való befogása után, az abból kilógó hosszából (13,5 mm) levontuk a fogszekció optimális mélységét, így megkaptuk a hüvely hosszát (20. b ábra). A fűróhüvely *in vitro* illusztrációja alább látható (22. ábra).



22. ábra: A fűrőhüvely működési elvének illusztrációja extrahált bölcsességfogon.

Statisztikai elemzések

A megfigyelők saját (ún. belső) és egymás közötti megbízhatóságát, egyetértését minden esetben Cohen-féle kappa teszttel végeztük. A vizsgálók ún. belső megbízhatóságát ('intra-observer'), általában bizonyos számú felvétel (~20-30) egy-három hónap utáni újraértékelésével végeztük. Ha a kappa érték kisebb volt mint 0,40, akkor a megbízhatóságot gyengének értékeltük. Ha 0,40 és 0,59 közé esett, akkor megfelelőnek, ha 0,60 és 0,75 között volt akkor jónak, és ha 0,75-nél nagyobb volt, akkor kiválónak értékeltük.

A statisztikai értékeléseknél szinte minden esetben az SPSS szoftver valamely verzióját (17.0-25.0) használtuk (SPSS IBM, Chicago, IL, USA) illetve a CBCT rizikójelek és panorámaröntgen rizikójelek összehasonlításánál a MEDCALC szoftvert (Ostend, Belgium). A szignifikanciaszintet minden esetben 5%-ban ($p < 0,05$) határoztuk meg.

Az izolált és multiplex gyökérsötétedési jel összefüggéseit az IAN-expozíciókkal és a gyökéri behúzódasokkal a Pearson-féle khi-négyzet próbával néztük. Az R-D területek pixelintenzitás különbségeit az IAN- és az LKEF-csoportokban Mann-Whitney U teszt és khi-négyzet teszt segítségével vizsgáltuk, és ROC analízissel határoztuk meg azon kritikus pixelintenzitás-különbség értéket, melynél az IAN-expozícióval járó és az LKEF-val járó kimenetek határozottan szétváltak. A digitális és konvencionális röntgenek összehasonlításánál a változók összefüggéseit az IAN beidegzési zavarral Mann-Whitney próbával és khi-négyzet teszttel vizsgáltuk. Mindkét képalkotó alapján a röntgenjelek szenzitivitását és specificitását is dokumentáltuk. A valószínűségi arányszámok ('likelihood ratio', LR+) és a 95%-os

konfidenciaintervallumok kalkulációjával -véleményünk szerint- igazán szemléletesen lehet bemutatni a képalkotók adta diagnosztikai különbségeket. A többváltozós regresszió alapuló esélyhányadosokat szintén számoltuk. A panorámaröntgen rizikójelek és a CBCT rizikójelek összefüggéseit a terápiás döntésekkel khi-négyzet és Fisher-féle egzakt teszttel néztük és esélyhányadosokat is számoltunk. A bölcsességfogak jelenlétének és impakciós státuszának összefüggéseit, a két töréstípussal, khi-négyzet próbával végeztük. Az életkor és a nem összefüggését a törések típusával Mann-Whitney próbával néztük meg. Az angulustörés tényezőinek esélyhányadosait kiszámoltuk, ezután logisztikus regressziós analízist is futtattunk a két törési kimenetet befolyásoló változók vizsgálatára.

Az USPHS kritériumokon alapuló 7 szempont összehasonlítására kvalitatív analízist végeztünk. A vizsgálati szempontok szerinti eltérések összehasonlítására a négy anyag között Fisher-féle egzakt tesztet alkalmaztunk. Khi-négyzet próbával értékeltük az anyagok, fogtípus és tömésméret hatását a bekövetkező változásokra. A vizsgált kritériumok előfordulási gyakoriságának és a sikertelenség okainak meghatározására leíró statisztikát alkalmaztunk. A restaurációk túlélését a Kaplan-Meier módszerrel adtuk meg.

AZ EXPERIMENTÁLIS VIZSGÁLATOK MÓDSZEREI

Minden experimentális vizsgálatunk helyszíne a Pécsi Tudományegyetem, Klinikai Központ, Fogászati és Szájsebészeti Klinikájának egy betegellátásban és oktatásban részt nem vevő klimatizált helysége volt. A humán kadávercsont beszerzéséhez és felhasználásához rendelkezünk a Regionális Kutatás-Etikai Bizottság engedélyével (7261/PTE). Az állati eredetű csontok beszerzése kereskedelmi forgalomból (hentes, vágóhíd) történt, ahol az állatok leölése sosem a vizsgálat miatt történt. Az extrahált bölcsességfogak megalapozott indikációval kerültek eltávolításra a vizsgálatokat jóval megelőzően, a vizsgálatunktól függetlenül. A fogak eltávolítás utáni tudományos hasznosítására részlegünknek etikai engedélye volt (3026/PTE).

Az in vitro hőmérsékletmérés módjai

a) A hőmérések egy részéhez K-típusú termoelem szondákat használtunk ($\varnothing = 0,5$ mm; Cu/CuNi; TC Direct, Budapest, Mo.) melyeket egy digitális mérő és adatrögzítő egységhez csatlakoztattunk (EL-EnviroPad-TC, Lascar Electronics Ltd., Salisbury, Egyesült Királyság). A mérőegység érzékenysége $0,1/1$ °C volt, a mintavétel frekvenciája pedig 1 mérés/másodperc.

A hőmérő szenzorokat vertikálisan a csontba, sablon segítségével előre fúrt üregekbe helyeztük, konstansan 1 mm távolságra a vizsgálandó csontfúrások kavitásának peremétől. A fémsablon, fixen és csak egy pozícióban volt mindig ráhelyezhető a csont rögzítő „satu” alkatrészre. A hőmérő szenzorok elhelyezését szolgáló 5 mm mély üregek preparálása 0,5 mm átmérőjű rozsdamentes acél fissurafúróval történt, alacsony ($200-300 \text{ min}^{-1}$) fordulaton (203 RF, Hager & Meisinger GmbH, Neuss, Németo.). Az esetlegesen előforduló dehiszcenciák kitöltése a szonda és a szondaüreg között, hővezető pasztával történt (Arctic Silver 5, Scan Computers International Ltd, Bolton, Egyesült Királyság). A hőmérő szondák már műanyaggal izolált részeit, a további biztonság kedvéért vénás szárnyastű gumihüvellyel is körbevtük, átbújtattuk a szondát az üregbe bevezetés előtt ezen (22-G; B. Braun Melsungen AG, Melsungen, Németo.). A 2 cm hosszú gumihüvelyeket a csontfelszínhez fogászati bond anyaggal rögzítettük bárminemű hűtőfolyadék szivárgás megelőzése céljából (OptiBond Solo Plus, Kerr Corp., Orange, USA).

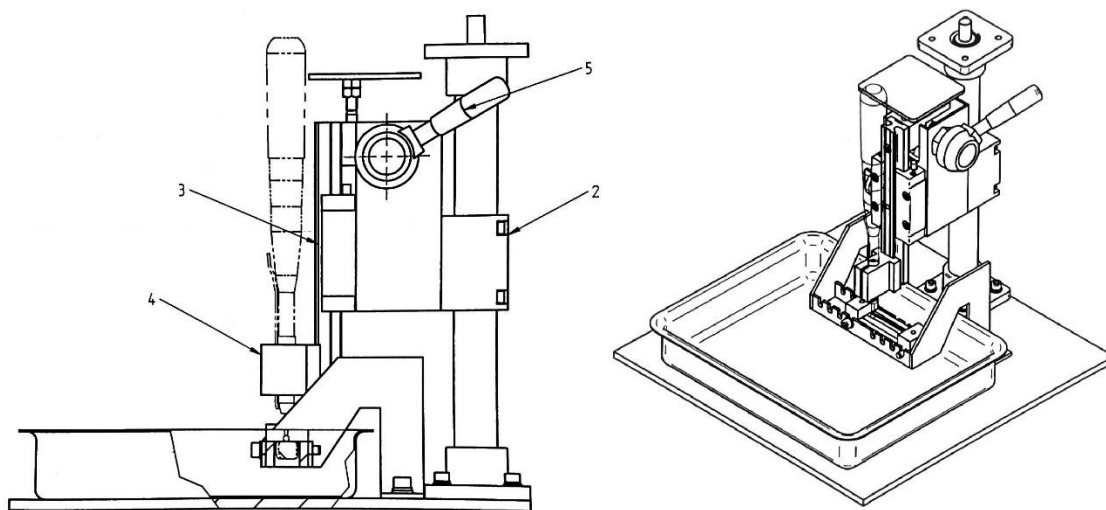
b) A sertésmandibulán történő hőmérések és a fogszekció mérései a fentiektől némileg eltérően zajlottak. A canalis mandibulae-ba vezettünk egy 0,5 mm átmérőjű szemirigid T típusú termoelem szenzort (No. 406-554, TC-Direct Kft., Bp., Mo.) amit ezúttal is egy termométerhez csatlakoztattunk (TESTO 845, Testo Magyarország Kft., Bp., Mo.). A rögzítőegység érzékenysége $0,1/1 \text{ }^{\circ}\text{C}$ volt, a mintavételi frekvencia 1 mérés másodpercenként. Az eszköz egyben egy infravörös (IR) optikai mérőegységgel is rendelkezett. Az IR termométer egység képes volt mindössze egy 1 mm^2 területet mérni (optikai felbontása 75:1 volt). Az IR egység pontossága hasonló volt a szondáéhoz, de a mintavételi frekvencia 10 mérés volt másodpercenként. Ezen termométert egy laptop-hoz (Sony VAIO SVS1312R9EB, Sony Europe Limited, Weybridge, Egyesült Királyság) csatlakoztattuk, ami az adatrögzítést, grafikonkészítést és a mérő vezérlését is végezte a neki megfelelő szoftver segítségével (Testo Comfort Software V. 4.3.0.846; Testo SE & Co. KGaA, Lenzkirchen, Németo.). A koronektómia fogszekciók méréseinél, ugyanezen hőmérséklet-regisztráló egységet használtuk, az optikai egység nélkül.

Mind a két hőmérési mód később, a kísérleteknél illusztrálásra kerül.

A fúrások standardizálása az egyedileg tervezett és készített „fúrótoronnyal”

A vizsgálatok előtt a PTE Műszaki és Informatikai Kar, Gépészmérnök Tanszék segítségével (Prof. dr. Orbán Ferenc) együttműködve terveztünk és építettünk egy vizsgálataink igényeinek

megfelelő „fűrótornyot” (23. ábra). A gép megnevezésére és leírására ezt az elnevezést találtam a legalkalmasabbnak.



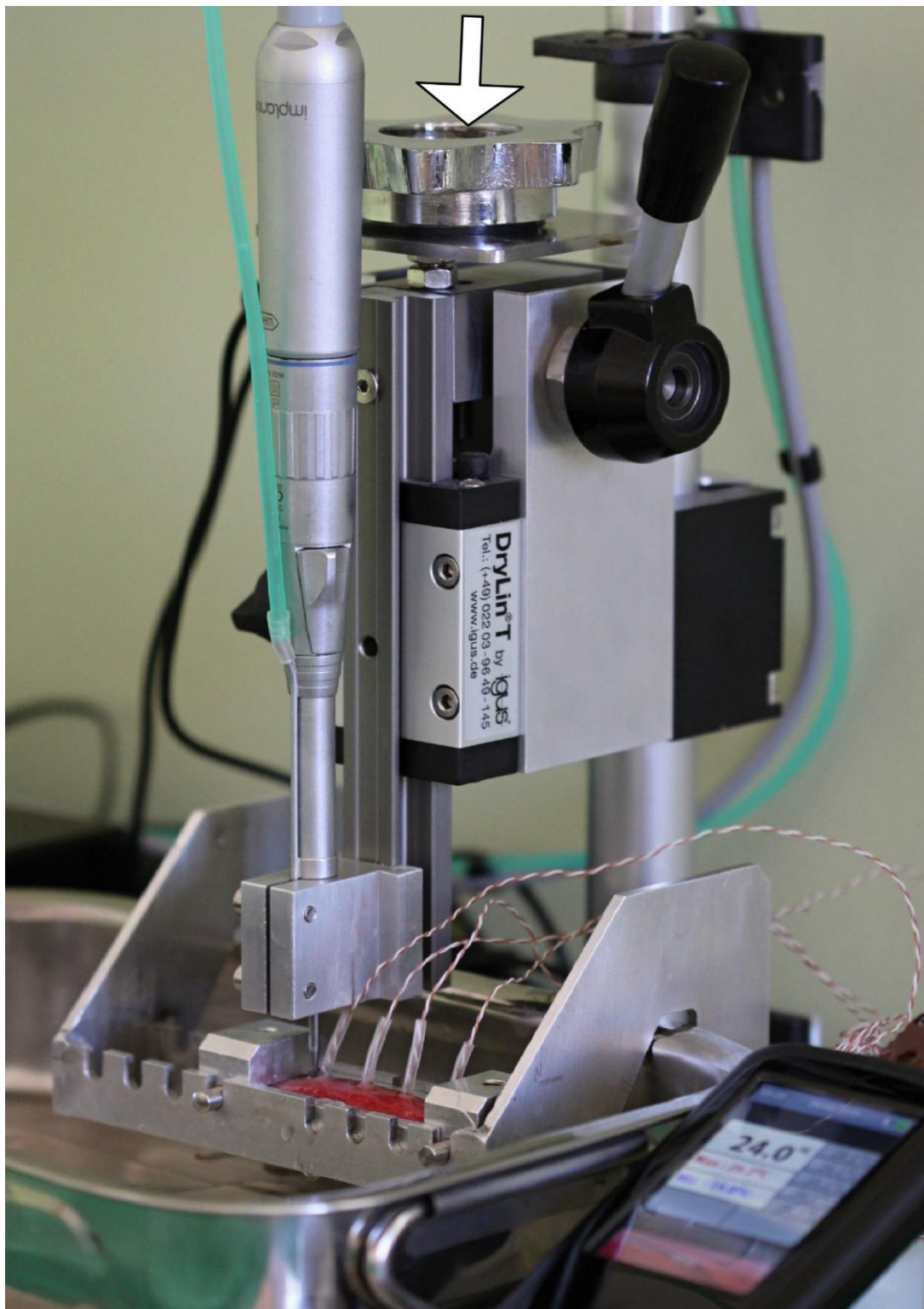
23. ábra: A kísérleti céljainkra tervezett fűrótorny műszaki rajza.

A fűrótorny, a benne rögzített sebészi egyenesdarab (SL-11, W&H, Bürmoos, Ausztria) révén képes volt a csatlakoztatott fiziodiszipenzer (Implantmed SI-915, W&H, Bürmoos, Ausztria) által adott paramétereket biztosítani, úgy, mint a beállított fordulatszámot és a hűtőfolyadék áramlási mennyiségét (24. ábra).



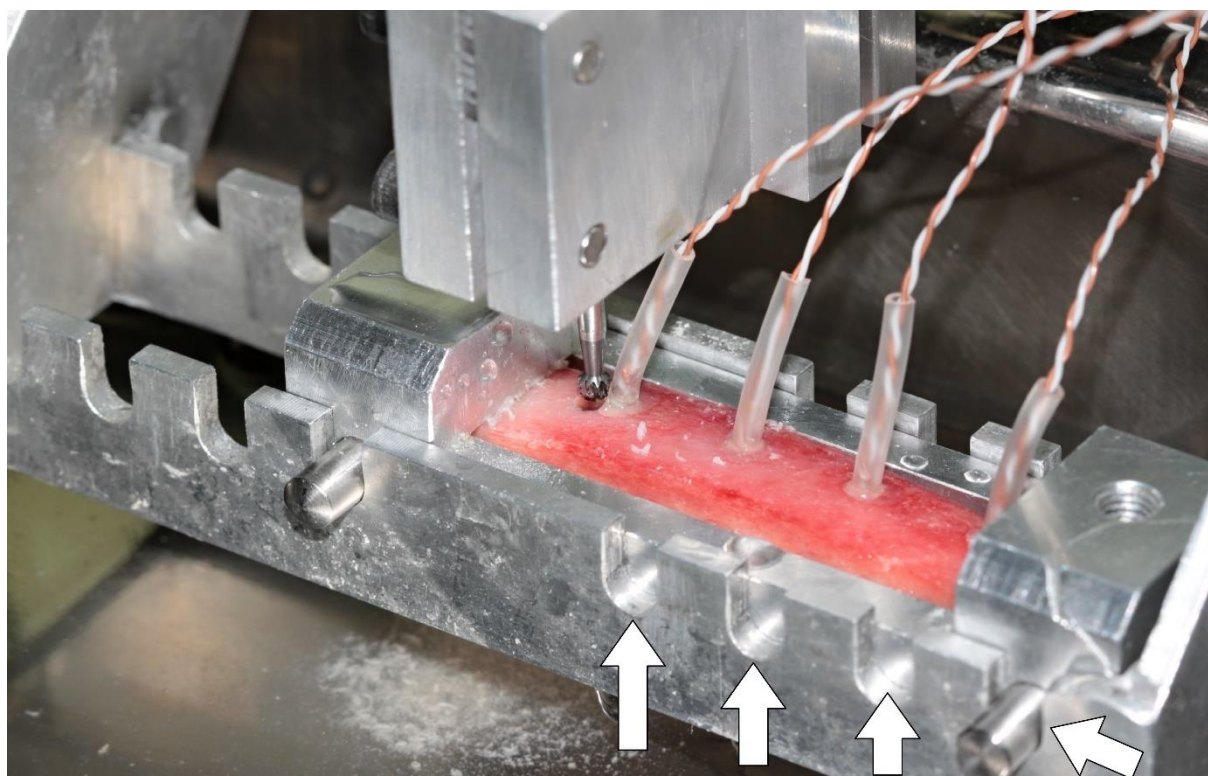
24. ábra: A fűrótorny együttműködése a sebészi fiziodiszipenzerrel, egyenesdarabbal, időmérő egységgel és hőmérő egységgel.

A fúrótorony egyenesdarabot tartó mozgó alkatrésze révén képes volt az előre beállított fúrási mélységet és az axiális nyomást (ráhelyezett súlyokkal) konstans értéken tartani (25. ábra).



25. ábra: A fúrótorony axiálisan mozgó alkatrészének lapjára helyezett súlyokkal tudtuk a fúrás axiális nyomásértékeit beállítani (nyíl).

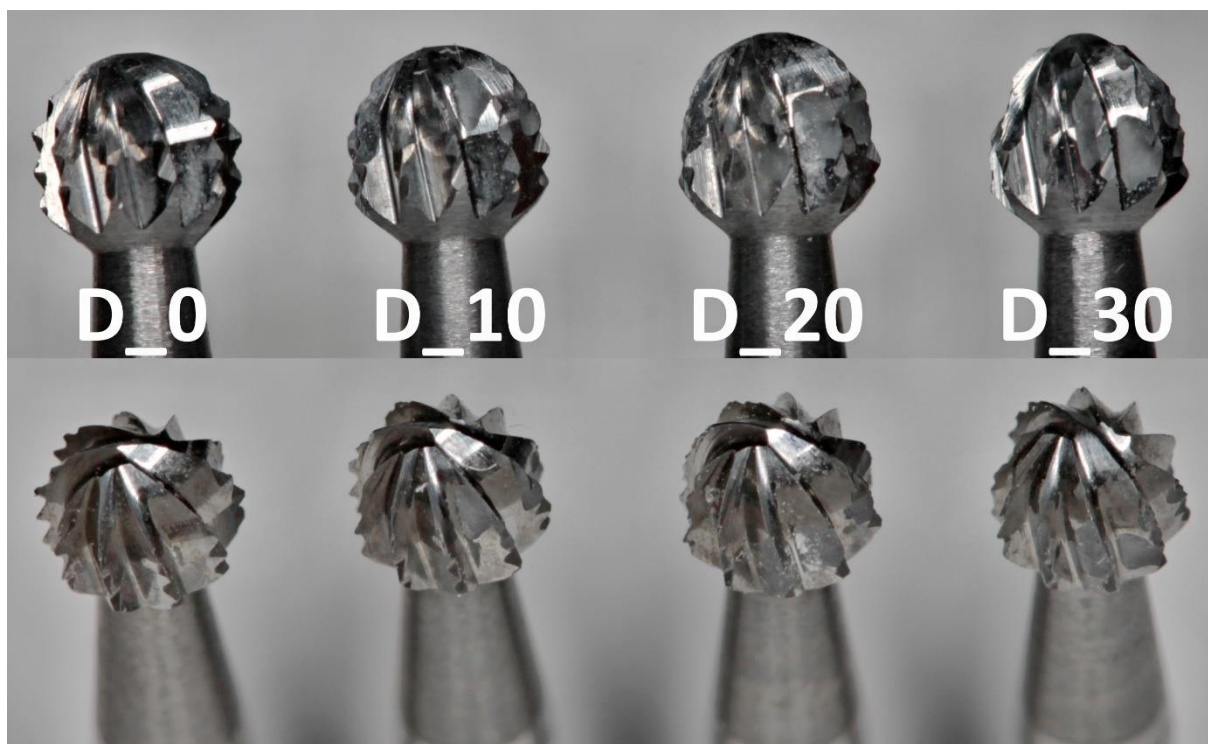
A mozgó alkatrész egy sínen fel-le mozdulva, a csontfelszínre mindig merőleges fúrást biztosított. Az apparátus automata módon volt képes a fúrások indításától a fúrási mélység eléréséig (mágneses indukciós kapcsolókkal) az eltelt idő mérésére, századmásodperces pontossággal. A csontokat és egyéb csontszimulációs anyagokat egy téglalap alakú „satu” rögzítette elmozdulás lehetőségét kizárva és a satu összesen négy pozícióban volt aztán rögzíthető a fúrótoronyban. Ezen négy pozícióban történtek a vizsgálandó fúrások (26. ábra).



26. ábra: A csont rögzítő satu a szorosan rögzített sertésbordával a fúrótoronyban. Négy pozícióban volt behelyezhető, a négy fúrás vizsgálatához.

V.8.a. A vídia gömbfúrók kopottságának vizsgálata az intraosszeális hőhatásokra és a preparációs időkre

Vizsgálatunk alanya az általunk egyik leggyakrabban használt sebészi vídia gömbfúró volt (HM141 A, Hager & Meisinger GmbH, Németo.). A fúrók átmérője 3,1 mm volt. A fúrókat kopottságuknak megfelelően négy csoportra osztottuk, aszerint, hány koronektómiát végeztünk el velük korábban extrahált moláris fogakon. D_0 = az új, még nem használt fúró; D_10 = fúrók 10 koronektómia után; D_20 = fúrók 20 koronektómia után és D_30 = fúrók harminc koronektómia után (27. ábra).



27. ábra: A vizsgálatban használt sebészeti viddia gömbfűrők újként (D_0) és a koptatások után két nézőpontból makrofotózva, amit adott számú humán molárisfogon elvégzett koronektómiával értünk el. D_10= 10 koronektómia után, D_20= 20 koronektómia után, D_30= 30 koronektómia után.

Tizennyolc sertésborda darabot használtunk a fúrásokhoz, válogatásnál arra figyeltünk, hogy a kortikális vastagsága (sublerrel mérve) átlagban 2,1-2,3 mm legyen, mely a bölcsességfog körüli mandibulaterület kortikális állományának megfeleltethető. A csontokat egy 8 hónapos kan sertésből nyertük (~120 kg). A csontokat 50 mm hosszú szekciókban -10 °C-on, fiziológiás sóoldatban tároltuk. Kísérletek előtt, a mélyhűtőből kivéve elegendő időt hagytunk a sóoldatban, hogy a kiindulási szobahőmérsékletet a csont felvegye. Minden csontfúrást ugyanazon 24 °C-ra temperált helységben végeztünk. A fűrők mindegyike (D_0, D_10, D_20, és D_30) 12 kavitást preparált, 60 ml/perc hűtőfolyadék áramlási mennyiséggel, 8000 min⁻¹ fordulatszámmal és 6 N (=600 g) axiális nyomóerővel, azaz összesen 48 kavitást preparáltunk. Mindegyik 5 cm hosszú csontdarabba négy fúrást tudtunk végezni, így mindegyik fűrőnk fúrhatott minden csontban. Ezután két további D_30 fűrő fűrt további 24 csontkavitást, nagyobb axiális nyomáson (25 N= 2500 g), amivel el tudtuk érni, hogy a leghasználtabb fűrő is az új fűrőnek megfelelő idő alatt végezzen (kb. 3 másodperc). A 24-ből 12 kavitásnál az előbb említett maximális hűtést, 12-nél pedig a harmadára redukált mennyiségű hűtést (20 ml/perc) alkalmaztunk.

V.8.b. A dento-alveoláris csontpreparációs vizsgálatok általánosan elfogadott, in vitro csontszimulációs modelleinek összehasonlítása

Az előző fejezetben részletezett vídia gömbfúró további vizsgálatait végeztük. A fúrási paramétereket nem változtattuk (8000 min^{-1} , 6 N axiális nyomás, 60 ml/perc irrigáció fiziológiás sóoldattal). A fúrótorony beállításai és a hőmérséklet mérése szintén a fejezet elején ismertetett adatokkal és módon történt. Minden csont és csontszimulációs anyagtípusba 24 fúrást végeztünk. Ez, tekintettel a 9 csoportra, összesen 216 fúrást eredményezett.

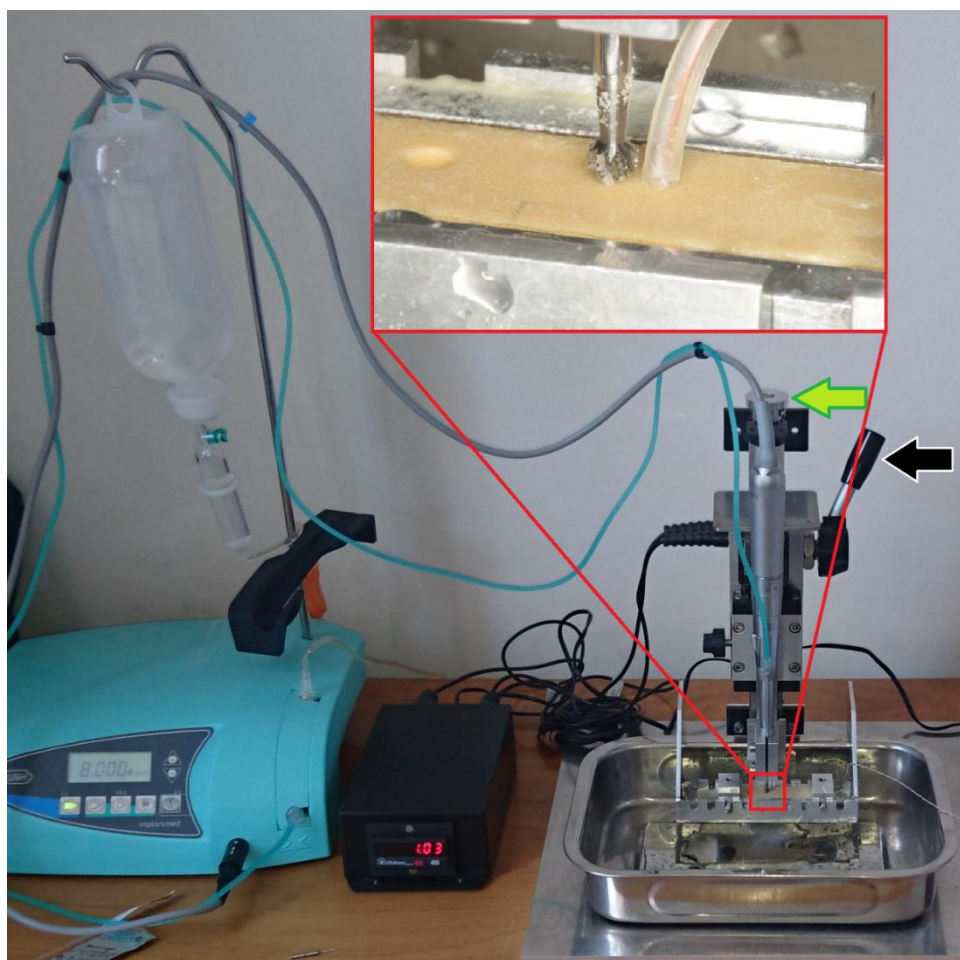
A fúrókat tizenkét fúrás után új fúróra cseréltük, a fúrókopás hatásának kizárása érdekében. A következő experimentális csoportokat vizsgáltuk: **1)** friss sertésborda; **2)** friss marhaborda; **3)** 20 PCF sűrűségű poliuretán (PU) blokk, 3mm vastag 50 PCF denzitású „kortikális” réteggel; **4)** 20 PCF sűrűségű PU blokk, kortikális nélkül; **5)** 30 PCF sűrűségű PU, 2 mm vastag 40 PCF denzitású „kortikális” borítással; **6)** 30 PCF denzitású PU blokk, 1 mm vastag 40 PCF-es „kortikális” réteggel; **7)** 30 PCF PU blokk kortikális nélkül; **8)** kereskedelmi forgalomban kapható polimetil-metakrilát (PMMA) blokk (Acrycast, Acrylux Ltd., Tiverton, Devon, Egyesült Királyság) és **8)** friss, humán kadáver bordacsont. A poliuretán blokkok orvosi célú mechanikai tesztekre hitelesített anyagok, amiket két gyártótól szereztünk be: 20 PCF blokk (No. 1522-440, Sawbones Europe AB, Malmö, Svédország); 30 PCF blokkok (30PCF-CP2 és 30PCF-CP1, Nacional Ossos, Sao Paolo, Brazília). A PU blokkok sűrűségét PCF-ben használjuk leginkább, a nemzetközi szakirodalmat követve. A PCF, azaz font/köbláb, átváltható természetesen g/cm^3 értékekre is; $1 \text{ PCF} = 0,01601846 \text{ g/cm}^3$. A PU blokkokat az „American Society for Testing and Materials” hitelesítette összehasonlító mechanikai tesztek céljából (ASTM F-1839-08)[294]. A sertésbordák kortikális vastagságát digitális tolómérővel 2,2 mm-nek mértük ($\pm 0,09 \text{ mm}$), a marhabordák kortikális vastagsága 2,3 mm ($\pm 0,13 \text{ mm}$) volt. A humán bordáknál a kortikális vastagsága 1,9 mm ($\pm 0,15 \text{ mm}$) volt. Minden bordadarabon minimum két mérést végeztünk.



28. ábra: A bordák kortikálisának mérései digitális tolómérővel. Balra marhaborda, jobbra sertésborda.

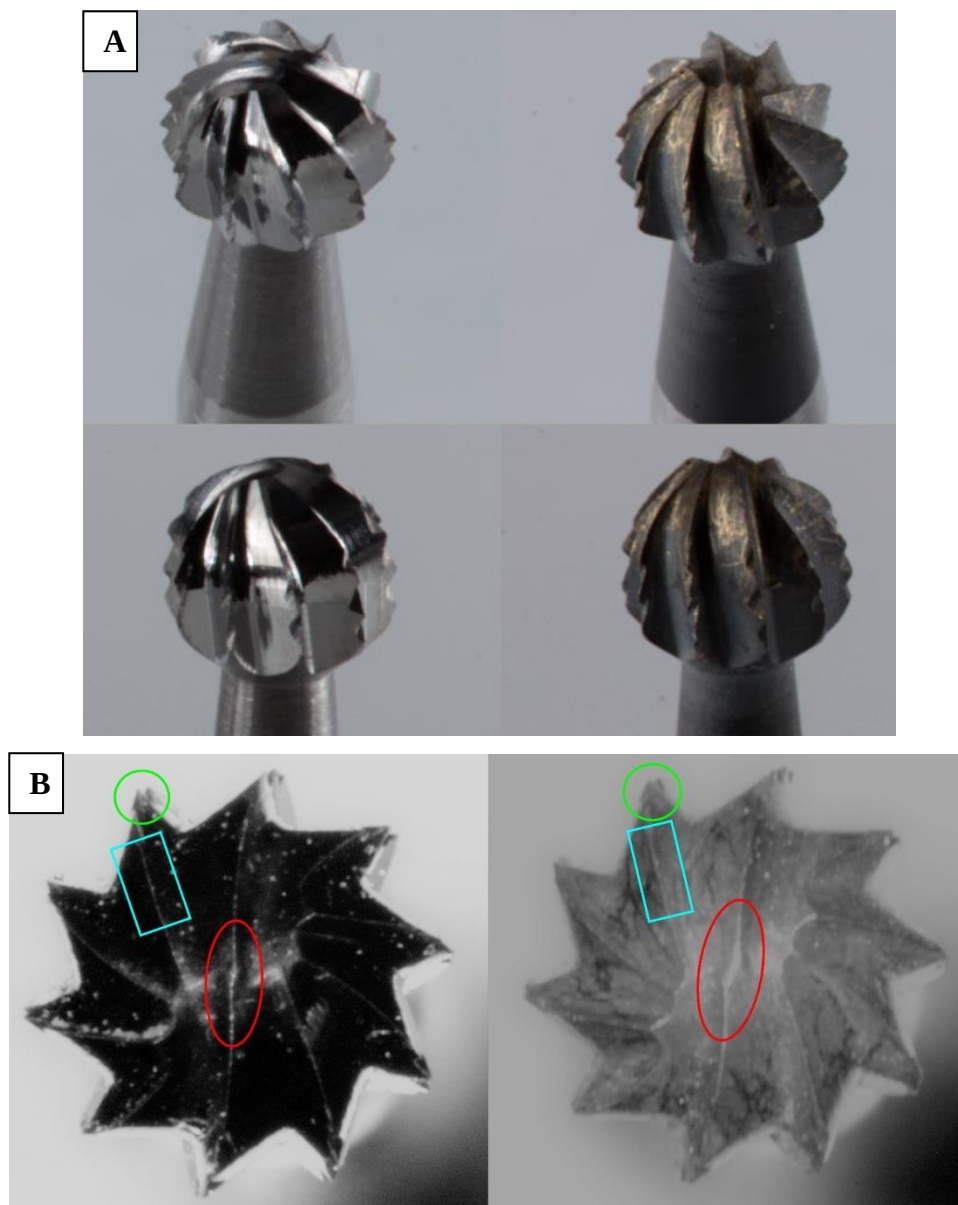
V.8.c. A legoptimálisabb intraosseális hőhatással és preparációs idővel járó fúrási paraméterek meghatározása

Az előzőekben vizsgált fúróinkat vizsgáltuk tovább. Fúrási paraméterekben ezúttal viszont több fordulatszámot (4000, 8000, 16000 és 40000 min^{-1}) és axiális nyomásértéket is vizsgáltunk (3N, 10N, és 25N). A két fúrási paraméter együttesen tizenkét experimentális csoportot alkotott. Ezek a következők voltak: 3N-4000 min^{-1} , 3N-8000 min^{-1} , 3N-16000 min^{-1} , 3N-40000 min^{-1} , 10N-4000 min^{-1} , 10N-8000 min^{-1} , 10N-16000 min^{-1} , 10N-40000 min^{-1} , 25N-4000 min^{-1} , 25N-8000 min^{-1} , 25N-16000 min^{-1} , 25N-40000 min^{-1} . A fúrási mélység ezúttal is 5 mm volt. A hűtőfolyadék mennyiségét a maximális értéken tartottuk (~60 ml/perc) az egész vizsgálat alatt.



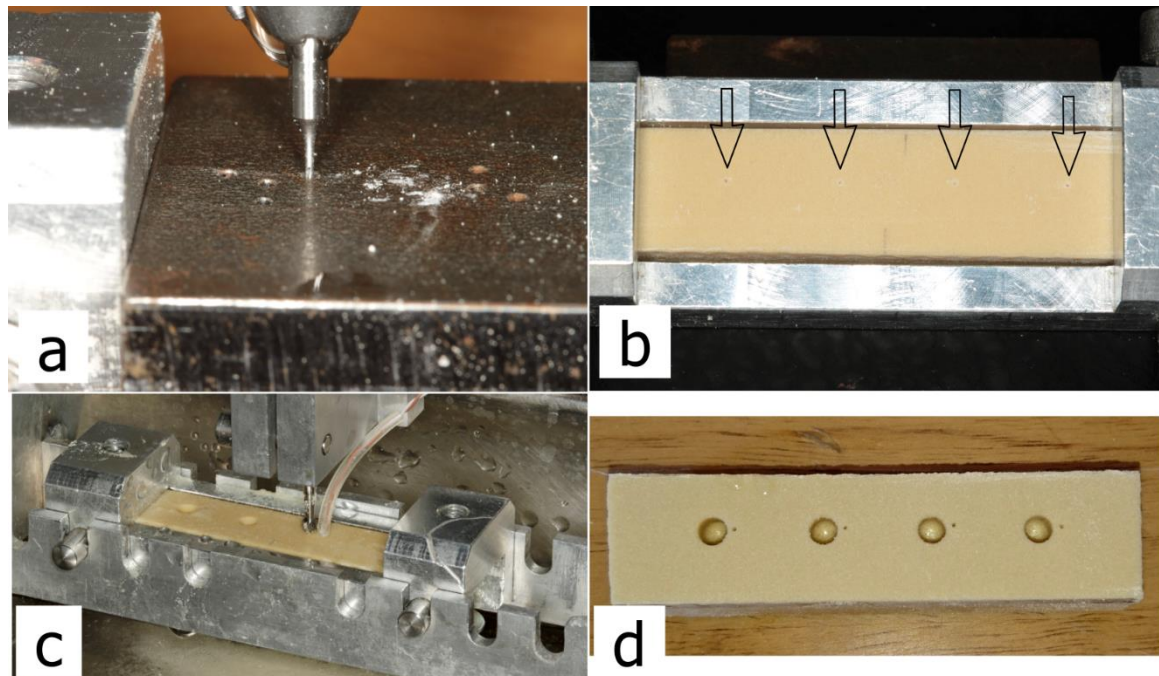
29. ábra: A vizsgálat során a „fúrótorony” egy sebészi fiziodiszenzerhez csatlakozott a sebészi egyenesdarab révén. Miután az egyenesdarabot rögzítő egység magasságát a csontfelszínnel kontaktba hoztuk a zöld nyíllal jelzett csavarral, a fekete karral (fekete nyíl) indítottuk a fúrást. Amint a kívánt, előre beállított 5 mm fúrási mélységet elértük, a fúrási és az idő számítása is megállt. A hőmérsékletet a termoelem hőszondák mérték, melyek a mérő-rögzítő egységhez csatlakoztak. A hőszondák gumihüvellyel is izolálva voltak (nagyított kép) hogy kizárjuk a hűtőfolyadék zavaró hatását.

A fúrások során, mind a négy fordulatszámmal és mind a három axiális nyomásértékkel 8 kavitást preparáltunk ($4 \times 3 \times 8 =$), összesen 96-ot. Ezután ugyanezen fúrásokat elvégeztük kopott fúrókkal is. A kopott fúrókat a sebészi beavatkozások fúrói közül választottuk, előzetes jelölésekkel biztosítva, hogy 50 műtétben és 51 sterilizációs ciklusban vegyenek pont részt. Ezen fúrók makroszkopikus megjelenését makrofotókkal és operációs mikroszkóppal is dokumentáltuk (30. ábra).



30. ábra: a) Két, a vizsgálat ezen etapjában használt sebészi vídia gömbfúró látható. Balra: az új még sosem használt fúró, jobbra: a használt, 50 műtétben bevetett fúró. b) A kopottság megítéléséhez operációs mikroszkóppal (~30 x nagyítással) is megnéztük. Balra az új, jobbra a használt fúró. A kopott fúró szembetűnő, hogy a vágóélek sokkal inkább felszínként, mint vékony vonalszerű élként jelennek meg (lásd, ellipszis és téglalap kiemeléseknél). A vágóél kereszt-bevágásánál a csúcsok lekerekítettek a használt fúrónál (lásd, kör kiemelések).

Az új fúrók összesen 8 kavitást preparáltak, mert utána újra cseréltük őket. A fúrásokat az előző vizsgálat alapján, a humán csontszövetet legpontosabban helyettesíteni képes PU-ban végeztük (20 PCF PU blokk 3 mm 50 PCF kortikálissal) (31. ábra). A hőmérséklet-mérés módja a fejezet elején ismertetésre került (55. old. a) pontja).



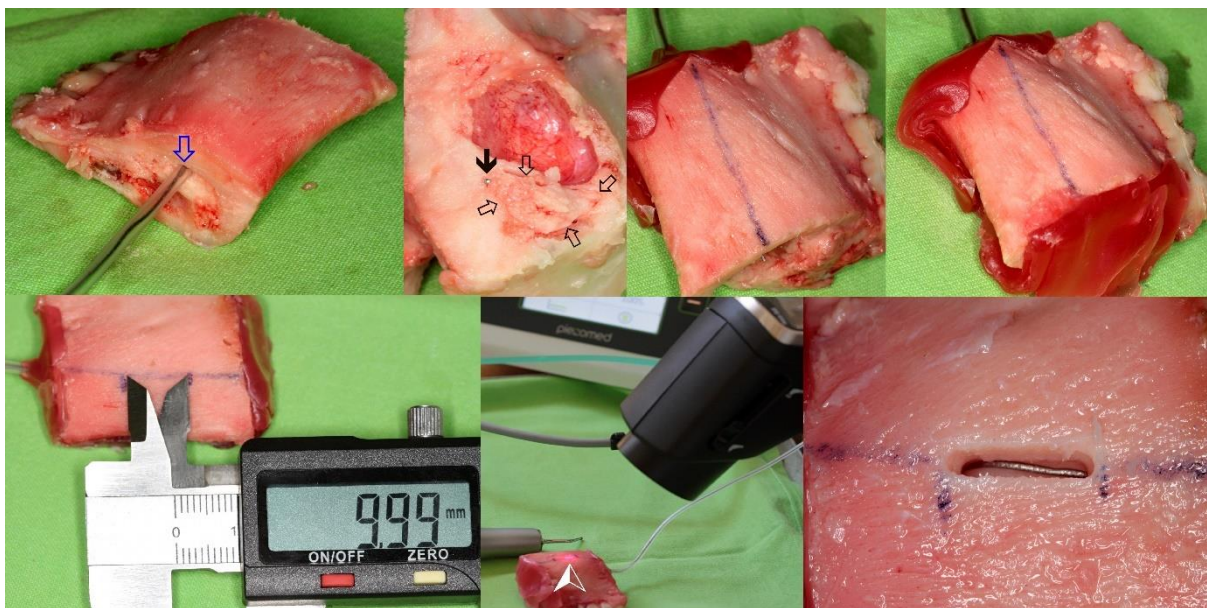
31. ábra: a) A fém fúrósablonon keresztül készül a hőszondák standard átmérőjű, elhelyezésű és mélységű furata. b) A csontbefogó saturál éppen eltávolított sablon után jól látszanak a szondák furatai a poliuretán blokkban (fekete nyilak). c) A csontot rögzítő satu a fúrótoronyban, a neki pontosan determinált négy helyzetének egyikében. d) A fúrótorony gondos tervezésének és készítésének köszönhetően, a vizsgált fúrások elvégzése után látható, hogy a hőmérő szondák mindig standard távolságban helyezkedtek a tesztelt kavitások peremétől.

V.9. A canalis mandibulae-t közelítő és azt fenesztráló csontelvételek vizsgálata

Vizsgálatunkban sertésmandibulán vizsgáldtunk. Az állkapcsok kiválasztásánál szempont volt, hogy azonos korú állatokból származzanak. Összesen 10 mandibula-felet négy nagyjából egyenlő hosszú szegmentre fűrészeltünk így összesen 38 db 2,5-3 cm hosszú csontszegmentet kaptunk. A vizsgált csontpreparációkat ezen szegmentek bukkális felszínén végeztük, mindig egy 1 cm hosszú szakaszon úgy, hogy a preparáció egyre mélyebbre („bukkálról lingvára”) hatoltak. A preparációt akkor fejeztük be, amikor a hőmérésre szolgáló és a canalis mandibulae-be vezetett szondát ezen az 1 cm-es szakaszon teljesen láthatóvá tettük (32. ábra).

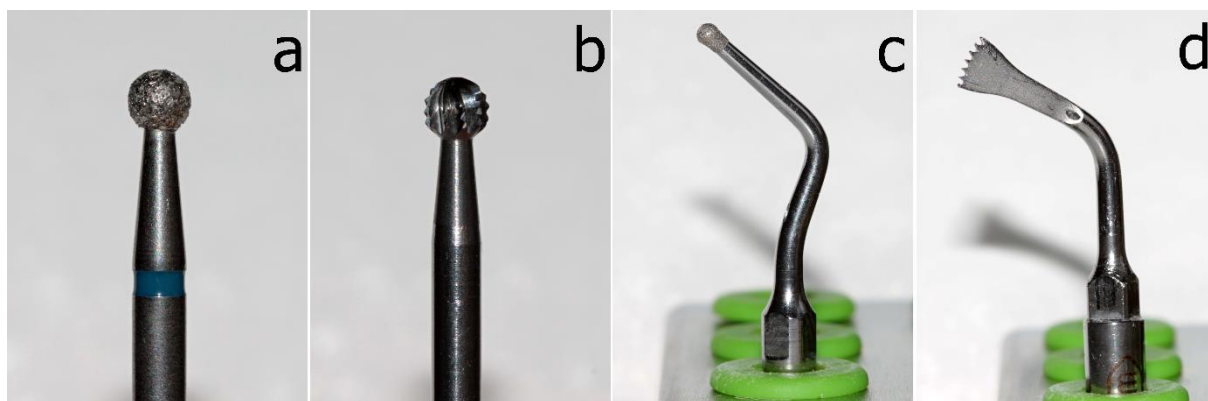


32. ábra: A vizsgálati munkaállomás. Balra a fiziodiszipenzer, mellette a piezoelektromos egység, tőle jobbra a hőmérő optikai egysége és a kép szélén jobbra a rögzítésért és irányításért felelős laptop.



33. ábra: Balról jobbra és fentről lefelé haladva: 1) A sertésmandibula-szegment canalis mandibulae-ba vezetett hőmérő szondával, izolálva gumihüvellyel. 2) A szonda a csatorna bukkális falához közel az IAN felszínén (tömött fekete nyíl). 3) A szonda lefutása berajzolva a csont bukkális felszínén. 4) A csontszegment mindkét vége lezárva két réteg rózsaviasszal. 5) Az egy centiméter hosszú szakasz kijelölése a szonda felett. 6) Az infravörös hőmérő mérési helyének beállítása a piros segédfényen. 7) A csontpreparáció akkor befejezett, amikor egy centiméter hosszon láttuk a szonda fémszálát.

A csont preparálását több forgó és piezosebészeti eszközzel is elvégeztük (34. ábra): **1)** gyémánt gömbfúró 2,7 mm átmérővel (**DD**)(801 közepes szemcseméret, Hager & Meisinger GmbH, Neuss, Németo.); **2)** vídia gömbfúró 2,7 mm átmérővel (**TCD**)(HM 141 A, Hager & Meisinger GmbH, Neuss, Németo.), **3)** 1,9 x 2,5 mm méretű gyémánt bevonatú gömb „piezo-fej” (**PT_D**)(W&H S2 végződés és W&H Piezomed készülék, W&H, Bürmoos, Ausztria); **4)** „piezo-fűrész” (**PT_S**)(W&H B1 végződés W&H Piezomed készülékkel, W&H, Bürmoos, Ausztria) **5)** az ún. kombinált „fúró-piezo” preparálások (**TCD+PT_D_7°C** és **TCD+PT_S_7°C**). Az utolsó esetekben a felszínes csontelvétel kb. háromnegyedét **TCD** fúróval végeztük, majd az utolsó mélyen lévő, canalist közvetlen fedő „negyedét” **PT_D** vagy **PT_S** végződésekkel.



34. ábra: A vizsgálatban tesztelt fúrók és sebészeti piezoelektromos végződések: a) gyémánt gömb (**DD**); b) vídia gömb (**TCD**); c) gyémánt gömb „piezo-vég” (**PT_D**); d) „piezo-fűrész” (**PT_S**).

A kombinált (**TCD+PT_D_7°C** és **TCD+PT_S_7°C** jelű) csontelvételeknél hűtött, $\sim 7^\circ\text{C}$ -os fiziológias sóoldat irrigációt használtunk. Ezen hőmérséklet egy átlagos hűtőszekrényben is előállítható, ezért ezt vizsgáltuk. A „piezo-preparálások” során a fej típusához a gyártó által ajánlott legmagasabb energiát használtuk és a maximális, ~ 75 ml/perc mennyiségű hűtőfolyadékot. A piezoelektromos preparálások során könnyed, ecsetelő mozdulatokkal preparáltunk szakirodalmi ajánlásoknak és saját tapasztalatainknak megfelelően, <4 N alatti (<400 g) axiális nyomással [87, 419]. A fúrásokhoz sebészeti fiziodiszipenzert használtunk (W&H Implantmed SI-925, Bürmoos, Ausztria) és sebészeti egyenesdarabot (W&H S11L, Bürmoos, Ausztria). A canalis-közeli preparációkhoz 6000 min^{-1} fordulatszámot és kb. 6 N axiális nyomást használtunk, míg a hűtést a lehető maximumán tartottuk (60 ml/perc). A mandibula-szegmenteket és a csontelvétel módját randomizáltuk, hogy minden preparálási mód „dolgozzon” minden típusú (anterior, anterior-középső, középső-disztális és disztális)

hemimandibula-szegmentben, ezzel kiegyensúlyozva a kortikális vastagságnak esetleges változásait. A kombinált csontelvételi mód hűtött irrigációját leszámítva, minden preparáció szobahőmérsékletű irrigációt kapott ($\sim 24,0 \pm 0,5$ °C). Minden csontelvételt az értekezés szerzője végzett. A preparációkhoz szükséges időtartamokat regisztráltuk, pontosabban a hőrögzítés-grafikon időtengelyéről leolvastuk. A canalis mandibulae-ban és csontfelszínen is történtek hőmérsékletmérések, amit a fejezet elején kifejtettem. Miután a szondát elhelyeztük a canalis bukkális felszínén, a csatornából kint lévő szondaszakaszt szárnyastű gumicsövecskéjével burkoltuk. A csontszegmentek meziális és disztális végeit két réteg dentális rózsaviasszal hermetikusan zártuk. Ezen óvintézkedések után a szondák csak és kizárólag az IAN felszínén rögzítettek hőmérsékletváltozást. Sok esetben a szonda ellenőrzését még CBCT felvétellel is ellenőriztük, hogy a vizuális megítéléssel behelyezéseinket kontrolláljuk. A CBCT gép és felvételkészítés módja a klinikai fejezet CBCT képalkotás részében leírtakkal megegyező volt.

V.10. A koronektómia fogszekciók vizsgálata

A koronektómia fogszekcióit száz db, ép, eltávolítás közben nem preparált eltávolított moláris fogon vizsgáltuk. A fogakat öt csoportba osztottuk random módon, minden csoportba 20 db fogat. Az első csoport fogainál a koronektómiát sebészi egyenesdarabbal (SGS-ES, NSK Europe GmbH, Eschborn, Németo.) és sebészi vídia torpedó fúróval [**TcT**= az angol *tungsten carbide torpedo* szavakból] (HM 161, Hager & Meisinger, Neuss, Németo.) végeztük. A második csoportban a szekciókat ugyanazon egyenesdarabbal de ezúttal vídia gömbfúróval végeztük [**TcR**= az angol *tungsten carbide round* szavakból] (HM 141A, Hager & Meisinger, Neuss, Németo.). A harmadik csoport fogait egy 45°-ban szögtört gyorsító sebészi könyökdarabbal (Ti-Max Z-SG45L, NSK Europe GmbH, Eschborn, Németo.) és benne egy vídia fissurafúróval végeztük [**TcF**= az angol *tungsten carbide fissure* szavakból] (HM 21L, Hager & Meisinger, Neuss, Németo.). Ezen külső hűtéses gyorsító könyökdarab 1:3-hoz áttétellel dolgozott, tehát a 40000 min^{-1} fiziodiszipenzer kihajtásból 120000 min^{-1} fúrófordulatot eredményezett (SurgicPro⁺, NSK Europe GmbH, Eschborn, Németo.). A negyedik csoportban ugyanezen gyorsító könyökdarabba egy gyémánt bevonatú „spirál bevágású” torpedó fúrot (ún. **diamond-like carbon torpedo** (CARBOCER[®]= extrém igénybevételhez) használtunk [**DT**] (879 “Black Cobra”, Hager & Meisinger, Neuss, Németo.). Az ötödik csoportban a piezoelektromos preparációt teszteltük a fogakon. A „piezo” csoportban egy H-SG1 kódnevű sebészi

fűrészvégződést használtunk [**PT= piezoelectric tip angol szavakból**] egy fényes piezosebészeti kézidarabban (VarioSurg Optic kézidarab és VarioSurg3 piezokészülék (NSK Europe GmbH, Eschborn, Németo.)). A 35. ábra szemlélteti a vizsgált kézidarabokat, fúrókat és „piezo-fejet”, és az 5. táblázat összegzi a jellemzőiket.



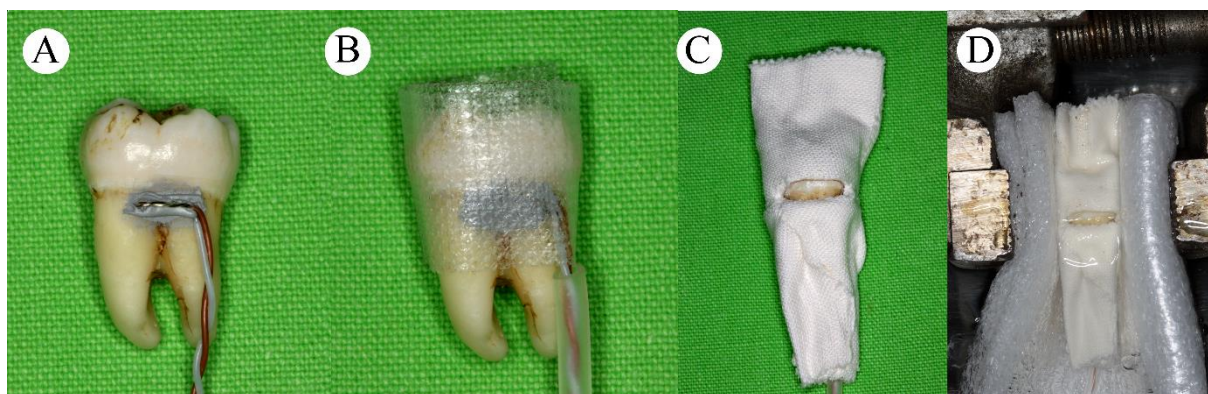
35. ábra: A kísérletben használt kézidarabok, fúrók és végződések. Kézidarabok: piezoelektromos kézidarab fent, középen a sebészi szögtört gyorsító, alul a sebészi egyenesdarab. A végződések: fent a „piezo-fűrész” (PT), alatta a gyémánt spirál torpedó (DT), alatta a vídia fissura (TcF), alatta a vídia gömb (TcR), legalul a vídia torpedó (TcT).

5. táblázat: A fúrók és a „piezo-végződés” ismertetése.

A fúró ill. piezo-vég gyári elnevezése	Gyártó	A preparáló eszköz alakja	Anyag	Befogás	Fúró, piezo-vég méretei (hossz x átmérő/ vastagság)	Gyártó ajánlása (max. fordulatszám ill. energia)	Az alkalmazott ford. és energ. a vizsgálatunkban	A vizsgálatban használt megnevezés
HM 161	Hager & Meisinger, Neuss, Németo.	torpedó	vidia	HP (104)	12 x 1,8 mm	< 10 000 min ⁻¹	10 000 min ⁻¹	TcT
HM 141A	Hager & Meisinger, Neuss, Németo.	gömb	vidia	HP (104)	Ø: 3,1 mm	< 40 000 min ⁻¹	40 000 min ⁻¹	TcR
HM 21L	Hager & Meisinger, Neuss, Németo.	cillindrikus (fissura)	vidia	FG (316)	6,3 x 1,2 mm	< 160 000 min ⁻¹	120 000 min ⁻¹	TcF
B 879 "Black Cobra"	Hager & Meisinger, Neuss, Németo.	kónikus torpedó spirál barázdákkal	gyémánt-karbid	FG (314)	10 x 1,8 mm	< 250 000 min ⁻¹	120 000 min ⁻¹	DT
H-SG1	NSK Europe GmbH, Eschborn, Németo.	fűrész, 5 foggal	titánium-nitrid (TiN) bevonat	'Piezo'	3,8 x 0,6 mm	150%	150%	PT

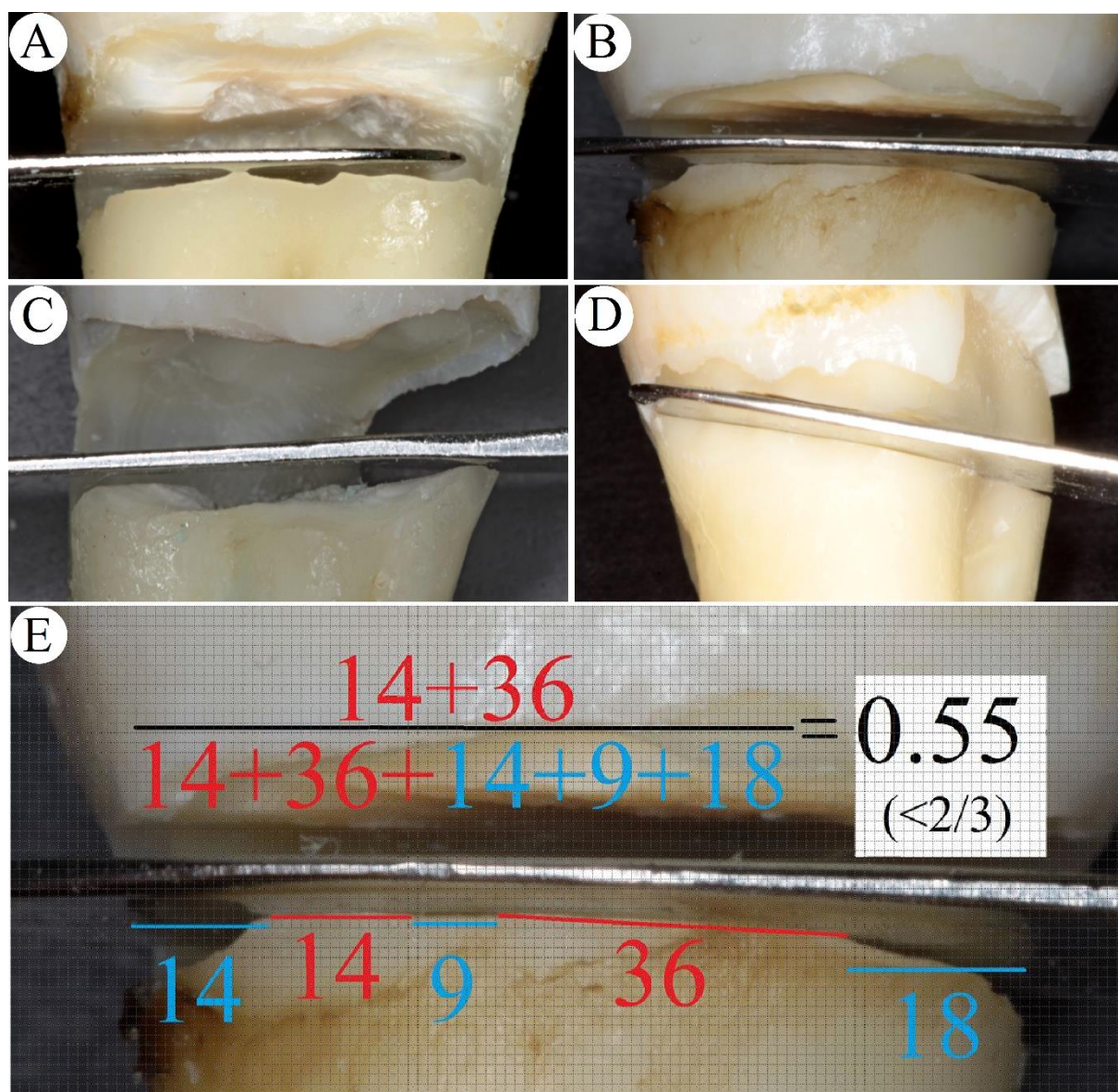
Rövidítések: HP, könyökdarab; FG, turbina/gyorsító

Minden fogat horizontálisan szekcionáltunk a zománc-cement vonaltól (ZC) 1 mm-el apikálisabban. A szekciók mélységét úgy igyekeztünk beállítani, hogy a fogak bukkolingvális dimenziójának 85-90%-át vágjuk át és épen hagyjunk egy kb. 0,5-1 mm vékony lingvális foganyagot, ahogy azt a klinikumban is optimálisnak tartjuk (lásd *Eredmények fejezet, 73. ábra*) másrészt így a hőregisztráló szondák épsége is biztosított lehetett. A fogak lingvális felszínére 0,5 mm átmérőjű K típusú termoelem szondát rögzítettünk a ZC vonalában (36. ábra). A szenzorok a fogfelszínre ezüst tartalmú hővezető pasztával kerültek rögzítésre (Arctic Silver 5, Scan Computers International Ltd, Bolton, Egyesült Királyság), majd két réteg transzparens ragasztószalaggal tekertük körbe a fogat (3M Transpore, 3M Hungária Kft., Bp., Mo.), hogy a szondák rögzülését végig ellenőrizhessük. Ezután további jó rögzítő erővel rendelkező ragasztószalagot használtunk (Neoplast, Pharmaplast S.A.E., Alexandria, Egyiptom) és tekertük körbe a fogat, hogy a közvetlenül érkező hűtőfolyadék áramlástól teljesen izoláljuk a hőszondát. A ZC magasságában a bukkális oldalon ezután két mm széles és teljes fogszélességet felölelő rést nyitottunk szikével. A fogakat ezután a meziális, lingvális és disztális felszínüket borítva, 2 rétegben, 5 mm vastag extrudált polisztirollal hőszigetelő lapkával borítottuk és így fogattuk be egy satuba. Ezt az egészet aztán 37 ± 1 °C-os vízfürdőbe merítettük úgy, hogy a fogak kb. lingvális fele a vízbe merüljön. A vízhőmérsékletet termosztát felügyelte és tartotta konstansan, a vízszintet pedig egy túlfolyó.



36. ábra: A fogak szekciója előtti előkészületek. a) A hőszonda rögzítése a fog lingvális oldalán a ZC-el párhuzamosan, 1 mm-el apikálra hővezető pasztával. b) A rögzítés első rétegei, áttetsző ragtapaszból. c) Az izolálás további rétegei nem áttetsző ragtapasszal. d) A fog rögzítése satuban, a bukkális felszínt kivéve két réteg polisztirollal szorosan körbe véve, majd a vízfürdőbe merítve.

A szobahőmérsékletet ezúttal is 24 °C-on tartottuk. Az irrigáció mennyiségét fúrások során 65%-on tartottuk (= 40 ml/perc), és a „piezo-preparálásoknál” a maximum értéken (~75 ml/perc). Minden fogszekciót a szerző végzett. A hőmérséklet mérésének és regisztrálásának módja az experimentális módszerek rész elején ismertetettel egyezett. Amikor a fogszekcióknál a hőszonda sérült, vagy a lingvális vékony foganyag fenesztrálódott az eredményt nem vettük figyelembe és új foggal ismételtük. A vágási metszlap elemzéséhez egy cementspatulát használtunk. A spatulát ráfektettük a metszlapra és bukkális irányból, a ZC-re merőlegesen, standard távolságból, standard beállításokkal makrofotókat készítettünk (37. ábra).



37. ábra: A fogszekciók után következett a vágási metszlapok egyenletességének vizsgálata. A felszínre spatulát fektettünk, fotóztuk, és a Microsoft Paint (Microsoft Corp., Redmond, USA) rács funkciójával értékeltük (részletes leírás a szövegben).

A vágási felszínt akkor értékeltük simának, ha a cementspatula teljesen felfeküdt a vágási felszínre vagy maximum a vágási vonal harmadában nem voltak kontaktban. Amikor a vágási vonal több, mint harmad hosszában látható rész képződött a spatula és a fogfelszín között azt a vágási felszínt egyenetlennek ítéltük (37. ábra). Ahhoz, hogy pontosan meg tudjuk ítélni a vágási vonal mekkora hányada van kontaktban, a Microsoft Paint szoftver rács funkcióját használtuk képelemzés közben (Microsoft Corp., Redmond, USA). A kontaktban lévő és kontaktban nem lévő négyzeteket manuálisan leszámoltuk, aztán a teljes meziodisztális hossz (rácsszám) arányában kifejeztük. Ha az arányszám 66%-nál kisebb volt, akkor a felszínt egyenetlennek ítéltük. A felszín megítélését Lempel E. és Szalma J. végezte.

Statisztikai elemzések

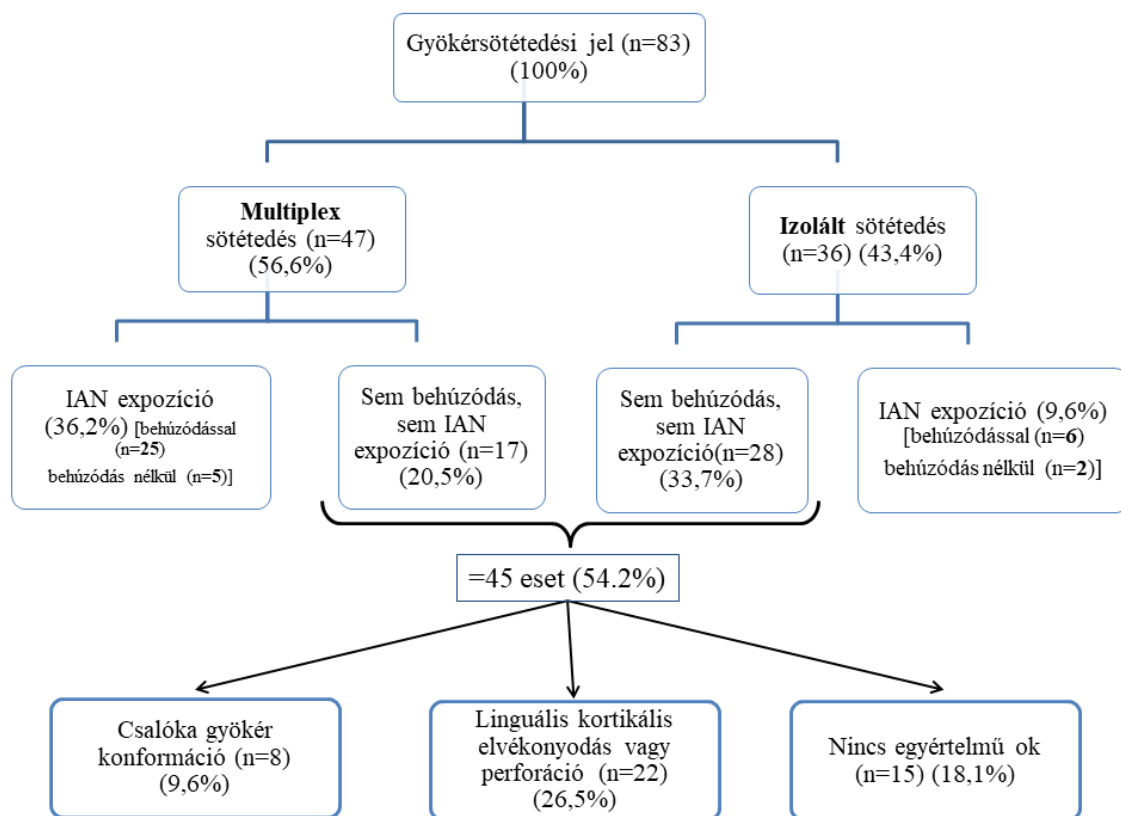
A statisztikai értékeléseknél szinte minden esetben az SPSS szoftver valamely verzióját (20.0-23.0) használtuk (SPSS IBM, Chicago, IL, USA). A szignifikanciaszintet minden esetben 5 %-ban ($p < 0,05$) határoztuk meg. A fűrészek során gyűjtött hőmérséklet és fűrészi idő adatok elemzését minden esetben az adatok normalitásvizsgálatával kezdtük (Kolmogorov-Smirnov vagy Shapiro-Wilk tesztek). Normális eloszlású adatoknál, amennyiben több, mint két vizsgálati csoport került összehasonlításra, egyszempontos varianciaanalízist („1-way ANOVA”, angolul) végeztünk, melyet post hoc tesztek követtek (pl.: Tukey-féle HSD post hoc teszt, vagy egyenlőtlen varianciáknál a Dunnett-féle T3 post hoc teszt). Amennyiben az adatok nem normális eloszlást mutattak, a nemparametrikus Kruskal-Wallis-próbát alkalmaztuk, post hoc páronkénti összevetéssel (Dunn-teszt). Amikor két piezosebészeti csontelvételi mód összevetését végeztük (de például eltérő hűtővíz hőmérséklettel) a hűtővíz eltérő hőmérsékletek (mint plusz bekerült változó) miatt az ANOVA tesztet nem tartottuk alkalmasnak, akkor inkább külön futtatott független mintás t-próbákat alkalmaztunk. Ugyanazon csontelvételi csontfelszíni és canalis hőmérséklet adatainak összevetésére pedig a páros t-próbát használtuk. A fogszekciók különböző preparációkkal végzett felszíni simaságát (egyenletes vs. irreguláris felszín) khi-négyzet próbával vetettük össze. Cohen-féle kappa tesztet alkalmaztunk a felszíni egyenetlenséget megítélők ún. belső és egymás közötti megbízhatóságát. Ha a kappa érték kisebb volt mint 0,40, akkor a megbízhatóságot gyengének értékeltük. Ha 0,40 és 0,59 közé esett, akkor megfelelőnek, ha 0,60 és 0,75 között volt akkor jónak, és ha 0,75-nél nagyobb volt, akkor kiválóan értékeltük.

VI. EREDMÉNYEK

KLINIKAI VIZSGÁLATOK EREDMÉNYEI

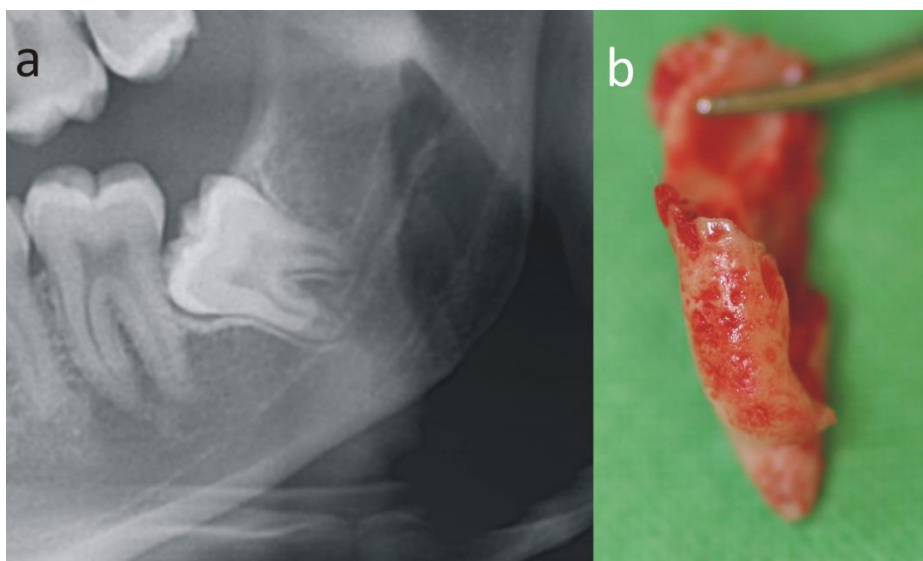
VI.1. A gyökérsötétedési rizikójel műtéti háttere

Mind a vizsgálok belső mind az egymás közötti megbízhatósága kiváló (kappa érték > 0,75) volt. A prospektív vizsgálatba összesen 83 beteget tudtunk bevonni (39 férfit és 44 nőt), akik átlagéletkorát $28,1 \pm 6,7$ évnek találtuk (16-tól 48 évesig). Nem találtunk különbséget az *izolált* és a *multiplex sötétedést* mutató eseteknél életkor vagy nem tekintetében ($p=0,09$ és $p=0,13$). Összesen 47 betegnél láttunk *multiplex sötétedést* és 36-nál *izoláltat*. A 83 extrakció során, 38 esetben történt IAN-expozíció (38/83; 45,8%), részletezve: 30 esetben (30/83; 36,2%) a *multiplex sötétedéseknél* és 8 esetben (8/83; 9,6%) az *izolált sötétedési jelet* mutató betegeknél. A látható IAN lokalizációja 10,5%-ban bukkális (4/38), 39,5%-ban inferior vagy interradikuláris (15/38) és 50%-ban lingvális (19/38) volt. A gyökéri behúzóást 25 esetben láttuk a *multiplex sötétedési jele*nél (25/47; 53,2%) és 6 esetben (6/36; 16,7%) az *izolált*nál. Érdekes volt, hogy az összes behúzóást a gyökerek lingvális vagy apikális felszínén vagy a gyökerek között láttuk. A különböző etiológiai faktorokat és gyakoriságukat, melyeket a *gyökérsötétedési jel* háttérében műtétkor láttunk a 38. ábrán foglaltuk össze.

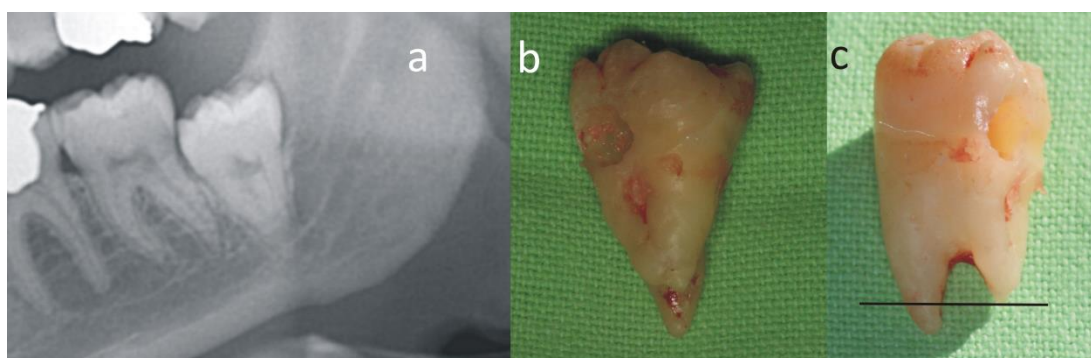


38. ábra: A gyökérsötétedési jel háttérében húzódo műtétkor talált etiológiai faktorok.

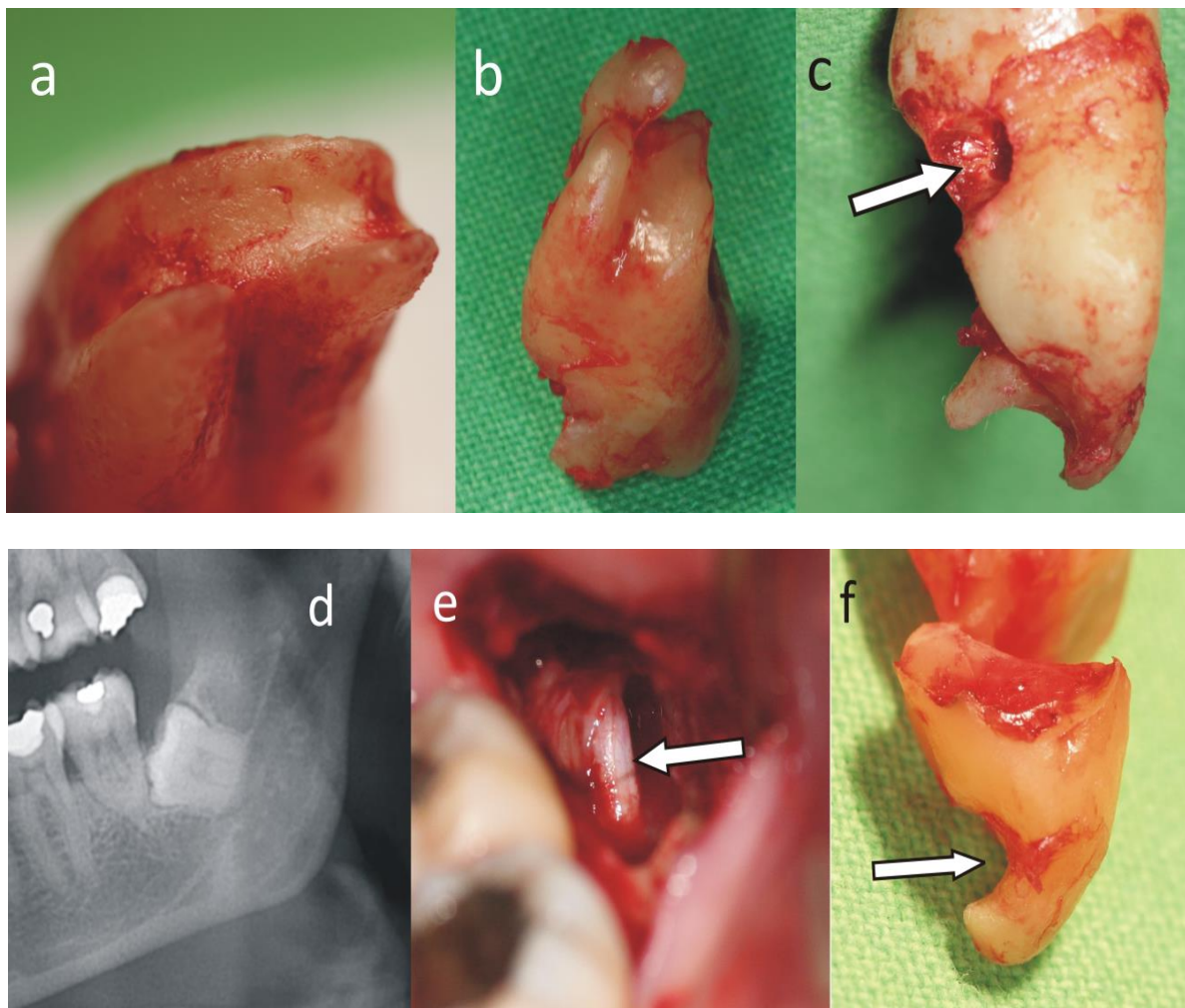
Fenti ábrán látszik, hogy az IAN-expozíció 45,8%-ban volt oka a *gyökérsötétedési jelnek*, az LKEF 26,5%-ban. 9,6%-ban a csalóka („becsapós”) gyökérkonformáció és 18,1%-nál egyértelműen nem volt megállapítható az ok. Mind az IAN-expozíció ($p < 0,001$) mind a gyökérbehúzódás ($p < 0,001$) szignifikánsan gyakoribb volt *összetett* (multiplex) *gyökérsötétedés* esetén. Reverzibilis paresztézia mindössze egy betegnél fordult elő (1/83=1,2%), akinél a normális beidegzés a 3. hétre helyreállt. A vizsgálathoz köthető időszakból pár szemléletes esettel illusztrálom fenti találatokat (39-43. ábrák).



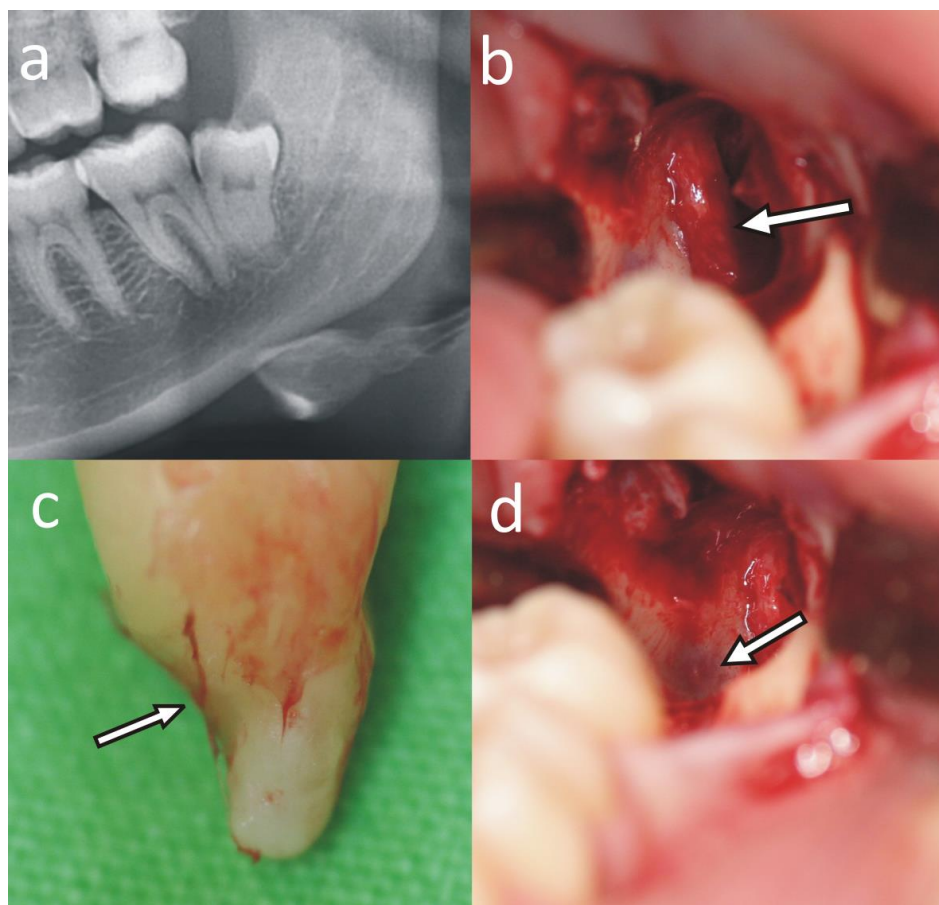
39. ábra: (a, b) 25 éves nőbeteg bal alsó bölcsességfoga. Az izolált gyökérsötétedési jel a meziális gyökéren (a) extrakció után láthatóan a meziobukkális és meziolingvális gyökerek eltérő hosszából adódott.



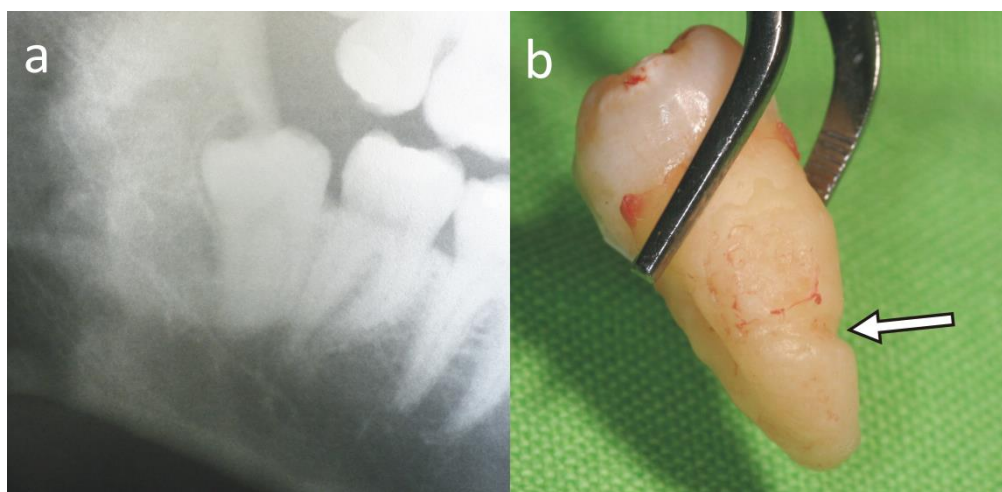
40. ábra: a) 36 éves nőbeteg bal alsó bölcsességfogánál szintén izolált gyökérsötétedés látható. b) Az egymásra vetülő gyökerek bukkális nézetből. c) A meziodisztális nézet jól láthatóvá teszi, hogy a rövidebb bukkális gyökér miatt több sugár hatolhat át a lingvális gyökércsúcson, amiért a képalkotón „sötétebb” radiolucensebb lesz.



41. ábra: (a, b, c) Különböző megjelenései az intra- és interradykális behúzóadás képződéseknek, melyeket az IAN csatornája okozott. c) A nyíl az emelő hegye számára preparált retenciós üreget jelzi. d) A panorámaröntgen részlete összetett gyökérsötétedési jelet mutat (sötétedési jel együtt látható enyhe canalis szűkülettel is). e) Az IAN exponálódott fogeltávolítás után az alveolus lingvális felén (nyíl). f) Kifejezett behúzóadást látunk a gyökér lingvális oldalán, majdhogynem horogszerűt az IAN lefutásának megfelelően.



42. ábra: a) 27 éves nőbeteg izolált gyökérsötétedési jellel. b) Megfigyelhető az exponálódott IAN érző idegképlet a lingvális alveolusfalán (nyíl). c) A gyökéri behúzó mellett (nyíl) a lingvális alveolusfal elvékonyodása is jól látszik (nyíl a 'd' képen). A hiányzó bukkális canalisfal és az elvékonyodott lingvális alveolusfal együttesen hozza létre a gyökérsötétedést.



43. ábra: (a, b) Habár jól látható behúzó keletkezett a foggyökér apikális és középső harmadának lingvális határán (nyíl), semmilyen specifikus röntgenjel kialakulásáról nem beszélhetünk.

VI.2. A pixelintenzitás-mérések eredményei

Ezen vizsgálatunkban a belső (0,77 és 0,80) és az egymás közti megbízhatóság (0,75) is kiválónak volt mondható. Összesen 53 esetet tudtunk elemezni, ahol korábban bizonyíthatóan IAN-expozíció vagy LKEF és műtét előtt *gyökérsötétedési jel* volt látható. A diagnosztikailag tökéletesnek mondható röntgenek beválogatásával összesen 38 esetet (71,7%) vizsgáltunk. A röntgenek 28,3%-át zártuk ki enyhébb vagy közepes pozicionálási hibából kifolyólag, ami során a bölcsességfog területének hibamentes megítélhetőségét tekintettük elsődlegesnek. Leggyakoribb hiba az oldalra döntött fej, a középvonaltól elforduló fej és a túl előre vagy hátraszegett fejtartás volt. Az IAN-expozícióhoz tartozó ROI mérések a pixelintenzitás-szűrkeskálán 87,0 és 154,7 (átlag: 124,7) közötti értékeket eredményeztek a sötét sávon [D] és 158,3 és 201,0 (átlag: 174,2) közötti értékeket a kontroll gyökéri [R] területen. Ugyanezen értékek az LKEF-eseteknél 57,0 és 158,0 (átlag: 125,1) közé estek a [D] területeken és 94,7 és 191,3 (átlag: 160,5) közé az [R] területeken. Az [R] és [D] területek pixelintenzitás különbségeit $49,5 \pm 7,0$ -nek találtuk az IAN-expozícióknál és $35,4 \pm 6,4$ -nek az LKEF-eseteknél. Az [R]-[D] pixelintenzitás-különbség medián értéke 45,7 volt az IAN-expozíciós csoportban és 34,3 az LKEF-csoportban, az interkvartilis terjedelem pedig 12,0 (IAN) és 18,3 (LKEF). Az [R]-[D] területek pixelintenzitás különbségei szignifikánsan nagyobbak voltak az IAN-csoportban az LKEF-csoportéhoz képest ($p < 0,001$). A kritikus pixelintenzitás-különbség határszámot, ahol a két műtéti kimenet IAN vs. LKEF szignifikánsan elvált, 38-nak találtuk ($p < 0,001$) (6. táblázat).

6. táblázat: Az IAN és LKEF esetek megoszlása a pixelintenzitás-különbség határszáma alapján.

Pixelintenzitás-különbség ($PGV_R - PGV_D$)	Vizsgálati csoportok		Összes	Szignifikancia
	LKEF	IAN exp.		
< 38	16	1	17	p < 0,001 *
≥ 38	7	14	21	
Összesen	23	15	38	

Rövidítések: PGV_R , pixel szűrkeskála-érték a kontroll gyökéri területen; PGV_D , pixel szűrkeskála-érték a sötétedés gyökéri területen; LKEF, lingvális kortikális elvékonyodás vagy fenesztráció; IAN exp., nervus alveolaris inferior expozíció, megnyílás

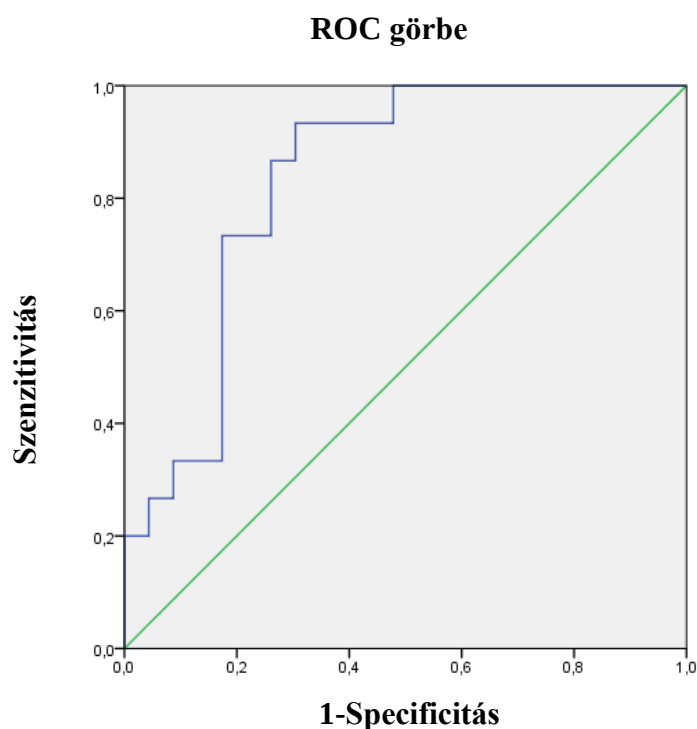
* Khi-négyzet próba

A határszámhoz tartozó szenzitivitást és 1-specifitást 93,3 % és 30,4 %-nak találtuk.

$$\text{IAN-expozíció} \leftarrow \text{PGV}_R - \text{PGV}_D \geq 38 > \text{PGV}_R - \text{PGV}_D \rightarrow \text{LKEF}$$

Rövidítések: IAN, nervus alveolaris inferior; PGV_R : pixel szürkeség intenzitási érték a kontroll gyökéri területen; PGV_D , pixel szürkeség intenzitási érték a sötétedés gyökéri területen; LKEF, lingvális kortikális elvékonyodás vagy fenesztráció.

Amennyiben a kalkulált értéket a határszámnál alacsonyabbnak találtuk, dominánsan több LKEF volt, ha nagyobb (vagy egyenlőnek) akkor szignifikánsan több IAN-expozíció (esélyhányados = 32,0; 95% CI: 3,5-293,1; $p < 0,001$). A ROC-görbét mely a fenti eljárás diagnosztika értékét vizuálisan szemlélteti alább ábrázoltuk (44. ábra). A görbe alatti terület 0,84 volt (95% CI: 0,71-0,96, $p = 0,001$).



44. ábra: A pixelintenzitás-különbségek mérésén alapuló műtéti kimenetet előjelző módszerünk diagnosztikai értékelése ROC (receiver operating characteristics angol szavakból, lásd rövidítések) analízissel.

Vizsgálatunk ezen szakaszában 2 betegnél fordult elő reverzibilis IAN beidegzési zavar (2/38=5,3%) a varratszedéskor. Mindkét eset az IAN-expozíciós csoportban fordult elő (2/15=13,4%). A neuroszensoros működés 5 héten belül rendeződött, helyreállt.

VI.3. A digitális és filmalapú panorámaröntgenek összehasonlító értékelése

A két vizsgálati csoport összesen 672 műtétileg eltávolított bölcsességfog-esetet tartalmazott. A filmalapú röntgencsoport (n=400) átlagéletkora $27,4 \pm 10,1$ év volt (15-77 évesig), a digitális röntgencsoporté (n=272) $29,4 \pm 10,1$ (14-83 évesig). Az átlagéletkor tekintetében a két csoport különbözött, ($p < 0,001$) a digitális csoport átlagosan két évvel idősebb volt. A nemek összetételében, az angulációban és az IAN beidegzési zavar tekintetében ($p = 0,102$) a csoportok nem különböztek, de az IAN-sérültek között mindkét csoportban több nőbeteg fordult elő ($p = 0,008$). A filmalapú röntgencsoportban szignifikánsan több Pell & Gregory I osztályú impakció volt ($p = 0,037$). A változók előfordulásait a 7. táblázat mutatja.

7. táblázat: A vizsgált változók megoszlása a két képalkotási csoportban (%).				
Vizsgált paraméter		Képalkotás módja		P érték
		Filmalapú	Digitális	
Életkor (évek)		27,4 ± 10,1	29,4 ± 10,1	<0,001 ⁽¹⁾
Nem (nők, n)		244 (61)	175 (64)	0,381 ⁽²⁾
Winter-féle osztályozás	Horizontális	44 (11,0)	38 (14,0)	0,110 ⁽²⁾
	Mezioanguláris	153 (38,4)	114 (42,1)	
	Vertikális	171 (42,8)	111 (41,0)	
	Disztoanguláris	27 (6,8)	8 (2,9)	
Pell & Gregory osztályozás	I	151 (37,8)	78 (28,7)	0,037 ⁽²⁾
	II	223 (55,7)	169 (62,1)	
	III	26 (6,5)	25 (9,2)	
	A	219 (54,8)	132 (48,7)	0,255 ⁽²⁾
	B	130 (32,4)	104 (38,4)	
	C	51 (12,8)	35 (12,9)	
IAN beidegzési zavar		41 (10,3)	18 (6,6)	0,102 ⁽²⁾

⁽¹⁾ Mann-Whitney teszt, ⁽²⁾ Khi-négyzet próba

Az IAN-sérülések prevalenciája 1,1% (41 paresztézia a 3651 fogeltávolításból) volt a filmalapú röntgencsoportban és 1,0 % (18 paresztézia az 1739 fogeltávolításból) a digitálisban. A szenzitivitás és specificitás értékek megoszlását a két képalkotó csoportban a 8. táblázat mutatja.

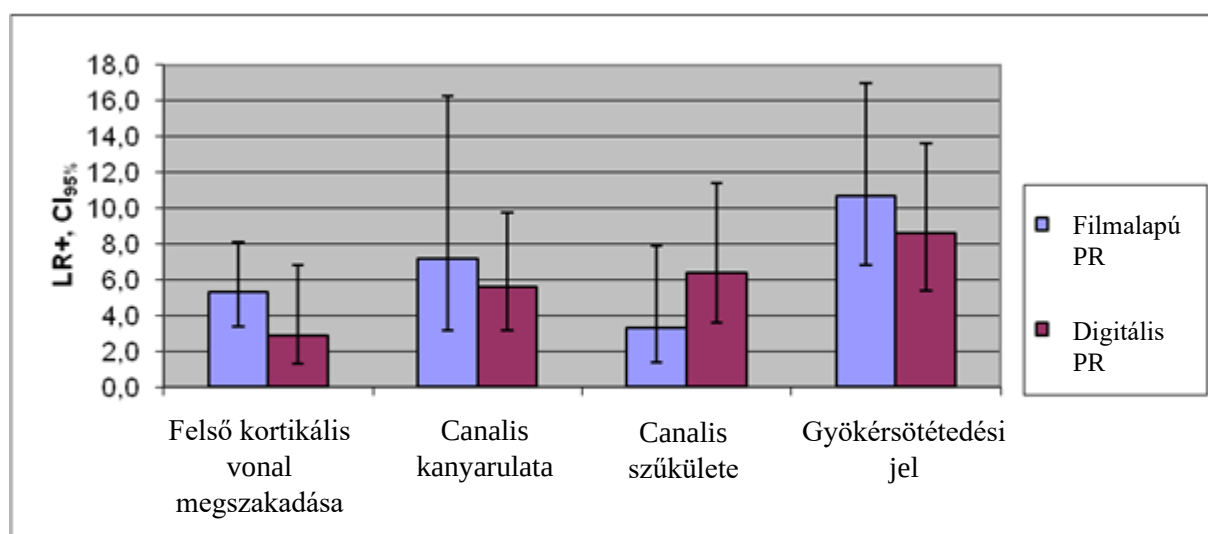
8. táblázat: A vizsgált rizikójelek szenzitivitás és specificitás értékei a két képalkotó csoportjában.

Specifikus röntgenjel	Képalkotás módja		P érték *
	Filmalapú	Digitális	
Felső kortikális vonal megszakadása			
Szenzitivitás (95% CI)	51,2 (35,9-66,5)	27,8 (7,1-48,5)	0,101
Specificitás (95% CI)	90,3 (87,2-93,3)	90,6 (87,0-94,1)	0,901
Canalis kanyarulata			
Szenzitivitás (95% CI)	22,0 (9,3-34,6)	55,6 (32,6-78,5)	0,014
Specificitás (95% CI)	96,9 (95,2-98,7)	90,2 (86,5-93,8)	< 0,001
Canalis szűkülete			
Szenzitivitás (95% CI)	14,6 (3,8-25,5)	55,6 (32,6-78,5)	0,002
Specificitás (95% CI)	95,5 (93,4-97,7)	91,3 (87,9-94,8)	0,035
Gyökérsötétédesi jel			
Szenzitivitás (95% CI)	65,9 (51,3-80,4)	77,8 (54,3-91,1)	0,364
Specificitás (95% CI)	93,9 (91,4-96,4)	90,9 (87,9-94,5)	0,161

Rövidítések: 95% CI, konfidenciaintervallum

* Khi-négyzet teszt

A digitális képalkotó csoportban a szenzitivitás 27,8% és 88,9% között, a specificitás értékek 90,2% és 94,9% között alakultak. Habár a *canalis kanyarulata* és *canalis szűkülete* csoportban szignifikánsan magasabb volt a digitális röntgen szenzitivitása ($p=0,014$ és $p=0,002$) a specificitás értékei ezeknek a jeleknek volt a legalacsonyabb ($p<0,001$ és $p=0,035$). A másik két röntgenjel esetében a két modalitás közötti különbségek nem voltak szignifikánsak. Az LR+ értékek és konfidenciaintervallumok ábrázolását választottuk, hogy az előbbieket szemléletesen demonstrálni tudjuk (45. ábra).

**45. ábra:** A valószínűségi arányszámok (LR+) és 95%-os konfidenciaintervallumok alakulása a képalkotó csoportokban a megfigyelt specifikus röntgenjelek esetén (PR, panorámaröntgen).

A specifikus röntgenjelek LR+ értékei 3,3 és 10,7 közé estek a filmalapú és 2,9 és 8,6 közé a digitális csoportban. A röntgenjelek PPV és NPV értékeit a 9. táblázatban mutatjuk be. A bináris regressziós analízis esélyhányadosai alapján a két röntgeneljárás között nem volt különbség az IAN-sérülés előrejelzése szempontjából (10. táblázat). A vizsgálok belső (0,82 és 0,80) és egymás közötti (0,75) megbízhatósága kiváló volt ezen vizsgálatunkban is.

9. táblázat: A prediktív értékek megoszlása a vizsgálati csoportokban.

Specifikus röntgenjel	Filmalapú PR (1,1% IAN-sérülés prevalencia)		Digitális PR (1,0% IAN-sérülés prevalencia)	
	PPV	NPV	PPV	NPV
Felső kortikális vonal megszakadása	5,7%	94,9%	2,9%	99,2%
Canalis kanyarulata	7,5%	99,1%	5,4%	99,5%
Canalis szűkülete	3,6%	99,0%	6,1%	99,5%
Gyökérsötételési jel	10,9%	99,6%	7,9%	99,8%

Rövidítések: PR, panorámaröntgen; IAN, nervus alveolaris inferior; PPV, pozitív prediktív érték; NPV, negatív prediktív érték

10. táblázat: A két röntgentípus bináris regressziós esélyhányadosai a specifikus röntgenjelek szerint.

Képfalkotási mód	Specifikus röntgenjelek							
	Felső kortikális vonal megszakadása		Canalis kanyarulata		Canalis szűkülete		Gyökérsötételési jel	
	OR (95% CI)	P érték	OR (95% CI)	P érték	OR (95% CI)	P érték	OR (95% CI)	P érték
Filmalapú PR	10,5 (5,6-19,8)	<0,001	10,9 (5,0-23,9)	<0,001	3,9 (1,6-9,4)	0,003	28,4 (14,6-55,1)	<0,001
Digitális PR	3,4 (1,2-9,8)	0,023	11,4 (4,4-29,5)	<0,001	18,0 (6,6-49,0)	<0,001	34,0 (10,9-106,3)	<0,001

Rövidítések: OR, esélyhányados; 95% CI, 95%-os konfidenciaintervallum, PR, panorámaröntgen

VI.4. A panorámaröntgen és CBCT rizikójelek összefüggései. A CBCT hatása a döntéshozatalra

A tíz dento-alveoláris megfigyelőnek $7,8 \pm 3,2$ év tapasztalata volt bölcsességfog rizikóesetekkel. Összesen 400 kezelési döntést hoztak (40 eset x 10 sebész). A sebészek belső megbízhatósága négy főnél jó volt (0,62, 0,67, 0,70, 0,73) és a további hatnál kiváló (0,75, 0,76, 0,82, 0,83, 0,84, 0,91). Az elemzett betegek átlagéletkora $29,6 \pm 5,3$ év (20–51 évig) volt, és a

37 betegből 16 (43,2%) férfi volt. A CBCT rizikójelek előfordulását a különböző panorámaröntgen rizikójel csoportokban az 11. táblázat mutatja.

11. táblázat: A CBCT rizikójelek halmozódása a különböző specifikus panorámaröntgen-jel csoportokban.

Specifikus panoráma rizikójelek	Direkt kapcsolat a gyökér és canalis között + canalis fenesztráció ± canalis keresztmetszeti deformációja CBCT-n (n / csoport)	Esély- hányados	Konfidencia- intervallum		P érték*
			Alsó	Felső	
Gyökérsötételési jel	3/8	1,8	0,35	9,30	0,482
Felső kortikális vonalának megszakadása	2/8	0,9	0,14	5,00	0,860
Canalis kanyarulata	1/8	0,3	0,03	2,90	0,308
Canalis szűkülete	0/8	0,1	0,01	2,08	0,141 [#]
Két vagy több jel kombinációja (tartalmazva a gyökérsötételést és/vagy a kortikális megszakadást)	5/8	7,2	1,34	38,92	0,021
Összesen:		40 eset			

Rövidítések: CBCT, cone beam komputertomográfia;

* Khi-négyzet próba; [#] Fisher-féle egzakt teszt

Két vagy több PR jel kombinációinak előfordulása – ami tartalmazta a gyökérsötételést és vagy a felső kortikális vonal megszakadását is - szignifikánsan összefüggött a CBCT rizikójelek halmozódásával (p=0,021; OR: 7,2). A megfigyelő sebészek által adott pontszámok átlagát a különböző PR jelek csoportjában a 12. táblázat mutatja. Ebből az is kitűnik, hogy a két vagy több PR jel csoportja kapta a legmagasabb pontszámokat.

A 12. táblázat elemzéséből kitűnik, hogy a PR alapján meghozott műtéti extrakció döntés a CBCT elemzések után 289 esetben maradt fogeltávolítás a 400-ból. A PR műtéti extrakciók, 19 esetben módosultak koronektómiára. A PR alapján meghozott koronektómia döntés 53 esetben változott műtéti extrakcióra és 39 esetben változatlanul koronektómia maradt. Így, összesen 72 esetben (=19 + 53) a 400-ból (=18%), a PR döntés változott CBCT elemzés után. Összesen 92 koronektómia döntés született PR elemzés után, ami lecsökkent jelentősen 58-ra, a CBCT elemzés után (p=0,002, OR: 1,8).

12. táblázat: A döntések változása a CBCT megtekintése után, a különböző panorámaröntgen rizikójel csoportokban.

Panorámaröntgen rizikójel	Esetek száma	A tényleges kezelések és IAN funkciózavarok megoszlása			Megfigyelők döntései			A CBCT utáni koronektómia döntések változása			
		Műteti extrakció		K	Panorámaröntgen		CBCT	Esély- hányados	95% CI		P érték*
		Nincs paresztézia	van IAN- paresztézia		Átlagos rizikó pontszám (1-10)	Döntés: extrakció / koronektómia [#]	Döntés: extrakció / koronektómia #		Alsó	Felső	
Gyökérsötétedési jel	8	4	1	3	6,06	47/33	63/17	2,6	1,3	5,22	0,007
Felső kortikális vonalának megszakadása	8	7	0	1	4,09	71/9	72/8	1,1	0,42	3,12	0,798
Canalis kanyarulata	8	8	0	0	3,78	80/0	80/0	nem kalkuláltuk			
Canalis szűkülete	8	8	0	0	4,07	68/12	76/4	3,4	1,03	10,89	0,044
Két vagy több jel kombinációja (tartalmazva a gyökérsötétedést és/vagy a kortikális megszakadást)	8	3	2	3	7,61	42/38	51/29	1,6	0,85	2,99	0,150
Összesen:	40	30	3	7		308/92	342/58	1,8	1,23	2,53	0,002

Rövidítések: IAN, nervus alveolaris inferior; K, koronektómia; CBCT, cone beam komputertomográfia; 95% CI, 95%-os konfidenciaintervallum

* Khi-négyzet próba

[#] n= 400= a 10 dento-alveoláris sebész döntése a 40 esetben (10 x 40).

A koronektómiák aránya a teljes döntések százalékában kifejezve 23% (92/400) volt CBCT előtt és 14,5% (58/400) CBCT elemzés után. A koronektómia döntés fogeltávolításra változását leggyakrabban a *gyökérsötétedési jel* és *canalis szűkülete* PR csoportban láttuk ($p=0,009$, OR: 2,6, illetve $p=0,044$, OR: 3,4) (12. táblázat). Érdekesképpen, a *két vagy több jel* kombinációja csoportban, valamint a *felső kortikális vonalának megszakadása* és a *canalis kanyarulata* csoportokban szignifikánsan kevesebb koronektómia döntés változott extrakcióra. A válaszadók leggyakrabban az alábbiakat említették döntésük változásának hátterében: a canalis direkt vagy indirekt kapcsolata a gyökérrel (44,1%); canalis fenesztrációja (32,4%); elkeskenyedett vagy homokóra alakú, deformált canalis keresztmetszet szemben a kör keresztmetszetű szabályossal (14,7%); interradiális canalis lefutás (5,9%); és újonnan felfedezett gyökérgörbület (2,9%). Amikor viszont a fogeltávolítás döntés módosult koronektómiára, az csak a *két vagy több jel kombinációja* csoportban ($p<0,0001$, OR: 7,9) fordult elő (13. táblázat). Érdekes volt, egy esetben a negyvenből a megfigyelők döntő többsége (9-en a tízből) műtéti extrakciót tervezett a PR alapján fogszekció nélkül, viszont a CBCT felvételek tanulmányozása után kivétel nélkül mindenki koronektómiát végzett volna (46. ábra).

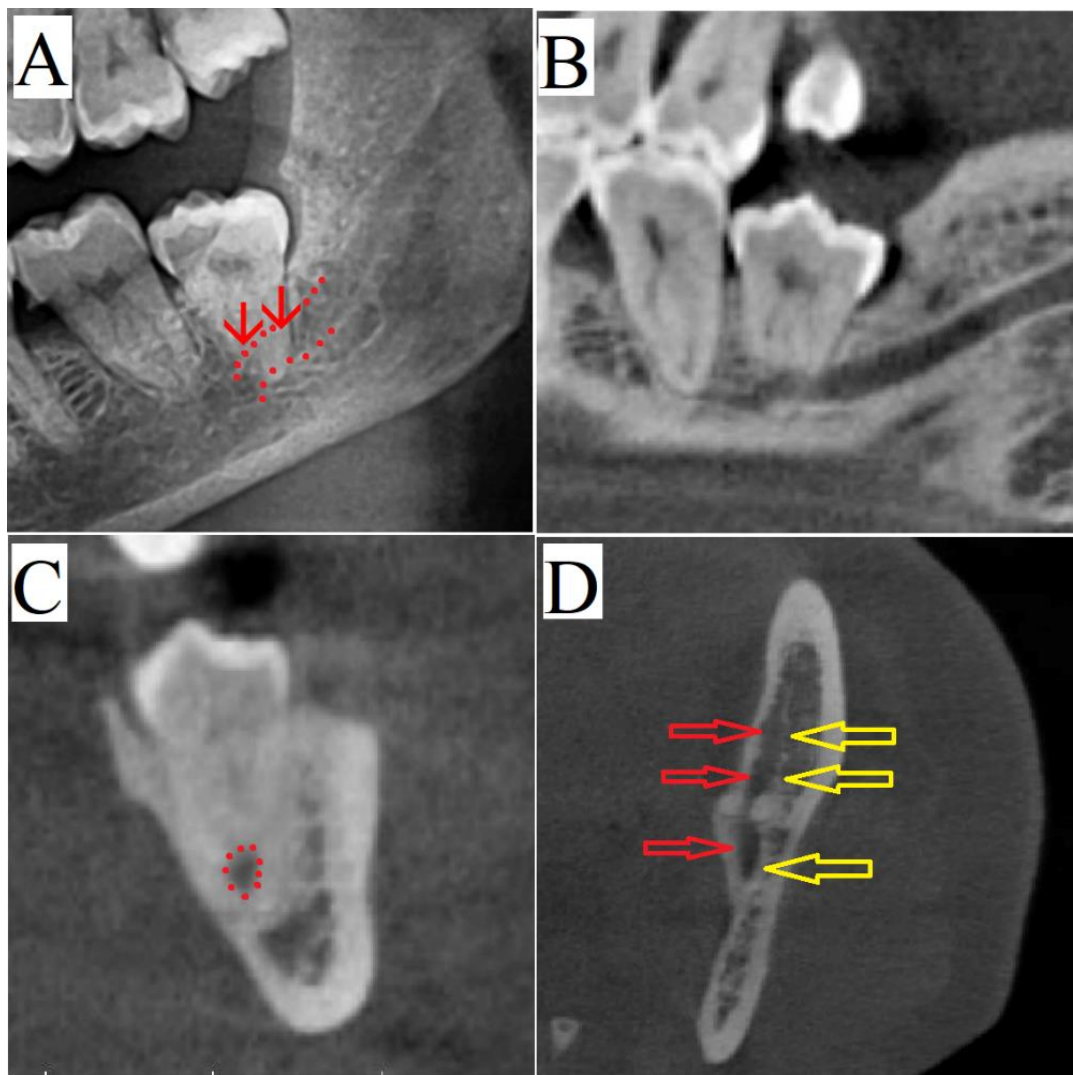
13. táblázat: A koronektómiára módosult extrakció döntések megoszlása a különböző specifikus panorámaröntgen rizikójel csoportokban.

Panorámaröntgen rizikójel	A döntések száma [#]	Extrakció döntések, amik koronektómára módosultak CBCT után (n)	Esély- hányados	95% CI		P érték*
				Alsó	Felső	
Gyökérsötétedési jel	80	5	1,5	0,51	4,17	0,483
Felső kortikális vonallának megszakadása	80	2	0,5	0,10	2,02	0,302
Canalis kanyarulata	80	0	0,1	0,01	1,61	0,103
Canalis szűkülete	80	0	0,1	0,01	1,61	0,103
Két vagy több jel kombinációja (tartalmazva a gyökérsötétedést és/vagy a kortikális megszakadást)	80	12	7,9	2,99	20,78	<0,0001
Összesen:	400	19				

Rövidítések: CBCT, cone beam komputertomográfia; 95% CI, 95%-os konfidenciaintervallum

* Khi-négyzet próba

[#] n= 80= a 10 sebész döntése a 8 esetben (10 x 8).



46. ábra: a) Az elemző tíz sebészből 9-en feltárásból, de fogszekció nélkül extrahálták volna a panorámaröntgen alapján a bölcsességfogat. Specifikus jelként enyhe gyökérsötétedés és „felfelé” irányuló kanyarulatot látunk (piros pontok és nyilak). b-d) A szagittális, koronális és axiális metszetek egyértelműen a canalist teljesen körbe ölelő foggyökér konformációt mutatnak. A canalis határait a könnyebb értékelhetőség miatt piros pontokkal és színes nyilakkal jelöltem.

A 289 hipotetikus műtéti extrakciós eset (azaz amikor PR után és CBCT után is fogeltávolítás volt a döntés) elemzésekor láttuk, hogy a fogszekciók számában szignifikáns változás nem volt a CBCT felvételek elemzése után (14. táblázat).

14. táblázat: A tervezett hipotetikus fogszekciók megoszlása panorámaröntgen és CBCT alapján.

A tervezett szekciók száma a hipotetikus extrakciókhoz	A tervezett szekciók száma (%) a képalkotások alapján		P érték*
	Panorámaröntgen	Cone beam CT	
<i>Extrakció fogszekció nélkül</i>	169 (58,5)	181 (63,1)	0,054
<i>Extrakció egy szekcióval</i>	68 (23,5)	62 (24)	0,550
<i>Extrakció két vagy több szekcióval</i>	52 (18)	46 (12,9)	0,506
Összes hipotetikus extrakciók száma:	289 (100)	289 (100)	

* Khi-négyzet próba

A gyökérsötételési jel csoport IAN paresztéziás eseténél 10 megfigyelő is extrakciót végzett volna PR után és 9 CBCT után is. A '*két vagy több PR jel együttesen*' csoportban a két paresztéziával járó esetekben 7 és 8 sebész végzett volna extrakciót PR után, és 3, illetve 4 a CBCT után.

VI.5. A bölcsességfogak szerepének vizsgálata az angulus és a fejecstöréseinél

Egyoldali, izolált angulustörés 164 esetben, condylustörés 115 esetben fordult elő. Az így összesen 279 törés 279 beteghez tartozott. A vizsgálatból kizárásra került amúgy 7 beteg, akiknél kétoldali angulustörést találtunk, és 13 beteg, akiknél kétoldali condylustörés fordult elő. További 9 betegnél mind az angulus, mind a condylus törött, őket is kizártuk az elemzésekből.

Az angulustörések 34,1%-a és a fejecstörések 38,6%-a volt jobboldali. A töréseknél 122 esetben (43,7%) testi épség elleni cselekmény, 73 esetben (26,2%) esés, 37 esetben (13,3%) közlekedési baleset, 23 esetben (8,2%) háztartási baleset, 12 esetben (4,3%) sportbaleset és további 12 esetben (4,3%) egyéb, nem tisztázható ok szerepelt a háttérben. Az angulus töréseinél a fő etiológiai tényező az erőszakos cselekmény (89 eset, 54,3%) volt, míg 28 esetben esés (17,1%), 17 esetben közlekedési baleset (10,4%), ugyanennyi esetben háztartási baleset (10,4%), 6 esetben sportbaleset (3,7%), és 7 betegnél egyéb ok (4,3%). Condylustöréseknél az előbbi etiológia sorrendet tartva a számok a következők: 33 (28,7%); 45 (39,1%), 20 (17,4%), 6 (5,2%), 6 (5,2%) és 5 (4,3%). A betegek átlagéletkora az angulustörés-csoportban $31,6 \pm 12,3$ év (15-74 évig) volt, a condylustörés-csoportban $41,9 \pm 16,84$ év (17-89 évig). A két csoport átlagéletkora szignifikánsan eltért ($p < 0,001$). A férfi-nő arányt 88/27-nek találtuk (férfi=76,5%) a condylustörés-csoportban és 137/27-nek (83,5%) az angulustörés-csoportban, mely

hasonló ($p=0,144$). 119 esetben a 164 angulustörötnél, és 63 esetben a 115 condylustörötnél bölcsességfogat találtunk a törés oldalán (15. táblázat). A bölcsességfog szignifikánsan több angulustörésnél volt jelen (esélyhányados (OR)= 2,18; $p=0,002$). Angulustörésnél a Pell & Gregory II. osztályú (OR: 2,97; $p<0,001$), vagy III. osztályú (OR: 3,42; $p=0,03$), vagy B osztályú (OR: 5,48; $p<0,001$) bölcsességfog-impakció szignifikánsan a leggyakoribb volt. A vizsgálatunkban alkotott 'felületes' és 'mély' impakciós csoport alapján, a mély csoportba tartozó fogak szignifikánsan gyakoribbak voltak angulustöréseknél OR: 3,60 ($p<0,001$) (15. és 16. táblázatok). Az anguláció töréstípussal való összefüggése nem volt kimutatható vizsgálatunkban.

15. táblázat: A vizsgált változók megoszlása és összevetése a két töréstípusnál.

Változó		Angulustörés (%)	Condylustörés (%)	P érték*
		n= 164	n=115	
Életkor években (szórás)		31,6±12,3	41,9±16,8	<0,001[#]
tartomány		15-74	17-89	
Nem	férfi	137 (83,5)	88 (76,5)	0,144
	nő	27 (16,5)	27 (23,5)	
Bölcsességfog jelenléte (van/nincs)		119 (72,6) /45 (27,4)	63 (54,8) /52 (45,2)	0,002
Pell & Gregory osztályozás **	I.	47 (42,7)	44 (72,1)	0,093
	II.	45 (40,9)	13 (21,3)	<0,001
	III.	18 (16,4)	4 (6,6)	0,030
	A	52 (48,1)	48 (78,7)	0,086
	B	43 (39,9)	7 (11,5)	<0,001
	C	13 (12,0)	6 (9,8)	0,370
Winter osztályozás	mezioanguláris	34 (28,6)	16 (25,4)	0,144
	vertikális	70 (58,8)	40 (63,5)	0,170
	horizontális	2 (1,7)	1 (1,6)	0,780
	disztoanguláris	3 (2,5)	3 (4,75)	0,659
	egyéb	10 (8,4)	3 (4,75)	0,166
'Mély' / 'Felületes' impakció		63 (52,9) /56 (47,1)	15 (23,8) /48 (76,2)	<0,001

* Khi-négyzet próba

[#] Mann-Whitney próba

** A nem értékelt (pl.: röntgen minősége miatt) esetek kizárásával 110 és 61 eset maradt a Pell & Gregory 'I-II-III' ill. 108 és 61 eset a Pell & Gregory 'A-B-C' értékelésben a két csoportban.

16. táblázat: Az angulustörések szignifikáns esélyhányadosai.

Változók	Esélyhányados	95% Konfidencia-intervallum		P érték
		Alsó	Felső	
Bölcsességfog jelenléte	2,18	1,32	3,61	0,002
Pell & Gregory 'II'	2,97	1,52	5,81	<0,001
Pell & Gregory 'III'	3,42	1,13	10,40	0,030
Pell & Gregory 'B'	5,48	2,37	12,70	<0,001
'Mély' impakció	3,60	1,82	7,12	<0,001

A logisztikus regressziós analízis alapján a betegek életkora (OR: 1,05; 95% CI: 1,03-1,07), a bölcsességfog jelenléte (OR: 0,46; 95% CI: 0,28-0,76), a Pell & Gregory szerinti I. osztály (OR: 1,86; 95% CI: 1,09-3,20) és A osztály (OR: 1,91; 95% CI: 1,12-3,24) jelentősen összefüggtek a condylustörések (szembe állítva az angulustörés kimenettel) előfordulásával. Ezen analízisben, az egynél kisebb esélyhányadosok az angulustörés esélyét, az egynél nagyobb esélyhányadosok a condylustörés esélyét jelentették. Az angulustörések mintegy 26,4%-ában szükség volt a bölcsességfog eltávolítására a törések korrekt repozíciója és oszteoszintézise miatt.

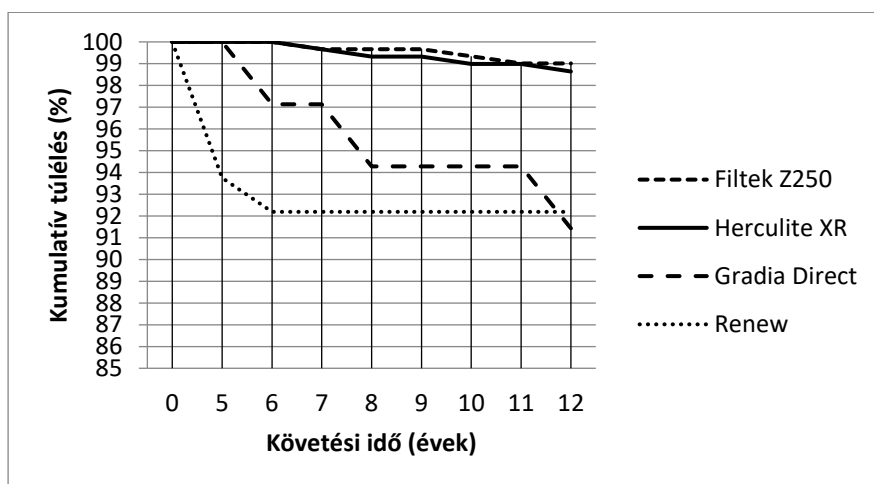
VI.6. A moláris fogak direkt restaurációinak sikeressége

A 701 II. osztályú direkt kompozit restauráció értékelésekor a tömés készítésének évét és az esetleges sikertelenség előfordulásának dátumát és az arra vonatkozó egyéb információt a betegdokumentációból nyertük ki. A 701 restaurációból 15 (2,1 %) klinikailag elfogadhatatlannak bizonyult. A sikertelenséget szekunder kariesz, fraktúra és az adott fog pulpális megbetegedése okozta. Bár az endodonciai kezelés a tömés sikertelenségét jelentette, ezeket a restaurációkat kizártuk a további vizsgálatból, hiszen a USPHS kritériumrendszer ezt a szempontot nem tartalmazza. Egyéb vizsgálati szempontoknál a „C” kódot kapott tömések sikertelennek lettek ítélve. A 17. táblázat a 12 év alatt bekövetkezett sikertelenségeket mutatja a négy vizsgált kompozitra vonatkoztatva. Pulpavédelemmel 29 fogat láttunk el (n=12 Filtek Z250 esetén, n=10 Herculite XR esetén, n=5 Renew esetén és n=2 Gradia Direct Posterior tömőanyag esetén).

17. táblázat: 12 év alatt bekövetkező sikertelenségek anyagok szerint.

Okok	Anyagok				Sikertelenség előfordulása (év)								Összes (%)
	Filtek Z250	Herculite XR	Gradia Direct	Renew	0-5	6	7	8	9	10	11	12	
Tömés törése	1	0	0	2	1	1	1	0	0	0	0	0	3 (0,43%)
Szekunder kariesz	2	3	1	0	0	1	2	1	0	1	1	0	6 (0,85%)
Gyökérkezelés	0	1	2	3	3	0	1	0	0	1	0	1	6 (0,85%)
Összes	3	4	3	5	4	2	4	1	0	2	1	1	15 (2,1%)

A négy tömőanyagra vonatkozó Kaplan-Meier-féle 11 éves túlélési görbét a 47. ábra mutatja.



47. ábra: A négy mikrohibrid kompozitból készült tömések kumulatív túlélési görbéje vizsgálatunkban.

A sikertelenségi arány Filtek Z250 tömőanyagnál 0,9% volt, Herculite XR esetén 1,36%. Ezen értékek a 11 év vizsgálati periódus alatt konstansnak bizonyultak, szemben a Renew (7,81%) és Gradia Direct Posterior (8,57%) kompozitokkal, melyek a vizsgálati idő alatt folyamatosan növekvő sikertelenségi rátát mutattak. Utóbbi két anyag sikertelenségi aránya szignifikánsan rosszabb volt ($p < 0,05$), mint a Filtek Z250 és Herculite XR kompozitoké. A tömőanyagok USPHS szempontok szerinti összehasonlítását a 18. táblázat mutatja. Összesen 349 (50,2 %) restauráció bizonyult hibátlannak, míg 346 (49,8 %) esetben legalább 1 eltérést találtunk, mely vagy a még elfogadható (B kód), vagy már elfogadhatatlan (C kód) kategóriába esett.

18. táblázat: A tömőanyagok USPHS kritériumok szerinti összehasonlítása.

	Filtek Z250 (n=305)				Herculite XR (n=296)				Gradia Direct (n=33)				Renew (n=61)				p-érték*
	A	B	C	A/(B+C) (%)	A	B	C	A/(B+C) (%)	A	B	C	A/(B+C) (%)	A	B	C	A/(B+C) (%)	
Szekunder káriesz	303		2	99,4/0,6	293	3		99,0/1,0	32	1		97,0/3,0	61	0		100/0	0,462
Törés	304	0	1	99,7/0,3	296	0	0	100/0	33	0	0	100/0	59	0	2	97,0/3,0[#]	0,005
Színbeli eltérés	272	33	0	89,2/10,8	252	44	0	85,1/14,9	26	7	0	79,0/21,0[#]	49	12	0	80,3/19,7	0,020
Széli elszíneződés	241	64	0	79,0/21,0	216	80	0	73,0/27,0	24	9	0	73,0/27,0	47	14	0	77,0/33,0	0,269
Anatómiai forma	257	48	0	84,3/15,7	243	53	0	82,0/18,0	28	5	0	85,0/15,0	55	6	0	90,2/9,8	0,469
Széli integritás	279	26	0	91,5/8,5	252	44	0	85,1/14,9	30	3	0	91,0/9,0	52	9	0	85,2/14,8	0,116
Felszíni simaság	297	8	0	97,4/2,6	281	15	0	94,9/5,1	31	2	0	94,0/6,0	61	0	0	100/0	0,094

"A" - minősítés - Nincs eltérés.

"B" - minősítés– A restauráción látható eltérés klinikailag elfogadható.

"C" - minősítés– Nagy eltérés, a restauráció cseréje szükséges.

*Khi-négyzet próba és Fisher-féle egzakt teszt ($p < 0,05$).

[#] Szignifikánsan eltérő változók.

Az eltérések incidenciája (B és C kódok) 60% volt a Filtek Z250-ból készült töméseknél, 72% a Renew, 81% a Herculite XR és 82% Gradia Direct Posterior kompozitok esetén. A B és C kódok számában kapott eltérés Filtek Z250 és Herculite XR között ($p = 0,015$), valamint Filtek Z250 és Gradia Direct Posterior ($p = 0,013$) között statisztikailag szignifikáns volt a 11 éves megfigyelési időszakban. A khi-négyzet teszttel statisztikailag szignifikánsan több fraktúrát találtunk Renew ($p = 0,005$) esetén, míg színbeli eltérés Gradia Direct Posterior ($p = 0,02$) esetén fordult elő gyakrabban. Bár a 61 Renew tömésből 2 tömés fraktúrája már szignifikánsnak mutatkozott, azonban az alacsony esetszáma miatt ezt az eredményt kellő óvatossággal kell kezelni. A tömés felszíneinek száma alapján a Filtek Z250 tömőanyagánál szignifikánsan több eltérés adódott a háromfelszínű MOD töméseknél ($p < 0,001$). Bár hasonló tendencia figyelhető meg a másik három tömőanyagánál is, ezeknél nem volt statisztikailag kimutatható különbség (19. táblázat). Anyagtól függetlenül szignifikánsan több B kódot találtunk a széli elszíneződést ($p = 0,001$) és az anatómiai formát ($p = 0,02$) illetően a háromfelszínű töméseket vizsgálva. Az összes értékelte szempont közül a széli elszíneződés fordult elő (B kód) ($p = 0,027$) leggyakrabban. A moláris tömések 18%-a ($n=42$) készült alsó bölcsességfogakba. A fogcsoportokat vizsgálva a moláris és premoláris fogakba készült tömések hibái hasonló arányúak voltak (20. táblázat).

19. táblázat: Az A B+C kódok megoszlása anyagok és tömésfelszínek száma szerint.

Anyag	Tömésfelszínek száma			p-érték*
	B+C kódok 2 felszínű töméseknél (%)	B+C kódok 3 felszínű töméseknél (%)	B+C összes (%)	
Filtek Z250	31,4	70,3	45,6	0,000
Herculite XR	53,0	60,6	54,7	0,172
Gradia Direct	45,8	66,7	51,5	0,251
Renew	42,9	52,6	45,9	0,332

*Khi-négyzet próba ($p < 0,05$)

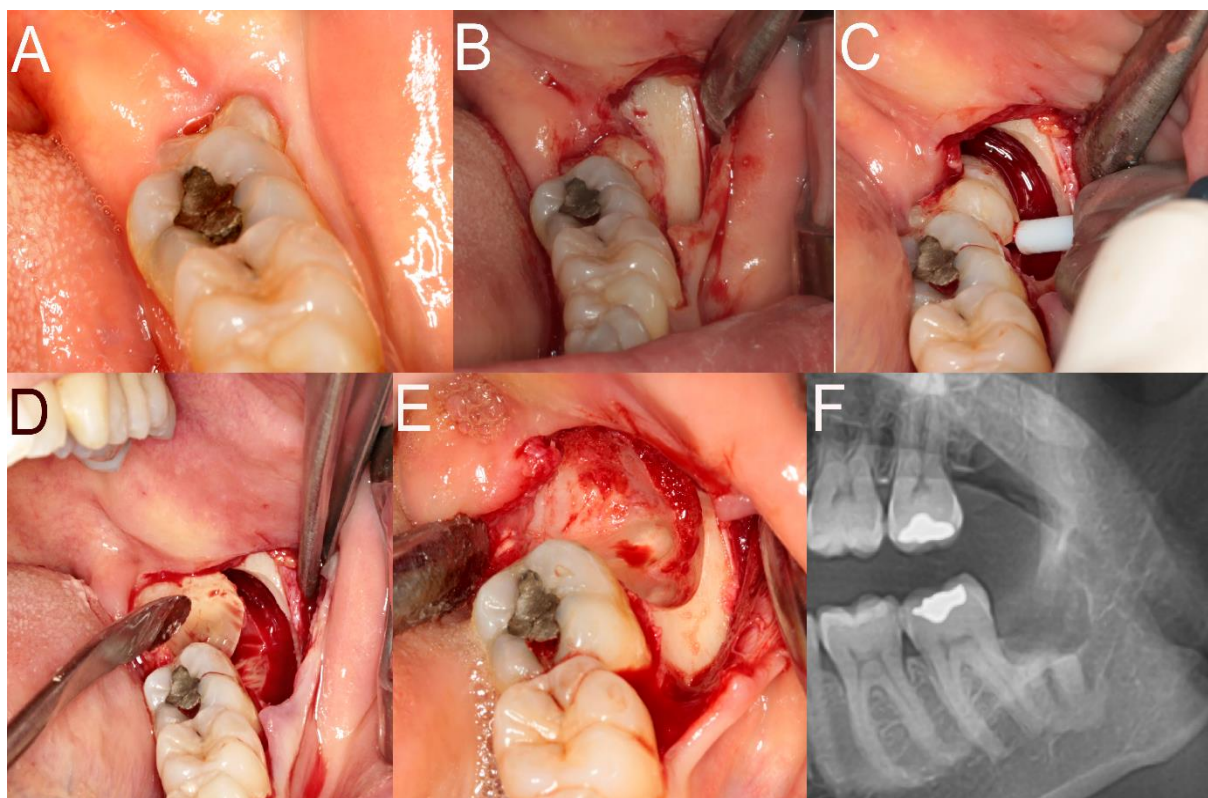
20. táblázat: Az A B+C kódok megoszlása anyagok és fogtípusok szerint.

Anyag	Fogtípus		B+C összes (%)	p-érték*
	B+C kódok molárisokban (%)	B+C kódok premolárisokban (%)		
Filtek Z250	47,9	41,4	45,6	0,574
Herculite XR	54,8	54,7	54,7	1,000
Gradia Direct	61,5	45,0	51,5	0,682
Renew	52,0	41,7	45,9	0,755

*Khi-négyzet próba ($p < 0,05$)

VI.7. A koronektómia fogszekciójának fűrőhüvellyel történő biztosítása

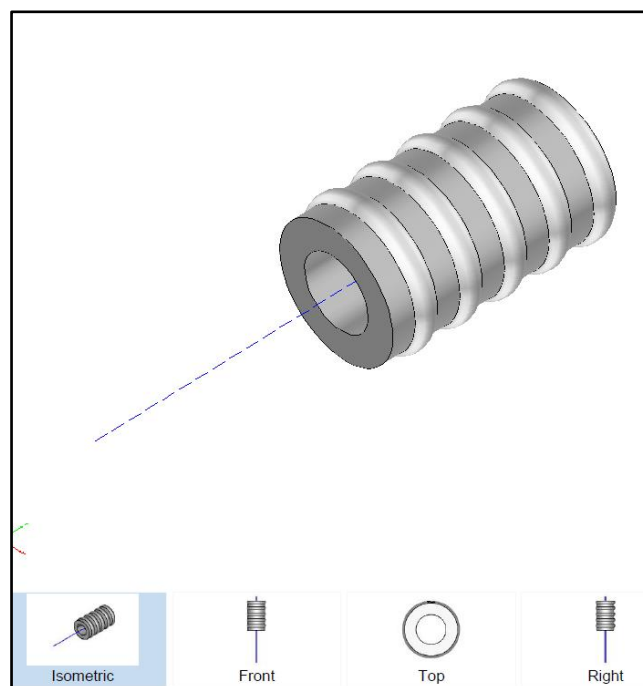
Műtétek közben a hüvely rögzülését stabilnak találtuk. Ami örömteli volt, hogy a fűrési mélységnek nemcsak egy vizuális jelzője volt, hanem annak fizikai behatárolója is. A koronai letörések könnyen, minimális erővel történhettek, a gyökerek mobilizációját nem észleltük és a lingvális kortikális sérülését sem (48-49. ábrák). Létrehoztunk ezután egy mm skálával ellátott fűrőhüvelyt is későbbi alkalmazásokhoz, amikor a műtéthez prompt, szék mellett igazítjuk, állítjuk be (egy szikével például) a hüvely megfelelő aktuális hosszát (50. ábra).



48. ábra: Az általunk tervezett fűrőhüvely klinikai alkalmasságának vizsgálata koronektómia közben. a) A részben előtört impaktált fog a szájban. A műtéti diagnosztika és indikáció az 52-54. oldalakon olvasható. b) Szulkuláris mukoperioszteális lebenyes feltárás. c) A fog mellett és mögött a szokásos csonteltétel történt vídia gömbfűrővel, majd bukkális irányból a fogszekció látható a fűrőhüvely segítségével. d) A pontos szekció után (0,5 mm lingvális foganyag tökéletesen épen maradt) a korona letörése minimális erővel történt. A gyökerek luxálódására így esély nem volt. e) A vágási felszínen minimális simítás és csontnívó alá süllyesztés történt. A vitális, gyulladásmentes gyökérpulpa enyhe vérzése jól látható. f) Az intraoperatív panorámaröntgen optimális szekciós mélységet mutat, meziális és disztális „zománcüskék” nélkül.



49. ábra: Fél évvel a korábbi koronektómia után a beteg panaszmentes, a gyökér vágásfelszín felett csontosodás figyelhető meg. A gyökérmigráció feltehetően a $\sim 180^\circ$ -os görbület miatt nem kifejezett.



50. ábra: A fűróhüvely mm skálával ellátott kivitelének terve. Itt a hüvely műtétéhez igazítása szék mellett is történhet.

AZ EXPERIMENTÁLIS VIZSGÁLATOK EREDMÉNYEI

VI.8.a. A vídia gömbfűrők kopottságának hatása az intraosszeális hőhatásokra és a preparációs időkre

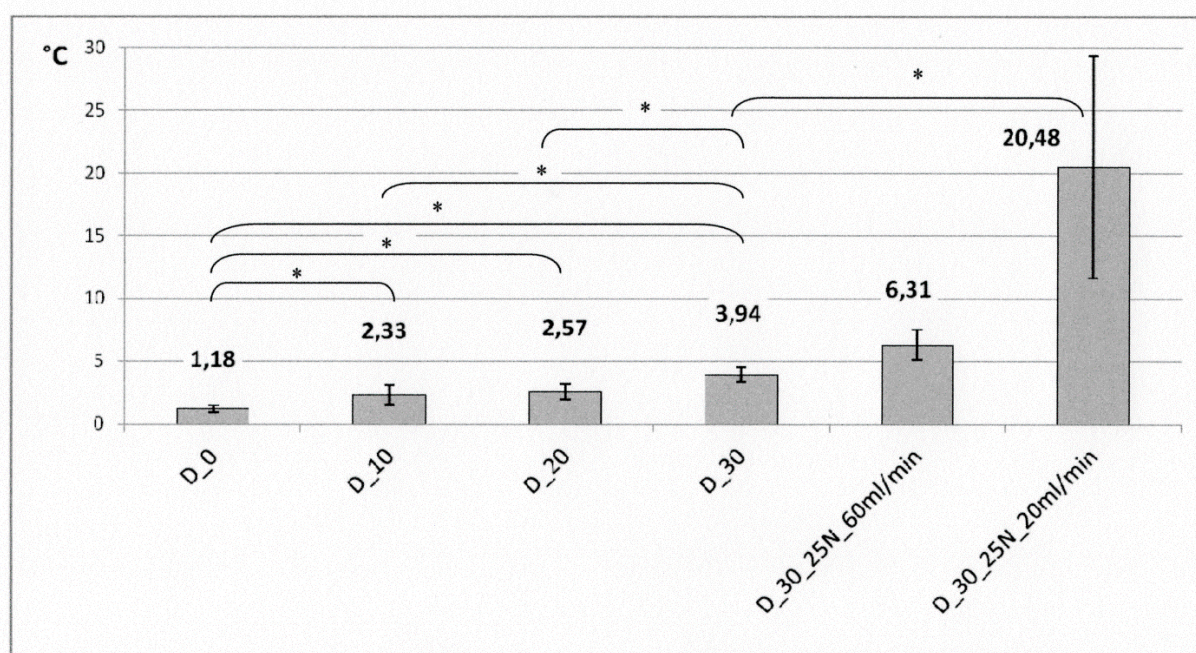
A kopott fűrők jellegzetes megjelenését már a módszerek részben bemutattam (27. ábra, 60. old.). A növekvő használatlaltal egyre nagyobb darabok hiányoztak a kereszt-bevágású vágóélekből. 20 koronektómia után a fűrők csúcsán lévő vágóélek is egyre tompábbnak mutatkoztak. 30 koronektómia után a vágóélek keresztirányú bevágásai majdnem teljesen eltűntek, és a fűrők szabályos kerek megjelenése elveszett. A fűrők által keltett preparációs hőket és időtartamokat a 21. táblázat mutatja be.

21. táblázat: A fúrások közben mért hőmérsékletek és időtartamok a vizsgálatban.

Fűrők	Hőtermelés (°C)				Preparációs idő (s)			
	Átlag	Szórás	Min	Max	Átlag	Szórás	Min	Max
D_0	1,18	0,28	0,6	1,7	2,52	1,16	1,40	4,70
D_10	2,33	0,77	0,8	3,3	8,31	2,88	4,37	12,35
D_20	2,57	0,57	1,5	3,6	13,29	5,66	4,64	21,90
D_30	3,94	0,62	2,8	4,7	31,48	12,93	13,81	51,02
D_30_25N_60ml/perc	6,31	1,23	4,7	8,2	Fúrési idők ≤ 3 s			
D_30_25N_20ml/perc	20,48	8,84	11,0	37,8				

Rövidítések: D_0: új fűrő; D_10: fűrő 10 koronektómia után; D_20: fűrő 20 koronektómia után; D_30: fűrő 30 koronektómia után; D_30_25N_60ml/perc: fűrő 30 koronektómia után, 25 N axiális nyomással és 60 ml/perc irrigációval; D_30_25N_20ml/perc: fűrő 30 koronektómia után, 25 N axiális nyomással és 20 ml/perc irrigációval

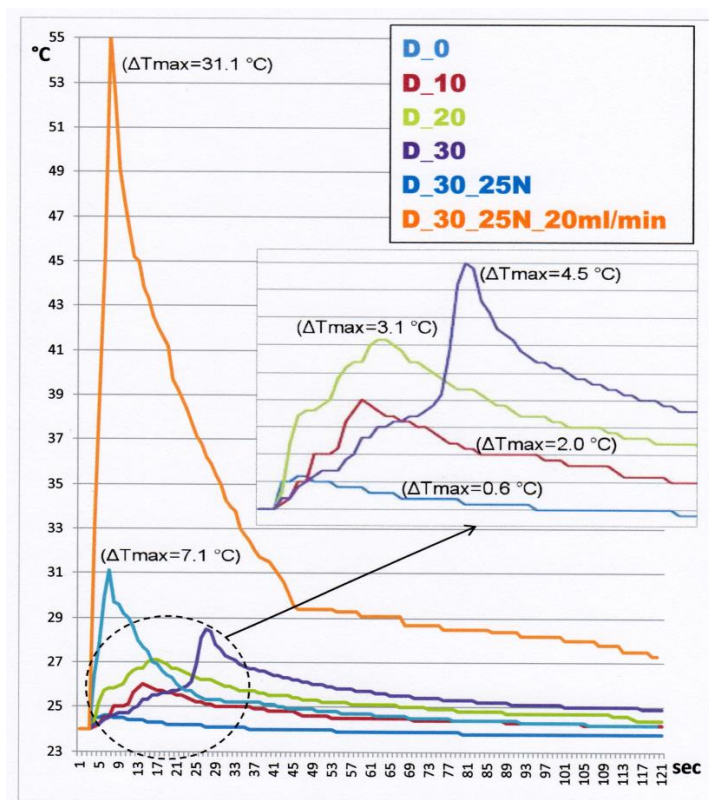
Látható, hogy a D_30 fűrők nagyobb axiális nyomással és redukált irrigációval átlagosan 20,5 °C-os hőmérséklet-emelkedést okoztak, míg a maximum hőmérséklet-emelkedések 37,8 °C körül voltak. Ezen értékeket a humán 37 °C-os környezetbe képzelve (minden hőmérsékletértékhez hozzáadva a szobahő és testhő különbségét) már 57,5 °C és 74,8 °C-os értékekről beszélhetünk. A szakirodalmi hőmérsékleti határérték (47 °C) feletti időtartamok nem haladták meg a 20 másodpercet. A különböző kopottságú fűrők hőtermelése szignifikánsan eltérő volt (ANOVA, $p < 0,001$). A post hoc teszt megmutatta, hogy csak a D_30-as fűrők (azonos hűtés, de eltérő nyomásértékek) és a D_10 és D_20 fűrők között nem volt eltérés ($p = 0,516$ és $p = 0,744$) (22. táblázat és 51. ábra).



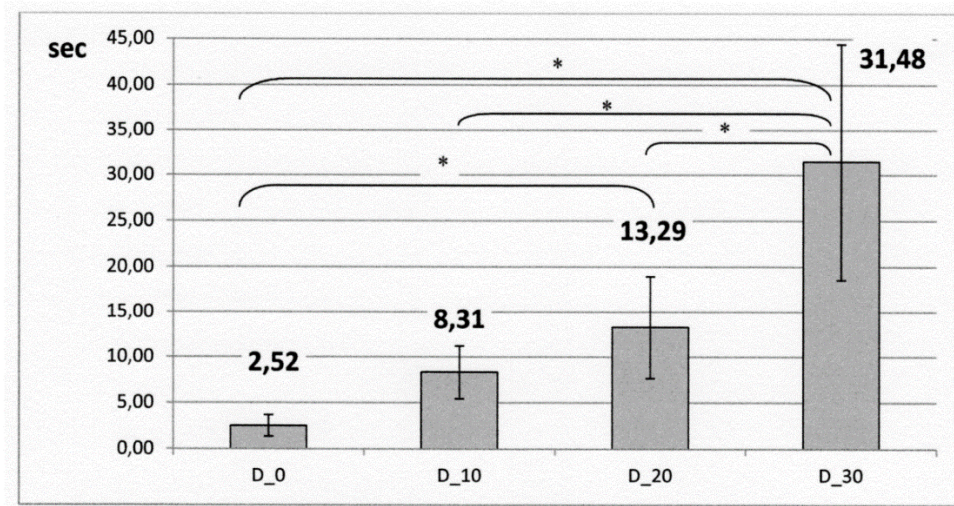
51. ábra: A vizsgált fúrók hőtermelésének alakulása. Rövidítések: D_0: új fúró; D_10: fúró 10 koronektómia után; D_20: fúró 20 koronektómia után; D_30: fúró 30 koronektómia után; D_30_25N_60ml/perc: fúró 30 koronektómia után, 25 N axiális nyomással és 60 ml/perc irrigációval; D_30_25N_20ml/perc: fúró 30 koronektómia után, 25 N axiális nyomással és 20 ml/perc irrigációval. Tukey HSD post hoc teszt.

Az 52. ábra mutatja az eltérő fúrók hőtermelési grafikonját az idő függvényében. Erről az ábráról láthatjuk, hogy a fokozott kopással magasabbak voltak a maximum értékek és lassabb volt a visszatérés a kiindulási hőmérsékletekre. Érdekes, hogy a D_10, D_20 és D_30 fúrókkal 120 másodperc sem volt elég a kiindulási hőmérsékletekre történő visszatéréshez.

A preparációs időtartamokból jól látszott, hogy a D_10 fúróval történő fúrás nem volt lassabb, mint a D_0-val ($p=0,294$) és hogy a D_20-as és D_10-es fúrókkal történő fúrások is azonos időeredményeket produkáltak ($p=0,425$). Ezzel szemben a D_0 fúró szignifikánsan gyorsabb volt, mint a D_20 és a D_30 fúrók (22. táblázat és 53. ábra).



52. ábra: A vizsgált fűrók hőtermelésének és annak időbeli alakulása, egy-egy kiragadott méréssel szemlélítve. Rövidítések: D_0: új fűró; D_10: fűró 10 koronektómia után; D_20: fűró 20 koronektómia után; D_30: fűró 30 koronektómia után; D_30_25N_60ml/perc: fűró 30 koronektómia után, 25 N axiális nyomással és 60 ml/perc irrigációval; D_30_25N_20ml/perc: fűró 30 koronektómia után, 25 N axiális nyomással és 20 ml/perc irrigációval.



53. ábra: A vizsgált fűrók fűrási időtartamainak alakulása. Rövidítések: D_0: új fűró; D_10: fűró 10 koronektómia után; D_20: fűró 20 koronektómia után; D_30: fűró 30 koronektómia után. Tukey HSD post hoc teszt.

22. táblázat: A vizsgálatban használt fúrók páronkénti összevetése.

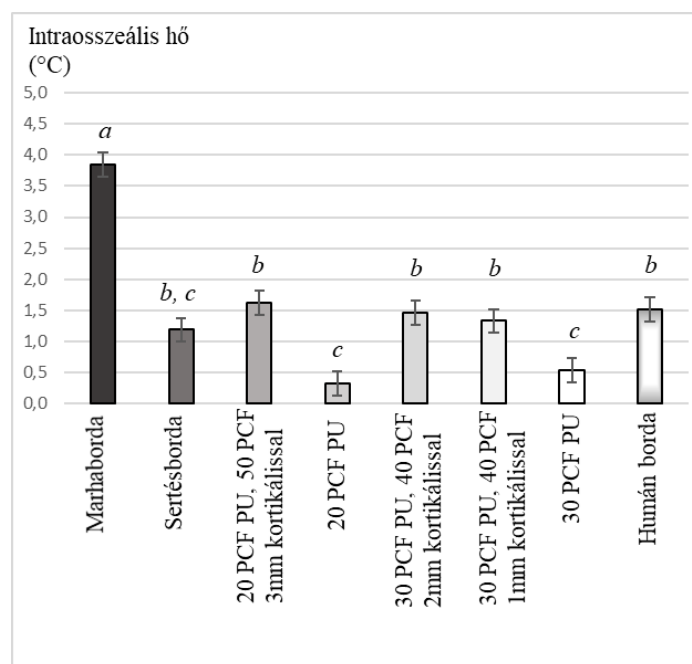
Fúrók összevetése		Hőtermelés különbségei				Preparációs idők különbségei			
		Az átlagok eltérései (°C)	95% CI		P érték*	Az átlagok eltérései (s)	95% CI		P érték*
			Alsó	Felső			Alsó	Felső	
D_10		1,14	0,56	1,72	< 0,001	5,79	-2,13	13,71	0,294
D_20 vs.	D_0	1,38	0,80	1,97	< 0,001	10,77	2,84	18,69	0,010
D_30		2,76	2,18	3,34	< 0,001	28,95	21,03	36,88	< 0,001
D_10 vs.	D_20	-0,24	-0,94	0,45	0,744	-4,98	-14,45	4,50	0,425
D_10 vs.	D_30	-1,62	-2,31	-0,92	< 0,001	-23,16	-32,64	-13,69	< 0,001
D_20 vs.	D_30	-1,38	-2,07	-0,68	< 0,001	-18,19	-27,66	-8,72	< 0,001
D_30 vs.	D_30_25N_60ml/perc	-2,43	-8,05	3,19	0,516	Fúrési idők ≤ 3 másodperc voltak			
D_30 vs.	D_30_25N_20ml/perc	-16,59	-22,21	-10,97	< 0,001				

Rövidítések: D_0: új fúró; D_10: fúró 10 koronektómia után; D_20: fúró 20 koronektómia után; D_30: fúró 30 koronektómia után; D_30_25N_60ml/perc: fúró 30 koronektómia után, 25 N axiális nyomással és 60 ml/perc irrigációval; D_30_25N_20ml/perc: fúró 30 koronektómia után, 25 N axiális nyomással és 20 ml/perc irrigációval; 95% CI, 95%-os konfidenciaintervallum

* Tukey-féle HSD post hoc teszt.

VI.8.b. Az *in vitro* csontszimulációs modellek összehasonlításának eredményei

A csontokban és a csontmodellekben történő fúrások átlagos hőmérséklet emelkedései az 54. ábrán és 23. táblázatban láthatók. Megállapítható, hogy a legmagasabb hőmérsékletek a marhabordában keletkeztek ($p < 0,001$). Semelyik másik modell nem volt képes ezen hőmérsékleteket reprodukálni.



54. ábra: A vizsgált csontokban és csontmodellekben keletkező hőmérsékletek a fúrások során. Az eltérő betűk jelölik a szignifikáns eltéréseket. PCF, font/ köbláb; PU, poliuretán. Tukey HSD post hoc teszt.

23. táblázat: A keletkező hőmérsékletek és fúrási idők megoszlása a különböző csontmodellekben.

A vizsgált csont és csontmodell	Átlagos hőmérséklet-emelkedések (°C)	Szórás	Átlagos fúrási idők (s)	Szórás
Humán borda	1,52	0,19	1,11	0,14
Marhaborda	3,85	1,07	5,08	0,54
Sertésborda	1,18	0,28	2,52	1,16
20 PCF PU, 50 PCF 3mm kortikálissal	1,63	0,32	1,09	0,05
20 PCF PU	0,32	0,12	0,47	0,04
30 PCF PU, 40 PCF 2mm kortikálissal	1,46	0,40	1,68	0,09
30 PCF PU, 40 PCF 1mm kortikálissal	1,33	0,24	1,47	0,16
30 PCF PU	0,54	0,11	0,77	0,06
Rövidítések: PCF, font/ köbláb; PU, poliuretán				

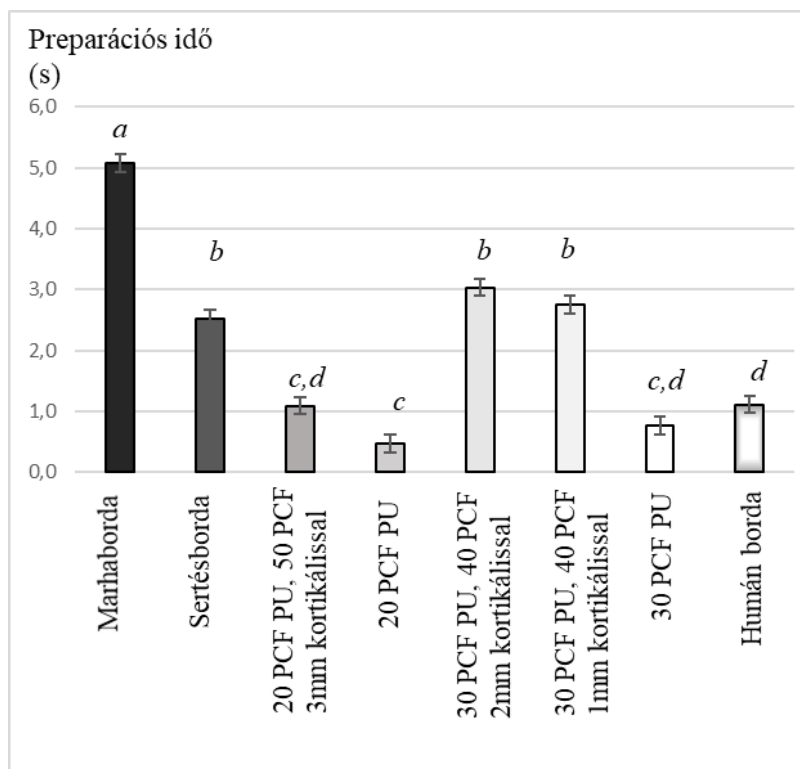
A humán bordában mérhető hőmérsékletek teljes egészében reprodukálhatók voltak a kortikálissal borított PU blokkokkal vagy a sertésbordákkal (24. táblázat).

24. táblázat: A humán bordacsont és a csontszimulációs anyagok összehasonlítása.

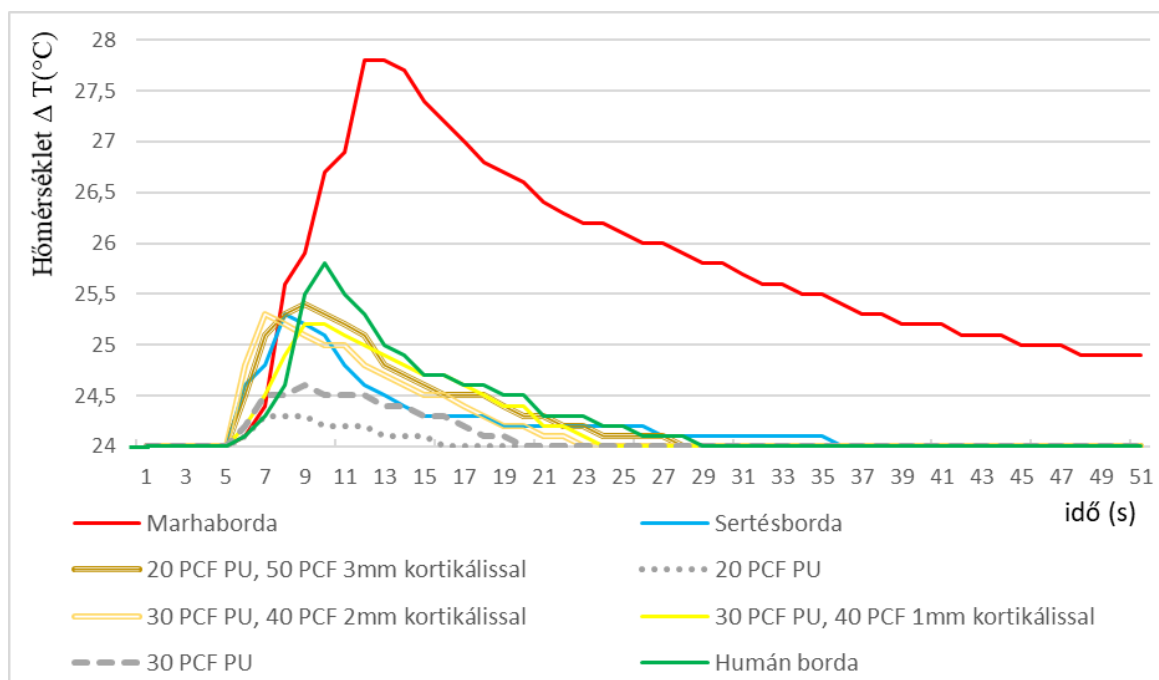
Az összehasonlított csontmodellek		A preparációs hő különbségei				A preparációs idők különbségei			
		Átlagok különbségei (°C)	95% CI		P érték*	Átlagok különbségei (s)	95% CI		P érték*
			Alsó	Felső			Alsó	Felső	
Humán bordacsont vs.	Marhaborda	-2,34	-2,93	-1,74	<0,001	-3,97	-4,59	-3,33	<0,001
	Sertésborda	0,34	-0,26	0,93	0,66	-1,41	-2,07	-0,75	<0,001
	20 PCF PU, 50 PCF 3mm kortikálissal	-0,11	-0,70	0,49	0,999	0,02	-0,61	0,65	1,00
	20 PCF PU	1,20	0,60	1,79	<0,001	0,65	0,02	1,28	0,04
	30 PCF PU, 40 PCF 2mm kortikálissal	0,05	-0,61	0,72	1,00	-1,93	-2,61	-1,24	<0,001
	30 PCF PU, 40 PCF 1mm kortikálissal	0,19	-0,48	0,86	0,986	-1,64	-2,32	-0,96	<0,001
	30 PCF PU	0,98	0,31	1,65	<0,001	0,35	-0,36	1,05	0,79
Rövidítések: PCF, font/ köbláb; PU, poliuretán; 95% CI, 95% konfidenciaintervallum									
* Tukey-féle HSD post hoc teszt									

A 20 PCF PU ($p < 0,001$) és a 30 PCF PU ($p < 0,001$) blokkokban szignifikánsan kevesebb hő képződött, mint a humán bordában. A kortikális nélküli PU blokkokban a kortikálissal borított PU blokkokhoz képest jelentősen kevesebb hő termelődött, ugyanakkor a két kortikális nélküli PU blokkban közel azonos ($p = 0,968$).

A preparációs időket a fenti táblázatokban és az alábbi ábrán is megtekinthetjük (23. és 24. táblázatok, ill. 55. ábra). A fűrészi idők azt mutatták, hogy a marhacsontot lehetett szignifikánsan a leglassabban preparálni ($p < 0,001$). A sertésbordában látott fűrészi idők hasonlóak voltak a kortikálissal borított 30 PCF PU blokkokéhoz ($p = 0,335$ és $p = 0,973$). Érdekes volt, hogy a másik gyártó 20 PCF blokkját a 3 mm-es kortikálissal szignifikánsan gyorsabban lehetett megfűrészelni, mint a sertésbordát ($p < 0,001$), viszont a humán borda és 30 PCF kortikális blokk fűrészi időikkel azonosan. A humán csontok összevetését a többi vizsgált modellével a 24. táblázat foglalja össze. Emellett a nyolc vizsgált modell egy-egy random kiválasztott fűrészi hőgrafikonját az idő függvényében a 56. ábrán mutatjuk be.



55. ábra: A vizsgált csontokban és csontmodellekben mért fűrási idők alakulása. Az eltérő betűk a szignifikáns különbségeket mutatják. PCF, font/ köbláb; PU, poliuretán. Tukey HSD post hoc teszt.



56. ábra: A vizsgált csontokban és csontmodellekben keletkező hőmérsékletek időbeli alakulása, nyolc, random módon kiragadott mérési görbe ábrázolásával. PCF, font/ köbláb; PU, poliuretán

VI.8.c. A legoptimálisabb intraosseális hőhatással és preparációs idővel járó fúrási paraméterek meghatározása

A hőmérsékletadatokból kitűnik, hogy egyik fúróval sem léptük át a humán környezetre kalkulált 47 °C-os szakirodalmi határértéket (57. és 58. ábrák). Amennyiben az Iyer-féle határértéket nézzük (4,3 °C-os emelkedés), akkor látjuk, hogy 25 N axiális nyomással mind az új, mind a használt fúrókkal megközelítettük vagy meghaladtuk azt. A 25. táblázat alapján látható, mely fúrási körülmények voltak egymástól szignifikánsan eltérők. Az új fúrók esetén, a 10 N axiális nyomáson jelentős hőtermelés-eltérés mutatkozott a 16000-es és a 40000-es fordulatszámok között. A 25 N axiális nyomással történő fúrások több hőt termeltek, mint bármely más alacsonyabb nyomásértékkel. A 3 N és 10 N nyomással történő fúrások között egyedül a 40000 min⁻¹ fordulatszámon mutatkozott különbség. A kopott fúróknál minden nyomásértéken a legmagasabb fordulatszámmal történő fúrások termelték a legtöbb hőt. Amíg 25 N nyomás mellett minden fordulatszámon a legmagasabb hőmérsékletek keletkeztek, addig 10 N és 3 N nyomásnál csak a legmagasabb fordulatszámnál tért el a hőmérséklet-emelkedés. Összességében érdekes volt, hogy 3 N axiális nyomás mellett minden fordulatszámon és a fúró használatától függetlenül az átlagos hőmérséklet-emelkedések 2 °C alatt maradtak.

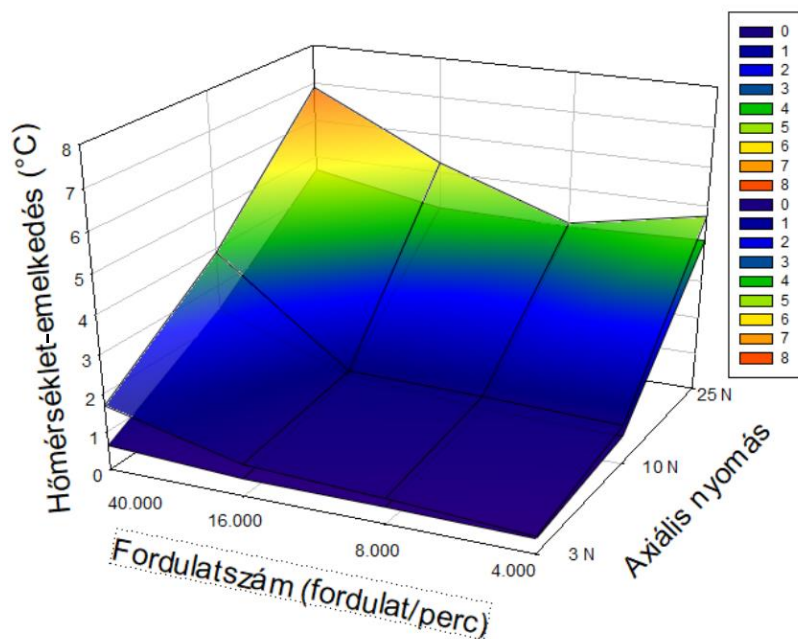
25. táblázat: A hőmérséklet-emelkedések a különböző fúrási paraméterekkel.

	Axiális nyomás	Fordulatszám (fordulat/perc= min ⁻¹)				P érték*
		4000 min ⁻¹	8000 min ⁻¹	16000 min ⁻¹	40000 min ⁻¹	
Új fúrók	3 N	0,39(0,30) ^{a A}	0,44(0,16) ^{a A}	0,45(0,14) ^{a A}	0,64(0,28) ^{a A}	0,168
	10 N	0,74(0,18) ^{a A}	0,83(0,21) ^{a A}	1,14(0,16) ^{b A}	2,36(0,30) ^{c B}	<0,001
	25 N	4,10(0,82) ^{a B}	3,99(1,13) ^{a B}	4,03(1,09) ^{a B}	4,64(0,53) ^{a C}	0,473
	P érték**	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	
Kopott fúrók	3 N	0,45(0,16) ^{a A}	0,66(0,41) ^{a A}	0,83(0,17) ^{a A}	1,69(0,94) ^{b A}	<0,001
	10 N	1,03(0,17) ^{a A}	1,16(0,16) ^{a A}	1,24(0,12) ^{a A}	3,89(0,42) ^{b B}	<0,001
	25 N	4,74(1,13) ^{a B}	4,08(0,54) ^{a B}	5,26(0,72) ^{a B}	6,89(1,16) ^{b C}	<0,001
	P érték**	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	

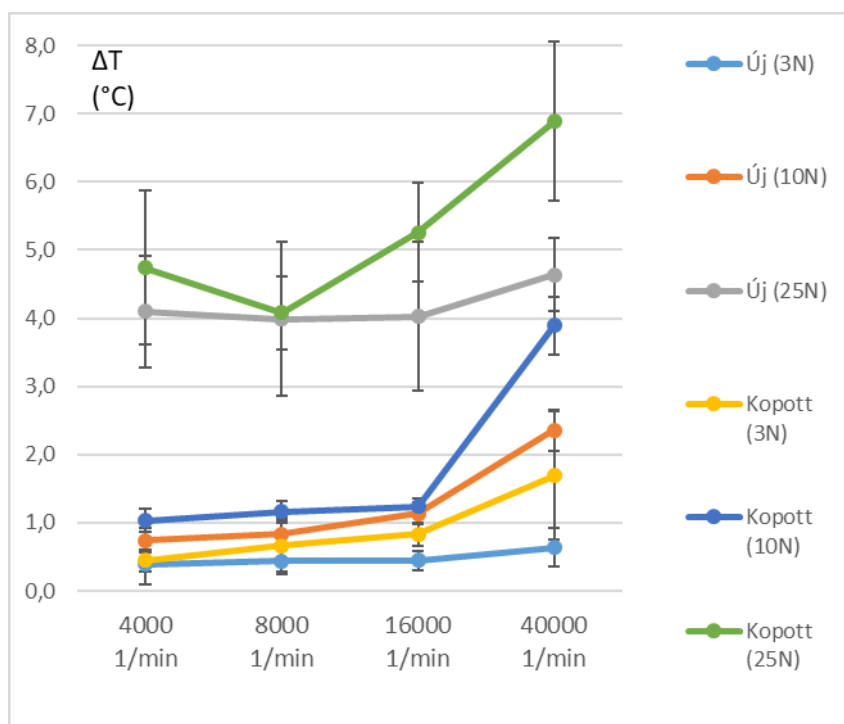
Rövidítések: N, newton

* Az eltérő kisbetűk a soron belüli statisztikai különbségeket mutatják. Tukey-féle HSD post hoc teszt.

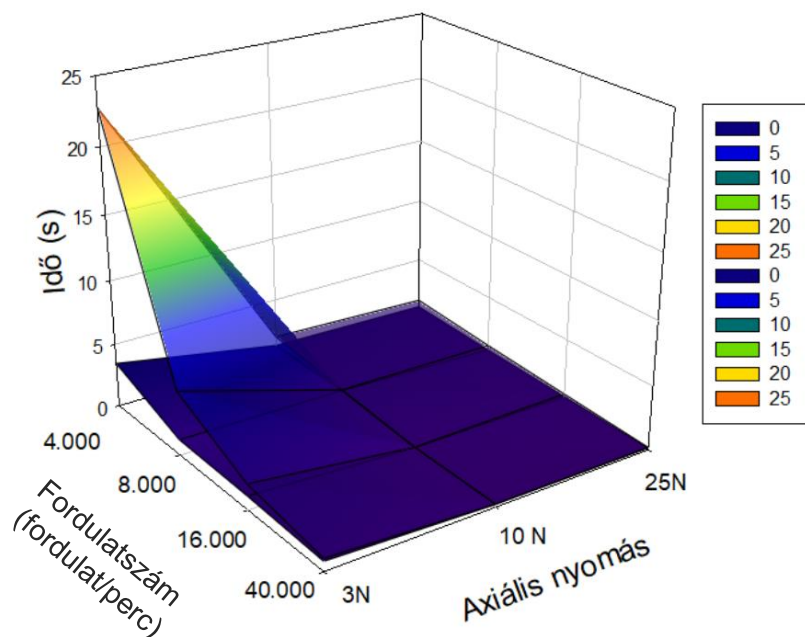
** Az eltérő nagybetűk az oszlopon belüli statisztikai különbségeket mutatják. Tukey-féle HSD post hoc teszt.



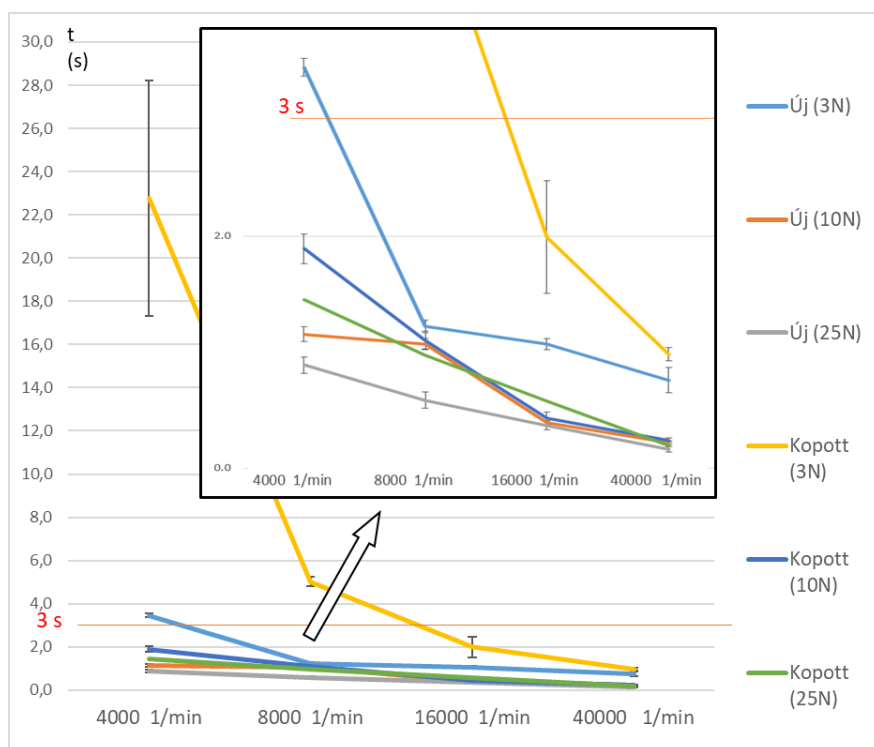
57. ábra: A fúrások során keltett hőmérsékletek háromdimenziós grafikus ábrázolása a fúrási paraméterek tükrében. Áttetsző felső réteg= használt fűrők; alsó réteg= új fűrők.



58. ábra: Az átlagos fúrési hőmérséklet-emelkedések az eltérő axiális nyomás és fordulatszám csoportokban. Rövidítések: 1/min, fordulat/perc.



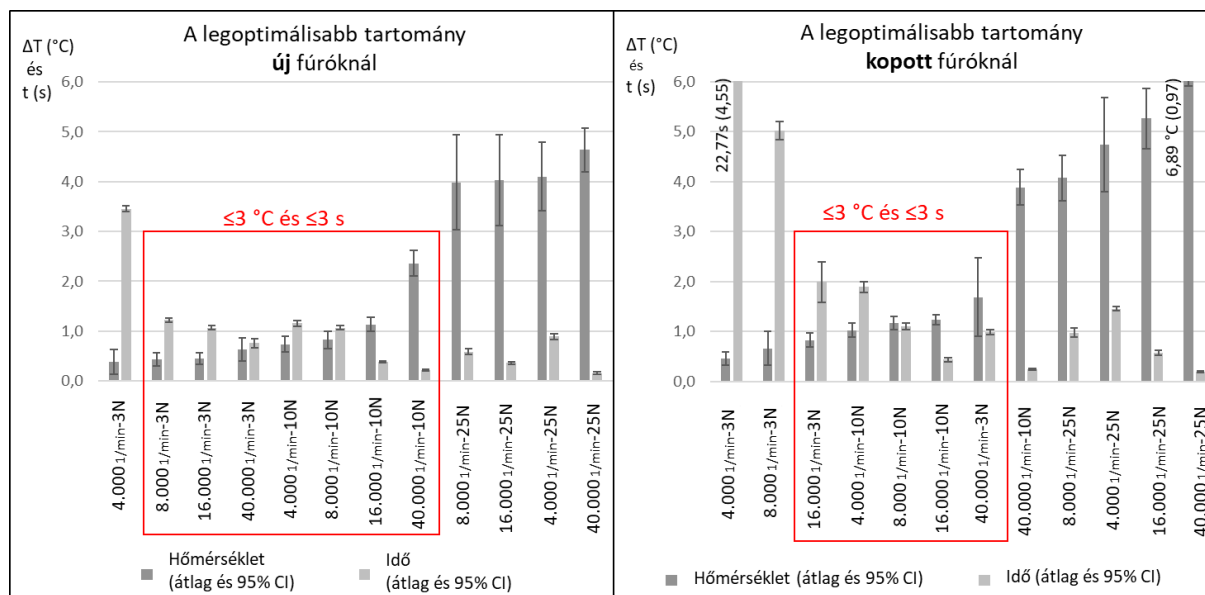
59. ábra: Az átlagos fúrási idők alakulásának háromdimenziós grafikus ábrázolása a fúrási paraméterek tükrében. Áttetsző felső réteg= használt fűrók; alsó réteg= új fűrók.



60. ábra: Az átlagos fúrási idők alakulása az eltérő axiális nyomás és fordulatszám csoportokban. Rövidítések: 1/min, fordulat/perc.

A fúrási idők tekintetében kb. 5-20-szoros különbségek mutatkoztak a leglassabb és a leggyorsabb fordulatszámokon történő fúrások között, azonos axiális nyomások mellett (59-60. ábrák). 40000-es fordulatszámra az új és a használt fúrók közötti különbségek minimálisak voltak. Amikor az 5 mm mély üreg klinikailag elfogadható fúrási idejének a 3 másodpercet határoztuk meg, szembetűnő lett, hogy a kopott fúrókkal a legalacsonyabb axiális nyomással és a két legalacsonyabb fordulatszámmal sokkal több idő kellett annál (6-tól 22,5 másodpercig). Ugyanakkor a hőtermelések ezen lassú fúrásoknál teljesen elfogadhatóak voltak.

Az átlagos időtartamok, amíg a fúrásokkor keltett hőmérsékletek az eredeti értékekre visszaestek, egyedül kopott fúróknál és 25 N esetén volt hosszabb, mint 30 másodperc. Ugyanakkor 25 N mellett a különböző fordulatszámokon nagyon eltérően alakultak ($p < 0,001$). 4000-es fordulatszámra ($92 \pm 14,41$ s) hasonló volt, mint 8000-es fordulaton ($60,4 \pm 3,85$ s), de jelentősen hosszabb volt, mint 16000-es ($40,8 \pm 2,77$ s; $p = 0,045$) és 40000-es fordulaton ($29,2 \pm 4,32$ s; $p < 0,001$). 16000-es és 40000-es fordulaton a csontmodell eredeti hőmérsékletre hűlésének időtartamában nem volt különbség. 3 N és 10 N értékeknél a csontmodellek visszahűléséhez szükséges idő, minden fordulatszámra 11 és 26 másodperc között volt. Fontos megjegyezni, hogy míg a két legalacsonyabb fordulatszámmal és 3 N axiális nyomással a kopott fúrók extrém hosszú ideig preparáltak, addig 25 N mellett a leghosszabb ideig tartott visszahűlni a csontmodelleknek.



61. ábra: A fúrási paraméterek, ahol a fúrási idők és fúrási hőmérsékletek optimális tartományba estek. A piros négyzetekben az általunk optimálisnak titulált ($3\text{ }^{\circ}\text{C}$ -nál kevesebb hő termelő és 3 másodpercnél gyorsabb) preparációs paraméterekhez tartozó hőmérsékletek és időtartamok találhatók.

Amikor az optimális fűrészekhez a 3 °C-os és 3 másodperces értékeket társítottuk, meg tudtuk határozni, mely paraméterek együttese volt optimális (61. ábra). Az optimális és szuboptimális kategóriák között pedig statisztikailag szignifikáns különbséget sikerült kimutatni (26. táblázat).

26. táblázat: Az optimális és szuboptimális fűrészi paraméterek összevetése.

Fűrészi paraméter		Hőmérséklet	Idő
Optimális , a fűrészi hő és idők tekintetében	Átlag	1,06 ^A	0,97 ^a
	N	96	96
	Szórás	0,48	0,45
Szuboptimális , a hőmérsékletek miatt	Átlag	4,40 ^B	0,57 ^b
	N	72	72
	Szórás	1,36	0,41
Szuboptimális , az időtartamok miatt	Átlag	0,54 ^C	5,92 ^c
	N	24	24
	Szórás	0,28	8,02
Összes	Átlag	2,32	2,04
	N	192	192
	Szórás	1,99	4,59

Rövidítések: A különböző kis és nagybetűk az átlagok statisztikailag szignifikáns eltérését jelzik. Kruskal-Wallis próba, Dunn-féle páronkénti összevetéssel, $p < 0,05$.

VI.9. A *canalis mandibulae*-t közelítő és fenesztráló csontelvételek

A canalison belüli és a csontfelszíni hőmérsékletek alakulását a vizsgált preparációs módokkal a 27. táblázat és a 62. ábra mutatja be. A canalison belüli hőmérsékletek szignifikánsan magasabbak voltak, mint a csontfelszíniek szobahőmérsékletű hűtőfolyadék esetén, ám hűtött irrigációval ezen különbség eltűnt. A legmagasabb hőmérsékleteket a **PT_D** és **PT_S** csontelvételeknél láttuk, míg a **DD** és **TCD** preparáció azonos hőket keltett (27-29. táblázatok, 62-63. ábrák). A csontfelszínen a **TCD** szignifikánsan kevesebb hőt termelt, mint a **PT_D** ($p=0,034$). Néhány **PT_D** preparálásnál a csontfelszín hőmérséklete meghaladta a 10 °C-ot, ami humán környezetre kalkulálva már a 47 °C-os szakirodalmi határérték feletti, ám bár sosem tartott 20 másodpercnél tovább. Ezzel szemben a **PT_D** és **PT_S** preparációknál a canalisban a potenciálisan káros hőmérséklet szinte mindig 30 másodpercnél tovább tartott, sokszor az egy percet is közelítve (65. ábra).

27. táblázat: A regisztrált hőképződés és preparációs idők a vizsgált csontelvételi módoknál.

Csonpreparációs módszerek	A hőmérséklet regisztráció helye	Hőtermelés (°C)				P érték*	Preparációs idő (s)			
		Átlag	Szórás	Min	Max		Átlag	Szórás	Min	Max
Gyémánt gömbfúró (DD)	Canalis mandibulae	3,82	1,92	1,10	7,50	0,002	122,0	24,7	80,0	156,0
	Csontfeszín	2,78	1,18	0,80	4,50					
Vidia gömbfúró (TCD)	Canalis mandibulae	2,33	1,33	0,60	4,10	0,02	52,0	6,0	40,0	61,0
	Csontfeszín	1,97	1,17	0,40	3,80					
Piezoelektromos gyémánt gömb (PT_D)	Canalis mandibulae	13,03	5,03	6,90	24,00	0,00	127,2	31,2	81,0	174,0
	Csontfeszín	7,65	3,65	4,40	18,60					
Piezoelektromos fűrész (PT_S)	Canalis mandibulae	13,58	3,85	7,70	19,20	0,03	66,8	9,2	56,0	83,0
	Csontfeszín	5,40	2,11	3,10	11,50					
Előfúrás vidia gömbfúróval, majd piezoelektromos gyémánt gömb befejezés (hűtött irrigáció ~7°C) (TCD+PT_D_7°C)	Canalis mandibulae	3,58	1,43	1,60	6,10	0,94	140,7	22,9	110,0	197,0
	Csontfeszín	3,53	0,77	2,10	5,10					
Előfúrás vidia gömbfúróval, majd piezoelektromos fűrész befejezés (hűtött irrigáció ~7°C) (TCD+PT_S_7°C)	Canalis mandibulae	3,78	1,31	2,10	6,80	0,97	69,7	8,0	59,0	86,0
	Csontfeszín	3,75	0,82	2,16	5,08					

* Páros t-teszt

28. táblázat: A különböző csontelvételek a canalis mandibulae-ban keltett hőmérsékletek szempontjából.

A csontelvételi módok összehasonlítása		A hőmérsékletek összevetése			
		Az átlagok különbségei (°C)	95% CI		P érték*
			Alsó	Felső	
PT_D	vs. TCD+PT_D_7°C	9,4	2,7	16,2	0,015
PT_S	vs. TCD+PT_S_7°C	9,8	4,9	14,7	0,003
TCD+PT_D_7°C	vs. TCD+PT_S_7°C	-0,2	-2,4	2,1	0,86
PT_D	vs. TCD+PT_S_7°C	9,3	2,5	16,0	0,016
PT_S	vs. TCD+PT_D_7°C	10,0	5,1	14,9	0,002

Rövidítések: PT_D, piezoelektromos gyémánt gömb; DD, gyémánt gömbfúró; TCD, vidia gömbfúró; PT_S, piezoelektromos fűrész; TCD+PT_D_7°C, előfúrás vidia gömbfúróval, majd piezoelektromos gyémánt gömb befejezés; TCD+PT_S_7°C, előfúrás vidia gömbfúróval, majd piezoelektromos fűrész befejezés; 95% CI, 95%-os konfidenciaintervallum. * Független mintás t-próba.

29. táblázat: A különböző csontpreparációs módok összehasonlítása hőmérsékleti szempontból szobahőmérsékletű hűtőfolyadékkal.

A vizsgált csontelvételi módok összehasonlítása			A hőtermelés különbségei Canalis mandibulae				A hőtermelés különbségei Csontfelszín			
			Az átlagok különbségei (°C)	95% CI		P érték *	Az átlagok különbségei (°C)	95% CI		P érték *
				Alsó	Felső			Alsó	Felső	
PT_D	vs.	DD	9,2	2,4	16,1	0,006	4,9	-0,5	10,2	0,082
		TCD	10,7	3,9	17,6	0,002	5,7	0,3	11,0	0,034
		PT_S	-0,6	-7,4	6,3	0,996	2,3	-3,1	7,6	0,641
DD	vs.	TCD	1,5	-5,4	8,3	0,929	0,8	-4,5	6,2	0,973
DD	vs.	PT_S	-9,8	-16,6	-2,9	0,004	-2,6	-7,9	2,7	0,536
TCD	vs.	PT_S	-11,3	-18,1	-4,4	0,001	-3,4	-8,8	1,9	0,307

Rövidítések: PT_D, piezoelektromos gyémánt gömb; DD, gyémánt gömbfűrő; TCD, vídia gömbfűrő; PT_S, piezoelektromos fűrész; 95% CI, 95%-os konfidenciaintervallum

* Tukey-féle HSD post hoc teszt

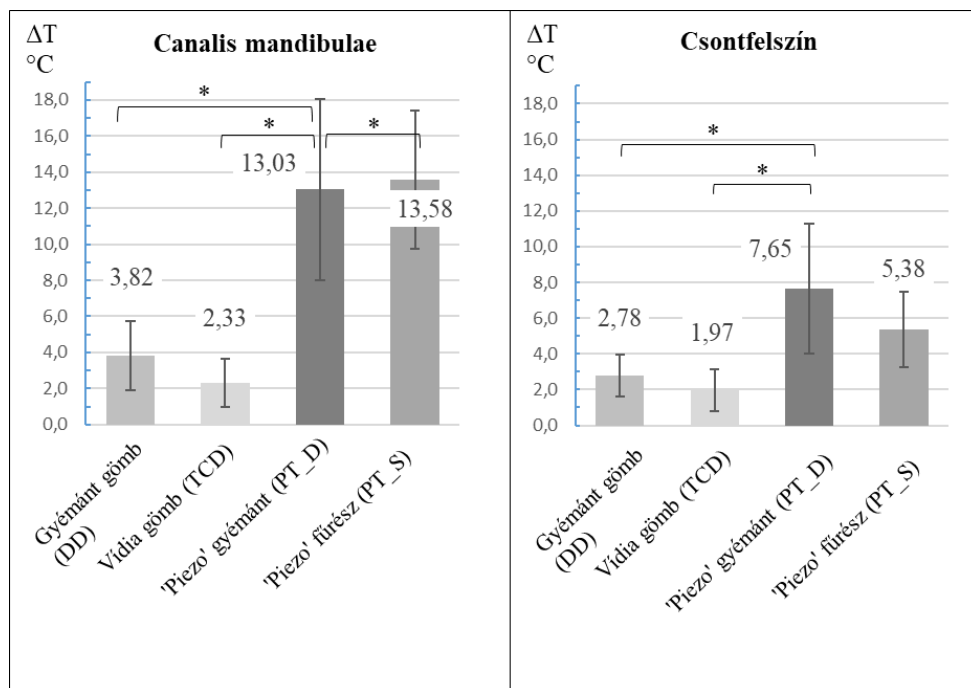
Az előfűrés **TCD**-vel majd preparálás „piezo-végződésekkkel” és a hűtött irrigáció kombinációja (**TCD+PT_D_7°C** és **TCD+PT_S_7°C**), effektíven képes volt csökkenteni a canalis hőmérsékleteit. Ezen csontelvételeket elneveztük kombinált csontelvételi módnak. Ha a kombinált módokat a **PT_D** és **PT_S** preparációkhoz hasonlítjuk, akkor annál mintegy 9,5 °C-kal alacsonyabb hőmérsékleteket produkáltak ($p=0,015$ és $p=0,003$). A két kombinált csontelvételi mód között, azaz a **TCD+PT_D_7°C** és **TCD+PT_S_7°C** között, a canalis hőmérsékletek tekintetében nem volt különbség ($p=0,860$) (27-28. táblázatok és 63. ábra).

30. táblázat: A különböző csontelvételi módok preparációihoz szükséges időtartamok.

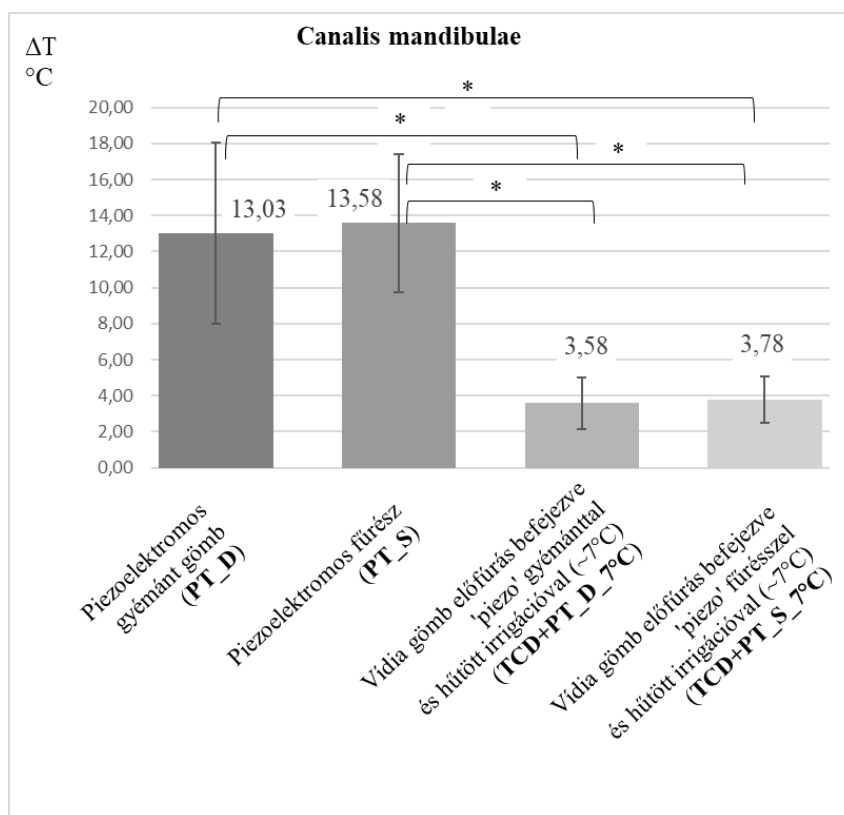
A csontelvételi módok összehasonlítása			A preparációs idők különbségei			
			Az átlagok különbségei (s)	95% CI		P érték *
				Alsó	Felső	
PT_D	vs.	DD	5,2	-70,9	81,3	1,000
		TCD	75,2	2,5	147,8	0,043
		PT_S	92,0	19,5	164,5	0,104
		TCD+PT_D_7°C	-13,5	-90,3	63,3	1,000
		TCD+PT_S_7°C	60,3	-11,5	132,1	0,125
DD	vs.	TCD	70,0	11,2	128,8	0,023
		PT_S	55,2	-2,8	113,2	0,063
		TCD+PT_D_7°C	-18,7	-86,9	49,6	0,994
		TCD+PT_S_7°C	52,3	-5,9	110,6	0,080
TCD	vs.	PT_S	-14,8	-37,1	7,4	0,307
TCD	vs.	TCD+PT_D_7°C	-88,7	-149,1	-28,3	0,008
TCD	vs.	TCD+PT_S_7°C	-17,7	-38,1	2,8	0,108
PT_S	vs.	TCD+PT_D_7°C	-73,8	-133,5	-14,2	0,018
PT_S	vs.	TCD+PT_S_7°C	-2,8	-26,8	21,2	1,000
DD			-347,5	-543,4	-151,6	0,003
TCD			-417,5	-618,3	-216,7	0,002
PT_D			-342,3	-536,9	-147,7	0,003
PT_S	vs.	PT_3°Cmax	-402,7	-602,9	-202,4	0,002
TCD+PT_D_7°C			-328,8	-524,6	-133,1	0,004
TCD+PT_S_7°C			-399,8	-600,3	-199,4	0,002

Rövidítések: PT_D, piezoelektromos gyémánt gömb; DD, gyémánt gömbfűrő; TCD, vídia gömbfűrő; PT_S, piezoelektromos fűrész; TCD+PT_D_7°C, előfűrés vídia gömbfűrővel, majd piezoelektromos gyémánt gömb befejezés hűtött irrigációval; TCD+PT_S_7°C, előfűrés vídia gömbfűrővel, majd piezoelektromos fűrész befejezés hűtött irrigációval; PT_3°Cmax, piezoelektromos preparálás, ahol a canalis hőmérséklet-emelkedést 3°C alatt tartottuk; 95% CI, 95%-os konfidenciaintervallum

* Dunett-féle T3 post hoc teszt

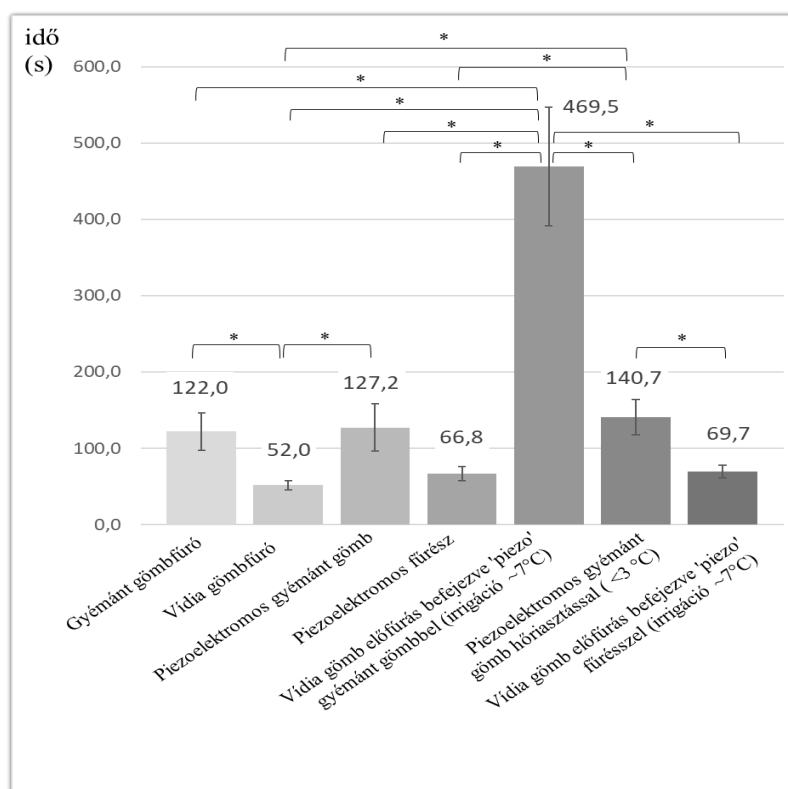


62. ábra: A különböző preparálási módoknál tapasztalt hőmérséklet-emelkedések a canalis mandibulae-ban és a csontfelszínen. Tukey-féle HSD post hoc teszt.



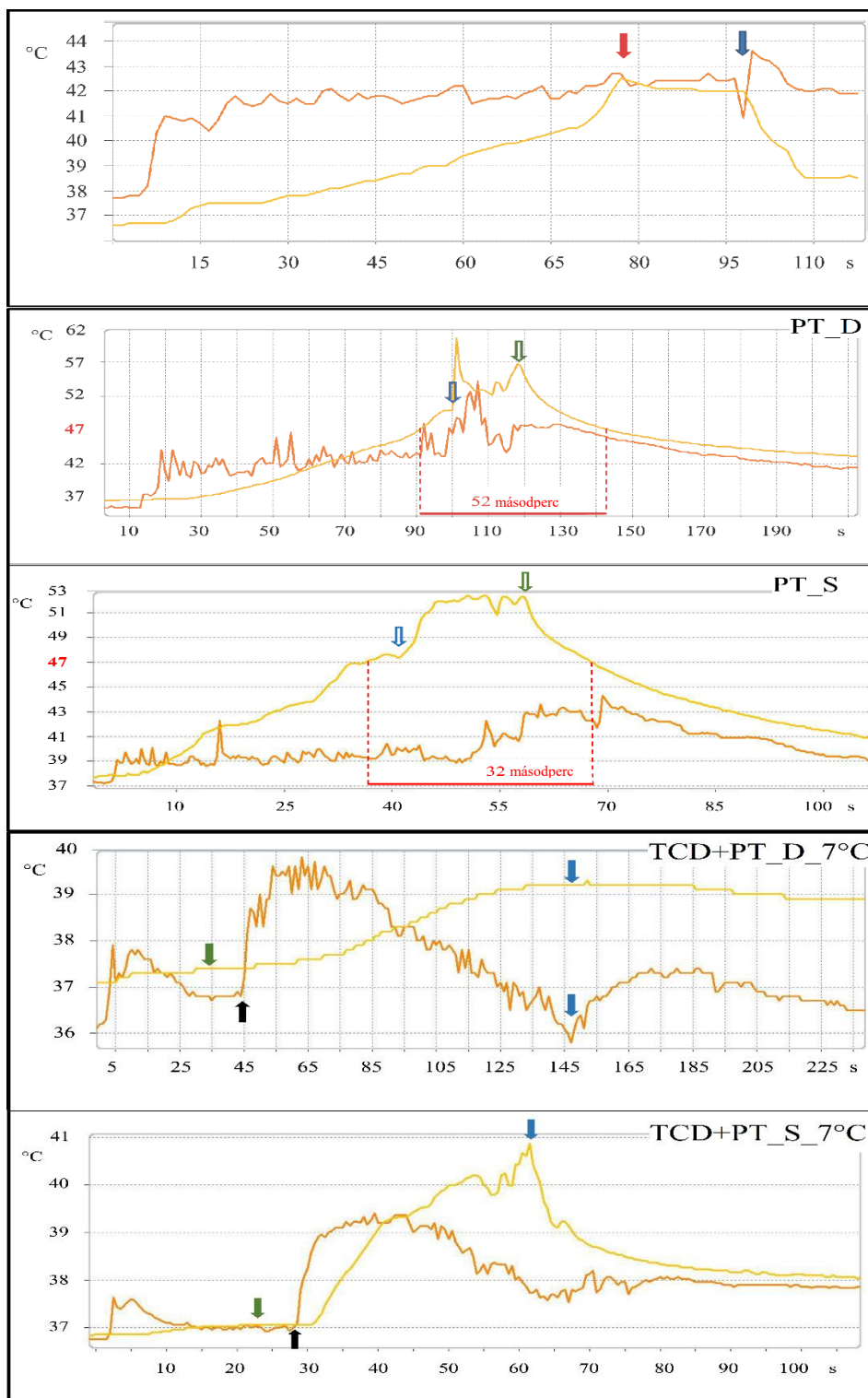
63. ábra: A piezoelektromos preparálások összehasonlítása a kombinált csonteltvételi módszerekkel a canalis mandibulae-ban tapasztalható hőmérsékletek tekintetében. Független mintás t-próba.

A preparációs időkből láthatjuk, (30. táblázat és 64. ábra), hogy a **TCD** volt a leggyorsabb a fúrók között, amihez hasonló sebességű volt a **PT_S**. A hőmérsékletben limitált **PT_D** preparáció (egy hangjelzés automatikusan szólt a szoftverben, ha a 3 °C-os hőmérséklet-emelkedést elérte a canalis-hőszonda, hogy a fúrók hőt reprodukáljuk) volt szignifikánsan a leglassabb preparáció, amúgy klinikailag teljesen elfogadhatatlan, ~7-8 perces preparációkkal (30. táblázat és 64. ábra). A kombinált preparációs mód a gyémánt „piezo-fejjel” (**TCD+PT_D_7°C**) jelentősen lassabbnak bizonyult, mint a **TCD** vagy a **PT_S** módszer. Ezzel szemben a kombinált csontelvétele a „piezo-fűrészszel” (**TCD+PT_S_7°C**) teljes mértékben összehasonlítható volt a leggyorsabb **TCD** és **PT_S** módszerekkel és szignifikánsan gyorsabb volt a másik kombinált csontelvételi módnál **TCD+PT_D_7°C** is. Habár a **PT_S** és a **TCD+PT_S_7°C** hasonló időekkel dolgozott, az előbbi jelentősen több hőt termelt a canalisban (28., 30. táblázatok, ill. 63. és 64. ábrák).



64. ábra: A különböző csontelvételi módoknál tapasztalt átlagos preparációs idők. A szignifikáns eltéréseket *-al jelöltük. Dunett-féle T3 post hoc teszt.

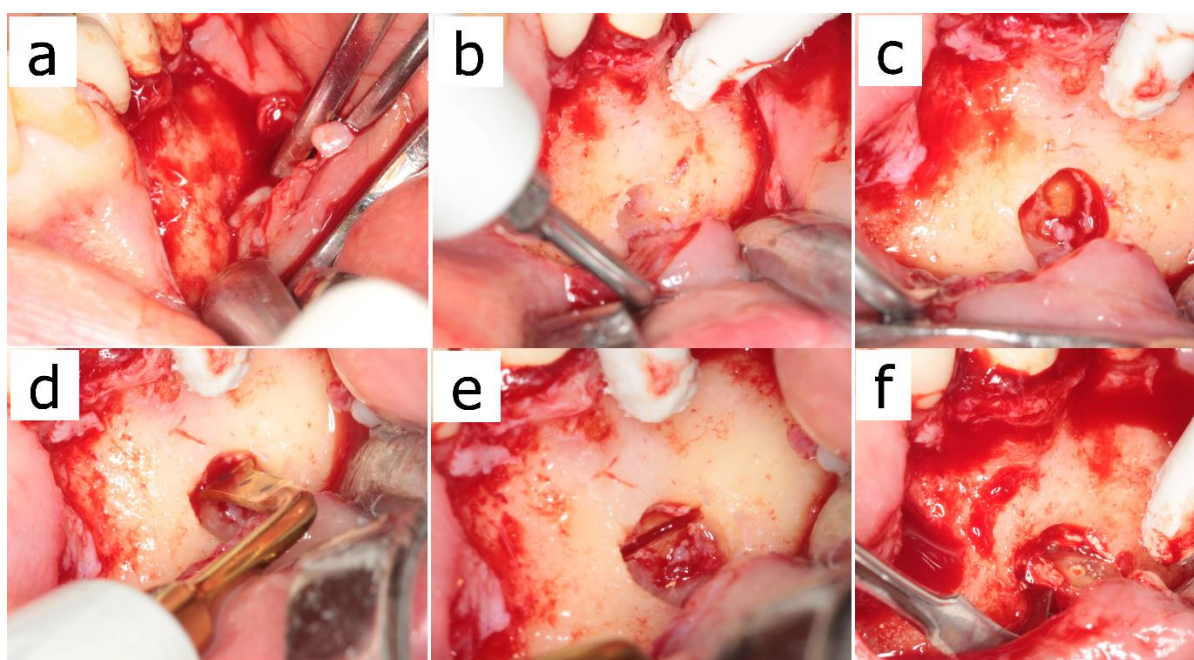
A különböző preparációs módokat bemutatjuk random módon választott hőmérsékleti görbékkel is, mely segít a hőmérsékletek időbeni dinamikáját is ábrázolni (65. ábra). Ezen ábránál a valós kezdő hőmérsékletet, a 24 °C-ról eltoltuk 37 °C-ra, így könnyebb humán viszonyok között értékelni az adatokat.



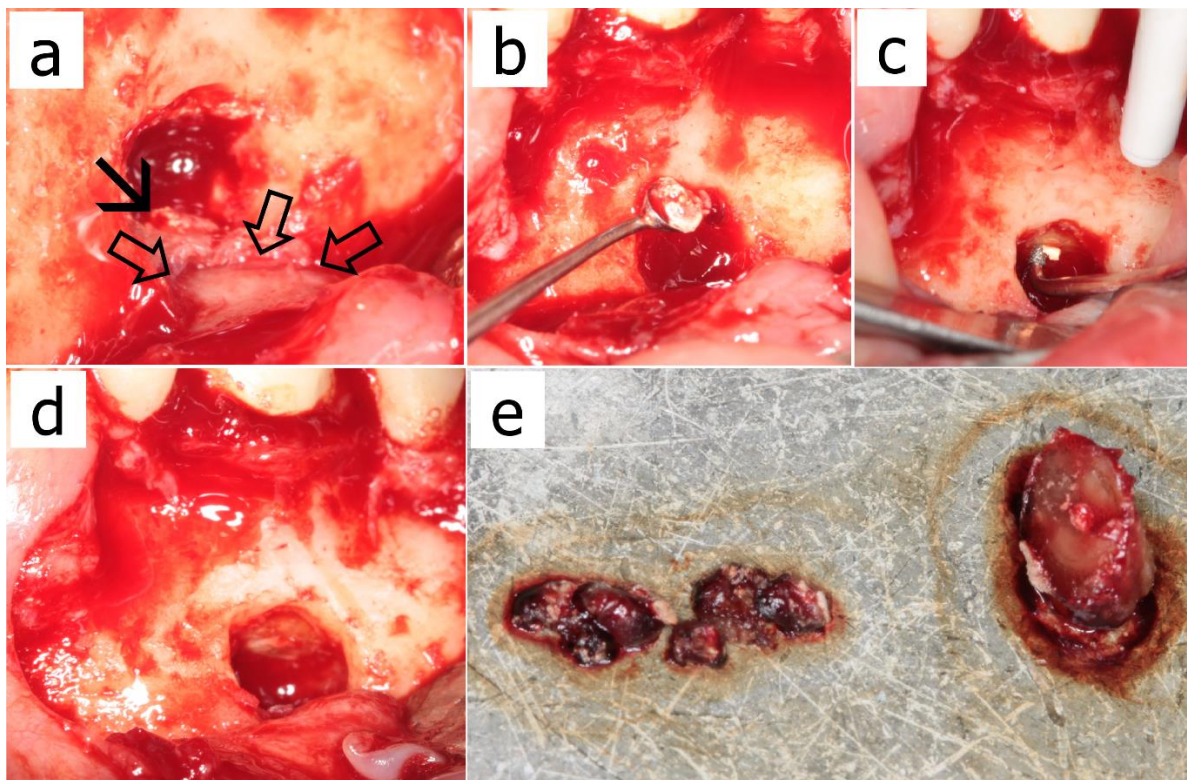
65. ábra: A vizsgálataink során készült hőmérsékletregisztrációs-görbék közül random módon kiválasztott 5 mérés. A narancssárga görbék a csontfelszíni hőmérsékleteket (IR), a citromsárgák a canalis hőmérsékleteket (termoelem) jelzik. A legfelső görbe a gyémánt gömbfűró, alatta a gyémánt „piezo”, azalatt a „piezo-fűrés” látható, míg legalul a két kombinált csontelvétel (felsőbb a „piezo” gyémánt alsóbb a fűrés). A nyilak a preparációk canalisba penetrálását és a fűrókról „piezo-ra” váltásokat is jelzik.

Az idegközeli preparálás experimentális eredményeinek in vivo alkalmazása

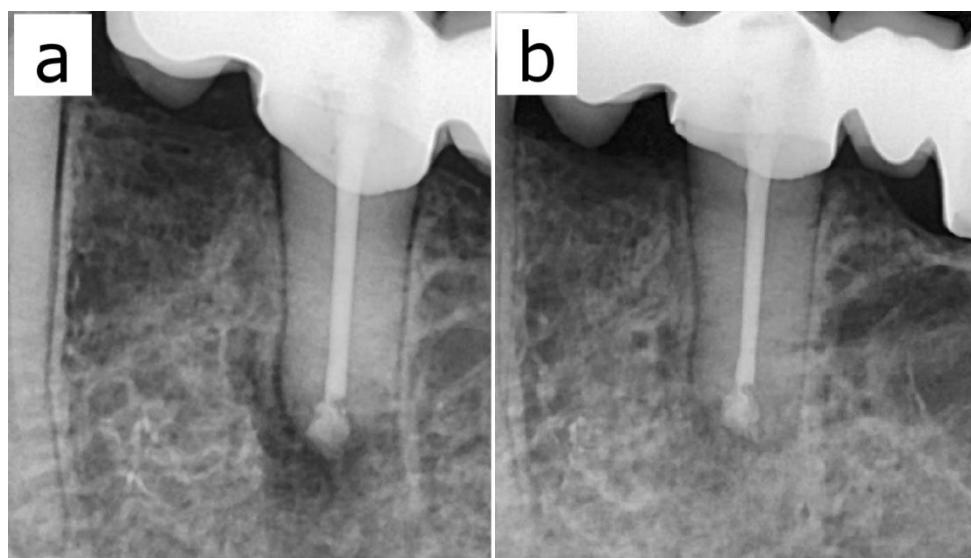
Az idegközeli preparálásoknál a korábbiakban kiderült, hogy a piezoelektromos végződés alkalmazásakor a hőmérsékletek kontrollálása céljából hűtött irrigációra van szükség. Az alábbi esetben, a nervus mentalist komprimáló és teljes anesztéziát okozó sealer túltömés eltávolítását végeztük el (66-68. ábrák). Mivel a mandibula bukkális felszínétől az alsó 5-ös fog gyökércsúcsáig eljutást a nervus kraniális felszíne segítette, itt fúróval történő előfúrás nem jöhetett szóba. A beteg alsó ajkának beidegzése amúgy a harmadik posztoperatív hétre teljesen helyreállt.



66. ábra: Az alsó 5-ös fog gyökércsúcsán kijutott és teljes anesztéziát okozó sealer túltömés eltávolításának lépései. a) Bukkális mukoperioszteális háromszöglebenyből (szulkuláris metszés kiegészítve meziálisan egy vertikális fesztelenítő metszéssel) történő feltárás után megkerestük a n. mentalis kilépési pontját. b) A nervus kraniális felszínén hatoltunk mélyebbre a gyökércsúcsig, egy „piezo-gyémántgömb” végződéssel. c) A gyökércsúcs hozzáférhető, körülötte periapikális gyulladt szövet mutatkozik. d) A gyökércsúcs apikális 3 mm-ét „piezo-fűrészszel” távolítjuk el. e) Az apikoektómia kész. f) A levágott gyökércsúcs óvatos kiforgatása a csontüregből, vigyázva, hogy apikálisan ne mozduljon.

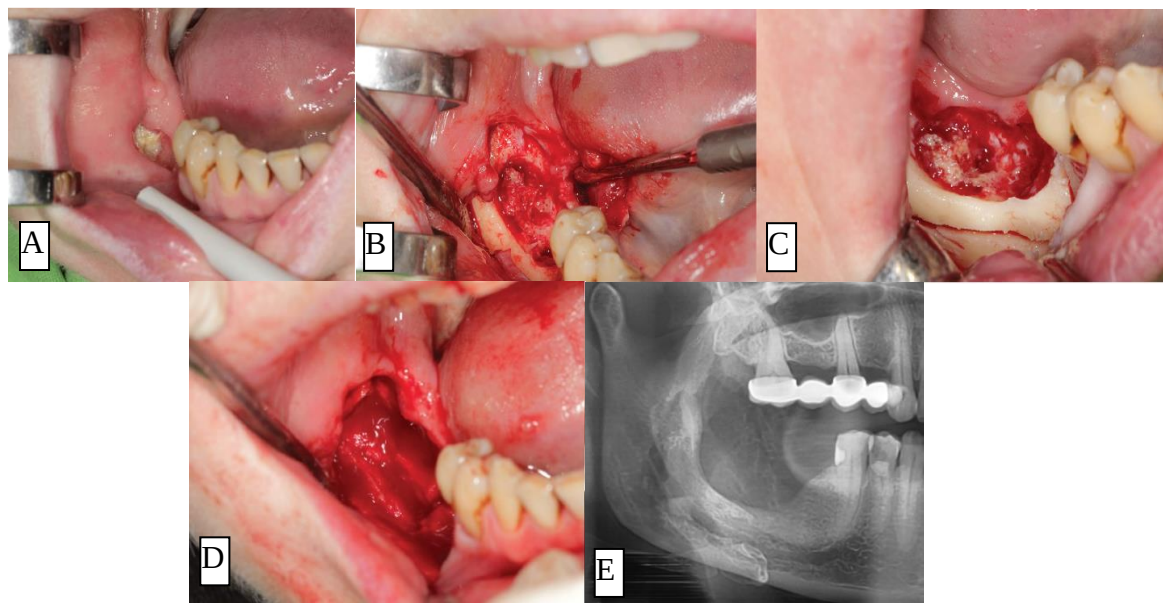


67. ábra: a) A gyökércsúcs eltávolításával láthatóvá válik a nervus felszínén (üres nyilak) a sealer-aggregátum (tömör fekete nyíl). b) A sealer óvatos eltávolítása kaparókanalakkal. c) A retrográd üreg preparálása gyémántozott kúpos „piezo-véggel”, hogy a retrográd gyökértömőanyagának helyet adjon. d) A retrográd tömést üvegeionomer cementből készítettük. A felesleget kötés után lehet maradéktalanul eltávolítani. e) Az eltávolított gyökércsúcs, és a gyulladással vegyített sealer-aggregátum.

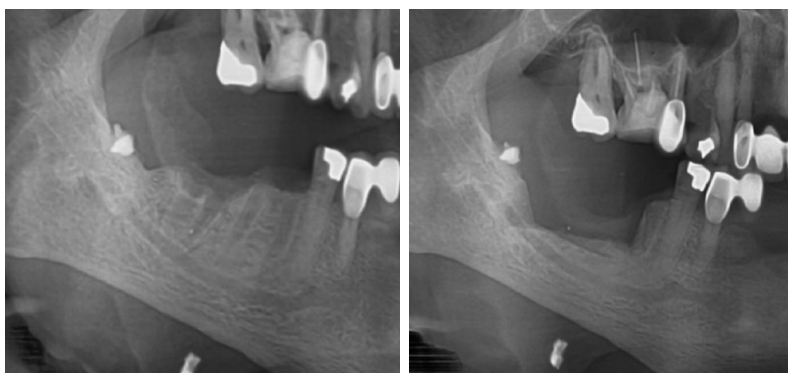


68. ábra: A műtét után azonnal és 4 hónappal később készült periapikális röntgenfelvételen jól látható a gyógyult, csontosan telődött gyökércsúcsi defektus. A nervus mentalis anesztéziája a harmadik hétre elmúlt, a beidegzés helyreállt.

A piezosebészeti fűrészekkel az antireszorptív terápiában (pl.: biszfoszfonátok, denosumab, sunitinib, bevacizumab) részesülő betegcsoportban is nagyon jó tapasztalataink vannak. Az AAOMS szerinti második stádiumú (= denudált nekrotikus csont + gyulladás) csontnekrózisok esetén, több betegnél is sikeresen távolítottuk el az elhalt csontterületet, miközben az IAN funkciója sértetlen maradt. Természetesen a célunk ilyen esetekben a hosszútávú gyulladásmentes állapot és a primer sebzárás elérése.



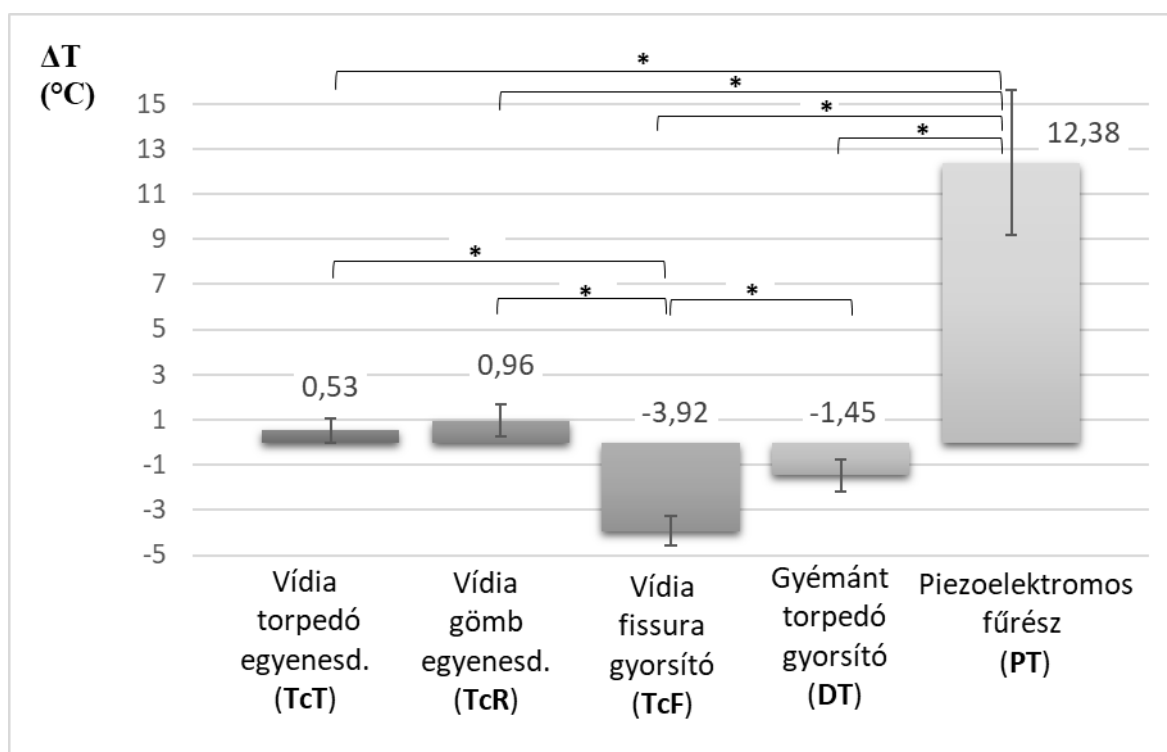
69. ábra: A-B) A hónapok óta denudált és gyulladásos panaszokat okozó csontrésztletet blokk-ként „piezo-fűrésszel” kimentsszük. C) A horizontális csontos vágás mélysége könnyen érintheti a canalis mandibulae-t, ezért a piezotechnika egyértelműen javasolható. D) Megfigyelhető az ép, vérző felületű rezekciós szél, mely kulcsfontosságú a hosszútávú sikerességben (E).



70. ábra: A denosumab terápián lévő prosztatatadaganatos betegünk, immáron egy éve nem gyógyuló és szuppuráló extrakciós helyeit (bal kép) távolítottuk el blokk-ként (jobb oldali kép), mely után primer sebzárást és panaszmentességet sikerült elérnünk. A fémárnyékok a lágyrészekben korábbi balesetből származtak.

VI.10. A legoptimálisabb fogszekciókkal kapcsolatos eredmények

A **PT** szignifikánsan a legmagasabb hőmérsékleteket produkálta ($\Delta T=12,38\text{ }^{\circ}\text{C}$), és a **TcF** pedig a legkisebb átlagos hőmérséklet-emelkedéseket, $-3,92\text{ }^{\circ}\text{C}$ -ot, azaz hűtött is a fogon (71. ábra és 31. táblázat). A **TcF** fűrő szignifikánsan kevesebb hőt termelt, mint az egyenesdarabban használt fűrők ($p<0,001$) vagy mint a piezoelektromos végződés ($p<0,001$). Ezzel ellentétben, a **DT** által termelt hő hasonlítható volt az egyenesdarabba fogott fűrőkéhez ($p=0,16$ és $p=0,053$).



71. ábra: A fogszekcionálás közben az átellenes fogfelszínen mért hőmérsékleti értékek. Jól láthatók a piezoelektromos preparálás kiugró értékei. Tukey-féle HSD post-hoc teszt.

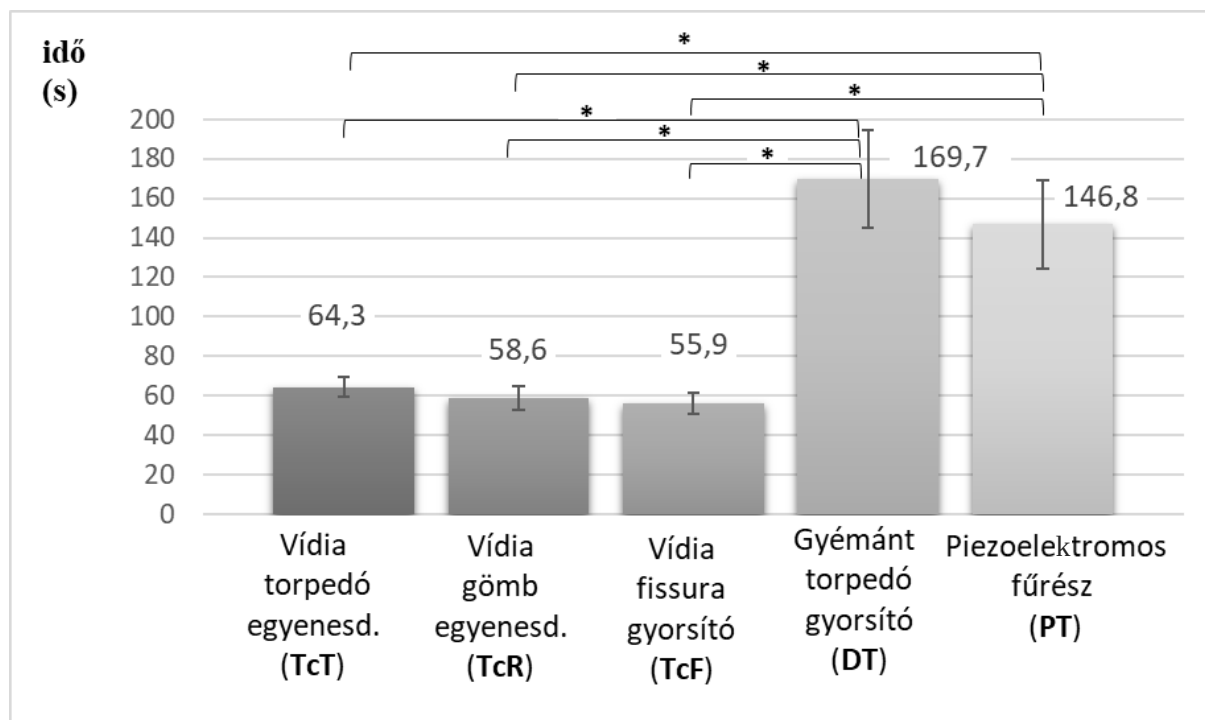
A preparációs időket nézve, a vídiafűrők (**TcT**, **TcR**, **TcF**) egyértelműen gyorsabban végeztek a fogszekciókkal, mint a **DT** ($p<0,001$) vagy a **PT** (72. ábra és 31. táblázat). Az egyenesdarabba fogott vídiafűrők (**TcT**, **TcR**) és a gyorsítóban használt vídiafűrő (**TcF**) között nem volt különbség a fűrési időket tekintve, illetve a két egyenesdarabban használt fűrő között sem volt érdemi különbség ($p=0,973$). Ugyanakkor a két, sebészi szögtört gyorsítóban használt fűrő (**TcF** és **DT**) között alakult ki a legnagyobb különbség a szekciós idők tekintetében ($\Delta=113$ másodperc; $p<0,001$).

31. táblázat: A különböző koronektómia fogszekciók összehasonlítása hőmérséklet és preparációs idő alapján.

Preparációs módok összevetése			Hőtermelés különbségei				Preparációs idők különbségei			
			Átlagos különbségek (°C)	95% CI		P érték *	Átlagos különbségek (s)	95% CI		P érték *
				Alsó	Felső			Alsó	Felső	
<i>PT</i>	vs.	<i>TcT</i>	11,85	9,42	14,28	<0,001	82,5	55,84	109,16	<0,001
		<i>TcR</i>	11,42	8,99	13,85	<0,001	88,2	61,54	114,86	<0,001
		<i>TcF</i>	16,30	13,87	18,73	<0,001	90,9	64,24	117,56	<0,001
		<i>DT</i>	13,83	11,40	16,26	<0,001	-22,9	-49,56	3,76	0,123
<i>TcT</i>	vs.	<i>TcR</i>	-0,43	-2,86	2,00	0,987	5,7	-20,96	32,36	0,973
		<i>TcF</i>	4,45	2,02	6,88	<0,001	8,4	-18,26	35,06	0,897
		<i>DT</i>	1,98	-0,45	4,41	0,160	-105,4	-132,06	-78,74	<0,001
<i>TcR</i>	vs.	<i>TcF</i>	4,88	2,45	7,31	<0,001	2,7	-23,96	29,36	0,998
<i>TcR</i>	vs.	<i>DT</i>	2,41	-0,24	4,84	0,053	-111,1	-137,76	-84,44	<0,001
<i>TcF</i>	vs.	<i>DT</i>	-2,47	-4,90	-0,36	0,045	-113,8	-140,46	-87,14	<0,001

Rövidítések: *PT*, piezoelektromos végződés; *TcT*, sebészi egyenesdarab és vídia torpedó fúró; *TcR*, sebészi egyenesdarab és vídia gömbfúró; *TcF*, sebészi szögtört gyorsító és vídia fissurafúró; *DT*, sebészi szögtört gyorsító és gyémánt torpedóspirál fúró; 95% CI, konfidenciaintervallum

* ANOVA után végzett Tukey-féle HSD post-hoc teszt



72. ábra: A fogszekcionálásokhoz szükséges átlagos időtartamok a különböző vizsgálati csoportokban. Érdekesképpen a gyorsítóba fogott gyémánt torpedó fűrész (DT) volt a leglassabb, míg ugyanezen kézidarabba fogott vídia fissura (TcF) a leghatékonyabb. Tukey-féle HSD post-hoc teszt.

Az elrontott szekciók száma (azaz ahányszor ismételni kellett új fogat használva) a különböző szekciós módszer csoportokban a következőképpen alakult: **TcT**: 5; **TcR**: 4; **TcF**: 0; **DT**: 2 és **PT**: 0. Az irreguláris, egyenetlen felszín előfordulása pedig, ugyanezen csoportokban a következőképpen: **TcT**: 13/20 (65%); **TcR**: 15/20 (75%); **TcF**: 2/20 (10%); **DT**: 5/20 (25%) és **PT**: 2/20 (10%). Jól látszik, hogy az egyenesdarabbal (**TcT** és **TcR**) jóval gyakrabban okoztunk egyenetlen felszínt, mint a gyorsítóba fogott fűréssel [(**TcF**: $p < 0,001$ és $p < 0,001$) és (**DT**: $p = 0,011$ és $p < 0,0016$)] vagy a piezoelektromos végződésel [**PT**: $p < 0,001$ és $p < 0,001$] (khi-négyzet próba). A **TcF** és **DT** ebből a szempontból hasonlóan teljesített ($p = 0,212$), illetve nem volt különbség a két egyenesdarabba fogott fűrész között sem (**TcT** és **TcR**, $p = 0,49$). Az alábbi ábra a különböző preparáló eszközökkel végzett szekciókból mutat be reprezentatív eredményeket (73. ábra). A vágási felszín kiértékelésénél és megítélésénél a két vizsgáló közötti és a belső megbízhatóságok kappa értékei a következőképpen alakultak: 0,79, illetve 0,76 és 0,78, mely értékek kiválónak tekinthetők.



73. ábra: A vizsgálatunkban használt preparációs eszközök és a rájuk jellemző vágási felszín több irányból. Balról jobbra a következő kódneveket kapták a vizsgálatban: TcT, TcR, TcF, DT, PT.

VII. MEGBESZÉLÉS ÉS KÖVETKEZTETÉSEK

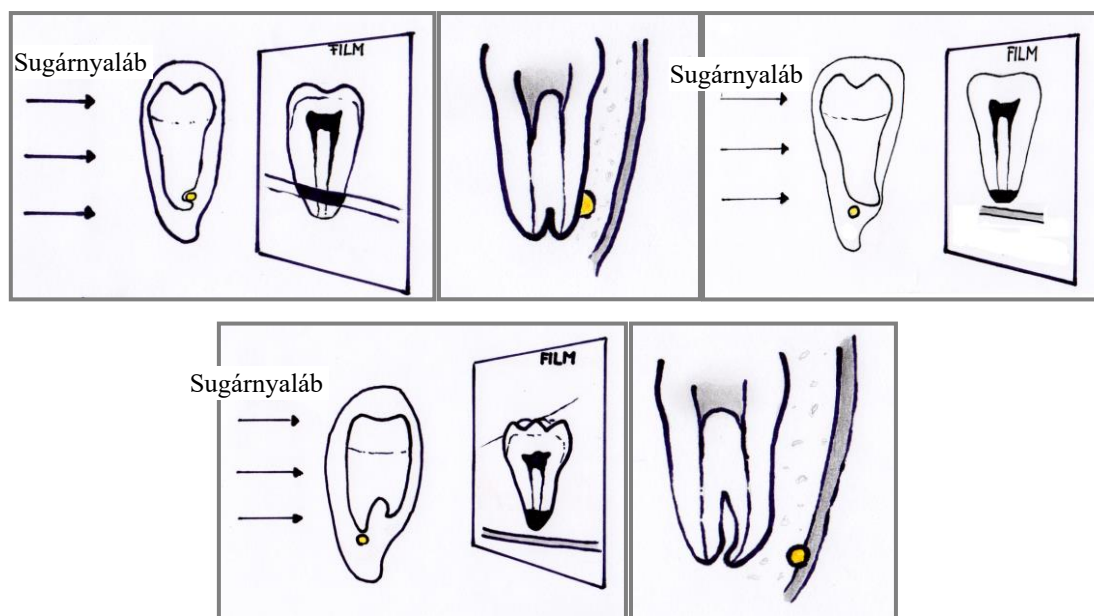
KLINIKAI VIZSGÁLATOK MEGBESZÉLÉSE

VII.1. A gyökérsötétedési rizikójel műtéti háttere

A specifikus panorámaröntgen rizikójelek vizsgálatával a rizikóbetegek kiszűrése elemi érdekünk. A kockázatos esetek szűrésére a klasszikus panorámaröntgen-jelek széles körben elfogadottak, de a megítélésük nem egységes a szakirodalomban. Habár ezen jelek a bölcsességfog gyökerének és a canalis mandibulae-nak a direkt, közvetlen kapcsolatát hivatottak jelezni, a kialakulásuk hátterének magyarázata nem teljesen világos [153]. Talán a legérdekesebb ellentétek a *gyökérsötétedési jel*hez kapcsolódnak. Ez a jel, egy radiolucens sávként jelenik meg a bölcsességfog gyökerét keresztezve általában az IAN lefutásának megfelelően. *Rood és Shehab* azt mondták, hogy ez a jel akkor jön létre, ha a canalis behúzódást hoz létre a gyökéren, mikoris keresztezi azt, és hozzátették, hogy a canalis fala is hiányozhat [377]. *Bundy és mtsai* úgy írták le ezt a jelet, hogy foggyökér anyaghiányossága miatt jön létre [73]. *Öhman és mtsai* egy árok, behúzódás képződésével magyarázták a gyökéren, ami sötét sávként jelenik meg, de hozzátették, néha behúzódás nélkül is látni [319]. Érdekességgéppen, *Monaco és mtsai* a gyökérsötétedési esetek 73%-ában találtak direkt kapcsolatot a gyökér és a canalis között CT felvételeken, *Öhman és mtsai* pedig az esetek 100%-ában, koronális CT szeleteken [302, 319].

Mahasantipiya és mtsai voltak az elsők, akik megemlítették, hogy a jel létrejöhet a lingvális kortikális elvékonyodása miatt is [268], sőt *Tantanapornkul és mtsai* később kijelentették, hogy az esetek 80%-ában a gyökérsötétedés a lingvális kortikális elvékonyodás miatt jön létre a CBCT felvételek alapján [447]. *Susarla és mtsai* megnézték, milyen összefüggés van a canalis kortikális-feneztráció mérete és az IAN-expozíció műtéti jelenléte között és úgy találták, hogy az IAN-expozíciós csoportban szignifikánsan nagyobb IAC-fal defektus (≥ 3 mm) volt látható CT felvételeken [428]. Ezen vizsgálatban amúgy 80 rizikóesetből, 31-nél láttak IAN-expozíciót. Az általuk közölt IAN-expozíció gyakorisága 38,8% volt IAC-fal defektussal, ami nagyjából megegyezik a mi vizsgálatunkban látott gyakorisággal, de *Susarla és mtsai* sajnos nem publikálták az esetekhez tartozó panorámaröntgen-jeleket [428]. A mi eredményeink szerint, a gyökérbehúzódás gyakrabban volt látható (37,4%), mint azt korábban *Tantanapornkul és mtsai* látták (20%) [447], de ritkábban, mint ahogy azt *Öhman és mtsai* írták (63%) [319]. Emellett, további 8,4%-ban az IAN-expozíciót gyökéri behúzódás nélkül láttuk betegeinkben, természetesen IAC-defektussal. Az általunk speciális „trükkös” gyökérkonformációnak elnevezett esetek 9,6%-ban feleltek a *gyökérsötétedési jel* létrejöttéért.

Egyik korábbi vizsgálat sem említette ezt az etiológiai lehetőséget amúgy korábban. Adataink szerint az LKEF az esetek 26,5%-ában felelt a röntgenjel kialakulásáért, ez kb. a harmada annak, amit *Tantanapornkul és mtsai* láttak [447]. Érdekességgéppen gyökéri behúzódást úgy is láttunk beteganyagunkban, hogy semmilyen röntgenjelhez nem társult, habár nem ezen vizsgálati időszakban (lásd *eredmények*, 43. ábra). A műtéti megfigyeléseink alapján, a sötét radiolucens sáv (=gyökérsötétedési jel) háttérében az alábbi etiológiai faktorokat kell megemlíteni: 1) hiányzó bukkális és vagy lingvális canalis kortikálisfal, 2) behúzódás vagy horogképződés a gyökéren, 3) a lingvális alveolusfal elvékonyodása vagy perforációja, 4) speciális „becsapós” gyökérkonformáció, és 5) az előző tényezők kombinációi (lásd még 38-42. ábrák, az *eredmények fejezetben* és 74. ábra). Korábbi [434] és mostani vizsgálatunk is azt mutatja, hogy az *izolált* és az *összetett* (ún. multiplex) gyökérsötétedéseket célszerű egymástól elkülönítenünk. Véleményünk szerint, a *multiplex sötétedés* elkülönítésével javíthatjuk a *gyökérsötétedési jel* diagnosztikai értékét, mert habár a sötétedés lehet, hogy az LKEF miatt jön létre, de a társuló rizikójel (pl.: az *IAC felső kortikális vonalának megszakadása*, az *IAC kanyarulata* vagy *szűkülete*) mégis segít a valós IAN-sérülési esetet megtalálni. Fontos megjegyezni a hatodik etiológiai lehetőséget is, melyet vizsgálatunk természeténél fogva nem volt képes megtalálni, amikor is az LKEF helyzetet az IAC lingvális transzpozíciója hozza létre. Ezen lehetőség, elméletileg akár az esetek 18,1%-át is jelenthette vizsgálatunkban.

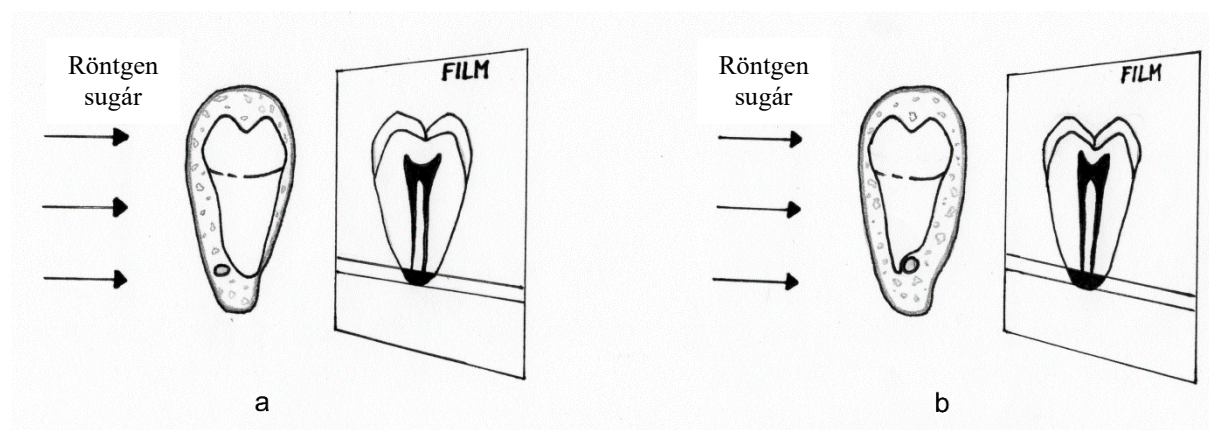


74. ábra: A gyökérsötétedési jel háttérében húzódó általunk látott és feltételezett etiológiai faktorok illusztrálva [szerző kérésére rajzolta Lempel E.]. Balról jobbra és fentről le: 1) gyökéri behúzódás a canalisfal hiányával, 2) canalisfal hiánya, gyökéri behúzódás nélkül, 3) lingvális kortikális elvékonyodás/fenesztráció, 4) speciális „becsapós” gyökérkonformáció, 5) lingválisan transzpozicionált canalis.

Következtetésképpen elmondhatjuk, hogy a *gyökérsötétedési jel* az esetek majdnem felében a canalisfal hiánya miatti IAN-expozíció miatt jön létre (45,8%), melyhez ezen esetek 81,6%-ában a gyökerek behúzódása is társul. Az LKEF-t a *gyökérsötétedési jelek* 26,5%-ában találtuk és a speciális gyökérkonformációt (ami sötétedést imitál) az esetek 9,6%-ában. A *multiplex sötétedést* szignifikánsan nagyobb eséllyel követte az IAN expozíciója, mint az *izolált sötétedést*. Eredményeink ellentmondanak a releváns korábbi szakirodalmaknak. További vizsgálatokat terveztünk, melybe már a CBCT találati eredményei is értékelésre kerülnek.

VII.2. A pixelintenzitás méréseinek kivitelezése és használhatósága

A *gyökérsötétedési jelet* sok vizsgálat a legerősebb diagnosztikai értékkel bíró jelnek találta [25, 76, 390, 433, 434, 436, 440]. Korábbi vizsgálataink alapján mi is úgy találtuk, hogy főként két etiológiai faktor miatt jön létre, melyek az IAN-expozíció és az LKEF (75. ábra) [76, 268, 440, 450].



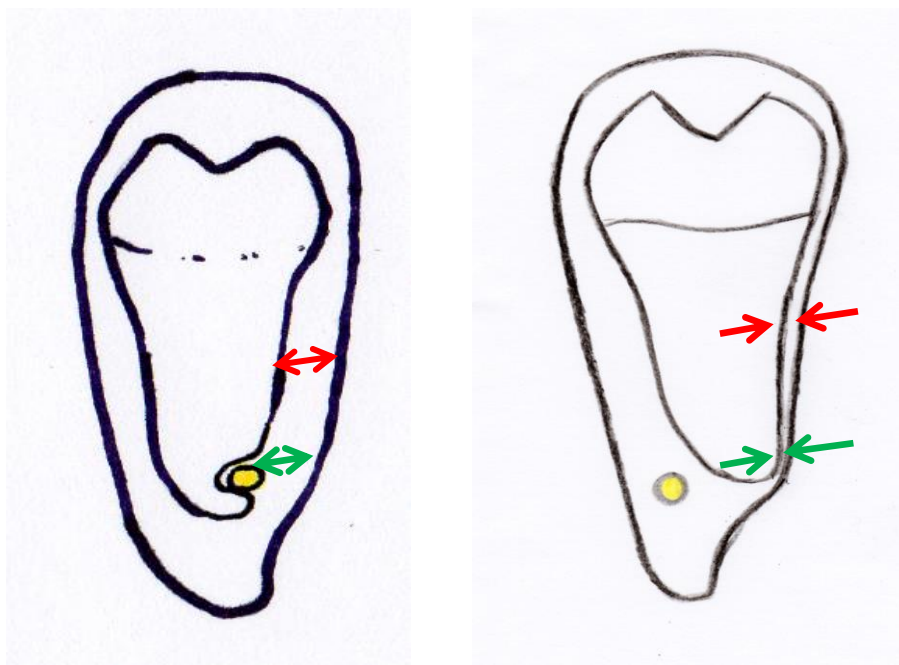
75. ábra: A gyökérsötétedési jel háttérben húzódó két leggyakoribb (együtt ~73%-ért felelős) etiológiai tényező. a) A lingvális kortikális elvékonyodás vagy fenesztráció (LKEF). b) A nervus alveolaris inferior ér-idegképlet a canalis falának hiányával, a gyökéri behúzódásban (IAN-expozíció) [szerző kérésére rajzolta Lempel E.].

Más szerzőhöz hasonlóan, azt is bizonyítottuk korábban, hogy fenti okok mellett a speciális gyökérkonformáció és a behúzódás nélküli canalisfal hiánya szintén megfigyelhetőek a háttérben [76].

Az IAN-expozíció és LKEF közötti különbségtétel a sebész érdekében áll. Ahhoz, hogy az IAN-sérüléseket el tudjuk kerülni, már a fogszekciók és az emelőhasználat módját is tudatosan kell meghatározni. Sőt, mi több, a műtét előtti különbségtétel nagymértékben hozzájárulhat a korrekt terápiás döntés meghozatalához is, azaz extraháljunk inkább vagy koronektómiát

végezzünk-e [154, 180, 281]? Az IAN-expozíciókhoz körülbelül az esetek 20%-ában társul következményes beidegzési zavar, amit a bölcsességfog-sebészet komoly szövődményének kell tekintenünk [41, 440]. Ezzel szemben, az LKEF általában mellékes intraoperatív találat, különösebb jelentőség nélkül, habár a vékony lingvális kortikális törésével megnő a n. lingualis sérülésének a lehetősége is! Emellett meg kell említeni, hogy a fenesztrált területen könnyen előfordulhat, hogy gyökérfragmentum vagy akár a komplett fog is a sublingualis térbe diszlokálódik. Így a n. lingualis sérülése és súlyos, spáciumot fertőző gyulladásos szövődmények is előfordulhatnak [41, 299, 447].

Eredményeink alapján a pixelek szürkeintenzitás-értékei hasonlóak voltak a gyökérsötétetett területeken [D] az IAN-expozíciós és LKEF-csoportokban, de a kontroll gyökérfelszíni [R] eredmények szignifikánsan eltértek. A válasz a lingvális kortikális eltérő anatómiájával adható meg. Habár a vékony lingvális fal hasonló denzitásokat eredményezhet, mint az IAC-falhiány vagy a gyökérbehúzó az apex területén, a lingvális kortikális alakja és anatómiája és a mandibula ezen felszínének behúzóda, a kontroll [R] terület (ROI) denzitás értékeit is csökkentik az LKEF-esetekben. Ezen gondolatmenetünket támasztja alá *Momin és mtsai*-nak vizsgálata, akik úgy vélték, hogy fontos diagnosztikai vonzata lehet annak, milyen alakú a mandibula a bölcsességfog területén (lingválisan kiterjedt, konkáv, vagy lekerekített) [299].



76. ábra: A „sötét, radiolucens sávok” (zöld nyilak „magassága”) és a kontroll gyökérterületek (piros nyilak „magassága”) közötti pixelintenzitás-különbségek eltéréseit a két kimeneti csoportban a mandibula és a fog pozíciója, illetve a mandibula anatómiai adottságai nagymértékben befolyásolják.

Az elmondható, hogy a *gyökérsötétedési jel* szenzitivitását és pozitív prediktív értékét nagymértékben csökkentik az LKEF-esetek. A diagnosztikai érték növeléséhez ezért próbáltuk megtalálni azon kritikus pixelintenzitás-különbséget, ahol az IAN-expozíció és az LKEF-kimenetek kettéválnak, elkülöníthetők. Így a fogeltávolítást végző kolléga már a műtét előtt jobban készülhet a várható eseménynek megfelelően, illetve a beteg műteti előkészítése és felkészítése is más hangsúlyt kaphat. Annak ellenére, hogy IAN-expozíció csak és kizárólag az elméletileg is várt csoportban következett be, továbbra is fel kell hívnunk a jelek diagnosztikai értékének korlátaira a figyelmet [25, 165, 436]. Ahogy viszont azt *Guerrero és mtsai* megfogalmazták, minden új diagnosztikai információ növelheti a szájssebész önbizalmát és jobban megalapozhatja a fogeltávolítás (vs. koronektómia vs. „ne tegyünk semmit”) döntését [171].

Az objektív, szürkeskála pixelintenzitás-mérésen alapuló kvantitatív értékelés, szemben a nagyon individuális és szubjektív megítélésekkel, a szájssebészek érdekét szolgálja. A mi célunk az volt, hogy a különböző kimenetek között, már panorámaröntgen segítségével szelektálhassunk és ha nem is erre alapozzuk terápiás döntésünk, még pontosabban és szűkebb beteganyagon indikáljunk csak további sugárterheléssel járó CBCT vizsgálatot az ALARA és ALADA koncepciónak megfelelően. Az esetszámok emelésével további, szoftveres elemzésen alapuló segédprogramot is terveztünk, ám a kor előrehaladtával úgy tűnik, sokkal inkább a legegyszerűbb CBCT-n alapuló diagnosztika jelenti a megoldást. A CBCT diagnosztika európai térhódítása kb. 5-10 évvel megelőzte hazánkat, így a kurrens pixelelemzés problémamegoldás, véleményem szerint a hazai körülményekre adott reakciónak volt betudható.

Következtetésképpen elmondható, hogy a digitális panorámaröntgenek szürkeskála pixelintenzitás-mérés módszere korrekt eljárásnak tekinthető azon célzattal, hogy a *gyökérsötétedési jelet* létrehozó IAN-expozíciós és LKEF-eseteket elkülöníthessük műtét előtt. A relatíve kis esetszámokat is figyelembe véve, egy működőképes módszert dolgoztunk ki, mellyel extra sugárterhelés nélkül lehetett egy specifikus röntgenjel diagnosztikai értékét növelni, annak kvantitatív mérésével.

VII.3. A digitális és a filmalapú panorámaröntgenek összehasonlító értékelései

A digitális PR-nek számos előnye van a szájssebészetben. A diagnózis megalkotása gyorsabb lehet, nincs szükség sötétkamrára és kémiai előhívó procedúrára, a képelemzésnél szoftveres segítségünk lehet a kontraszt, a fényerő állítási és a nagyítási lehetőségei, valamint a konzultációk sokkal egyszerűbbek lehetnek, nem is beszélve a tárolás előnyeiről (pl.: felhő

tárhely) [38, 91, 120-122, 149, 158, 298, 320, 364]. Sok szerző szerint egyértelműen alacsonyabb sugárterhelést is jelent, de a túl alacsony sugárzással járó képkészítés a diagnosztikai érték rovására is mehet [91, 149, 298]. *Alkurt és mtsai* szerint, mintegy 25%-os sugárdózis csökkenés volt a konvencionálishoz képest elérhető, ami még nem járt a képminőség romlásával [9]. Ugyanakkor bizonyos tanulmány megemlíti, hogy a digitális röntgent gyakrabban ismétljük [73]. Azonos diagnosztikai érték mellett, természetesen nem kérdéses a digitális technika előnye. Viszont a kialakult vélemény a filmalapú és a digitális panorámaröntgenek képminőségéről és a diagnosztikai értékéről nem koherens a szakirodalomban. *Benediktsdottir és mtsai* (2003), *Molander és mtsai* (2004), *Makris és mtsai* (2006), *Peker és mtsai* (2009), *Bundy és mtsai* (2009) és *Parissis és mtsai* (2010) szerint a két diagnosztikai modalitás teljesen egyenértékű [38, 73, 269, 298, 335, 346]. *Ferrús-Torres és mtsai* (2009) szerint a digitális technikával készült PR diagnosztikailag sokkal precízebb [129]. Ezzel szemben *Gijbels és mtsai* (2000) a hagyományos filmalapú PR-ket találta diagnosztikailag értékesebbnek, de saját bevallásuk szerint sem használták a digitális képelemzés korábban említett előnyös eszközeit [157]. A korábbi vizsgálatok jelentős része a kilencvenes évek végén, a kétezres évek elején, derekán történt, és hát a digitális technika rohamos fejlődésével a két modalitást időről időre újra megéri összevetni. A specifikus klasszikus PR jelek értékelése szempontjából, mindössze egy vizsgálat volt ismert vizsgálatunk idején [73].

Azonban meg kell említeni, hogy a digitális és konvencionális PR összehasonlítását a konkrét rizikójelek szintjén, legjobb tudomásunk szerint, előttünk nem vizsgálták. A specifikus röntgenjelek jelenlétének vagy hiányának megítélése alapján, a jelek szenzitivitása és specificitása széles skálán mozog az irodalomban [25]. Több kutató relatíve nagy megbízhatóságról ír [25, 48, 153, 306, 406], míg mások szerint ez nem teljesen van így [165, 434]. Talán a legelfogadottabb állítás a szakirodalomban, hogy a jelek hiánya esetén az IAN-expozíció vagy beidegzési zavar nagyobb eséllyel zárható ki, mint a bekövetkezésük, ha jelen vannak a jelek [434]. Korábbi vizsgálatunk alapján a filmalapú PR-t diagnosztikailag nem tartottuk tévedhetetlennek az IAN-sérülések előrejelzésében [436]. Jelen eredmények azt mutatják, hogy a legtöbb jelnek a digitális PR alapján magasabb volt a szenzitivitása (27,8%-tól 88,9%-ig) kivéve a *canalis felső kortikális vonalának megszakadását* (51,2% szemben a mostani 27,8%-kal). Ugyanakkor a digitális felvételek alapján láttuk azt is, hogy a jeleknek hasonló vagy alacsonyabb lett a specificitása (90,2%-94,9%) szemben a hagyományos PR-nel, ami azt jelenti, hogy gyakrabban értékelné rizikóesetnek a nem kockázatos esetet is. A

valószínűségi arányszámok alapján, és a többváltozós logisztikus regressziós analízis alapján, nem sikerült diagnosztikai értékükben különbséget kimutatni a digitális és filmalapú technikák között az IAN-sérülések előjelzésében (lásd 8-10. táblázatok és 45. ábra az eredmények fejezetben).

A korábbi vizsgálatainkhoz hasonlóan, ez a vizsgálat is a *gyökérsötétedési jelet* találta diagnosztikailag a legerősebbnek, még akkor is, ha a képalkotó modalitások között különbség nem adódott. Természetesen limitáció volt, hogy egy-egy konkrét típusú röntgenberendezés alapján történt az összehasonlítás, tehát általánosítanunk ugyanannyira szabad, mint szakirodalmi elődeinknek.

Következtetve, azt mondhatjuk, hogy a digitális PR technika diagnosztikailag hasonló értékű, mint a filmalapú PR, a négy, vizsgálatunkban megfigyelt klasszikus specifikus rizikójel értékeléseinek összehasonlítása alapján. A korábbi és jelen vizsgálatunkban látott pozitív prediktív értékek alapján ugyanakkor világosan látható, hogy az IAN beidegzési zavarok előrejelzésében korlátokkal bírnak.

VII.4. A klasszikus panorámaröntgen-jelek és a CBCT rizikójelek összefüggései, illetve a CBCT hatása a klinikai terápiás döntéshozatalra

Vizsgálatunkban arra a kérdésre fókuszáltunk, hogy hogyan befolyásolja a kezelési (terápiás) tervet és a sebészi technikát a különböző specifikus rizikójel csoportokban az, ha a PR után CBCT elemzésére is lehetőség van.

A CBCT új és minőségileg jobb információt képes nyújtani, amivel elméletileg a döntési folyamatunkat befolyásolhatja. Plusz információt és jobb megítélhetőséget nyújt a gyökérkonformációk terén, a káriesz megítélésében, a külső gyökérreszorpciók tekintetében és nem utolsósorban a canalissal való viszonyról [65]. Érdekes, hogy jó pár randomizált kontrollált vizsgálatban és szisztematikus irodalomelemzésen alapuló metaanalízisben az utóbbi időben, úgy találták, hogy a CBCT használata mégsem csökkenti az IAN beidegzési zavarok gyakoriságát, sem a súlyosságát [86, 152, 349, 458]. Ennek oka az lehet, hogy hiába látjuk és értékeljük a legpontosabb érdemi információt műtétek előtt, nagyon ritkán tudjuk azt a konkrét tizedmilliméteres sebészi manőverek szintjére „lefordítani”, azaz megvalósítani. Matzen és mtsai (2013) és később Manor és mtsai (2017), úgy találták, hogy a bölcsességfogat érintő döntések 88%-a ugyanaz maradt PR és CBCT analízis után is, konkludálva, hogy a 3D

képalkotásnak vajmi kevés hatása van a döntéshozatalra [271, 281]. Ennek a mi eredményeink némileg ellentmondanak, hiszen a sebész megfigyelőink a CBCT-k elemzése után 18%-ban más döntést hoztak. Nagy különbség, hogy a mi vizsgálatunkban csak rizikóeseteket vontunk be. A sebészek 92 koronektómia döntést hoztak meg a 400 döntésből (23%) a PR ismeretében. Ez a szám 14,5%-ra csökkent (58/400) a CBCT elemzése után. Ez a redukció azzal is magyarázható, hogy a CBCT megadta a sebészeknek az önbizalmat, hogy az invazívabb extrakció mellett döntsenek [271]. Azon CBCT információ mely a koronektómiák számának csökkenését eredményezte főként az IAC kortikális státuszának ismerete (canalisfal a gyökér és IAN között), szeparáció a foggyökér és az IAC között és az IAC szabályos, kerek átmetszeti képe voltak. Természetesen a betegek kockázatkezelése és elfogadási hajlama nem szerepelhetett, - ahogy más ilyen jellegű vizsgálatokban sem amúgy-, mint tényező, de klinikailag természetesen jelentős szerepe lehet a döntés kialakításában.

Korábbi vizsgálatok eredményei alapján a CBCT rizikójelek és az IAN-sérülést vagy expozíciót hűen előjelezni képes jelek közé sorolták: i) a deformált, homokóra-szerű, ellapított ovoid alakú canalist, ii) az IAC kortikálisfal hiányát, iii) a lingvális és interradiális IAC pozíciót és egy vizsgálat a bukkális IAC pozíciót is [154, 227, 232, 408, 410, 428, 444, 455].

Jelen vizsgálatunk a 40 esetből 11-nél talált olyan helyzetet, amikor a fenti CBCT rizikójelek halmozódtak is, azaz IAC-deformáció és/vagy fenesztráció és a bölcsességfog gyökérrel való közvetlen direkt kapcsolat együtt voltak láthatók. Az első, amit megnéztünk, hogy vajon az ilyen ténylegesen kiemelt IAN-sérüléskockázatú esetekhez, milyen PR specifikus jel/ek tartozik/nak legnagyobb valószínűséggel. Azt találtuk, hogy a CBCT jelek halmozódása csupán a *két vagy több specifikus rizikójel* csoporttal volt összefüggésben (OR: 7,2), megjegyzendő, hogy a *két vagy több PR jel csoport* mindig tartalmazta vagy a *gyökérsötétedési jelet* és/vagy a *canalis felső kortikális vonalának a megszakadását*.

A szájsebészek döntései nagyon változatosak lehetnek, hiszen részben a korábbi tapasztalatokon alapulnak, részben a szakirodalmi ismereteiken. Egy friss kérdőív alapú vizsgálatban, azt találták, hogy a 77 válaszadó szájsebész, akik 25 beteg röntgenjeit (PR) vizsgálták, semelyik esetet sem indikálták egyhangúan, mind a 77-en, koronektómiára [371].

Jelen vizsgálatunkban, a *két vagy több PR rizikójel együttesen* és a *felső kortikális megszakadás* csoportokban, a koronektómia döntéseket érdemben nem módosították a megfigyelő szájsebészek a CBCT ismeretében. Sőt, ha a PR alapján a döntés műtéti extrakció volt, akkor a *két vagy több PR rizikójel együttesen* csoportban történt a legtöbb koronektómiára módosítás

(OR: 7,9). Ezen eredmények nagyon összevágnek egy metaanalízis konklúziójával, melyben a diagnosztikailag legerősebb jeleknek a *gyökérsötétedést* és a *canalis felső kortikális vonalának a megszakadását* találták [25]. Egy másik metaanalízis nagyon hasonlóan találta, de kiegészítette még a *canalis kanyarulatával* is [423]. A PR-nel foglalkozó tanulmányok közül több is úgy találta, hogy ha *két vagy több PR rizikójel van együttesen* akkor az IAN-expozíció és a sérülés esélye is kimagasló [179, 434].

A koronektómia döntések megváltoztatása extrakcióra CBCT elemzés után a *gyökérsötétedési* jel csoportban (OR: 2,6) és a *szűkület az IAC-on* csoportban (OR: 3,4) volt a leggyakoribb. A *gyökérsötétedési* csoportban (ezek ugye izolált, egyszeres sötétedések voltak, hiszen, ha már multiplex volt a sötétedés akkor a *két vagy több PR rizikójel együttesen* csoportba soroltuk) a magyarázat fenti jelenségre eredhet az etiológiájából. Korábbi vizsgálataink megmutatták, hogy a sötétedések akár 40%-a, sokkal inkább magyarázható az LKEF-val és a speciális csálóka gyökérkonformációval, mint az IAN-expozíciót előrevetítő IAC-falhiánnyal vagy gyökérbehúzódással [440]. A CBCT elemzésével ez pedig egyértelműen kiderül. A *canalis szűkülete* eseteiben pedig valószínű szintén a CBCT információ fedte fel, hogy a canalissal nincs direkt kapcsolat és ép a kortikális, ami az extrakció döntéseket támogatta. Ezt egy friss tanulmány is támogatja, amiben az *IAC-szűkülethez* mindössze 0-24%-os PPV értékek társultak IAN-paresztézia előjelzéséhez [282].

Érdekes, hogy az *IAC kanyarulatához*, amennyiben nem kombinációkban vett részt, egy esetben sem döntöttek koronektómia mellett a szájsebészek, sem PR után, sem CBCT után. Viszont egy friss tanulmány, pont ezt a PR jelet találta a legértékesebbnek a későbbi CBCT alapján felfedezett IAC-falhiány megítélésében [449]. Mégis, csak és kizárólag akkor született koronektómia döntés amikor az *IAC kanyarulata* kombinációkban volt látható. Egy nagyon érdekes esetben a vizsgálatunkból pont, hogy a *canalis kanyarulata* társult a *gyökérsötétedési* jelhez (így kombinációban), aminél az értékelő szájsebészek közül, csak egy végzett volna koronektómiát, 9-en fogeltávolítást fogszekció nélkül(!), viszont a CBCT elemzése után mindenki egyöntetűen koronektómiát indikált! A beteg valós ellátása szintén koronektómia volt, és a 9 szájsebész PR alapján hozott döntéséről azt gondolom, a betegnél végleges IAN-anesztéziát okoztak volna (lásd *eredmények VI.4. fejezet*). A gyökerek ezen esetről a canalist teljesen körbe ölelték, amivel kapcsolatban amúgy még a koronektómiát is némileg aggályosnak gondoljuk hosszútávon [439].

A vizsgálatunkba bevont 40 eset tényleges, megvalósult kezelése során koronektómiát is végeztünk (7-et a 33 műtéti fogeltávolítás mellett) ezért azt sajnos nem lehet megmondani – hasonlatosan más analóg vizsgálatokhoz [271, 281] -, hogy a koronektómiák helyett fogeltávolítás esetén mi történt volna. Viszont az extrakciókhoz társuló szövödményeket ismerjük (lásd VI.4., 12. táblázat). Három extrakciónál láttunk posztoperatív beidegzési zavart, konkrétan reverzibilis paresztéziát, melyek a műtét utáni hat hét alatt tökéletesen helyrejöttek, regenerálódtak. Egy paresztézia a *gyökérsötétedési jel* csoportban történt, a másik kettő a *két vagy több PR rizikójel együttesen* csoportban. Ezen esetek értékelésénél 9 sebész döntött extrakció mellett a *sötétedési jellel* bíró esetről, míg 3 és 4 kolléga a két, másik csoportból való esetről.

A szekciókkal végzett sebészi fogeltávolításnak az előnyeit és a hátrányait is ismerjük. A szomszédos fog sérülése, a lingvális kortikálisfal sérülése és lágyszövet-sérülések is előfordulhatnak [438]. Ellenben, ha szekciót alkalmazunk kevesebb csontelvételezés szükséges, kisebb defektusból emelhetjük ki a fogat ugye darabonként, továbbá az emelőzés során a fog tengelyirányú elmozdulása (a második örlőfogkorona disztális görbületének leküzdésekor) és ezzel az IAC/IAN kompressziója megelőzhető. Ezek mellett az emelési irány sokkal inkább összhangban lehet a gyökérgörbület adta iránnyal. Mindezek fényében a CBCT pontos információt adhat az interradikulárisan elhelyezkedő és körbe ölelt IAC-ról, ahol egy vagy több szekció különösen indokolt, vagy éppen a vastag kortikálisról mely elhatárolja az IAN-t a gyökértől és ahol a szekció teljesen felesleges. Emellett, ha például a gyökérsötétedés LKEF miatt jön létre, egy preventív szekcionálás túlzott és felesleges óvatosság lenne. Egyetértésben *Ghaeminia és mtsai*-val, jelen vizsgálatunk sem talált a szekcionálás tekintetében különbséget a PR és a CBCT alapján meghozott kezelési tervekben [154].

Összefoglalva eredményeinket, jelentős csökkenést találtunk a koronektómia döntések számában a CBCT-k elemzése után. A szignifikáns csökkenést a *gyökérsötétedési jel* (a koronektómia döntések itt kb. a felére csökkentek) és a *canalis szűkülete* (kb. 66%-kal csökkent a koronektómia döntések száma) csoportokban láttuk. Ezzel szemben a CBCT elemzése után az extrakció döntés módosítását koronektómiára leggyakrabban a *két vagy több PR rizikójel együttesen* csoportban láttuk.

Jelen eredmények és a korábbi szakirodalmi javaslatok alapján amennyiben a kezelési terv döntése koronektómia már a panorámaröntgen alapján is, további CBCT egyáltalán nem javasolható. Amennyiben a beteg és vagy a kezelőorvos fogeltávolítás párti, egy kiegészítő

CBCT a *gyökérsötétedés* és *canalis szűkülete* csoportokban fogja leginkább a fogeltávolítás döntését támogatni. Amennyiben *két vagy több PR rizikójel van együttesen* jelen (tartalmazva a *gyökérsötétedés* és vagy a *kortikális vonal megszakadás* jeleket), akkor van a legnagyobb esély, hogy a fogeltávolítás döntésünket koronektómiára módosítjuk. Véleményünk szerint az indikációs kör leszűkítésével így kevesebb beteget kell kitennünk további invazív sugárzásnak.

VII.5. A bölcsességfogak szerepe az angulus és fejecs töréseinél

A mandibula a második leggyakrabban törést elszenvedő csontunk a maxillofaciális területen [382]. *Ellis és mtsai* vizsgálatában 4711 maxillofaciális törést szenvedő betegből 2137-nek (45,4%) legalább egy mandibulatörése is volt [113]. Számos vizsgálat elemezte már a bölcsességfogak jelenlétének és impakciós státuszának hatását a mandibulatörések lokalizációjára [21, 22, 45, 245, 286, 382, 386]. A töréseket olyan faktorok befolyásolják, mint a behatás ereje, iránya, helye, vagy, mint a mandibula alakja, denzitása, vastagsága, az izomzat adottságai és a fog, fogak jelenléte [14, 175, 382, 451]. Egy nagy intenzitású traumatizáló erőhatás (pl.: közlekedési balesetben) általában az erőhatás közvetlen behatási helyén idéz elő törést [198]. Amikor a törést kisebb intenzitású erő hozza létre (pl.: ökölrel ütés, elesés a földön), az pedig sokszor inkább más régiók felé halad, adódik át. Így viszont lehetővé válik, hogy a csont a leggyengébb helyen törjön, ahol az erő koncentrálódik is [198]. Ezen gyenge pont az állkapcsón az ízületi nyúlvány fejecs régiója [503]. Vizsgálatunkban a töréseket együttesen vizsgálva a leggyakoribb ok a testi épség elleni erőszakos cselekmény volt. Az angulustörés-csoportban a támadás volt a fő ok, a fejecssérült csoportban az esés és csak másodikként az erőszakos cselekmény, de mindkét csoportban a közlekedési balesetek voltak a harmadik helyen. Pár szerző Németországból, Japánból és Szerbiából hasonlóan találta [15, 199, 200]. Viszont több szerző ettől eltérően látta, főként Indiából, Iránból és Brazíliából, mert az ő vizsgálataikban a közlekedési baleset volt a leggyakoribb (néhol akár 89%-os főlénnnyel) és csak utána jött az erőszak és az esés [84, 143, 285, 342, 389, 452].

A vizsgálatunkban talált átlagéletkorok megegyeztek a szakirodalomban látottakkal [52, 61, 141, 317, 321, 324]. Több korábbi vizsgálathoz hasonlóan [15, 200, 285, 342] mi is azt találtuk, hogy a condylustörött betegek idősebbek voltak, mint az angulustörött betegek ($OR=1,05$). Ahogy *Tiwari és mtsai* fogalmaztak, az angulustörött betegek gyakran tinédzserek, illetve a húszas éveikben járó fiatalok, míg a condylustöröttek gyakran harmincas, negyvenes éveikben

járnak [452]. Volt ugyanakkor olyan vizsgálat is, ahol az életkort nem találták jelentősen eltérőnek a két csoportban [199, 342, 389].

A férfi betegek dominanciáját szintén hasonlóan találtuk a szakirodalomban fellelhető adatokkal [61, 141, 181, 317, 321, 387, 503]. A férfi nem túlsúlyát feltehetően a nemre jellemzőbb fizikai erőszakos cselekményekben kell keresnünk, ami az első ok volt az angulus és a második a fejecstörések csoportjában [108]. Emellett azon vizsgálatokban, ahol a közlekedési balesetek voltak a törések fő okai, ott is a férfi nem dominált [285, 342, 389].

Némileg ellentmondó a szakirodalom azon szempontból, hogy vajon a mandibula törési ellenállása hogyan függ a kortikális csontvastagságtól, denzitástól és folytonosságtól. Két biomechanikai analízisben úgy találták, hogy az izmok tapadása, működése és az okklúzió együttesen egy feszülési, húzási erővonalat terhel, mégpedig az angulustájék linea obliqua vonalán át, és egy kompressziós erővonalat az angulus mandibulae alsó élén [45, 382]. Jelentős számú vizsgálat találta úgy, hogy a bölcsességfog jelenléte ezen angulusterületen befolyásolja a törések helyét, kimenetét [21, 22, 45, 245, 286, 382, 386]. Amennyiben a linea vonala megszakad a felületesebben impaktált, vagy előtört bölcsességfog miatt, az pontosan az angulusrégiót gyengítheti. Ezzel szemben, ha a bölcsességfog mélyen impaktált vagy hiányzik, akkor pedig a fejecsnnyúlvány hátsó részén fog koncentrálni az erő, így fejecstörést előidézve [45, 245, 286, 382]. Más vizsgálatokban úgy vélték, hogy a bölcsességfogak az angulus helyén csontos teret foglalva gyengítik azt [245, 368]. *Safdar és mtsai* szerint a mélyebben impaktált fogak nagyobb hajlamot jelentenek angulustörésre, de ezt nem bizonyították [386]. Jelen vizsgálatunkban a nem eruptálódott bölcsességfog egyértelműen növelte az angulustörés előfordulását és csökkentette a fejecstörését, sőt az impakciós „mélység” is jelentős befolyással bírt, hasonlóan számos korábbi vizsgálathoz [21, 22, 108, 202]. A II. (OR: 2,97) és III. (OR: 3,42) osztályú, valamint a B (OR: 5,48) osztályú impakcióval jellemzett bölcsességfogak egyértelműen összefüggtek az angulustörésekkel, hasonlóan más korábbi vizsgálati eredményekhez [21, 108, 160, 245, 363]. *Duan és mtsai* úgy találták, hogy a II. és B osztályok szignifikánsan növelték az angulustörések esélyét [108], viszont a III. és C osztályok alacsonyabb esélyt jelentettek arra. *Armond és mtsai* metaanalíziseikben úgy találták, hogy az angulustörés leginkább a II. és B osztályokban fordult elő [21, 22]. *Rahimi-Nedjat és mtsai* hasonlóan találták, kiegészítve azzal, hogy kisebb mértékben, de szignifikánsan a III. és C osztályok is növelték az angulustörés esélyét [363]. *Lee és Dodson* ugyanakkor a legkisebb esélyt angulustörésre a III/C és az I/A esetekben látták [245]. *Giovacchini és mtsai* metaanalízisükben a legfontosabb paraméternek a C osztályt találták, amit a II. és III. osztály

követett [161]. *Ruela és mtsai* metaanalízisében pedig a III/C osztályt találták leginkább az angulustörésekkel összefüggeni [383].

Úgy találtuk, hogy az impaktált fog hiánya (ami lehet ugye teljesen előtört fog esete vagy bölcsességfog teljes hiánya is) szignifikánsan növelte a condylustörés esélyét. Részletezve, a bölcsességfog hiánya (OR: 0,46), illetve az I. osztályú (OR: 1,86) vagy A osztályú (OR: 1,91) bölcsességfogak szignifikáns faktorai voltak a fejecstöréseknek. Ez megegyezik *Armond és mtsai* véleményével, ahol az I. és az A osztályok a fejecstörést elősegítő, a II. és B osztályok a fejecstöréstől védő tényezők voltak [21, 22]. Más tanulmányok szerint a bölcsességfog hiánya a legnagyobb kockázat a fejecstörésekre nézve, amit az I. vagy C osztályú majd aztán a III. vagy A osztályú fogimpakció és legvégül a II. és B osztályú fogimpakció követ [108]. *Hasegawa és mtsai* nem találtak összefüggést az impakciós státusz és a törések milyensége között [181]. Úgy találták, sokkal fontosabb az okklúzió megléte vagy hiánya. Amennyiben az okklúzió kiegyensúlyozott volt a moláris régióban és bölcsességfog is jelen volt, angulustörés volt a gyakoribb. Amennyiben mindkettő hiányzott, akkor pedig a fejecstörések. *Antic és mtsai* többváltozós regressziós modellje pedig csak és kizárólag a törést létrehozó erőhatást találta a condylustörések jelentős változójának [15]. Későbbi végeselemes analízisükkel aztán úgy találták, ha az állcsúcsot érő erőhatásra a bölcsességfog jelenlététől függetlenül condylustörés jött létre [16].

Jelen vizsgálatunk nem talált összefüggést a bölcsességfog angulációja és a töréslokalizáció között. Pár korábbi vizsgálat szintén így találta [21, 22], ellenben volt olyan is, aki a vertikális és horizontális hajlások mellett gyakrabban talált angulustörést [267]. Ezzel szemben a vertikális és mezioanguláris pozícióról írtak ugyanezt *Inaoka és mtsai* [202].

A bölcsességfogak eltávolítása után, mindenesetre a fogmeder gyógyul, csontszövet tölti ki, a gyengébb terület megerősödik. A kortikális állomány folytonossága helyreáll, az angulusrégió megerősödik, ami által a mérsékelt erőhatások a fejecsrégióhoz továbbítódnak, ami a leggyengébb ellenállású lokalizációvá lesz [21, 22, 45, 245, 286, 382, 386]. A bölcsességfogak eltávolítása az egyik leggyakoribb dento-alveoláris beavatkozás [436]. Abszolút jelenlévő probléma a profilaktikus eltávolítás kérdésköre, amikor is tünetmentes fogak eltávolításán gondolkodunk, például jövőbeli szuvasodást, parodontális folyamatot vagy perikoronális gyulladást megelőzendő [62, 104, 155, 411]. Ugyanakkor a bölcsességfog eltávolításával megváltoztatjuk a töréslokalizáció valószínűségét [21, 22, 45, 245, 286, 382, 386]. Éppen ezért, a profilaktikus fogeltávolításban teljes egyetértés szinte lehetetlen [411]. *Antic és mtsai* szerint

az elő nem tört bölcsességfogak eltávolításával megelőzendő angulustörés koncepciója nem javasolható [15]. *Iida és mtsai* szerint, például fiatal sportolóknál a bölcsességfog eltávolítással ténylegesen csökkentjük az angulustörések esélyét, de ugyanakkor növeljük a condylustöréseket, aminek az ellátása sokkal súlyosabb komplikációkkal jár [200]. Ezzel több szerző is egyetért [285, 452]. Ugyanakkor van olyan szerző is, aki eredményei alapján ezt az összefüggést szkeptikusan látja [389], habár ezen tanulmány esetszámai a miénk kb. 40%-a volt csak.

Az eredményeink ismeretében elmondható, hogy a Pell & Gregory II., vagy III. és B osztályú bölcsességfogak szignifikáns faktorok voltak az állkapocsszöglet töréseknél. Az ún. mély impakciók mintegy 3,6-szoros kockázatot jelentettek ezen törésre. A fog angulációja nem befolyásolta a töréstípust. A logisztikus regressziós analízis szignifikáns paramétereknek a következőket találta, amikor az angulustörés a fejecstöréssel lett szembe állítva: életkor (OR: 1,05), bölcsességfog jelenléte (OR: 0,46), Pell & Gregory I. (OR: 1,86), A (OR: 1,91), és B (OR: 0,287) osztályok. Az egynél kisebb OR jelentette az angulus, az egynél nagyobbak a condylustörések előfordulásának esélyét. Eredményeinket mindenképpen javasoljuk figyelembe venni, amikor tünet- és panaszmentes bölcsességfogak eltávolítását mérlegeljük, főként mandibulatörésnek hatványozottan kitett betegcsoportnál (pl.: sportolók [kerékpár, korcsolya, kontakt harcművészet], bizonyos munkakör [kalauz, őrző-védő szolgálat, fegyveres testületek], testi, szellemi korlátozottak).

VII.6. A moláris fogak direkt restaurációinak sikeressége

Retrospektív vizsgálatunk fő célkitűzése különböző paraméterű partikulumokkal, eltérő összetételű mátrix-szal rendelkező négy mikrohibrid kompozit tömőanyag hosszútávú alkalmazhatóságának, változásainak összehasonlítása és klinikai tartósságának értékelése volt. A restauráció túlélését nem csupán a páciensfaktorok (páciens életkora, neme, karieszrizikója, parafunkciós szokásai, együttműködő készsége), hanem a fogorvos életkora, neme, edukációs szintje, diplomaszerzése óta eltelt idő, tapasztalata, a praxis jellegzetességei (fogorvosi faktorok) is jelentősen befolyásolják. A túlélést befolyásoló tényezők harmadik fő csoportjába a foggal kapcsolatos faktorok tartoznak, melyek magukban foglalják a restaurált fog típusát, fogívben való helyzetét, a preparált üreg méretét, a restaurált felszínek számát, az alkalmazott adhezív technikát, alábélelés behelyezését, a tömőanyag összetételét és a töméstechnikát.

Bár a klinikai vizsgálatokra jellemző a páciensek “lemorzsolódása”, mely akár az egész vizsgálatot megghiúsíthatja [70, 270], a mi retrospektív tanulmányunkban a megjelent páciensek aránya – összevetve más hosszútávú vizsgálattal – viszonylag magas, 83% volt a tíz év elteltével (9-12 év). A prospektív, randomizált követéses vizsgálatokkal ellentétben a retrospektív kutatások több hátránnyal is bírnak [327]. Az indikációk, kezelési protokollok standardizálásának és közvetlen a tömés elkészülte utáni elbírálásnak a hiánya megnehezítik az értékelést. Ezen hátrányok kiküszöbölése érdekében jelen vizsgálatunkban az ellenőrzött tömések mindegyikét egyazon fogorvos készítette, ugyanazzal az indikációval és kezelési protokollal, az előírt szakmai és használati utasítások pontos betartásával. A jó szociális körülményekkel bíró vizsgálati betegcsoport a szájhigiénét tekintve jól motivált volt és rendszeresen járt kontrollra. Mivel az említett tényezők minimalizálják az anyagtól független faktorokat, lehetőség nyílt a négy vizsgált mikrohibrid tömőanyag eltérő tulajdonságaiból eredő hibák felderítésére.

Eredményeink alapján átlagosan 97,86%-os volt a II. osztályú kompozittömések túlélési aránya. Az éves sikertelenség a négy kompozitra vonatkoztatva átlagosan 0,52% (0,08 – 0,71%) volt. *Frankenberg és mtsai* 8 év elteltével 98,5%-os sikerességről [138], míg *van Dijken és mtsai* 2,4 %-os összesített sikertelenségről számoltak be 12 év után [464]. Eredményeink a randomizált vizsgálatok eredményeivel inkább összevethetők, mint egyéb, hosszútávú retrospektív vizsgálatokkal, köszönhetően az egy operatőrnek és a meghatározott protokollok pontos betartásának. *Opdam és mtsai* retrospektív vizsgálatukban 10 év elteltével 82,2 %-os sikerességről számoltak be, bár ez az érték is jónak mondható a tömések élettartamát és a hosszú követést tekintve [327]. *Baldissera és mtsai* is jó sikerességi arányt (95%) találtak 10 éves retrospektív vizsgálatuk során és magyarázatként ők is az egy operatőrt és az előírások gondos betartását, a páciensek jó szájhigiénéjét és a jó szociális körülményeket említik [31]. Ezzel összhangban más vizsgálatban is konklúzióként vonják le a jó szájhigiéné, a jó szociális körülmény és az előírások pontos betartásának élettartamot befolyásoló hatását, míg az anyagtani tulajdonságok csupán másodlagos tényezők voltak [100]. *Van de Sande és mtsai* szerint a magas karieszrizikójú pácienseknél nem csupán az új szuvasodások száma emelkedik rövid idő elteltével, de a szekunder szuvasodások is megszorodnak [461]. Ezzel összhangban van *van Dijken és Pallesen* 6 éves prospektív, randomizált klinikai vizsgálata, ahol csupán 88,1%-os sikerességről számolhattak be, miközben a szekunder karieszek aránya 63% volt [463]. Jelen vizsgálatunkban, hasonlóan más kutatási eredményekhez, a sikertelenség leggyakoribb oka a szekunder kariesz, a tömés törése és az endodonciai kezelés volt, azonban

ezen gyakorisága alacsony maradt [43, 89, 226, 257, 325, 327]. Összességében elmondható, hogy a mikrohibrid kompozit tömőanyag hosszútávon alkalmas a premoláris és moláris régiójának restaurálására is alacsony sikertelenségi rátával, bár az évek múlásával ebben enyhe növekedés volt megfigyelhető a Gradia Direct Posteriornál (8,37 %) és a Renew-nál (7,81 %). Az adott megfigyelési időszakban a Filtek Z250 és a Herculite XR kompozitoknál szignifikánsan jobb túlélési arányt találtunk. *Baldissera és mtsai* hozzánk hasonlóan jó eredményeket kaptak retrospektív vizsgálatukban Herculite XR töméseknél, eredményeik szerint 0,3%-os volt az éves sikertelenségi arány ennél az anyagnál [31]. Ezzel szemben *Da Rosa Rodolpho és mtsai* a Herculite XR 1,5%-os éves sikertelenségi arányáról számoltak be 10 év elteltével és további növekedést (2,2%) tapasztaltak a későbbi vizsgálati periódusban [89]. Sajnos a Renew anyagra vonatkozó eredményeket nem találtunk a szakirodalomban, míg Filtek Z250 kompozittal is csupán saját rövidtávú, 5 éves retrospektív vizsgálatunkkal tudtuk összevetni jelenlegi kutatásunk eredményeit, melyben a II. osztályú tömések sikeressége 98,8%-os volt [247]. Ugyanakkor a Filtek Z250 kompozitot előszeretettel használják *in vitro* anyagtan vizsgálatokban [148, 246, 473]. Gradia Direct Posterior és a Renew kompozitoknál 5 év elteltével fokozott romlást figyelhattunk meg. *Van Dijken* 6 éves prospektív vizsgálatában 8,5%-os sikertelenségről számolt be a Gradia Direct Posterior esetén, mely eredmény a mi eredményünkkel összhangban van (8,37%) [463]. Gradia Direct Posterior esetén 11 év elteltével újabb növekedést figyeltünk meg a sikertelen esetek számában, míg a Renew-nál további romlás nem volt detektálható a 10 éves vizsgálati időszakban. Azonban fontos megemlíteni, hogy a sikertelenség aránya 10%-on belül maradt, tehát elmondható, hogy hosszútávon mind a négy anyag túlélése kiváló, klinikailag elfogadható és kisebb hibáik korrigálhatók. A sikertelenség egyik vezető oka többek között a tömés törése. Ez a hiba Renew esetén volt szignifikáns mértékű, az anyag enyhén alacsonyabb töltelékanyag aránya, ezáltal magasabb elasztikus modulusa miatt. *In vitro* vizsgálatok bizonyítják, hogy a magasabb töltelékarány fokozza az anyag fizikai tulajdonságait, terhelhetőségét [128, 201]. Másrésről pedig az alacsonyabb töltőanyag-mennyiség növeli a szerves polimer mátrix arányát, mely felelőssé tehető a polimerizációs zsugorodásért, a kontrakciós stresszért, aminek klinikai következménye lehet a tömés törése [289]. Még magasabb esetszámokból valószínűleg pontosabb következtetéseket is levonhatnánk.

A klinikai eredmények rávilágítanak, hogy akár kismértékű anyagtan eltérések is befolyásolhatják a kompozittömés viselkedését, élettartamát. A 4 vizsgált kompozit közül a Gradia Direct Posterior esetén szignifikánsan több színbeli eltérést találtunk, melynek

lehetséges magyarázatát a nagyobb méretű partikulumok adhatják, melyek fokozott elszíneződést eredményezhetnek. Továbbá a reagálatlan mátrix monomerek, iniciátorok, ko-iniciátorok és akceleratorok további magyarázattal szolgálhatnak az elszíneződés tekintetében [312, 400, 494].

Más vizsgálatokkal összhangban a mi eredményeink is azt mutatják, hogy a restaurált üreg mérete, a tömés felszínének száma és nagysága erősen befolyásolja a tömések hosszútávú minőségét [31, 88, 326, 327, 332]. Filtek Z250 tömések esetén szignifikánsan több B kódot – azaz klinikailag még elfogadható hibát - találtunk a háromfelszínű töméseknél, függetlenül a vizsgált szemponttól. Az anatómiai formában is több minimális eltérés mutatkozott a háromfelszínű restaurációknál, mely az okkluzális felszíni és kontaktfelszíni kopásban manifesztálódott. Nagyobb tömőanyagfelszín esetén jobban érvényesülnek a tömés kopását előidéző hatások. Hasonlóan *Gordan és mtsai* eredményeihez, anyagtól függetlenül a széli elszíneződés volt a tömések leggyakoribb elváltozása, bár klinikailag elfogadhatóak maradtak [166]. A szájüregben zajló fiziológiás és kémiai interakciók erősen befolyásolják a széli határfelület minőségi romlását, mely a tömés marginális részének degradációjához, valamint az adhézió romlásához vezethet [138, 462, 463]. Az adhezív ragasztóanyag megválasztásával kapcsolatban nincs egységes álláspont a szakirodalomban [31, 327]. Egyes szerzők azt ajánlják, hogy a gyártó által javasolt saját ragasztót alkalmazzuk az adott kompozittal együtt, míg mások szerint a túlélési eredményeket ez nem befolyásolja. *Demarco és mtsai*, valamint *Lynch és mtsai* vizsgálatukban inkább az alkalmazott adhezív típusának tulajdonítottak nagyobb jelentőséget [100, 266]. Jelen vizsgálatunkban egy „total-etch” technikájú, 5. generációs adhezívet használtunk mind a 4 kompozitához. Döntésünket az adhezív anyagának standardizálása vezérelte, így kizárhatók voltak a különböző ragasztók használatából eredő eltérések és hangsúlyt kaphattak a kompozitok anyagtani különbözőségeiből adódó hibák és változások. A fogtípust illetően a szakirodalmi eredmények ellentmondásosak. Egyes vizsgálatok szerint a kisőrlő fogakba készülő tömések túlélése szignifikánsan jobbnak bizonyult, mint az őrlőfogak tömései [88, 89, 138, 331, 326, 332]. Ennek egyik magyarázata a moláris régió nagyobb rágóerő terhelése lehet, mások szerint viszont, mivel a moláris fogakhoz – főleg a 2., 3. molárisához nehezebb a hozzáférés, eleve a készülő tömés minősége rosszabb, mely kihatással lehet annak élettartamára. A mi eredményeink azonban, *Aoyama és mtsai* vizsgálatához hasonlóan, nem támasztják alá ezt a megfigyelést [18]. A fogak típusa, fogívben való elhelyezkedése, hozzáférési és tisztíthatósági lehetőségei- eredményeink szerint- nincsenek hatással a tömés

élettartamára, így a premolárisok és molárisok kompozittömései egyaránt tartós restaurálási módnak bizonyultak.

Következtetésképpen a következőket mondhatjuk el. Mind a négy mikrohibrid kompozit elfogadható klinikai eredményeket produkált tízéves időszakban a másodosztályú kavitások restaurációjánál. Kumulatív túlélésüket 97,9%-nak találtuk. A USPHS kritériumrendszer szerint a B és C kódokat gyakrabban láttuk Renew anyagnál (főként tömésfraktúra) és a Gradia Direct Posterior anyagnál (színbeli eltérés). Tekintettel arra, hogy a moláris fogak direkt tömésterápiájával, jó anyagválasztással még háromfelszínű töméseknél is akár 99,1%-os és 11 évnél is hosszabb túlélés érhető el (pl.: Filtek Z250), a szuvasodással diagnosztizált teljesen előtört bölcsességfogak profilaktikus extrakciója ebből a megközelítésből nem javasolható.

VII.7. A koronektómia fogszekciójának fűrőhüvellyel történő biztosítása

A vizsgált fűrőhüvely relatíve olcsón (~500-1000 Ft) és egyszerűen előállítható volt, ugyanakkor nagyon hatékony eszköznek gondoljuk a mélységében behatárolandó fogszekciós eljárásoknál. A használatát lehetségesnek láttam akár a kevesebb tapasztalattal bíró kollégák körében is (rezidensek, végzős hallgatók képzése során) akár koronektómiákhoz, akár horizontálisan beékelte bölcsességfogak szekciójához is, amikor az IAN közvetlenül a fogtól apikálisan fut. Fahmy (2018) úgy vélte, hogy a rezidensek képzésekor az aktív cselekvés és a beavatkozás aktív elvégzése az igazán értékes a tanulás szempontjából [119]. Véleményem szerint ez az eszköz a kezdeti önbizalmat növelve és a beavatkozás elvégzéséhez „lendületet” adva járulhat hozzá aztán a tanulási folyamatokhoz. Körülbelül 40 esetben használtuk részlegünkön a fűrőhüvelyt, ami alapján elmondhatjuk, hogy csökkentette a beavatkozás idejét és a gyökérluxációk előfordulását, de természetesen prospektív klinikai vizsgálatra lesz szükség a tényleges előnyök, illetve a hátrányok objektív megismeréséhez. Etikai engedélyek birtokában ilyen vizsgálat jelenleg is zajlik irányításom alatt.

A fűrőhüvely technikájával kapcsolatban el kell mondani, hogy a fűrő és a fogfelszín által bezárt szög és a CBCT mérések, valamint a valós szekciós sík közötti eltérések az optimálisan tervezett fűrőhüvely alkalmasságát is korlátozhatják. Emellett a fogfelszín konvexitása miatt, amennyiben kifejezett ez a görbület, elképzelhető, hogy szükségessé válik egy extra fűrőhüvely is; egy a centrális mélyebb és egy a periférikus sekélyebb részekhez. Összefoglalva elmondható, hogy a 3D nyomtatott fűrőhüvely kiválóan használható eszköze a fogszekciók hatékony mélységi kontrolljának.

AZ EXPERIMENTÁLIS EREDMÉNYEK MEGBESZÉLÉSE

VII.8.a. A vídia gömbfúrók kopottságának hatása az intraosseális hőhatásokra és a preparációs időkre

Experimentális vizsgálatunk megerősítette, hogy a megnövekedett elhasználódással, axiális nyomással és lecsökkent hűtéssel a szájszélességi vídia gömbfúró jelentős hőhatást okozhat. Az persze köztudott, hogy hő képződik, de hogy milyen paraméter milyen mértékben befolyásolja azt, az kérdéses volt. A hőképződésért főként két mechanizmus felel: 1) A vágóélek molekulák közötti kötéseket bontanak fel, mely energia hő formájában szabadul fel; és 2) a nem preparáló felszínek súrlódása szintén hőt termel [26, 27]. A hőtermelésért felelős faktorokat két fő csoportba sorolhatjuk: 1) ún. fúrási paraméterek csoportjába (pl.: fordulatszám, hűtés, felületre nyomás, fúrási mélység, előfűrés van-e), és 2) az ún. fúró specifikációk csoportjába (pl.: a fúró anyaga, átmérője, a vágóél tulajdonságai, menetemelkedés, élszög, és kopottság) [178, 333, 417, 489]. Míg számos fúrási paramétert könnyen befolyásolhatunk, van tényező amire nem lehetünk hatással, ilyen például a csontminőség, vagy a kortikális állomány vastagsága és denzitása. Ezek mellett van olyan tényező is, amit kevésbé ismerünk, mint például a fúró kopottságának hatását a konkrét esetünkben. Egy optimális világban a dento-alveoláris sebész pontosan tudja, hogy a fúróját hányszor használta korábban és mik is a kopott, már használatra nem méltó fúró ismertető jelei. Azt a szituációt nem ismerem sajnos, amikor mindig új fúróval dolgozhat a sebész, hiszen hazai körülmények között a NEAK finanszírozás, amit egy műtétért összesen térít, az kb. a harmada annak, amennyibe egy új, ilyen típusú fúró kerül!

A hőhatást és a fúrási időtartamot is nagymértékben befolyásolja a kortikális állomány vastagsága és denzitása [27]. Marha, sertés és kutya csontokat gyakran használnak *in vitro* vizsgálatokban, de igazából egyik csontmodell sem tudja pontosan reprodukálni a humán csontot [5]. Ezen vizsgálati időszakban, a sertésbordát választottuk, mint szakirodalom által gyakran használt csontot [5, 26]. A választásunkat alátámasztotta *Veli és mtsai*-nak vizsgálata is, akik úgy találták CBCT vizsgálataikban, hogy a humán kortikális vastagság a moláris területen olyan 2,11-3,04 mm közötti, amit *Di Bari és mtsai* megerősítettek retromoláris csontgraft eltávolítása közben [102, 467]. A sertésbordák kortikális állományának vastagsága kísérleteink során 2,1-2,3 mm között volt.

Augustin és mtsai véleménye szerint a termális oszteonekrózis kritikus hőmérsékleti határértéke pontosan igazából ismeretlen, míg *Lee és mtsai* szerint sokkal inkább anekdotális, mint tényeken alapuló [27, 243]. Azt viszont sokan elismerik, hogy a csont hőmérsékletét 47 °C alatt

kell tartanunk, ha el akarjuk kerülni a termális oszteonekrózist [118]. Azt bizonyították korábban, hogy 90 °C már egy-két másodperc alatt csontnekrózishoz vezet (*Berman és mtsai*, 1984, szerint ez alacsonyabb, 70 °C), és 50 °C-os hőmérséklet is kevesebb, mint 30 másodperc alatt irreverzibilis csont-enzimatis károsodásokhoz vezet a kortikális állományban [27, 42, 265, 151]. Egyes kutatók szerint, pedig már 4,3 °C-os hőmérséklet-emelkedés is szignifikánsan gyengébb minőségű csont újdonszövetet okoz implantátumok körül [205, 291]. Eredményeink alapján a 30 koronektómián átesett fűrók, 25 N axiális nyomással és 20 ml/perc hűtőmenyisséggel olyan intraosseális hőmérsékletet keltettek (átlagosan 20,48 °C növekedés) melyek bőven meghaladták a 47 °C-os hőmérsékleti küszöbértéket. Ehhez azért azt is hozzá kell tennünk rögtön, hogy a 20 másodperc időtartamot nem haladta meg ez a nagymértékű hőhatás. Ugyanakkor számos általunk megfigyelt maximális hőmérsékletcsúcs ($\Delta T \sim 37,8$ °C) már olyan ~ 75 °C-nak felel meg a 37 °C-os humán környezetben, mely egy korábban említett vizsgálat alapján egyértelmű csontkárosodást okoz pár másodperc alatt is [42]. Az irrigáció segít a hőmérsékletek csökkentésében. Egyrészt jobban eloszlik a keltett hőmérséklet, a lubrikáló hatás miatt csökken a súrlódás, másrészt a csontforgácsok eltávolítását is elősegíti. A csontforgácsok állandó eltávolításával megelőzhetjük a menetek közti eltömődést (ún. chip-clogging) is, mely amúgy jelentős hőmérséklet-növelő tényező [333, 413]. A csökkent effektivitású hűtés gyakran előfordulhat a retromoláris területen, mert a lágyrészek, ill. a lebeny eltartása néha nehézkes pláne amikor a szájnityás korlátozott, valamint amikor a fűrót kicsit kiemeljük (azaz, kijebbe húzva fixáljuk) az egyenesdarabból, hogy mélyebb területekhez is hozzáférjünk, a fém hűtőcsövet nem minden egyenesdarabnál tudjuk hozzáigazítani. A hűtőcső deformálódása vagy elzáródása tovább ronthatja a helyzetet.

Pár korábbi vizsgálat leszögezte, hogy az implantátum előfűrókat jó párszor használhatjuk mielőtt túlzott hőterhelést jelentenének a csontnak [72, 79, 116]. Továbbá, nagyon minimális kopásnyomok láthatók ezen fűrókon 25 (*Chacon és mtsai*, 2006), 40 (*Batista Mendes és mtsai*, 2014), 50 (*Ercoli és mtsai*, 2004) vagy 100 (*Bullon és mtsai*, 2015) használat és sterilizációs ciklus után [36, 72, 79, 116]. *Allen és mtsai* 1,5 mm átmérőjű spirálfűrókat vizsgáltak és úgy találták, hogy 600 csontkavitást kellett ahhoz preparálniuk, hogy szignifikáns hőmérséklet-emelkedést regisztráljanak [10]. Ezzel szemben a mi vizsgálatunkban már 20-30 koronektómia után jelentős használati nyomok voltak láthatók (lásd *V.8.a. fejezet*, 27. ábra), de azt is hozzá kell tennünk, hogy az ismételt sterilizáció hatását nem vizsgáltuk. Márpedig a sterilizáció módja nagymértékű befolyással bírhat, ahogy azt *Barrak és mtsai* vizsgálatából láthatjuk [34]. A kopott fűrók eltompult vágóéle nagyobb súrlódást kelt, és a csontforgács kivezetése az üregből

limitált, ami még a rossz hővezető-képességű csontnál is jelentős hőcsökkentő tényező lenne, szemben a fémekkel, ahol ez kiemelten jelentős hőcsökkentő faktor [27, 279]. Vizsgálatunk hőmérséklet adatai alapján a 6 N axiális nyomás a maximális hűtővíz mennyiséggel, még a legkopottabb fúrók esetén is 47 °C alatti, humán környezetre kalkulált értékeket produkált.

Pandey és Panda (2013) szerint, egymástól függetlenül emelve a fordulatszámot vagy a tengelyirányú nyomást, hőmérséklet-emelkedést idézünk elő [333]. Az általunk használt fordulatszám sajnos nem tudott korrekt szakmai ajánlason alapulni, annak hiánya miatt. A szájsebészek által használt axiális nyomás olyan 6-24 N körül lehet, habár számos diszciplína (pl.: traumatológia vagy ortopédia) ennél jelentősen nagyobb, akár 120 N körüli értékeket is használ [10, 68, 190, 333]. Jelen vizsgálatunk rámutatott, hogy a fúrási idők kopott fúróknál jelentősen megnőnek, a D_30 fúrók akár 12-szer lassabban dolgoztak, mint az újak (31,48 vs. 2,52 másodperc). A dento-alveoláris sebészek magatartását ismerve (a szakorvosképzés közel két évtizede alapján mondhatom) viszont a használt fúróktól is mindig az új fúrókra jellemző teljesítményt várják, várjuk el, ezért az axiális nyomásérték emelése lesz az önkéntelen reakció. A nagyobb axiális nyomás (25 N) szignifikánsan magasabb hőmérsékleteket keltett, mellyel a szakirodalomban ismert legalacsonyabb határértéket már túllépnénk [205]. Azt is meg kell jegyeznünk, hogy a nagyobb nyomással a fúrási idő rövidülésével, a káros hőhatás időtartama is rövidülhet [27, 333]. Viszont a nagyobb nyomás, mint kompenzációs mechanizmus nem feltétlenül támogatható, hiszen a fúrotörés, valamint a csonton képződő mikrorepedések kialakulásának esélye is nőhet, mely a vérrellátás zavarával és a csont traumatizálásával például az alveolitis kialakulásának adhat még inkább teret [313]. A nagyobb axiális nyomásértékek hőcsúcsainak időtartamát csökkentő hatását pedig vagy jelentősen alacsonyabb fordulatszámok mellett ($600-1200 \text{ min}^{-1}$) vagy pedig jelentősen gyorsabb fordulatszámokon figyelték meg ($20000-100000 \text{ min}^{-1}$), mint amit mi használtunk (8000 min^{-1}) [3, 29, 308]. Sőt, előbbi kutatók csak új fúrókat vizsgáltak és a kopás hatását nem. Ezenfelül a szakirodalomban szinte kivétel nélkül a spirálfúrókat vizsgálták (pl.: implantátum előfúrók, fogszabályozásnál használt miniimplantátum előfúrók, oszteoszintézis fúrók, ortopéd-traumatológiai fúrók), így a vídia gömbfúrókkal való összehasonlítás nagyon nehézkes.

Eredményeink alapján elmondható, hogy a koronektómia által okozott fúrókopás után a kopott fúrók szignifikánsan több intraosseális hőt termeltek csontelvétnél, jelentősen megnyúlt preparációs idők mellett. A D_30 fúró 12-szer lassabban preparálta a standard csontkavitást, miközben 3-6-szor annyi hőt termelt, mint egy új fúró. Azt fontos megjegyeznünk, hogy a megfigyelt fúrókopások már jelentősen kevesebb beavatkozás után is megjelenhetnek, ha

többször is a koronán (fogzománccon keresztül) kell szekciókat ejtenünk. Az összes általunk vizsgált fúró hőtermelése a kritikus 47 °C érték alatti volt (humán miliőre kalkulálva), viszont a hűtőfolyadék harmadára csökkentésével (20 ml/perc) és az axiális nyomásérték emelésével, 57,5 °C-os humán környezetre kalkulált hőmérsékleti átlagokat produkáltunk, mely egyértelműen káros értéknek tekinthető és nagy eséllyel a bölcsességfog műtéti sebének gyógyulását is hátráltatná. Ezt *in vivo* is vizsgálni lenne érdemes. A fúrási paraméterek változtatásával (más fordulatszámok, más axiális nyomásértékek is) értékes adatokkal egészíthetők ki megfigyeléseink, hiszen azokra sem ismerünk szakirodalmi ajánlást, ezért azt a későbbiekben meg is tettük (VIII.c fejezet).

VII.8.b. Az *in vitro* csontszimulációs modellek összehasonlítása

A szájsebészeti csontelvétel talán mai napig leggyakoribb módja a fúrókkal történő csontelvétel. A sebész érdeke nem csak a beavatkozási idő, de a beteg diszkomfortjának a csökkentése is, amiben az elfogadható hőmérsékleti paraméterek fenntartása jelentős szerepet játszik. A csonthőmérséklet kontrollja szempontjából nagyon fontos a hűtés, ugyanakkor a hűtőfolyadék mennyiségének emelésével a műtéti rálátást ronthatjuk és a beteget is zavarhatjuk (garatreflex kiváltása, köhögés, öklendezés) [431]. Ezzel szemben az elégtelen hűtéssel, vagy szuboptimális fúrási paraméterekkel megzavarhatjuk a csontgyógyulást és azzal ronthatjuk a sebgyógyulást [294]. Ezért a sebész feladata, hogy optimális fúrási paramétereket alkalmazzon és a megfelelő fúrót válassza ki a feladathoz [27, 333]. Emellett természetesen a kortikális csontállomány is meghatározó hőtermelés szempontjából [26, 294].

Sajnos az *in vitro* vizsgálatokban a friss kadávercsont használata nem gyakori, nehezebben beszerezhető. Univerzálisan használt és elfogadott csontszimulációs modell pedig szintén nincs a szakirodalomban. Ezért az *in vitro* experimentális vizsgálatokban szinte kivétel nélkül különböző állati csontot vagy szintetikus anyagokat használnak. Az állati csontok általában marhából vagy sertésből származnak, ritkán juhból és csonttípus szerint általában a bordát, mandibulát, femurt, csípőcsontot (32. táblázat, következő oldalon) látjuk.

32. táblázat: A szakirodalomban fellelhető leggyakoribb csontszimulációs modellek.

<i>Szerzők</i>	<i>Publikáció éve</i>	<i>Csont és csontszimulációs modell</i>
Allsobrook és mtsai [12]	2011	marha bordacsont
Barrak és mtsai [34]	2017	marha bordacsont
Benington és mtsai [40]	2002	marha mandibula
Boa és mtsai [51]	2016	marha bordacsont
Bulloch és mtsai [71]	2012	marha femur
Chacon és mtsai [79]	2006	marha femur
Cziriák és mtsai [87]	2016	sértés bordacsont
Delgado-Ruiz és mtsai [99]	2018	szintetikus marha blokk (BoneSim, Newaygo, USA)
Ercoli és mtsai [116]	2004	marha bordacsont
Gehrke és mtsai [151]	2014	poliuretán blokk (Nacional Ossos, São Paulo, Brazília)
Gurdán és mtsai [174]	2017	sértés bordacsont
Harder és mtsai [178]	2013	marha bordacsont
Jeong és mtsai [207]	2014	keményfa (tölgy)
Kim és mtsai [217]	2010	sértés bordacsont
Koo és mtsai [225]	2015	marha scapula
Lee és mtsai [243]	2012	polimetil-metakrilát blokk (PMMA) (Acrylic®)
Matsuoka és mtsai [277]	2011	sértés bordacsont
Misic és mtsai [291]	2011	sértés bordacsont
Misir és mtsai [292]	2009	marha femur
Möhlhenrich és mtsai [294]	2016	poliuretán blokk (Sawbones, Malmö, Svédország)
Oh és mtsai [318]	2011	poliuretán blokk (Sawbones, Vashon, USA)
Oliveira és mtsai [323]	2012	marha bordacsont
Pandey & Panda [334]	2014	polimetil-metakrilát blokk (PMMA)
Pires és mtsai [351]	2012	sértés bordacsont
Quaranta és mtsai [359]	2013	sértés bordacsont
Rashad és mtsai [365]	2011	marha bordacsont
Scarano és mtsai [396]	2007	marha bordacsont
Scarano és mtsai [397]	2011	marha femur
Stelzle és mtsai [418]	2014	sértés mandibula
Strbac és mtsai [421]	2014	szintetikus marha blokk (BoneSim, Newaygo, USA)
Strbac és mtsai [420]	2015	marha bordacsont
Sumer és mtsai [424]	2011	marha femur
Szalma és mtsai [431]	2016	sértés bordacsont
Szalma és mtsai [441]	2017	sértés mandibula
Tachibana és mtsai [443]	2012	sértés bordacsont
Yasuhara és mtsai [487]	2010	polimetil-metakrilát blokk (PMMA)

A mesterséges anyagok között gyakran látjuk a poliuretánt (PU), a polimetil-metakrilátot (PMMA) vagy a hidroxipatitot és egy vizsgálatban láttunk keményfa használatot is (32. táblázat). Alapvetően az *in vitro* vizsgálati módnak számos hátránya van. A csontokban és a modellekben nincs vérkeringés, a testhőmérsékletet nehézséggel lehet szimulálni és fenntartani, és hát a humán csontszerkezettel való hasonlóság a modelltől nagymértékben függ. Habár az állati csontok legalább egykor élő szervezetből származnak, az egyedek közötti varianciák hátrányosak lehetnek. Szintén nehézséget jelent a hőmérsékleti változók vizsgálatánál, hogy az organikus és anorganikus összetevőkből álló csont igen komplex és anizotropikus szövet. Ezen hátrányok kiküszöböléséhez különböző denzitású poliuretán tömböket is létrehozta [126, 127]. Ezen mérnöki-műszaki fejlesztés uniform tesztanyagot biztosít, és konzisztens tulajdonságaival, valamint nagyobb ismétlésszámokat lehetővé téve kevesebb hibalehetőséget eredményez [126, 127]. A PU blokkok könnyen, szobahőn tárolhatók és infekciókontroll szempontjából sem aggályosak.

Az állati csontok különböző tulajdonságait előtérbe helyezve, úgymint az összetételt (hamu, hidroxiprolin és más kivonható fehérjék, IGF-I), denzitást (BMD) vagy a mechanikai tulajdonságokat (pl.: törési ellenállás), mindig másik tűnik a legoptimálisabbnak a humán csontszövet helyettesítésére [5]. Amikor az előző tulajdonságokat együttesen vesszük figyelembe, a kutya csontozata talán a leghasonlóbb és a patkánycsont a legkevésbé [5]. Az *in vitro* hőmérséklet-központú vizsgálatokban viszont a marha, a sertés és a szintetikus csontok ill. modellek dominálnak.

A csontdenzitás jelentős mértékben határozza meg a hőmérsékleteket. A denzitás növekedésével, azaz a BMD értékek növekedésével a csont keménysége és az intraosseális hőmérsékletek nőnek [26, 214]. A BMD változik az életkorral, az intraorális terület lokalizációjával és betegről betegre más [214]. Az átlagos humán BMD értékeket 111,1 PCF-nek ($\text{PCF}=\text{lb}/\text{ft}^3$) (tartomány: 61,2-168,6), a sertését 232,9 PCF-nek (217,2-275,3) és a marháét 280,3 PCF-nek (213,5-334,6) találták [5]. Ezen BMD érték különbségek magyarázhatták a marhacsontban keltett szignifikáns hőmérsékleti különbségeket a humán vagy a sertéscsontokkal összevetve.

A humán és állati, illetve szintetikus csontok között nagyon érdekes hasonlóságokat és eltéréseket láthatunk, ha a hővezető képességüket és a fajlagos hőkapacitásaikat megfigyeljük (33. táblázat, lásd lejjebb). Habár az adatok gyakran átfedéseket mutatnak, az egyes egyedek eltéréseit és konkrét paramétereit már általában random módon és véletlenszerűen választjuk.

33. táblázat: Az irodalomban fellelhető csontmodellek ismert fizikai paramétereinek összehasonlítása.

Fizikai paraméter		Humán csont ^{a, b, c}	Humán kortikális ^d	Humán spongióza (tartomány) ^d	Poliuretán ^{e, f}		PMMA ^{b, g}	Szintetikus marhacsont ^{h, i}	Marhacsont ^{a, j, k, l}	Sertéscsont ^{a, c}
Denzitás	kg/m^3	1780-2200	1640	160-640	1700	641	1190-1400	600-1800	4490	2010-3730
	lb/ft^3 (=PCF)	111-137	102	10-40	106	40	74-87	37,5-112	280	125-233
Specifikus hő	$J/kg\ ^\circ C$	1150-1300	1640	1477-1573	1250	1477	1400-1470	nem ismert	~1600	1330
Hővezető képesség	$W/m\ K$	0,1-0,35	0,452	0,05-0,087	0,47	0,082	0,15-0,4	0,3-0,4	0,54 (spongiosa: 0,3)	0,17

a) Aerssens és mtsai. (1998) [5]; b) Pandey és Panda (2014) [333]; c) Hou és mtsai. (2016) [196]; d) Chen és mtsai. (2018) [82]; e) Sellani és mtsai. (2016) [407]; f) <https://www.generalplastics.com/wp-content/uploads/2016/11/Saw-Bones-Case-APP.pdf> (2019) [395]; g) <https://www.cutmyplastic.co.uk/acrylic-technical-specification/> (2019) [4]; h) Strbac és mtsai.(2014)[419]; i) https://www.bonesim.com/products_and_properties(2019) [55]; j) Chen és mtsai. (1976) [81]; k) Davidson és James (2000) [92]; l) Feldmann és mtsai. (2018) [124]
PMMA, polimetil-metakrilát

Zdero és mtsai szerint a csontban a hő 60%-a a csontforgáccsal távozik, és olyan 40% oszlik el a csontban. Mivel a PU fúrásakor teljesen más forgács képződik, - ami sokkal inkább por, mint összefüggő forgácsok, hiszen teljesen hiányzik a szerves állomány-, így nehezen tudja elméletileg a humán csont hőmérsékleti tulajdonságait utánozni (77. ábra) [498]. Amikor egy szintetikus anyag nem képez tapadós, ragacsos biológiai anyagmasszát vagy csontforgácsot, akkor a menetek közti terek eltömődése is hiányzik, ami jelentős hőmérséklet-fokozó tényező [287]. Talán ezen gondolatmenet megmutatja, hogy a csontban keletkező hőmérsékleteket nem lehet anyagtani táblázatok denzitás és termális tulajdonságaival lemodellezni. Ahogy Davidson és James összegezte, a hőkapacitás sokkal inkább meghatározó paraméter, mint a hővezető képesség [93]. Míg a hővezető képesség változtatása alig, a hőkapacitás már 10%-os emelése is 5%-os intraosseális hőmérséklet csökkenést okoz [93].



77. ábra: A poliuretán blokkok fúrásakor teljesen más forgács (inkább por) keletkezik, és a vágóélek közötti terek eltömődése is teljesen más, mint a humán csont fúrásakor (lásd jobb fent, kis képben).

Habár ezt nem vizsgáltuk, érdekes, hogy az emlősök csontszerkezetében nemcsak denzitás tekintetében van eltérés, hanem például a Havers-csatornák átmérőjében is (humán: $\sim 100 \mu\text{m}$; sertés és bovin: $\sim 35 \mu\text{m}$) [189].

A gyártó szándéka szerint a PU denzitás széles választéka (10-50 PCF) hivatott modellezni a humán csont teljes spektrumát. A vizsgálatunkban 20-tól 50 PCF-ig terjedő PU blokkokat választottunk „kortikális” (azaz sokkal denzebb) réteggel (1-3 mm) vagy anélkül és két eltérő

gyártótól is, hogy alaposan megvizsgálhassuk, mire képes ez az anyag. A 20 és 30 PCF PU blokk 40 és 50 PCF kortikálissal a Misch klasszifikáció alapján a humán D1 és D2 csontot hivatott szimulálni, mégpedig a következő összefüggés szerint: $D1 = 0,48-0,64 \text{ g/cm}^3 = 30-40 \text{ PCF}$; $D2 = 0,32 \text{ g/cm}^3 = 20 \text{ PCF}$ [294, 295]. Eredményeink alapján a kortikálissal ellátott PU blokkokban a humán- és sertéscsonthoz hasonló, de a marhabordától jelentősen eltérő hőmérsékletek keletkeztek. A két PU gyártó (Sawbone vs. Nacional Ossos) terméke között nagyon érdekes eltéréseket láttunk a fúrási időket illetően. Habár előbbi gyártó blokkjának vastagabb és denzebb (50 vs. 40 PCF) kortikálisa volt, sokkal kevesebb idő alatt tudtuk a standard csontkavitásokat megfúrni. Ennek megválaszolására további anyagtan vizsgálatokra lenne szükség.

Fernandes és mtsai négy, különböző denzitású PU blokkot vizsgáltak (5, 7,5, 20, 50 PCF) [127]. Az látszott, hogy a sűrűség növekedését követte a hőmérséklet növekedése is, de azzal a vizsgálattal nehéz az összehasonlítás, mert teljesen eltérő fúrókat és fúrási paramétereket vizsgáltak, mi több a legkompaktabb PU blokkot levegővel hűtötték, ami abszolút kontraindikált szájsebészeti beavatkozásoknál.

Sajnos a különböző vizsgálatok eredményeinek összehasonlítása nagyon problémás, mert különböző csontmodelleket használnak, és gyakran eltérő fúrási paramétereket és vagy fúrókat hasonlítanak össze. Olyan vizsgálat is ritka, ami hasonló vagy azonos csontelvételi módot vizsgál és csak a csontmodell különbözik [27]. Például a következő két vizsgálat nagyon hasonló implantátum előfúrókat vizsgált (rozsdamentes acél 4,2 mm ill. 4,3 mm átmérővel) hasonló fúrási paraméterekkel (20 N axiális terhelés, 1500 min^{-1} fordulaton) [151, 424] és ráadásul azonos hőmérési módszerrel (termoelem szondákkal). De egy nagyon fontos különbség volt, mégpedig a fúrási közeg, azaz marha femur szemben a szintetikus poliuretánnal. Az előbbi mintegy $32,1 \text{ }^{\circ}\text{C}$ -os, az utóbbi csak $22,2 \text{ }^{\circ}\text{C}$ -os átlagos hőmérséklet-emelkedéseket regisztrált. Ez mintegy 30%-os eltérés ugyanarra a csontelvétele nézve. Saját eredményeink körülbelül hasonló, mintegy 40%-os különbséget mutatott a két anyagra vonatkozóan (marhacsont: $3,85 \text{ }^{\circ}\text{C}$ vs. PU: $1,63 \text{ }^{\circ}\text{C}$) még akkor is, ha a fúrónk más típusú volt. Érdekességképpen, egy friss vizsgálat magasabb átlagos hőmérséklet-emelkedéseket mutatott a marha femurban, mint humán kadáver tibiában [125]. Kiszámoltuk a humán csontban keletkező és a marhacsontban látott hőmérséklet-emelkedések arányát és azt 1: 2,65-nek találtuk. A mi vizsgálatunkban, a humán és marhaborda csontokra ez az arány kísértetiesen hasonlóan alakult, 1: 2,53-nak adódott!

Ezzel szemben két másik vizsgálatban hasonló piezosebészeti csontelvételt vizsgáltak (az egyik a mi későbbiekben részletezett vizsgálatunk), ahol az egyikben marhabordát, a másikban sertés

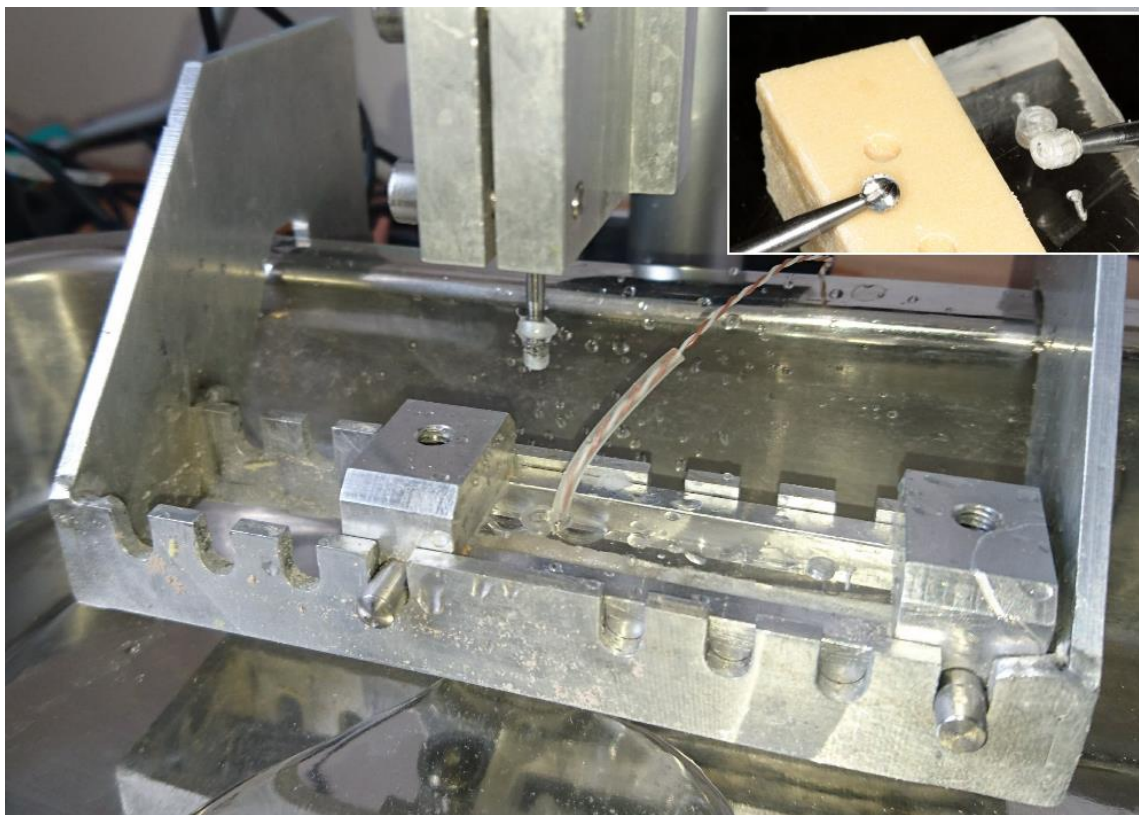
állkapcsot használtak és nagyon hasonló eredményeket kaptak ($\sim 3,3$ °C vs. $\sim 3,5$ °C-os átlagos hőmérséklet-emelkedések) [366, 441].

A vizsgálatunk kivitelezése során nemcsak az vált nyilvánvalóvá, hogy a PU blokkok tárolása sokkal könnyebb (nem kellett fagyasztani), hanem a csontörögzítő satukba történő befaragásuk is jelentősen gyorsabb volt. A friss csontokat, ha nincsenek felfelhasználva, ugyanis le kell fagyasztani, de a fagyasztás és felengedés során a szerkezetük, fizikai tulajdonságaik változhatnak véleményünk szerint, így ettől ezen kísérleti etapban eltekintettünk. A humán csontok beszerzése mellett a tárolásuk, az infekciókontroll és a megsemmisítés is szigorúan szabályozott és az etikai engedélyben előírt folyamat volt.

Az egyik gyakran emlegetett hátránya az *in vitro* vizsgálatoknak a vérkeringés hiánya, mivel a keringő vér segíthet a hőmérséklet eloszlásában, ugyanakkor számos szerző véli úgy, hogy jelentősége nem számottevő [279, 333, 479]. Egy másik gyakran emlegetett probléma a valós, fiziológiás testhő hiánya. Sok próbálkozás van ezért a ~ 37 °C körüli hőmérséklet szimulációjára. Egyesek a csontokat felmelegítik 37 °C-os értékre kísérletek előtt, mások a szobahőmérsékletet állítják és tartják 37 °C-on, és megint mások fiziológiás sóoldattal töltött merülőkádat használnak, termosztáttal vagy anélkül. A merülőkádról vannak ellenben olyan vélemények is, hogy sokkal kevesebb hőleadást enged a csontmodellnek, mint ahogy *in vivo* az történne, ráadásul a hőszondákhoz szivárgás problémáját is meg kell oldani [27]. Lee és mtsai-nak két vizsgálata is megerősíti, hogy a kiindulási hőmérséklet értéke nem befolyásolja a delta T értékeket és bizonyították, hogy teljesen hasonló hőmérséklet-változásokat mértek, ha a vizsgálatukat 26 °C vagy 37 °C-ról indították [243, 244].

Habár a PMMA több kísérlet sikeresen alkalmazott modellje is volt, eredményeink alapján nem hasonlítható a többi modellünkhöz. Már amikor a hőszondák helyét fűrtük, láttuk, hogy nagyobb ellenállásba ütközünk. A fúrások tesztelésekor pedig, a 8000 min⁻¹ fordulaton és 6 N axiális nyomással a fúrók nem voltak képesek „megkezdni” és behatolni az anyagba. Ezután megnéztük, és azt találtuk, hogy legalább 38-40 N axiális nyomás volt szükséges ahhoz, hogy a fúróknak preparálja a PMMA-t, és legalább 23-26 másodperc kellett elérni az előre beállított 5 mm-es mélységet. Ezalatt a PMMA viszont megolvadt, ráolvadt a fúrókra és tönkretette azokat (78. ábra). A szondáink ezalatt olyan 18 °C körüli értékeket mértek. Figyelembe véve a nagyon eltérő preparációs körülményeket, úgy döntöttünk, hogy a statisztikai analízisbe nem vonjuk be a PMMA-t. Azon vizsgálatban, ahol a PMMA-t sikerült preparálni, ott 6-8-10 mm átmérőjű spirálfúrókat teszteltek, 2500 min⁻¹ fordulattal és mintegy 35-45 mm/perc előrehaladási sebességgel (Pandey és Panda ortopédiai szimulációi [334]), így könnyen lehet, hogy csak a dento-alveoláris fúrási paramétereknek nem ideális közege a PMMA. Amúgy az előbb említett

diszciplínával szemben gyakran látott különbség az igen eltérő fúrási környezet; nevezetesen a „mi” 3-25 N-os axiális nyomásainkkal szemben az „ő” 80-200 N-os értékük [432].



78. ábra: A polimetil-metakrilát fúrása csak jóval magasabb axiális nyomásokon (38-40 N vs. 6 N) volt lehetséges, mintegy 18 °C-os hőmérsékletek keletkezése mellett. Az anyag pedig ráolvadt a fűróinkra. N, Newton.

Kísérletünknek volt pár említésre méltó korláta. Mivel a csontmodellek különbségeit csak egy adott fordulatszámon és axiális nyomáson vizsgáltuk, meglehet, hogy más fúrási paraméterekkel vagy például kopott fűrókkal, a differenciák is változnak, ami azt is jelentheti, hogy bizonyos modellben éppen a kritikus határértékek alatti (<10 °C) míg más modellben a feletti értékeket kapnánk. Mivel az élő csont más hődisszipációs tulajdonságokkal bír, eredményeink maradék nélküli, élőbe való átültetése kritikával fogadandó.

Következtetesként a limitációk figyelembevételével a következőket mondhatjuk. **1.** A marhabordában szignifikánsan több hő termelődött fúrások során, mint a humán és a sertésbordában, miközben jelentősen lassabban lehetett preparálni bármely más vizsgált modellnél. **2.** A sertésborda a termelődött átlagos hőmérsékletek szempontjából hasonlított a humán bordához, de annál szignifikánsan lassabban lehetett megfúrni. **3.** A PMMA a dento-alveoláris csontelvételek fúrási paramétereivel inadekvát csontszimulációs modellnek tűnik.

4. Egyedül a 20 PCF denzitású és 50 PCF kortikálissal borított PU modell volt képes a humán csontéhoz hasonló fúrási időket és hőmérséklet-emelkedéseket produkálni dento-alveoláris csontelvételek során.

VII.8.c. A legoptimálisabb intraosseális hőhatással és preparációs idővel járó fúrási paraméterek

Ezen vizsgálatunk célja az volt, hogy feltérképezzük a sebészi vídia gömbfúrók hőterhelését és preparációs idejét különböző fordulatszámok és axiális nyomásértékek mellett, hogy ajánlást tehessünk az optimális működési tartományokra. Legjobb tudomásunk szerint ez volt az első vizsgálat a sebészi vídia gömbfúrók preparációs hő és idő adatairól, szimulált dento-alveoláris csontelvétel közben.

Fúrás közben a hő keletkezésének három fő mechanizmusa is van: 1) a nyíró zóna nyírási deformációja, 2) súrlódás a homlokfelület (rake face) és a forgács között és 3) súrlódás a hátfelület (flank face) és az új csontfelszín között (*lásd bevezetés, 8. ábra*) [242, 333]. A fordulatszám és az axiális nyomás nagyon fontos paraméterek a csontban keletkező hőtermelésben [27, 418]. Amikor egymástól függetlenül emeljük bármelyiket, a hőtermelés fokozódik, miközben, ha együtt növeljük őket lehet, hogy sokkal effektívebb fúrást látunk alig emelkedő hőmérsékletekkel [333]. A jelen vizsgálatunk ezt nem tudja megerősíteni, hiszen a legmagasabb hőmérsékleteket a legmagasabb fordulatszám és axiális nyomásértékek együttesénél láttuk. Természetesen fontos megjegyezni, hogy a szakirodalomtól nagyon eltérő fúrógeometriát vizsgáltunk (gömbfúró vs. csigafúró, más néven spirálfúró).

A szakirodalom egységes abban, hogy a fordulatszám emelésével egészen 10000 min^{-1} fordulatszám értékig a hőmérsékletek is nőnek [27, 242, 333]. Ezt mi is láttuk egyik korábbi vizsgálatunkban, ahol miniimplantátum előfúrókat (spirálfúró) teszteltünk, és ahol 100 és 200 min^{-1} fordulatoknál szignifikánsan kevesebb hő termelődött, mint 1200 min^{-1} fordulatszámnál ($\leq 3^\circ\text{C}$ vs. $12,3^\circ\text{C}$) [174]. Továbbá jelen adataink azt mutatták, hogy 16000 -tól 40000 min^{-1} fordulattig is szignifikáns hőmérséklet-növekedés volt mérhető.

Egy vizsgálatban a fúrás fordulatszámát konstansan (49000 min^{-1}) tartották és az axiális nyomást emelték $1,5 \text{ N}$ -tól 9 N -ig és azt látták, hogy a hőmérsékleti terhelések egy ideig nőttek (4 N -ig), majd csökkenni kezdtek [2]. A hőmérsékleti értékek természetesen konstansan emelkedtek, csak az időtartamaikat is figyelembe véve beszélhettek hőterhelés csökkenésről [2]. Ezt a megfigyelést sem cáfolni, sem alátámasztani nem tudjuk, mert csak egy axiális

nyomásértékünk volt ezen tartományban. Ugyanakkor a hőmérsékletek lecsengésének időtartamait figyelembe véve, a legmagasabb axiális nyomásértéknél láttuk a leghosszabb időket, igaz, hogy kopott fúróknál. A legnagyobb nyomásértéknél láttuk a legrövidebb fúrási időt, de a legmagasabb hőmérsékleteket is. A kopott fúróknál ráadásul a leghosszabb időszakokat is, ahol a határértékünk felett voltak a hőmérsékletek.

Azt is meg kell jegyezni, hogy a nyomásértékek emelésével megnő a csont mikrosérüléseinek és repedéseinek keletkezési esélye is, illetve a fúró is nagyobb eséllyel sérülhet vagy akár a túlzott mélységbe jutás (*átlyukadás, az angol 'breakthrough' kifejezésből*) esélye is nőhet [242, 313, 315]. A nagy axiális nyomásértékek és alacsony fúrási sebesség kombinációjaként keletkező csontsérüléseket nekünk nem volt célunk vizsgálni.

Iyer és mtsai-nak hisztológiai vizsgálatából kiderült, hogy magas fordulatszámokon ($\sim 400000 \text{ min}^{-1}$) jobb csontgyógyulást eredményezett, nagyobb arányú újcsont képződéssel, szemben az alacsony fordulatszámú fúrásokkal (2000 min^{-1}) vagy a közepes fordulatszámú (30000 min^{-1}) fúrásokkal [204, 205]. *Reingewirtz és mtsai* szerint a hőmérsékletek emelkedtek a $400\text{-}7000 \text{ min}^{-1}$ tartományban, csökkentek $7000\text{-}24000 \text{ min}^{-1}$ tartományban és $24000\text{-}40000 \text{ min}^{-1}$ tartományban már változatlanok voltak [367]. A mi eredményeink ellenben azt mutatták, hogy a 3 N és 25 N nyomásnál a fordulatszám növelésével a hőmérsékletek nem változtak, de 10 N értéknél a 16000 és 40000 min^{-1} -hez tartozó hőmérsékletek szignifikánsan eltértek, nőttek. Itt is meg kell jegyezni, hogy eltértek a fúrógeometriák. Sajnos gömbfúrókról szóló szakirodalommal az összevetés szinte lehetetlen volt. Azt is érdemes ismét megjegyezni, hogy az eltérő diszciplínák nagyon eltérő fúrási paraméterekkel is dolgoznak. A szájüregben ritkán találni 30 N-nál nagyobb axiális nyomásértékeket, míg traumatológiában vagy ortopédiában nem ritka a 80-200 N körüli érték sem [333].

A fúrókopás gyakran tárgyalt témakör [272]. Általában közvetlen az összefüggés az egyre kopó fúrók és az intraosseális hőmérsékletek között. Míg jó pár szerző már 25-40-50 használat után jelentős hőmérsékleti ugrást mért, mások ezt csak 100 vagy 600 használat után látták [10, 36, 72, 79, 209, 323]. Korábbi vizsgálatunkban 20 és 30 koronektómia után a fúrók jelentős „amortizációját” láttuk (pl.: törött vágóélek, hiányzó kereszt bemetszések), a hőmérsékletek 2,2-3,3-szoros növekedésével, és a fúrási idők 5,3-12,5-szörös megnyúlásával [431]. Ezzel szemben, korábbi párhuzamos falú spirál előfúróinkat vizsgálva, kb. 150 fúrásra volt szükség a szignifikáns hőmérséklet-emelkedésekhez [174].

Jelen vizsgálatunkban az 50 átlagos dento-alveoláris sebészeti csontelvételek és az ahhoz tartozó sterilizációs ciklus elég volt, hogy ugyan könnyen, szabadszemmel alig látható kopás nélkül, de szignifikánsan magasabb hőmérsékleteket okozzanak. Természetesen jelen experimentális

vizsgálatunknak is volt limitációja. A PU blokkok, habár hőmérsékletileg jól szimulálják a humán bordacsontot (lásd előző vizsgálat), de az élő humán intraorális környezetet csak korlátozottabban [297]. Az is fontos klinikailag, hogy a kísérleti környezet nagyon standard és konstans paramétereket tudott biztosítani, amit szabad kézzel, a szájüregben dolgozva szinte lehetetlen. Műtét közben pedig véleményem szerint, jóval extrémebb (nagyobb nyomás, romló hűtés) szituációk is előfordulhatnak [242, 442]. A hűtőfolyadék mennyiségének csökkenésével a mért adatainknál jócskán magasabb, kiugróbb hőértékek is képződhetnek [27].

Az intraosseális hőtermeléseket és a fűrási időket figyelembe véve, a következő ajánlást tehetjük a sebészi vídia gömbfűrők használatával kapcsolatosan, azaz az optimális működési tartomány tekintetében, ha a hűtőfolyadék mennyiséget maximális értéken tartjuk.

Új, 3,1 mm átmérőjű fűrőknél optimális eredményt kapunk, ha 3 N axiális nyomással 8000-16000-40000 min⁻¹ fordulattal, vagy 10 N-nál 4000-8000-16000-40000 min⁻¹ fordulatszámot használjuk. Nagyobb axiális nyomásnál a hőmérsékletek szignifikánsan emelkednek, de a fűrási idők rövidüléséből klinikailag már nagy valószínűséggel nem profitálunk.

Használt fűrőknél, 3 N mellett 4000-8000 min⁻¹ fordulatszámokkal túl lassú preparációt kapunk, 10 N és 40000 min⁻¹ fordulatszámmal, illetve 25 N-nál bármely fordulatszámot pedig elfogadhatatlan (10 °C-t tizedekkel közelítő) csúcshőmérsékleteket kapunk.

Méréseink szerint az axiális nyomásérték a meghatározóbb a hőmérséklet-emelkedés szempontjából, különösen 25 N mellett volt mindegy milyen fordulatszámot alkalmazunk.

VII.9. A canalis mandibulae-t közelítő és fenesztráló csontelvételek

Ez az *in vitro* vizsgálat egyértelműen igazolta, hogy a vizsgált csontelvételi módok mindegyike jól mérhető hőmérséklet-emelkedést okozott az IAN felszínén és hogy a piezoelektromos preparáció keltette a legmagasabb, potenciálisan káros hőmérsékleteket.

Az egészen pontos hőmérsékletet, melyen a perifériás idegek már károsodnak, hasonlóan nehéz meghatározni, mint a termális oszteonekrózis határértékeit. Vizsgálatok igazolták, hogy az emlősök idegszálaiban reverzibilis vezetési blokk már az idegszálak 42-48 °C-ra melegítésével létrejön [112]. Továbbá a szenzoros idegek sokkal érzékenyebbek, hamarabb kialakul a vezetési blokk, mint a motoros idegekben [112]. Ráadásul, a mielinhüvely nélküli idegeknél ez a blokk szinte azonnal kialakul, ha 58 °C hőmérséklet éri, szemben a mielinhüvellyel borított idegekkel [385, 482]. Viszont a mielinhüvellyel borított idegszálak egy késleltetve jelentkező, reverzibilis

vezetési blokkot szenvednek alacsonyabb, már 47 °C hőmérsékleten. A magyarázat erre az lehet, hogy a mielinhüvely vasa nervorum hálózatán hőhatásra lokális angiopátia alakul ki, mely következményes iszkémiát okoz a vérellátás kifejezett zavarával [385, 482]. Más vélemények szerint már 44 °C-os hőmérsékleten bekövetkezik ilyen jellegű változás a mielinhüvelyen [194, 385]. Egy másik vizsgálatban a gerinccsatornában mérhető hőmérsékleteket javasolták 45 °C alatt tartani az idegsérülések elkerülése érdekében, gerincdaganatok perkután rádiófrekvenciás ablációjakor [307]. Ahogy *Urrutia és mtsai* írták, az a hőmérséklet, melyen a nociceptív idegvégződés működésképtelenné válnak, olyan 42°C és 45 °C között van [459]. Valójában a krónikus fájdalmak és fejfájások hátterében lehetséges trigeminus neuralgia kezelésénél, a ganglion sphenopalatina hőroncsolása 60-90 °C közötti hőmérséklettel történik, 45-90 másodperc behatási idővel [7]. Amúgy a hőkárosodás szorosan összefügg az ideg ebben érintett szakaszának hosszával is. Egy 15 mm hosszú mielinborítással bíró idegszálnak 46 °C feletti hőmérséklet kellett a blokádhhoz [223], míg egy 9 mm hosszú szekciónak magasabb, 50-54 °C kellett egy másik vizsgálatban [500], ugyanakkor már 9 °C emelkedés elég volt egy 0,1 mm nagyságú szakasznak, ha egy fókuszált lézersugár hatott rá [109].

A csontfűrés hőmérsékletkeltéssel jár, melyet számos fűrő és fűrési paraméter, illetve a csontkarakterisztika is befolyásol [431]. Korábbi vizsgálatunkban az egyértelműen károsító 70-75 °C körüli értékeket is sikerült elérni, használt vídía gömbfűrőkkel.

Az IAN felszínén a canalisban, piezoelektromos preparáció során mértük a legmagasabb hőmérsékleteket (átlagos emelkedés ~13 °C). Az átlagos hőérték-emelkedések, de még inkább a maximális hőértékek (~24 °C), potenciálisan idegkárosítók a fenti szakirodalmi adatok fényében. Sőt, a hőmérsékletek humán környezetre vetítve meghaladták a csontkárosító hőmérsékleti határértéket is (47 °C), miközben gyakran ezen hőhatás az egy perc időtartamot közelítette vagy elérte.

A túlzott hőhatások keltése a piezosebészet gyakran említett hátránya. *Schütz és mtsai* 10,9 °C-os hőmérséklet-emelkedéseket mértek piezosebészeti oszteotómiáknál [405], míg *Lamazza és mtsai* 7,45 °C és 19,13 °C közötti hőmérsékleti változásokat találtak piezoelektromos implantátumágy készítésekor [238]. *Rashad és mtsai* úgy találták [365], hogy például implantátumágy készítéséhez a piezotechnika sokkal lassabb és magasabb hőmérsékleteket kelt, mint a fűrők. Ugyanezen szerzők egy másik vizsgálatában [366], termoelem szondákkal (3,3-6,2 °C) nagyon hasonló hőmérsékleteket mértek marhaborda kortikális csontokban, mint

amit mi találtunk sertés állkapcsokban az infravörös hőmérési technikával (3,5-7,65 °C) és piezoelektromos preparációknál. A direkt összehasonlítást azonban nehezíti az eltérő csontmodell és az eltérő „piezo-végződés” vizsgálata (S2-gyémánt gömb és B1 fűrészvégződés szemben a fűrész-típusú OT7S-4-el).

Egy másik gyakran említett hátránya a piezoelektromos preparációnak a lassú preparálás, mivel mintegy 3-4-szer lassabb csontelvételeket is láthatunk, mint hagyományos fúróknál [241, 365, 416]. *Spinelli és mtsai* úgy találták, hogy olyan 35%-kal nyúlik az operációs idő a hagyományos oszcillációs fűrészekhez képest bimaxilláris ortognát sebészetben [416]. A mi vizsgálatunkban a piezoelektromos preparálás teljesen összevethető volt időtartamok tekintetében a fúrókkal, sőt a piezoelektromos fűrész olyan gyors volt, mint a vídia gömbfúró. Viszont amennyiben beállítottuk a hőmérsékleti riasztást, riasszon, ha a canalis hőmérséklete a 3 °C-t elérte (ugye ezt tudták a fúrók is) akkor a **PT_D** végződéssel a csontpreparációhoz szükséges idő mintegy 8 perc környékére nőtt. Ez az érték 3,7-9-szerese volt a gyémánt-, és vídiafúrók fűrési idejének és véleményem szerint ekkora időtartam klinikailag teljesen elfogadhatatlan egy mindössze 1 cm hosszú és 3-5 mm mély csontkavítás készítéséhez, még akkor is, ha a preparáció kiemelten fontos és érzékeny területen, idegközelben történik. A másik megfigyelésünk az volt, hogy a „hőmérsékleti értékekben kontrollált” piezosebészeti preparálás klinikailag teljesen gyakorlatidegen volt, a nagyon gyakori 10-20 másodperces ún. „hűtési” szünetek miatt. Teljes biztonsággal mondhatom, hogy a hőmérsékletet szem előtt tartó „piezo-preparálás” a többéves napi tapasztalat ellenére is nagyon szokatlan, megszokhatatlan volt ily módon.

Ahhoz, hogy a közismerten lágyrészprotektív „piezo-preparálások” idejét és hőmérsékleti értékeit is optimálisan tudjuk tartani, valamilyen megoldást kellett találnunk. Megoldásként azt néztük meg, hogy ha a vídia gömbfúrókkal végzünk előfűrást, amit aztán a „piezo-végződéssel” fejezünk be, az járható-e. Ehhez társítottuk még a hűtött hőmérsékletű fiziológiás sóoldattal történő irrigációt. A hűtőfolyadékot ~7 °C értékre hűtöttük, mert a fogorvosi, szájsebészeti rendelőkben előírt hűtőszekrények ezt a hőmérsékletet tudják nyújtani. Egy korábbi vizsgálatban a hűtött irrigációról azt találták (10 °C-os a 20 °C-ossal szemben), hogy nem volt képes a maximális hőterhelés értékeket érdemben csökkenteni [238], viszont a saját vizsgálatunkban a szobahőmérsékletű (~24 °C) és a hűtött (~7 °C) folyadékok között nagyobb volt a hőmérséklet-különbség. *Takenaka és mtsai* úgy találták, hogy a hűtőfolyadék hőmérsékletének 13,5 °C-os csökkentésével (26,5 °C-ról), a felső végtagi bénulások előfordulása szignifikánsan csökkent cervikális laminoplasztikáknál [445, 446], míg *Boa és mtsai* úgy találták sablonnal navigált implantátum behelyezéseknél, hogy szignifikánsan

alacsonyabb intraosseális hőmérsékleteket kaptak a 10 °C-os irrigációknál [51]. Emellett, *Rashad és mtsai* vizsgálatukban a hűtőfolyadék mennyisége (20, 50, 80 ml/perc) is nagyon jelentősen befolyásolta a piezoelektromos preparálások hőmérsékleteit [366].

Vizsgálatunkban a 2,7 mm átmérőjű **TCD** fúróval történő előfúrásnak még egy előnye volt, nevezetesen, hogy annak az üregnek a szélessége, melyben a „piezo-végződésnek” aztán be kellett fejeznie az idegközei csontelvételt, szélesebb volt, mint amit csak a „piezo-végződés” preparált volna (a fúró 2,7 mm-e szemben a „piezo” gyémánt 1,9 mm-ével vagy a „piezo-fűrész” 0,8 mm-ével). Ez azt jelentette, hogy pont a legkritikusabb és legmélyebb, canalisba penetrálás idején tudott a hűtőfolyadék jobban, problémamentesen áramlani. Ez összhangban van *Pavliková és mtsai* állításával, mely szerint a szűk és mély helyeken kéne a piezosebészeti hűtési rendszerén javítani [344]. *Eggers és mtsai* szintén úgy találták, hogy a piezoelektromos preparálás hatékonysága a mély vágási helyzetekben romlott, miközben a hőmérsékletek emelkedtek [111]. A mi kadáver sertés vizsgálatunkban az átlagos fúrási/preparálási mélységeket 4 és 6 mm-nek találtuk. Ez összevág *Gowgiel* humán kadáveren tett megfigyeléseivel, melyben a canalis mandibulae bukkális falát a mandibula bukkális felszínétől átlagban fél centiméter mélyen találta a moláris és premoláris régiókban [169].

A hőmérsékleti trauma mellett meg kell vizsgálnunk az IAN mechanikai sérüléseinek lehetőségét is. Ahogy *Metzger és mtsai* írták, a juh IAN sérülésének súlyossága szignifikánsan kisebb volt piezoelektromos végződéssel érintve, mint hagyományos gyémántfúrókkal, habár minden sérülés az epineuriumra terjedt csak [290]. Mások szerint viszont, a neurovaszkuláris köteg érintésekor a forgóeszközök sokkal nagyobb károkat okoznak [388, 422].

Természetesen lehetnek anatómiai variációk a canalison belüli erek és idegszál helyzetében is és mint tudjuk, az erek sok mechanikai és hőtraumát képesek pufferelni, ha a behatás felől ők helyezkednek. *Pogrel és mtsai* szerint a véna található általában a canalis kraniális és az artéria a lingvális felszínén a bölcsességfogak területén [352]. Ezzel szemben *Matani és mtsai* sokkal nagyobb canalis-szakaszt vizsgáltak (a foramen mentale-től a bölcsességfogakig) és azt találták, hogy 25 esetből 20-ban a nervusköteg volt a canalis felszínén vagy a bukkális, vagy a lingvális fallal kontaktban, gyakrabban a bukkálissal [276]. Így ezen IAC-falakhoz közeli fúrások, sajnos sok esetben az ideg traumatizálását jelentik.

Habár az *ex vivo* állatvizsgálat most is limitáció volt, tudomásunk szerint még így is az első vizsgálat volt a szakirodalomban, mely a canalis mandibulae-ban, a nervus felszínén keltett

hőmérsékleteket vizsgálta. További *in vivo* humán vizsgálatokra lesz szükség a tényleges klinikai jelentőségek feltérképezésére.

Következtetésekként elmondhatjuk, hogy a nervus alveolaris inferior felszínén a canalis mandibulae-ban, amikor a csontelvétel közelíti és aztán fenesztrálja azt, akkor a piezoelektromos preparálás termeli a legmagasabb – potenciálisan káros- hőmérsékleteket. Figyelembe véve azonban a „piezo-preparálás” lágyrészpotektív tulajdonságát és a „piezo-fűrészvégződés” hatékonyságát, az ún. kombinált csontelvétellel (előfűrés vídia gömbfűróval majd befejezve „piezo-fűrészszel”) és a 7 °C-ra hűtött irrigációval megkaphatjuk a hőmérsékleti és preparációs időket tekintve is optimális megoldást.

VII.10. A legoptimálisabb fogszekciók

A bölcsességfogak szekcionálása nagyon gyakori eljárás. Megfelelő hűtéssel segítünk a hőmérsékleteket kordában tartani, hiszen elmoszuk a fűrő meneteiből a debriszt. A kevesebb zavaró törmelékkel a pontosabb rálátást is biztosítjuk, ami ahhoz szükséges, hogy a sokszor tizedmilliméteres mozdulatainkkal a fűrési mélységet kontrolláljuk és a szomszédos fog és csontkínalat épségét is megőrizzük, a műteti időtartamot pedig rövidítsük. A korrekt szekciós síkkal könnyebb koronaletörést tapasztalhatunk és így a gyökerek mobilizációja is jobban elkerülhető, ami pedig a koronektómia egyik leggyakoribb kudarctényezője [301, 437]. A túl mélyre hatoló, túl „alapos” szekció viszont a lingvális kortikális épségét veszélyezteti, annak lingvális felszínén pedig közvetlenül futhat a n. lingualis [361]. A hosszabb operációs időt több vizsgálat is a zavart sebgyógyulás egyik előidézőjének találta, de amikor az eljárás gyorsításán fáradozunk, az ártalmas hőmérsékleti tényezőt nem feledhetjük [13, 150, 384]. A fogkörnyéki alveoluscsont hőmérsékletének 47 °C fölé emelkedésével a fogmeder gyógyulását veszélyeztetjük [118]. Minél magasabb a hőmérséklet, annál rövidebb behatási idő is elégséges lehet a termális oszteonekrózis előidézéséhez [42, 151]. Az emelkedett hőmérsékletek nemcsak a csont, hanem a gyökérpulpa szempontjából (hiszen koronektómiánál a gyökerek maradnak) is és a periodontális rostrendszer (PDL) szempontjából is aggályos lehet. *Sauk és mtsai* úgy találták, hogy 6 °C-os hőmérséklet-emelkedés már a fehérjék denaturációját okozza a PDL-ben, ezzel ankilotizálva a fogat és csontreszorpciót okozva [393]. *Zhang és mtsai* szerint, már 3 °C-os hőmérséklet-emelkedés a PDL fibroblasztjaiban jelentős expresszió változást idéz elő az OPG/RANKL szintekben [499]. Továbbá, míg 5,6 °C-os hőmérséklet-emelkedés a pulpasejtek

mindössze 15%-ában idézett elő nekrozist, 16,6 °C már a 100%-ában [495]. Egy másik vizsgálatban ugyanakkor, rövid idejű 8,9 °C és 14,7 °C közötti hőcsúcsok nem okoztak hisztológiai elváltozásokat a pulpában [30]. A fogat érő hőhatások közül például a protetikai csonkelőkészítések 4 °C alatti hőmérséklet-növekedéseket okoznak, köszönhetően a hatékony víz-levegő spray-nek, addig egy ultraszonikus csap vagy gyökérkezelő műszereltávolítás akár 40,4 °C-os hőmérséklet-emelkedést is jelenthet a gyökérfelületen [236, 256]. De elég akár a mi vídia gömbfúróinkra gondolni, melyek használatakor 30 koronektómia után, akár 70 °C-os intraosseális hőmérsékletek is előfordultak [431].

A keltett hőmérsékletek ezen vizsgálatban világosan mutatták, hogy a 40 ml/perc-re csökkentett hűtőfolyadék áramlással mindegyik fúró teljesen elfogadható hőmérsékleteket keltett, 1 °C alattiakat. A kiindulási hőmérsékletek csökkentését láttuk a gyorsítócsődarabnál, ami a hatékony, hárompontos hűtőrendszerének is köszönhető. Hasonló tapasztalata több szerzőnek is volt, még akkor is, ha szuvas üreget vagy csonkelőkészítést végeztek és a hőmérsékleteket a fogbélüregben mérték [117, 144, 256]. A sebészi egyenesdarabnak csak egy nyílásból áramló hűtése van, de a konvencionális fúrósebességekhez az is elégségesnek tűnt. Ezzel szemben a piezoelektromos készülék még a maximális hűtőfolyadék áramlással is (~75 ml/perc) jelentősen magasabb hőmérsékleti értékeket keltett, és amely hőmérsékletek bőven a PDL és a csontnekrozis fentebb részletezett határértékei felett voltak. Eredményeink alapján fontos, hogy a piezoelektromos preparálás közben hosszabb szüneteket iktassunk be, vagy fontoljuk meg a hűtött irrigáció használatát (lásd előző vizsgálatunk). Amennyiben nem koronektómiához, hanem bölcsességfog IAN közeli apexének vágását tervezzük, különösen megfontolandó ez, tekintettel a nervus alacsonyabb hőtüréseire, a canalisban akkumulálódó hőmérsékletekre [441].

Az elektromotorral meghajtott gyorsítóval történő preparáció nagyon ígéretesnek tűnt, a közismerten nagy nyomaték és magas fordulatszámok (120000 min⁻¹) tükrében. Ezzel szemben, a **DT** preparáció bizonyult a leglassabbnak, igaz, hogy a **TcF** volt a leggyorsabb! Habár a **TcR** és **TcT** konvencionális sebességű fúrók hasonló fúrási időket és teljesítményt mutattak a **TcF**-vel, egy nagyon jelentős különbséget mégis tapasztaltunk. A lassabb fordulaton dolgozó fúrókkal sokkal nehezebb volt tartani a vágási síkot (lásd 37. és 73. ábrák). A vágási felszínt sokkal gyakrabban értékeltük irregulárisnak az egyenesdarabbal végzett szekciók után. Ugyan gyökérfelület-simítás minden szekció után szükséges egy klinikai szituációban, de egy egyenletesebb felszín simításával sokkal rövidebb idő alatt végezhetünk. A másik óriási különbség a **TcF** és a **TcT**, **TcR** fúrók között, hogy előbbi vágási vonalban vezetése könnyed

volt és ujjakkal lehetséges volt, az egyenesdarabé pedig nagyon határozott megmarkolást igényelt mindkét fúrónál. *Siegel és von Fraunhofer* hasonlóan találta, hogy a gyorsító könyökdarabok felszínre nyomása könnyed, 1-2 N erővel történik, de az egyenesdarabok használata néha 3-12-szer nagyobb erővel történik [412, 431]. Amúgy az axiális nyomás a piezosebészetben is roppant fontos. Nagyon kell figyelni, hogy 5 N-nál kisebb erővel nyomjuk a csontfelszínre az eszközt [296, 418, 419, 441]. Ennél nagyobb axiális nyomásoknál egyértelműen több energia fordítódik a hőtermelésre, miközben a preparáció egyáltalán nem lesz gyorsabb. További szempont az egyenesdarabok ellen, habár ez csak személyes klinikai tapasztalataimon és szubjektív egybevágó véleményeken alapszik ezen vizsgálatból, nevezetesen, hogy az egyenesdarabokkal történő fúrásokkor nagyon sokszor érezhető és hallható kellemetlen vibrációk és „pici” ütések keletkeztek, kellemetlen éles hanghatással. Az utolsó, egyenesdarabok elleni szempont a műtéti területhez való hozzáférés kérdésköre, habár ez szintén csak a klinikai tapasztalatokon nyugszik. A bölcsességfogakhoz bukkális irányból az egyenesdarabbal néha nagyon körülményes hozzáférni, csontfelszínre merőlegesen soha és okkluzális irányból is szinte lehetetlen, ezzel szemben a szögtört könyökdarab indikációs területe ez, a gyártó elmondása alapján erre fejlesztették. Még egy eszközről kell véleményt alkotni, mégpedig a turbináról. Habár ez az eszköz megenged akár 300000-400000 min⁻¹ fordulatszámokat is, a hűtése a központi vízhálózatról történik (ún. belső hűtés) és az a turbinarotor meghajtó levegőjével keveredik. Így egyszerre lesz sterilítási szempontból elégtelen és a kiáramló levegő miatt veszélyes is, mert könnyen szubkután emfizémát okozhat [478].

Ezen *in vitro* vizsgálatunkról is meg kell jegyezni, hogy az *in vivo* körülményeket limitáltan képes modellezni gondolok itt a fogat körbe vevő parodontális rostrendszerre vagy az alveolus csontjára. A másik megjegyzendő különbség, egy élő betegben történő valódi szituációval szemben, hogy az experimentális vizsgálatunkban végig tökéletes rálátás és hozzáférés mellett dolgozhattunk.

Elmondhatjuk, hogy a koronektómiák során keletkező lingvális fogfelszíni hőmérsékletek, mind a konvencionális mind a gyors fordulatszámú forgóeszközökkel teljesen elfogadhatóak voltak, de a piezoelektromos végződéssel a PDL és a csont szempontjából is elfogadhatatlan hőmérsékletek keletkeztek. A fúrási időtartamokat tekintve a vídiáfúrók a megforgató kézidarabtól függetlenül a leggyorsabbnak bizonyultak. Amennyiben a vágási felszínt is

nézzük, akkor a sebészi könyökdarabba fogott vídia fissurafúró marad egyértelműen a legoptimálisabb. A konklúzió kifejezésére az alábbi szemléltető ábrát dolgoztam ki.



79. ábra: A koronektómiánál használható preparációs módokból a hőtermelés, a preparációs idők és a vágási felszínek egyenletessége szempontjából egyaránt optimális eljárásként csakis a sebészi gyorsítóban alkalmazott vídia fissurafúró ajánlható. A piramisok piros sávjában az abból a szempontból elfogadhatatlannak talált eszközök szerepelnek.

VIII. AZ ÚJ MEGÁLLAPÍTÁSOK ÖSSZEFOGLALÁSA

KLINIKAI VIZSGÁLATOK MEGÁLLAPÍTÁSAI

1. Megállapítottuk, hogy *a gyökérsötétedési jel az esetek 45,8%-ában* a canalisfal hiánya miatti *IAN-expozíció miatt*, *26,5%-ban a lingvális kortikális elvékonyodása vagy fenesztrációja (LKEF) miatt*, illetve *9,6%-ban* gyökérsötétedést imitáló és korábban nem leírt *speciális gyökérkonformáció miatt jön létre. A multiplex gyökérsötétedések háttérében szignifikánsan gyakrabban látható intraoperatív IAN-expozíció*, mint izolált, egyszerű sötétedéseknél.
2. Megállapítottuk, hogy *a digitális panorámaröntgenek szürkeskála pixelintenzitásának mérésével a gyökérsötétedési jel kvantitatív, objektív értékelése lehetséges és a módszer alkalmas a gyökérsötétedési jelet létrehozó IAN-expozíciós és LKEF-esetek műtét előtti elkülönítésére.*
3. Meghatároztuk, hogy *a digitális panorámaröntgen* technika *diagnosztikailag hasonló értékű, mint az analóg filmalapú*, ha a klasszikus specifikus kockázati jelek értékeléséről van szó bölcsességfogak műtéti eltávolítása előtt.
4. A *CBCT kockázati jelek halmozódásáról* megállapítottuk, hogy az *leggyakrabban* akkor látható, *ha két vagy több panorámaröntgen kockázati jel együttesen van jelen.* A panorámaröntgent követő *CBCT elemzése után, jelentősen kevesebb koronektómia döntés születik*, mely *a gyökérsötétedési jel* (50%-os csökkenés) és *a canalis szűkülete* (66%-os csökkenés) kockázati *jelek esetén* szignifikáns. *Ha két vagy több panorámaröntgen kockázati jel együttesen látható*, akkor a *legnagyobb az esély ellenben, hogy döntésünk fogeltávolításról koronektómiára módosul.* A kockázati jelekhez társuló terápiás döntések elemzésének eredményei alapján a CBCT vizsgálatra küldött betegeink számát érdemben csökkenthetjük.
5. Megállapítottuk, hogy a *Pell & Gregory II., III. és B* osztályú *bölcsességfogak* jelentősen *növelik az angulustörések esélyét*, és melyre *a mély impakciók 3,6-szoros kockázatot jelentenek.* Az *idősebb életkor* (OR: 1,05), a *Pell & Gregory I.* (OR: 1,86) és az *A* (OR: 1,91) *osztály a fejecstörések esélyét növeli*, melyet javasolt figyelembe vennünk, amikor a tünet- és panaszmentes bölcsességfogak eltávolítását mérlegeljük.

6. A négy megvizsgált **mikrohibrid kompozit kumulatív túlélését** tízéves követési időszakban **97,9%-nak találtuk. Jó anyagválasztással** még háromfelszínű töméseknél is **akár 99,1%-os és 11 évnél is hosszabb túlélés érhető el a moláris fogak restaurációjakor, így a szuvasodással diagnosztizált előtört bölcsességfogak rutinszerű extrakcióját nem tudjuk javasolni.**

7. Experimentális eredményeinkre alapozva új elgondolásként és technikai újításként az additív technikával előállított **fűrőhüvelyről megállapítottuk, hogy működőképes és optimális eszköze a bölcsességfog-szekciók hatékony mélységi kontrolljának.**

EXPERIMENTÁLIS MEGÁLLAPÍTÁSOK

1. Megállapítottuk, hogy **a kopott fűrők 30 koronektómia után** szignifikánsan több intraosseális hő termelnek csontelvétnél, jelentősen megnyúlt preparációs idők mellett. **20 ml/perc hűtőfolyadék mennyiséggel és 25 N axiális nyomásértékkel egyértelműen káros** – humán környezetre kalkulált- **hőmérsékleti átlagokat (~57,5 °C) és hőcsúcsokat (~75 °C) produkáltunk**, mely a csontgyógyulást és sebgyógyulást hátráltató értéknek tekinthető szakirodalmi adatok alapján.

2. Megállapítottuk, hogy **egyedül a 20 PCF denzitású és 50 PCF kortikálissal borított poliuretán modell volt képes a humán csontéhoz hasonló fűrési időket és hőmérsékleti értékeket produkálni, dento-alveoláris csontelvételünk során.**

3. Eredményeinkre alapozva **ajánlást tehattünk a sebészi vídia gömbfűrők legoptimálisabb klinikai használatára. Új fűrőknél** optimális eredményt kapunk, ha **3 N axiális nyomással 8000-16000-40000 percenkénti fordulatszámon**, vagy **10N-nal 4000-8000-16000-40000 percenkénti fordulatszámon használjuk** azokat. **Használt fűrőknél, 3 N mellett 4000-8000 fordulatszámokkal túl lassú preparációt** kapunk, **10 N és 40000 fordulatszámmal, illetve 25 N-nál bármely fordulatszámon pedig elfogadhatatlan (~10 °C) csúcshőmérsékleteket kapunk.** Méréseink szerint az axiális nyomásérték a domináns faktor a hőmérséklet-emelkedés szempontjából.

4.1. Megállapítottuk, hogy a nervus alveolaris inferior felszínén **a canalis mandibulae-ban**, amikor a csontelvételel közelíti és aztán fenesztrálja a csontos csatornát, akkor **a piezoelektromos preparálás** termeli a legmagasabb – **potenciálisan káros**- hőmérsékleteket. Figyelembe véve azonban a piezoelektromos preparálás lágyrészpotektív mivoltát és a „piezo-fűrészek” csontelvételi hatékonyságát, **az ún. kombinált csontelvétellel** (előfűrés vídia gömbfűróval majd befejezve „piezo-fűrésszel”) **és a 7 °C-ra hűtött irrigációval** megkaphatjuk a hőmérsékleti és preparációs időket is tekintve **az ajánlható és optimális megoldást**.

4.2. A csontfelszíni **non-kontakt hőmérés**i mód **nem** volt **képes a canalis mandibulae-ban** szondákkal **mérhető** hőmérsékleti **értékeket kimutatni**.

5. Meghatároztuk, hogy a **koronektómiák során** a lingvális fogfelszínen keletkező hőmérsékletek, mind a konvencionális mind a gyors fordulatszámú forgóeszközökkel teljesen elfogadhatók, de a piezoelektromos végződés a parodontium és a csont szempontjából is elfogadhatatlan hőmérsékletek keletkeznek. A fűrészi időtartamokat tekintve a vídiafűrók a megforgató kézidarabtól függetlenül a leggyorsabbak. Amennyiben a vágási felszín simaságát is nézzük, akkor **a sebészi gyorsító könyökdarabba fogott vídia fissurafűró** marad **egyértelműen a leghatékosabb**. A fűróhüvely innovációkor így ezt a fűrót és könyökdarabot tekintettük kiindulási alapnak.

IX. AZ ÉRTEKEZÉS ALAPJÁUL SZOLGÁLÓ KÖZLEMÉNYEK

IX.1. Az értekezésben felhasznált közlemények

PhD előtti közlemények *(felhasználva, mint előzmények)*

1. **Szalma J**, Lempel E, Jeges S, Szabó G, Olasz L: The Prognostic Value of Panoramic Radiography of Inferior Alveolar Nerve Damage after Mandibular Third Molar Removal. Retrospective study of 400 cases.
ORAL SURGERY, ORAL MEDICINE, ORAL PATHOLOGY, ORAL RADIOLOGY AND ENDODONTICS 2010; 109: 294-302.
Scimago: **Q1** IF **1.417** független/összes MTMT idézés: 73/86
2. **Szalma J**, Lempel E, Csuta T, Vajta L, Jeges S, Olasz L: A jellegzetes panorámaröntgen jelek szerepe a nervus alveolaris inferior sérülések várható megítélésében alsó bölcsességfogak eltávolításakor.
FOGORVOSI SZEMLE 2011; 104: 27–33.
Scimago: **Q4** IF - független/összes MTMT idézés: 3/6
3. **Szalma J**, Lempel E, Csuta T, Bártfai D, Jeges S, Olasz L: A panorámaröntgen szerepe a nervus alveolaris inferior sérülések várható megítélésében alsó bölcsességfogak eltávolítása előtt. A gyökérgörbület és a gyökércsúcs- canalis mandibulae átfedésének hatása a rizikóbecslésre.
FOGORVOSI SZEMLE 2010; 103: 43-48.
Scimago: **Q4** IF - független/összes MTMT idézés: 7/10
4. **Szalma J**, Lempel E, Jeges S, Olasz L: Darkening of Third Molar Roots: Panoramic Radiographic Associations with Inferior Alveolar Nerve Exposure.
JOURNAL OF ORAL AND MAXILLOFACIAL SURGERY 2011; 69: 1544-1549.
Scimago: **Q1** IF **1.64** független/összes MTMT idézés: 22/31

PhD utáni közlemények *(a tematika sorrendjében)*

5. **Szalma J**, Vajta L, Lempel E, Jeges S, Olasz L: Darkening of Third Molar Roots on Panoramic Radiographs: Is it really predominantly Thinning of the Lingual Cortex?
INTERNATIONAL JOURNAL OF ORAL AND MAXILLOFACIAL SURGERY 2013; 43: 483-488.
Scimago: **Q1** IF **1.359** független/összes MTMT idézés: 10/16
6. **Szalma J**, Bata Zs, Lempel E, Jeges S, Olasz L: Quantitative pixel gray measurement of the “high-risk” sign, darkening of third molar roots: a pilot study.
DENTOMAXILLOFACIAL RADIOLOGY 2013; 42: 20130160.
Scimago: **Q1** IF **1.271** független/összes MTMT idézés: 0/3
7. **Szalma J**, Lempel E, Jeges S, Olasz L: Digital versus conventional panoramic radiography in predicting inferior alveolar nerve injury after mandibular third molar removal.
JOURNAL OF CRANIOFACIAL SURGERY 2012; 23: e155-e158.
Scimago: **Q2** IF **0.686** független/összes MTMT idézés: 10/15

8. **Szalma J**, Vajta L, Lovász BV, Kiss C, Soós B, Lempel E: Identification of specific panoramic high-risk signs in impacted third molar cases in which cone beam computed tomography changes the treatment decision.
JOURNAL OF ORAL AND MAXILLOFACIAL SURGERY **2020**; 78(7): 1062-1071. doi: 10.1016/j.joms.2020.03.012
Scimago: **Q1** IF₂₀₁₈ **1.781** független/összes MTMT idézés: 0/0

9. Soós B, Janovics K, Tóth Á, Di Nardo D, **Szalma J**: Association between third molar impaction status and angle or condylar fractures of the mandible - A retrospective analysis.
JOURNAL OF ORAL AND MAXILLOFACIAL SURGERY **2020**; Epub. doi: 10.1016/j.joms.2020.02.005
Scimago: **Q1** IF₂₀₁₈ **1.781** független/összes MTMT idézés: 0/0

10. Soós B, Janovics K, Tóth Á, **Szalma J**: A bölcsességfog és az occlusio szerepének vizsgálata a mandibula angulus és condylus töréseinél.
ORVOSI HETILAP **2020**; [Közlésre elfogadva 2020.03.31.] doi: 10.1556/650.2020.31791
Scimago: **Q3** IF **0.564** független/összes MTMT idézés: 0/0

11. Lempel E, Tóth Á, Fábíán T, Krajczár K, **Szalma J**: Retrospective evaluation of posterior direct composite restorations: 10-Year findings.
DENTAL MATERIALS **2015**; 31(2): 115-122.
Scimago: **D1** IF **3.931** független/összes MTMT idézés: 46/49

12. **Szalma J**, Lovász BV, Lempel E, Maróti P: Three-dimensionally printed individual drill sleeve for depth-controlled sections in third molar surgery.
JOURNAL OF ORAL AND MAXILLOFACIAL SURGERY **2019**; 77(4): 704.e1-704.e7.
Scimago: **Q1** IF₂₀₁₈ **1.781** független/összes MTMT idézés: 0/2

13. **Szalma J**, Kiss Cs, Gurdán Zs, Tóth Á, Olasz L, Jakse N: Intraosseous heat production and preparation efficiency of surgical tungsten carbide round drills: The effect of coronectomy on drill wear.
JOURNAL OF ORAL AND MAXILLOFACIAL SURGERY **2016**; 74 (3): 442-452.
Scimago: **Q1** IF **1.916** független/összes MTMT idézés: 1/6

14. **Szalma J**, Lovász BV, Vajta L, Soós B, Lempel E, Möhlhenrich SC: The influence of the chosen in vitro bone simulation model on intraosseous temperatures and drilling times.
SCIENTIFIC REPORTS **2019**; 9(1): 11871.
Scimago: **D1** IF₂₀₁₈ **4.011** független/összes MTMT idézés: 3/3

15. **Szalma J**, Klein O, Lovász BV, Lempel E, Jeges S, Olasz L: Recommended drilling parameters of tungsten carbide round drills for the most optimal bone removals in oral surgery.
BIOMED RESEARCH INTERNATIONAL **2018**; 2018: 3108581.
Scimago: **Q2** IF **2.197** független/összes MTMT idézés: 2/3

16. **Szalma J**, Vajta L, Lempel E, Tóth Á, Jeges S, Olasz L: Intracanal temperature changes during bone preparations close to and penetrating the inferior alveolar canal: Drills versus piezosurgery.
JOURNAL OF CRANIOMAXILLOFACIAL SURGERY 2017; 45: 1622-1631.
Scimago: **Q1** IF **1.96** független/összes MTMT idézés: 1/5
17. **Szalma J**, Soós B, Krajczár K, Lempel E: Piezosurgical Management of Sealer Extrusion Associated Mental Nerve Anesthesia: A Case Report.
AUSTRALIAN ENDODONTIC JOURNAL 2019; 45(2): 274-280.
Scimago: **Q1** IF₂₀₁₈ **1.714** független/összes MTMT idézés: 1/1
18. Soós B, Vajta L, **Szalma J**: Sunitinib és zolendronsav által indukált állcsont-osteonekrózis: Esetismertetés.
ORVOSI HETILAP 2015; 156 (46): 1865–1870.
Scimago: **Q3** IF **0.291** független/összes MTMT idézés: 8/8
19. **Szalma J**, Vajta L, Olasz L, Lempel E: Tooth sectioning for coronectomy: How to perform?
CLINICAL ORAL INVESTIGATIONS 2019; 23(2): 519-527.
Scimago: **Q1** IF₂₀₁₈ **2.453** független/összes MTMT idézés: 0/2
20. **Szalma J**, Lempel E: A nervus alveolaris inferior védelmében: Alsó bölcsességfogak coronectomiája. Irodalmi áttekintés.
ORVOSI HETILAP 2017; 158(45): 1787-1793.
Scimago: **Q4** IF **0.322** független/összes MTMT idézés: 4/7

Az értekezés alapjául szolgáló közlemények impakt faktora: 31.12, az ezekre kapott független/összes idézések: 184/253. A PhD után született közlemények (5-20. közlemények) impakt faktora: 28.02, az ezekre kapott független/összes idézések: 79/120*.*

** egyéb és disszertáció típusú idézések nélkül*

IX.2. Az értekezés tárgyköréhez kapcsolódó közlemények

1. Möhlhenrich SC, Heussen N, Modabber A, Bock A, Hölzle F, Wilmes B, Danesh G, **Szalma J**: Influence of bone density, screw size and surgical procedure on orthodontic mini-implant placement - Part A: Temperature development.
INTERNATIONAL JOURNAL OF ORAL AND MAXILLOFACIAL SURGERY 2020 (közlésre elfogadva 2020.04.23.)
Scimago: **Q1** IF **1.961** MTMT idézés: 0
2. Möhlhenrich SC, Heussen N, Modabber A, Bock A, Hölzle F, Wilmes B, Danesh G, **Szalma J**: Influence of bone density, screw size, and surgical procedure on orthodontic mini-implant placement - Part B: Implant stability.
INTERNATIONAL JOURNAL OF ORAL AND MAXILLOFACIAL SURGERY 2020 (közlésre elfogadva 2020.04.23.)
Scimago: **Q1** IF **1.961** MTMT idézés: 0

3. Gurdán Zs, Gelencsér G, Lengyel Zs, **Szalma J**: Gorlin-Goltz szindrómás beteg komplex fogorvosi, szájsebészeti kezelése és 8 éves követése. Esetismertetés.
ORVOSI HETILAP 2020; 161(2):67-74.
Scimago: **Q3** IF **0.564** MTMT idézés: 0

4. Lempel E, Lovász BV, Bihari E, Krajczár K, Jeges S, Tóth Á, **Szalma J**: Long-term clinical evaluation of direct resin composite restorations in vital vs. endodontically treated posterior teeth – Retrospective study up to 13 years.
DENTAL MATERIALS 2019; 35(9): 1308-1318.
Scimago: **D1** IF **4.44** MTMT idézés: 4

5. Möhlhenrich SC, Kniha K, **Szalma J**, Ayoub N, Hölzle F, Wolf M, Modabber A, Raith S: Stress distribution in mandibular donor site after harvesting bone grafts of various sizes from the ascending ramus by finite element analysis.
CLINICAL ORAL INVESTIGATIONS 2019; 23(5): 2265-2271.
Scimago: **Q1** IF **2.453** MTMT idézés: 0

6. **Szalma J**, Soós B: Coronectomy of third molars: concerns, when the roots of teeth surround the inferior alveolar neurovascular bundle. *Letter to the editor*.
BRITISH JOURNAL OF ORAL AND MAXILLOFACIAL SURGERY 2019; 57(10): 1165-1166.
Scimago: **Q2** IF **1.164** MTMT idézés: 1

7. Gurdán Zs, Vajta L, Lempel E, Tóth Á, Joób-Fancsaly Á, **Szalma J**: Effect of pre-drilling on intraosseous temperature during self-drilling mini-implant placement in a porcine mandible model.
JOURNAL OF ORAL SCIENCE 2017; 59 (1): 47:53.
Scimago: **Q3** IF **0.853** MTMT idézés: 5

8. Cziriák NB, **Szalma J**, Vág J, Bogdán S: Piezosebészeti eszköz és a sagittalis csontfűrész intraossealis hőtermelésének in vitro összehasonlító vizsgálata.
FOGORVOSI SZEMLE 2016; 109 (3): 88-93.
Scimago: **Q4** IF - MTMT idézés: 1

9. **Szalma J**: Inferior alveolar nerve injuries and impacted lower third molars: The importance of the "third dimension". *Editorial*.
EDORIUM JOURNAL OF SURGERY 2015; 2:12–15.
Scimago: - IF - MTMT idézés: 1

10. **Szalma J**: Is early extraction really the silver bullet to avoid nerve injury in lower third molar removal? *Letter to the editor*.
INTERNATIONAL JOURNAL OF ORAL AND MAXILLOFACIAL SURGERY 2012; 41: 1587-1588.
Scimago: **Q1** IF **1.521** MTMT idézés: 0

11. Lempel E, **Szalma J**, Jeges S, Kende D, Krajczár K, Nagy ÁK, Tóth V: Direkt kompozit restaurációk retrospektív vizsgálata USPHS kritériumrendszer alapján. **FOGORVOSI SZEMLE** 2012; 105: 47-52.
Scimago: **Q4** IF - MTMT idézés: 1
12. **Szalma J**, Olasz L: Response to "Localization of mandibular canal by buccal object rule". *Letter to the editor*. **ORAL SURGERY, ORAL MEDICINE, ORAL PATHOLOGY, ORAL RADIOLOGY AND ENDODONTICS** 2010; 109: 799-800.
Scimago: **Q1** IF **1.499** MTMT idézés: 0

Könyv

Antal G; Katona K; Kiss Cs; Kolarovszki B; Lempel E; Manesh ME; Mátyás M; Soós B; **Szalma J (szerk.)**; Szép F et al.: A fogorvosi és szájsebészeti ellátásokhoz társuló idegsérülés szövödmények. Pécs, Magyarország: Pécsi Tudományegyetem Általános Orvostudományi Kar (PTE ÁOK) (2020), 50 p. Könyv/Felsőoktatási tankönyv/Oktatási ISBN: 978-963-429-518-1

IX.3. További lektorált közlemények

1. Lempel E, Óri Zs, **Szalma J**, Lovasz BV, Kiss A, Tóth Á, Kunsági-Sándor M: Effect of extended exposure time and pre-heating on the conversion degree of conventional, bulk-fill, fiber reinforced and polyacid-modified resin composites in 8 mm deep cavities. **Dent Mater** 2019; 35(2): 217-228.
IF₂₀₁₈ 4.44; D1
2. Gurdán Z, **Szalma J**: Evaluation of the success and complication rates of self-drilling orthodontic mini-implants. **Nig J Clin Pract** 2018; 21(5): 546-552. **IF 0.43; Q3**
3. Gurdán Z, **Szalma J**: Az ortodonciai mini-csavarok előhűtésének hatása az in vitro behajtási hőterhelésre. **Fogorv Szle.** 2017; 110(2): 37-42. **Q4**
4. Lempel E, Lovász BV, Meszarics R, Jeges S, Tóth Á, **Szalma J**: Direct resin composite restorations for fractured maxillary teeth and diastema closure: A 7 years retrospective evaluation of survival and influencing factors. **Dent Mater** 2017; 33(4): 467-476. **IF 4.039; D1**
5. Tordai B, Stáczér N, Vajta L, **Szalma J**: Óriás nyálkövek. Esetismertetés. **Orv Hetil** 2016; 157 (49): 1967–1972. **IF 0.349; Q4**
6. Szepesi Á, Matula Zs, Szigeti A, Várady Gy, **Szalma J**, Szabó Gy, Uher F, Sarkadi B, Német K: In vitro characterization of human mesenchymal stem cells isolated from different tissues with a potential to promote complex bone regeneration. **Stem Cells Int** 2016; 3595941. **IF 3.54; Q3**
7. Lukács D, Stáczér N, Vajta L, Olasz L, Joób-Fancsaly Á, **Szalma J**: A gyógyszer indukálta vérzékeny betegek fogorvosi, szájsebészeti ellátása: A 2015-ös hazai szakmai ajánlás alkalmazása és értékelése. **Orv Hetil** 2016; 157 (43): 1722-1728. **IF 0.349; Q4**

8. Lempel E, Czibulya Zs, Kovács B, **Szalma J**, Tóth Á, Kunsági-Máté S, Varga Z, Böddi K: Degree of Conversion and BisGMA, TEGDMA, UDMA Elution from Flowable Bulk Fill Composites. *Int J Mol Sci* 2016 May 9. **IF 3.226; Q1**
9. Vajta L, Nagy Á, Kálovics J, **Szalma J**: Magas inhibitor titerű B-haemophiliás beteg fogorvosi-szájsebészeti ellátása. Esetismertetés. *Fogorvosi Szle.* 2015; 108(2): 61-64. **Q4**
10. **Szalma J**, Joób-Fancsaly Á: A vérzékeny betegek fogorvosi ellátása. *Fogorvosi Szle* 2015; 108(2): 57-60. **Q4**
11. Lempel E, Czibulya Zs, Kunsági-Máté S, **Szalma J**, Sümegi B, Böddi K: Quantification of Conversion Degree and Monomer Elution from Dental Composite Using HPLC and Micro-Raman Spectroscopy. *Chromatographia* 2014; 77:1137–1144. **IF 1.411; Q1**
12. Olasz L, Orsi E, Gelencsér G, Markó T, **Szalma J**: The influence of OSCC metastasis for chemotherapy response and surgical margin status. *J Proact Med.* 2012; 1: 21-27. **Q4**
13. Lempel E, **Szalma J**, Jeges S, Kende D, Krajczár K, Nagy ÁK, Tóth V: Direkt kompozit restaurációk retrospektív vizsgálata USPHS kritériumrendszer alapján. *Fogorv Sz.* 2012; 105: 47-52. **Q4**
14. Olasz L, Orsi E, Gelencsér G, Markó T, **Szalma J**: Induction chemotherapy response- and recurrence rates in correlation with N0 or N+ stage in oral squamous cell cancer (OSCC). *Cancer Metastasis Rev.* 2010; 29: 607-611. **IF 7.14; D1**
15. Olasz L, **Szalma J**, Lempel E, Orsi E, Nyárády Z: An application of platysma based transpositional flap for through and through facial defect when the facial artery circulation is blocked or compromised. *J Oral Maxillofac Surg.* 2011; 69: 1242-1247. **IF 1.64; Q1**
16. Olasz L, **Szalma J**, Orsi E, Tornóczky T, Markó T, Nyárády Z: Neoadjuvant Chemotherapy: Does It Have Benefits for the Surgeon in the Treatment of Advanced Squamous Cell Cancer of the Oral Cavity? *Pathol Oncol Res.* 2010; 16: 207-212. **IF 1.483; Q1**
17. **Szalma J**, Orsi E, Nyárády Z, Szabó Gy, Olasz L: Nagyméretű submandibularis nyálkö és sialo-oralis fistula. Esetismertetés és irodalmi áttekintés. *Fogorv Szle.* 2008; 101:219-223. **Q4**
18. Göbel Gy, Németh Á, Szanyi I, Bauer M, Pytel J, Gerlinger I, **Szalma J**, Ember I: A fej-nyaki daganatok molekuláris epidemiológiájának aktuális kérdései különös tekintettel a nyálmirigy tumorokra. *Magyar Epidemiológia* 2008; 5:31-40. **Q4**
19. **Szalma J**, Olasz L, Tóth M, Ács P, Szabó Gy: Röntgen- és ultrahang vizsgálatok értékelése sialoadenitises és sialolithiasis betegcsoportokban. *Fogorv Szle.* 2007; 100: 53-58. **Q4**
20. Lempel E, Tóth V, **Szalma J**, Szabó Gy: Minőségi követelményrendszer alkalmazása kerámia restaurációk ellenőrző vizsgálatában. *Fogorv Szle.* 2006; 99: 3-8. **Q4**

IX.4. MTMT V. osztály szerinti és összefoglaló táblázatok

Szalma József tudományos és oktatási közleményeinek összefoglalása
MTA V. Orvostudományi Osztály (2020.05.14)

Tudományos és oktatási közlemények	Szám		Hivatkozások ¹	
	Összesen	Részletezve	Független	Összes
I. Folyóiratcikk²	44	---	---	---
szakcikk nemzetközi folyóiratban, idegen nyelvű	---	26	195	251
szakcikk, hazai idegen nyelvű	---	0	0	0
szakcikk, magyar nyelvű	---	10	8	20
szakcikk, sokszerzős, érdemi szerzőként ³	---	0	0	0
összefoglaló közlemény	---	3	11	15
rövid közlemény	---	5	7	7
II. Könyv	1	---	---	---
a) Szakkönyv, kézikönyv, tankönyv szerzőként	0	---	---	---
idegen nyelvű	---	0	0	0
magyar nyelvű	---	0	0	0
aa) Felsőoktatási tankönyv	---	0	0	0
b) Szakkönyv, kézikönyv, konferenciakötet, tankönyv szerkesztőként	1	---	---	---
idegen nyelvű	---	0	---	---
magyar nyelvű	---	0	---	---
bb) Felsőoktatási tankönyv	---	1	---	---
III. Könyvrészlet	3	---	---	---
idegen nyelvű	---	0	0	0
magyar nyelvű	---	0	0	0
cc) Felsőoktatási tankönyvfejezet	---	3	0	0
IV. Konferenciaközlemény⁴	0	---	0	0
Oktatási közlemények összesen (II.aa,bb-III.cc)	---	4	0	0
Tudományos közlemények összesen (I-IV.)	---	44	221	293
Tudományos és oktatási közlemények összesen (I-IV.)	48	---	221	293

V. További tudományos művek	20	---	---	---
További tudományos művek, ide értve a nem teljes folyóiratcikket és a nem ismert lektoráltságú folyóiratokban megjelent teljes folyóiratcikket is	---	17	0	0
Szerkesztőségi levelezés, hozzászólások, válaszok	---	3	0	1
Ötalmak, szabadalmak	---	0	0	0

VI. Hivatkozott absztraktok⁵	1	---	1	1
Összes hivatkozás¹	---	---	222	295
Hirsch index⁶	11	---	---	---
g index⁶	19	---	---	---

Speciális tudományometriai adatok	Száma	Összes hivatkozás
Első szerzős teljes folyóiratcikkek száma²	20	155
Utolsó szerzős teljes folyóiratcikkek száma²	13	71
A tudományos fokozat (PhD) elnyerése utáni (2011) teljes tudományos folyóiratcikkek száma	33	171
Az utolsó 10 év (2010 - 2020) tudományos, teljes, lektorált tudományos folyóiratcikkeinek száma	40	283
A legmagasabb hivatkozottságú közlemény hivatkozásainak száma (az összes hivatkozás százalékában)	62	21,02%
Hivatkozások száma, amelyek nem szerepelnek a WoS/Scopus rendszerben	---	187
Jelentés, guideline	0	0
Csoportos (multicentrikus) közleményben kollaborációs közreműködő⁷	0	0

Megjegyzések:

1. a disszertáció és egyéb típusú hivatkozás nélküli, a WoS és/vagy Scopus rendszerben nyilvántartott adatok
2. lektorált, tudományos folyóiratban
3. a szerző írásban nyilatkozik, hogy érdemi szerzői hozzájárulásával készültek szerzőként jegyzett közleményei, és az érdemi hozzájárulást dokumentálni tudja
4. konferenciaközlemény folyóiratban, könyvben vagy egyéb konferenciakötetben
5. nem-hivatkozott absztrakt itt nem kerül az összesítésbe
6. a disszertáció és egyéb típusú hivatkozás nélküli összes hivatkozással számolva. A Hirsch és a g index definíciója
7. közreműködés esetén a csoportos szerzőségű közlemények hivatkozottsága külön értékelendő, és nem számítható be az összesített hivatkozások közé

n.a. = nincs adat

Készült: 2020. május 14. 16:30

MTMT közlemény és idéző összefoglaló táblázat				
Szalma József adatai (2020.05.14)				
Közlemény típusok	Szám		Hivatkozások ¹	
	Összes	Részletezve	Független	Összes
Tudományos közlemények				
I. Tudományos folyóiratcikk	44	---	---	---
külföldi kiadású szakfolyóiratban	---	28	298	360
hazai kiadású szakfolyóiratban idegen nyelven	---	0	0	0
hazai kiadású szakfolyóiratban magyar nyelven	---	16	51	69
II. Könyvek	0	---	---	---
a) Könyv, szerzőként	0	---	---	---
idegen nyelvű	---	0	0	0
magyar nyelvű	---	0	0	0
b) Könyv, szerkesztőként ²	0	---	---	---
idegen nyelvű	---	0	---	---
magyar nyelvű	---	0	---	---
III. Könyvrészlet	0	---	---	---
idegen nyelvű	---	0	0	0
magyar nyelvű	---	0	0	0
IV. Konferenciaközlemény folyóiratban vagy konferenciakötetben	0	---	---	---
idegen nyelvű	---	0	0	0
magyar nyelvű	---	0	0	0
Közlemények összesen (I.-IV.)	44	---	349	429
Absztrakt³	14	---	1	1
Kutatási adat	0	---	0	0
További tudományos művek⁴	20	---	0	1
Összes tudományos közlemény	78	---	350	431
Hirsch index⁵	11	---	---	---
Oktatási művek	4	---	---	---
Felsőoktatási művek	4	---	---	---
Felsőoktatási tankönyv idegen nyelvű	---	0	0	0
Felsőoktatási tankönyv magyar nyelvű	---	1	0	0
Felsőoktatási tankönyv része idegen nyelven	---	0	0	0
Felsőoktatási tankönyv része magyar nyelven	---	3	0	0
Oktatási anyag	0	---	0	0
Oltaim formák	0	---	0	0
Alkotás	0	---	0	0
Ismeretterjesztő művek	0	---	---	---
Folyóiratcikk	---	0	0	0
Könyvek	---	0	0	0
További ismeretterjesztő művek	---	0	0	0
Közérdekű vagy nem besorolt művek⁶	0	---	0	0
További közlemények⁷	6	---	0	0
Egyéb szerzőség⁸	0	---	0	0
Idézők szerkesztett művekre	---	---	0	0
Idézők disszertációban, egyéb típusban	---	---	49	51
Összes közlemény és összes idézők	88	---	399	482

X. A FELHASZNÁLT IRODALOM JEGYZÉKE

1. Abayev B, Juodzbals G. Inferior Alveolar Nerve Lateralization and Transposition for Dental Implant Placement. Part II: a Systematic Review of Neurosensory Complications. *J Oral Maxillofac Res.* **2015**; 6: e3.
2. Abouzgia MB, James DF. Temperature rise during drilling through bone. *Int J Oral Maxillofac Implants.* **1997**; 12: 342-353.
3. Abouzgia MB, Symington JM. Effect of drill speed on bone temperature. *Int J Oral Maxillofac Surg.* **1996**; 25: 394-399.
4. Acrycast Technical Datasheet (2019). <https://www.cutmyplastic.co.uk/acrylic-technical-specification>
5. Aerssens J, Boonen S, Lowet G, Dequeker J. Interspecies differences in bone composition, density, and quality: potential implications for in vivo bone research. *Endocrinology.* **1998**; 139: 663-670.
6. Akal UK, Sayan NB, Aydoğan S, Yaman Z. Evaluation of the neurosensory deficiencies of oral and maxillofacial region following surgery. *Int J Oral Maxillofac Surg.* **2000**; 29: 331-336.
7. Akbas M, Gunduz E, Sanli S, Yegin A. Sphenopalatine ganglion pulsed radiofrequency treatment in patients suffering from chronic face and head pain. *Braz J Anesthesiol.* **2016**; 66: 50-54.
8. Ali A, Shah SJ, Shah AA, Aslam S. Comparison of comma incision with Ward's incision in third molar extraction in terms of postoperative sequel - A clinical study. *Natl J Maxillofac Surg.* **2019**; 10: 200-205.
9. Alkurt MT, Peker I, Usalan G, Altunkaynak B. Clinical evaluation of dose reduction on image quality of panoramic radiographs. *J Contemp Dent Pract.* **2008**; 9: 34-41
10. Allan W, Williams ED, Kerawala CJ. Effects of repeated drill use on temperature of bone during preparation for osteosynthesis self-tapping screws. *Br J Oral Maxillofac Surg.* **2005**; 43: 314-319.
11. Alling C, Alling R. Indications for management of impacted teeth. In: Alling C, Helfrick J, Alling R (ed). Impacted teeth. Philadelphia: WB Saunders Co.; **1993**. p. 43-64.
12. Allsobrook OF, Leichter J, Holborrow D, Swain M. Descriptive study of the longevity of dental implant surgery drills. *Clin Implant Dent Relat Res.* **2011**; 13: 244-254.
13. Alvira-González J, Figueiredo R, Valmaseda-Castellón E, Quesada-Gómez C, Gay-Escoda C. Predictive factors of difficulty in lower third molar extraction: A prospective cohort study. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* **2017**; 22: e108-e114.
14. Amaratunga NA. A comparative study of the clinical aspects of edentulous and dentulous mandibular fractures. *J Oral Maxillofac Surg.* **1988**; 46: 3-5.
15. Antic S, Milicic B, Drago B, Jelovac DB, Djuric M. Impact of the lower third molar and injury mechanism on the risk of mandibular angle and condylar fractures. *Dent Traumatol.* **2016**; 32: 286-295.
16. Antic S, Saveljic I, Nikolic D, Jovicic G, Filipovic N, Rakocovic Z, Djuric M. Does the presence of an unerupted lower third molar influence the risk of mandibular angle and condylar fractures? *Int J Oral Maxillofac Surg.* **2016**; 45: 588-592.
17. Anyanechi CE, Saheeb BD, Okechi UC. Is prophylactic removal of impacted mandibular third molar justified in all patients? A prospective clinical study of patients 50 years and above. *Afr Health Sci.* **2019**; 19: 1789-1794.
18. Aoyama T, Aida J, Takehara J, Morita M. Factors associated with the longevity of restorations in posterior teeth. *J Dent Health.* **2008**; 58:16-24.
19. Araujo GTT, Peralta-Mamani M, Silva AFMD, Rubira CMF, Honório HM, Rubira-Bullen IRF. Influence of cone beam computed tomography versus panoramic radiography on the surgical technique of third molar removal: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Surg.* **2019**; 48: 1340-1347.
20. Arcuri C, Muzzi F, Docimo R, Elio F, Pauri F, Rossini PF. Somatosensory evoked potentials of inferior alveolar nerve. *J Oral Maxillofac Surg.* **2006**; 64: 594-599.
21. Armond ACV, Martins CC, Glória JCR, Galvao EL, dos Santos CRR, Falci SGM. Influence of third molars in mandibular fractures. Part 1: Mandibular angle—A meta-analysis. *Int J Oral Maxillofac Surg.* **2017**; 46: 716-729.

22. Armond ACV, Martins CC, Glória JCR, Galvao EL, dos Santos CRR, Falci SGM. Influence of third molars in mandibular fractures. Part 2: Mandibular condyle—A meta-analysis. *Int J Oral Maxillofac Surg.* **2017**; 46: 730-739.
23. Assael LA. Coronectomy: a time to ponder or a time to act? *J Oral Maxillofac Surg.* **2004**; 62: 1445-1446.
24. Atalay B, Şitilci AT, Onur ÖD. Analgesic and Anti-Inflammatory Effects of Articaine and Perineural Dexamethasone for Mandibular Third Molar Surgery: A Randomized, Double-Blind Study. *J Oral Maxillofac Surg.* **2019** Nov 4. doi: 10.1016/j.joms.2019.10.024.
25. Atieh MA. Diagnostic accuracy of panoramic radiography in determining relationship between inferior alveolar nerve and mandibular third molar. *J Oral Maxillofac Surg.* **2010**; 68: 74-82.
26. Augustin G, Davila S, Udilljak T, Staroveski T, Brezak D, Babic S. Temperature changes during cortical bone drilling with a newly designed step drill and an internally cooled drill. *Int Orthop.* **2012**; 36: 1449-1456.
27. Augustin G, Zigman T, Davila S, Udilljak T, Staroveski T, Brezak D, Babic S. Cortical bone drilling and thermal osteonecrosis. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* **2012**; 27: 313-325.
28. Aziz SR, Pulse C, Dourmas MA, Roser SM. Inferior Alveolar Nerve Paresthesia Associated With a Mandibular Dentigerous Cyst. *J Oral Maxillofac Surg.* **2002**; 60: 457-459.
29. Bachus KN, Rondina MT, Hutchinson DT. The effects of drilling force on cortical temperatures and their duration: an in vitro study. *Med Eng Phys.* **2000**; 22: 685-691.
30. Baldissara P, Capatano S, Scotti R. Clinical and histological evaluation of thermal injury thresholds in human teeth: a preliminary study. *J Oral Rehabil.* **1997**; 24: 791-801.
31. Baldissera RA, Corrêa MB, Schuch HS, Collares K, Nascimento GG, Jardim PS, Moraes RR, Opdam NJM, Demarco FF. Are there universal restorative composites for anterior and posterior teeth? *J Dent.* **2013**; 41:1027-1035.
32. Banks P: Killey's fractures of the mandible. 4th ed. London, Butterworth-Heinemann Ltd, **1991**
33. Barcellos BM, Velasques BD, Moura LB. What Are the Parameters for Reoperation in Mandibular Third Molars Submitted to Coronectomy? A Systematic Review. *J Oral Maxillofac Surg.* **2019**; 77: 1108-1115.
34. Barrak I, Joób-Fancsaly A, Varga E, Boa K, Piffko J. Effect of the Combination of Low-Speed Drilling and Cooled Irrigation Fluid on Intraosseous Heat Generation During Guided Surgical Implant Site Preparation: An In Vitro Study. *Implant Dent.* **2017**; 26: 541-546.
35. Bataineh AB. Sensory Nerve Impairment Following Mandibular Third Molar Surgery. *J Oral Maxillofac Surg.* **2001**; 59:1012-1017.
36. Batista Mendes GC, Padovan LE, Ribeiro-Júnior PD, Sartori EM, Valgas L, Claudino M. Influence of implant drill materials on wear, deformation, and roughness after repeated drilling and sterilization. *Implant Dent.* **2014**; 23: 188-194.
37. Bell GW, Rodgers JM, Grime RJ, Edwards KL, Hahn MR, Dorman ML. The accuracy of dental panoramic tomographs in determining the root morphology of mandibular third molar teeth before surgery. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* **2003**; 95: 119-125.
38. Benediktsdottir IS, Hintze H, Petersen JK, Wenzel A. Accuracy of digital and film panoramic radiographs for assessment of position and morphology of mandibular third molars and prevalence of dental anomalies and pathologies. *Dentomaxillofac Radiol.* **2003**; 32: 109-115.
39. Benediktsdottir IS, Wenzel A. Accuracy of digital panoramic images displayed on monitor, glossy paper, and film for assessment of mandibular third molars. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* **2004**; 98: 217-222.
40. Benington IC, Biagioni PA, Briggs J, Sheridan S, Lamey PJ. Thermal changes observed at implant sites during internal and external irrigation. *Clin Oral Implants Res.* **2002**; 13: 293-297.
41. Benninger B, Kloenne J, Horn JL. Clinical anatomy of the lingual nerve and identification with ultrasonography. *Br J Oral Maxillofac Surg.* **2013**; 51: 541-544.
42. Berman AT, Reid JS, Yanicko DR Jr, Sih GC, Zimmerman MR. Thermally induced bone necrosis in rabbits. Relation to implant failure in humans. *Clin Orthop Relat Res.* **1984**; 186: 284-292.
43. Bernardo M, Luis H, Martin MD, Leroux BG, Rue T, Leitao J. Survival and reason for failure of amalgam versus composite posterior restorations placed in a randomized clinical trial. *J Am Dent Assoc.* **2007**; 138: 775-783.

44. Beun S, Glorieux T, Devaux J, Vreven J, Leloup G. Characterization of nanofilled compared to universal and microfilled composites. *Dent Mater.* **2007**; 23:51-59.
45. Bezerra TP, Silva Junior FI, Scarparo HC, Costa FWG, Studart-Soares EC. Do erupted third molars weaken the mandibular angle after trauma to the chin region? A 3D finite element study. *Int J Oral Maxillofac Surg.* **2013**; 42: 474-480.
46. Black CG. Sensory impairment following lower third molar surgery: A prospective study in New Zealand. *N Z Dent J.* **1997**; 93: 68-69.
47. Blackham JT, Vandewalle KS, Lien W. Properties of hybrid resin composite systems containing prepolymerized filler particles. *Oper Dent.* **2009**; 34-6: 697-702.
48. Blaeser B, August MA, Donoff RB, Kaban LB, Dodson TB. Radiographic risk factors for inferior alveolar nerve injury during third molar extraction. *J Oral Maxillofac Surg.* **2003**; 61: 417-421.
49. Blanas N, Kienle F, Sándor GK. Inferior alveolar nerve injury caused by thermoplastic gutta-percha overextension. *J Can Dent Assoc.* **2004**; 70: 384-387.
50. Blum IR. Contemporary views on dry socket (alveolar osteitis): a clinical appraisal of standardization, aetiopathogenesis and management: a critical review. *Int J Oral Maxillofac Surg.* **2002**; 31: 309-317.
51. Boa K, Barrak I, Varga E Jr, Joob-Fancsaly A, Varga E, Piffko J. Intraosseous generation of heat during guided surgical drilling: an ex vivo study of the effect of the temperature of the irrigating fluid. *Br J Oral Maxillofac Surg.* **2016**; 54: 904-908.
52. Bochlogyros PN. A retrospective study of 1,521 mandibular fractures. *J Oral Maxillofac Surg.* **1985**; 43: 597-599.
53. Boffano P, Roccia F. Bilateral mandibular angle fractures: clinical considerations. *J Craniofac Surg.* **2010**; 21: 328-331.
54. Bogdán S, Huszár T, Joób Fancsaly A, Németh Z, Pataky L, Barabás J. A canalis mandibulae lefutásának variációi és azok klinikai jelentősége. *Fogorv Szle.* **2006**; 99: 169-173.
55. Bonesim Technical Datasheet (2019). https://www.bonesim.com/products_and_properties
56. Bonetti GA, Bendandi M, Laino L, Checchi V, Checchi L. Orthodontic extraction: riskless extraction of impacted lower third molars close to the mandibular canal. *J Oral Maxillofac Surg.* **2007**; 65: 2580-2586.
57. Bongenhielm U, Robinson PP. Afferent activity from myelinated inferior alveolar nerve fibers in ferrets after constriction or section and regeneration. *Pain.* **1998**; 74: 123-132.
58. Bongenhielm U, Robinson PP. Spontaneous and mechanically evoked afferent activity originating from myelinated fibres in ferret inferior alveolar nerve neuromas. *Pain.* **1996**; 67: 399-406.
59. Bordonaba-Leiva S, Gómez-Durán EL, Balibrea JM, Benet-Travé J, Martín-Fumadó C, Bescos Atin C, Mareque-Bueno J, Arimany-Manso J. Twenty-four years of oral and maxillofacial surgery malpractice claims in Spain: patient safety lessons to learn. *Oral Maxillofac Surg.* **2019**; 23: 187-192.
60. Borgonovo A, Bianchi A, Marchetti A, Censi R, Maiorana C. An uncommon clinical feature of IAN injury after third molar removal: a delayed paresthesia case series and literature review. *Quintessence Int.* **2012**; 43: 353-359.
61. Bormann KH, Wild S, Gellrich NC, Kokemüller H, Stühmer C, Schmelzeisen R, Schön R. Five-year retrospective study of mandibular fractures in Freiburg, Germany: incidence, aetiology, treatment, and complications. *J Oral Maxillofac Surg.* **2009**; 67: 1251-1255.
62. Bouloux GF, Busaidy KF, Beirne OR, Chuang SK, Dodson TB. What is the risk of future extraction of asymptomatic third molars? A systematic review. *J Oral Maxillofac Surg.* **2015**; 73: 806-811.
63. Bouloux GF, Steed MB, Perciaccante VJ. Complications of third molar surgery. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am.* **2007**; 19: 117-128.
64. Brann CR, Brickley MR, Shepherd JP. Factors influencing nerve damage during lower third molar surgery. *Br Dent J.* **1999**; 186: 514.
65. Brasil DM, Nascimento EHL, Gaêta-Araujo H, Oliveira-Santos C, Maria de Almeida S. Is Panoramic Imaging Equivalent to Cone-Beam Computed Tomography for Classifying Impacted Lower Third Molars? *J Oral Maxillofac Surg.* **2019**; 77: 1968-1974.
66. Brenner DJ, Hall EJ. Computed tomography-an increasing source of radiation exposure. *N Engl J Med.* **2007**; 357: 2277-2284.

67. Brignardello-Petersen R. Gauze drain with tetracycline may reduce the risk of developing alveolar osteitis after third-molar surgical extraction. *J Am Dent Assoc.* **2019**; 150: e223.
68. Brisman DL. The effect of speed, pressure, and time on bone temperature during the drilling of implant sites. *Int J Oral Maxillofac Implants.* **1996**; 11: 35-37.
69. Bruce RA, Frederickson GC, Small GS. Age of patients and morbidity associated with mandibular third molar surgery. *J Am Dent Assoc.* **1980**; 101:240.
70. Brunthaler A, Konig F, Lucas T, Sperr W, Schedle A. Longevity of direct resin composite restorations in posterior teeth. *Clin Oral Investig.* **2003**; 7: 63–70.
71. Bulloch SE, Olsen RG, Bulloch B. Comparison of heat generation between internally guided (cannulated) single drill and traditional sequential drilling with and without a drill guide for dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* **2012**; 27: 1456-1460.
72. Bullon B, Bueno EF, Herrero M, Fernandez-Palacin A, Rios JV, Bullon P, Gil FJ. Effect of irrigation and stainless steel drills on dental implant bed heat generation. *J Mater Sci Mater Med.* **2015**; 26: 75.
73. Bundy MJ, Cavola CF, Dodson TB. Panoramic radiographic findings as predictors of mandibular nerve exposure following third molar extraction: digital versus conventional radiographic techniques. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* **2009**; 107: e36-40.
74. Burke FJ, Lucarotti PS. How long do direct restorations placed within the general dental services in England and Wales survive? *Br Dent J.* **2009**; 206: E2
75. Carmichael FA, McGowan DA. Incidence of nerve damage following third molar removal: a West of Scotland Surgery Research Group study. *Br J Oral Maxillofac Surg.* **1992**; 30: 78-82.
76. Carneiro LS, Nunes CA, Silva MA, Leles CR, Mendonça EF. In vivo study of pixel grey-measurement in digital subtraction radiography for monitoring caries remineralization. *Dentomaxillofac Radiol.* **2009**; 38: 73-78.
77. Cenci MS, Lund RG, Pereira CL, de Carvalho RM, Demarco FF. In vivo and in vitro evaluation of Class II composite resin restorations with different matrix systems. *J Adhes Dent.* **2006**; 8:127-132.
78. Cervera-Espert J, Pérez-Martínez S, Cervera-Ballester J. Coronectomy of impacted mandibular third molars: A meta-analysis and systematic review of the literature. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* **2016**; 21: e505-513.
79. Chacon GE, Bower DL, Larsen PE, McGlumphy EA, Beck FM. Heat production by 3 implant drill systems after repeated drilling and sterilization. *J Oral Maxillofac Surg.* **2006**; 64: 265-269.
80. Chen CH, Lin SH, Chiu HL, Lin YJ, Chen YK, Lin LM. An aiming device for an extraoral radiographic technique. *J Endod.* **2007**; 33: 758-760.
81. Chen HL, Gundjian AA. Specific heat of bone. *Med Biol Eng.* **1976**; 14: 548-549.
82. Chen YC, Tu YK, Tsai YJ, Tsai YS, Yen CY, Yang SC, Hsiao CK. Assessment of thermal necrosis risk regions for different bone qualities as a function of drilling parameters. *Comput Methods Programs Biomed.* **2018**; 162: 253-261.
83. Chiapasco M, De Cicco L, Marrone G. Side effects and complications associated with third molar surgery. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* **1993**; 76: 412.
84. Chrcanovic BR, Abreu MHNG, Freire-Maia B, Souza LN: 1,454 mandibular fractures: A 3-year study in a hospital in Belo Horizonte, Brazil. *J Craniomaxillofac Surg.* **2012**; 40: 116-123.
85. Cilasun U, Yildirim T, Guzeldemir E. Coronectomy in patients with high risk of inferior alveolar nerve injury diagnosed by computed tomography. *J Oral Maxillofac Surg.* **2011**; 69: 1557-1561.
86. Clé-Ovejero A, Sánchez-Torres A, Camps-Font O, Gay-Escoda C, Figueiredo R, Valmaseda-Castellón E. Does 3-dimensional imaging of the third molar reduce the risk of experiencing inferior alveolar nerve injury owing to extraction? A meta-analysis. *J Am Dent Assoc.* **2017**; 148: 575-583.
87. Cziriák NB, Szalma J, Vág J, Bogdán S: In vitro comparison of the effect of piezosurgery and conventional bone preparation technique on intraosseous heat generation. *Fogorv Szle.* **2016**; 109: 88-93.
88. Da Rosa Rodolpho PA, Cenci MS, Donassollo TA, Loguercio AD, Demarco FF. A clinical evaluation of posterior composite restorations: 17-year findings. *J Dent.* **2006**; 34: 427-435.
89. Da Rosa Rodolpho PA, Donassollo TA, Cenci MS, Loguercio AD, Moraes RR, Bronkhorst EM, Opdam NJM, Demarco FF. 22-year clinical evaluation of the performance of two posterior composites with different filler characteristics. *Dent Mater.* **2011**; 27: 955-963.
90. Dahlin LB, Danielsen N, Ehira T, Lundborg G, Rydevik B. Mechanical effects of compression of peripheral nerves. *J Biomech Eng.* **1986**; 108: 120-122.

91. Dannewitz B, Hassfeld S, Eickholz P, Mühling J. Effect of dose reduction in digital dental panoramic radiography on image quality. *Dentomaxillofac Radiol.* **2002**; 31: 50-55.
92. Davidson SR, James DF. Measurement of thermal conductivity of bovine cortical bone. *Med Eng Phys.* **2000**; 22: 741-747.
93. Davidson SRH, James DF. Drilling in Bone: Modeling Heat Generation and Temperature Distribution. *J Biomech Eng.* **2003**; 125, 305-314.
94. de Beukelaer JG, Smeele LE, van Ginkel FC. Is short-term neurosensory testing after removal of mandibular third molars efficacious? *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* **1998**; 85: 366-370.
95. De Bruyn L, Vranckx M, Jacobs R, Politis C. A retrospective cohort study on reasons to retain third molars. *Int J Oral Maxillofac Surg.* Epub. **2019** Nov 5. doi: 10.1016/j.ijom.2019.10.003.
96. de Figueiredo EL, Aires CCG, Neres BJCM, de Araújo BL, de Arruda JAA, de Holanda Vasconcellos RJ. Persistent Necrotizing Mediastinitis after Dental Extraction. *Case Rep Dent.* **2019**; 2019: 6468348.
97. de Moraes RR, Goncalves LS, Lancellotti AC, Consani S, Correr-Sobrinho L, Sinhoreti MA. Nanohybrid resin composites: nanofiller loaded materials or traditional microhybrid resins? *Oper Dent.* **2009**; 34: 551-557.
98. de Toledo Telles-Araújo G, Peralta-Mamani M, Caminha RDG, de Fatima Moraes-da-Silva A, Rubira CMF, Honório HM, Rubira-Bullen IRF. CBCT does not reduce neurosensory disturbances after third molar removal compared to panoramic radiography: a systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Investig.* **2020**; 24: 1137-1149.
99. Delgado-Ruiz RA, Velasco Ortega E, Romanos GE, Gerhke S, Newen I, Calvo-Guirado JL. Slow drilling speeds for single-drill implant bed preparation. Experimental in vitro study. *Clin Oral Investig.* **2018**; 22: 349-359.
100. Demarco FF, Correa MB, Cenci MS, Moraes RR, Opdam NJM. Longevity of posterior composite restorations: Not only a matter of materials. *Dent Mater.* **2012**; 28:87-101.
101. Deppe H, Mücke T, Wagenpfeil S, Kesting M, Linsenmeyer E, Tölle T. Trigeminal nerve injuries after mandibular oral surgery in a university outpatient setting--a retrospective analysis of 1,559 cases. *Clin Oral Investig.* **2015**; 19: 149-157.
102. Di Bari R, Coronelli R, Cicconetti A. An anatomical radiographic evaluation of the posterior portion of the mandible in relation to autologous bone harvest procedures. *J Craniofac Surg.* **2014**; 25: e475-483.
103. Dobó NCs, Pataki L. A canalis mandibulae és a bölcsességfog viszonya. *Fogorv Szle.* **2010**; 103: 25-26.
104. Dodson TB, Susarla SM. Impacted wisdom teeth. *BMJ Clin Evid.* **2014**: 1302.
105. Doh RM, Shin S, You TM. Delayed paresthesia of inferior alveolar nerve after dental surgery: case report and related pathophysiology. *J Dent Anesth Pain Med.* **2018**; 18: 177-182.
106. Dolanmaz D, Yildirim G, Isik K. A preferable technique for protecting the inferior alveolar nerve: coronectomy. *J Oral Maxillofac Surg.* **2009**; 67: 1234-1238.
107. Drage NA, Renton T. Inferior alveolar nerve injury related to mandibular third molar surgery: an unusual case presentation. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* **2002**; 93: 358-361.
108. Duan DH, Zhang Y. Does the presence of mandibular third molars increase the risk of angle fracture and simultaneously decrease the risk of condylar fracture? *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2008; 37: 25-28.
109. Duke AR, Jenkins MW, Lu H, McManus JM, Chiel HJ, Jansen ED. Transient and selective suppression of neural activity with infrared light. *Sci Rep.* **2013**; 3: 2600.
110. Ecuyer J, Debieu J. Deductions opératoires. *Actual Odonto-Stomatol.* **1984**; 148: 695-701.
111. Eggers G, Klein J, Blank J, Hassfeld S. Piezosurgery: an ultrasound device for cutting bone and its use and limitations in maxillofacial surgery. *Br J Oral Maxillofac Surg.* **2004**; 42: 451-453.
112. Eliasson SG, Monafo WW, Nussbaum G, Olsen L. Differential effects of in vitro heating on rat sciatic nerve branches and spinal nerve roots. *Exp Neurol.* **1986**; 93: 57-66.
113. Ellis E III, Moos KF, el-Attar A. Ten years of mandibular fractures: An analysis of 2,137 cases. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* **1985**; 59:120.

114. Elo JA, Sun HB, Dong F. Does Bone Grafting Improve Outcomes in Coronectomy Surgery? Long-Term (5- to 9-Year) Clinical and Radiographic Follow-Up of 78 Adult Patients. *J Oral Maxillofac Surg.* **2017**; 75: 1330-1337.
115. Engelke W, Beltrán V, Cantín M, Choi EJ, Navarro P, Fuentes R. Removal of impacted mandibular third molars using an inward fragmentation technique (IFT) - Method and first results. *J Craniomaxillofac Surg.* **2014**; 42: 213-219.
116. Ercoli C, Funkenbusch PD, Lee HJ, Moss ME, Graser GN. The influence of drill wear on cutting efficiency and heat production during osteotomy preparation for dental implants: a study of drill durability. *Int J Oral Maxillofac Implants.* **2004**; 19: 335-349.
117. Ercoli C, Rotella M, Funkenbusch PD, Russell S, Feng C. In vitro comparison of the cutting efficiency and temperature production of 10 different rotary cutting instruments. Part I: Turbine. *J Prosthet Dent.* **2009**; 101: 248-261.
118. Eriksson AR, Albrektsson T. Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: a vital-microscopic study in the rabbit. *J Prosthet Dent.* **1983**; 50: 101-107.
119. Fahmy MD. Teaching in Oral and Maxillofacial Surgery Training Programs: A Resident Perspective. *J Oral Maxillofac Surg.* **2018**; 76: 2461-2462.
120. Farman AG, Farman TT. A comparison of image characteristics and convenience in panoramic radiography using charge-coupled device, storage phosphor, and film receptors. *J Digit Imaging.* **2001**; 14: 48-51.
121. Farman AG, Levato CM, Gane D, Scarfe WC. In practice: how going digital will affect the dental office. *J Am Dent Assoc.* **2008**; 139: 14-19.
122. Farman AG. Image-guidance the revolution in dental treatment facilitated by digital radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* **2006**; 101: 273-275.
123. Farman AG. Panoramic radiology. Springer-Verlag Berlin, Heidelberg **2007**.
124. Feldmann A, Wili P, Maquer G, Zysset P. The thermal conductivity of cortical and cancellous bone. *Eur Cells Mater.* **2018**; 35: 25-33.
125. Fernandes MG, Fonseca EM, Jorge RN, Manzanares MC, Dias MI. Effect of drill speed on the strain distribution during drilling of bovine and human bones. *J Mech Eng Biomech.* **2018**; 2: 69- 74.
126. Fernandes MG, Fonseca EMM, Jorge RN, Vaz M, Dias M.I. Thermal analysis in drilling of ex vivo bovine bones. *J Mech Med Biol.* **2017**; 17: 1750082.
127. Fernandes MG, Fonseca EMM, Natal R. Thermal analysis during bone drilling using rigid polyurethane foams: Numerical and experimental methodologies. *J Braz Soc Mech Sci Eng.* **2016**; 38: 1855–1863.
128. Ferracane JL, Condon JR. In vitro evaluation of the marginal degradation of dental composites under simulated occlusal loading. *Dent Mater.* **1999**; 15: 262–267.
129. Ferrús-Torres E, Gargallo-Albiol J, Berini-Aytés L, Gay-Escoda C. Diagnostic predictability of digital versus conventional panoramic radiographs in the presurgical evaluation of impacted mandibular third molars. *Int J Oral Maxillofac Surg.* **2009**; 38: 1184-1187.
130. Figueiredo R, Valmaseda-Castellón E, Berini-Aytés L, Gay-Escoda C. Delayed-onset infections after lower third molar extraction: a case-control study. *J Oral Maxillofac Surg.* **2007**; 65: 97-102.
131. Fisher D. Extraoral radiographic technique of third molars. *Aust Dent J.* **1974**; 19: 306 –307.
132. Flanagan D. Delayed onset of altered sensation following dental implant placement and mental block local anesthesia: a case report. *Implant Dent.* **2002**; 11: 324-330.
133. Flygare L, Öhman A. Preoperative imaging procedures for lower wisdom teeth removal. *Clin Oral Investig.* **2008**; 12: 291-302.
134. Fonyó A. Az orvosi élettan tankönyve. Medicina könyvkiadó Rt, Budapest. **1999**; 969-970.
135. Forster A, Braunitzer G, Tóth M, Szabó BP, Fráter M. In Vitro Fracture Resistance of Adhesively Restored Molar Teeth with Different MOD Cavity Dimensions. *J Prosthodont.* **2019**; 28: e325-e331.
136. Franco S, Vignudelli E, Monaco G. Influence of secondary wound healing after mandibular third molar coronectomy. *Br J Oral Maxillofac Surg.* **2017**; 55: 145-149.
137. Frank VH. Paresthesia: Evaluation of 16 cases. *J Oral Surg.* **1959**; 17: 27.
138. Frankenberger R, Reinelt C, Krämer N. Nanohybrid vs. fine hybrid composite in extended class II cavities: 8-year results. *Clin Oral Investig.* **2014**; 18:125-137.
139. Fráter M, Forster A, Keresztúri M, Braunitzer G, Nagy K. In vitro fracture resistance of molar teeth restored with a short fibre-reinforced composite material. *J Dent.* **2014**; 42: 1143-1150.

140. Frenkel B, Givol N, Shoshani Y. Coronectomy of the mandibular third molar: A retrospective study of 185 procedures and the decision to repeat the coronectomy in cases of failures. *J Oral Maxillofac Surg.* **2015**; 73: 587-594.
141. Fridrich KL, Pena-Velasco G, Olson RA. Changing trends with mandibular fractures: a review of 1,067 cases. *J Oral Maxillofac Surg.* **1992**; 50: 586-589.
142. Fried K, Hildebrand C, Erdélyi G. Myelin sheath thickness and internodal length of nerve fibres in the developing feline inferior alveolar nerve. *J Neurol Sci.* **1982**; 54: 47-57.
143. Gaddipati R, Ramisetty S, Vura N, Kanduri RR, Gunda VK. Impacted mandibular third molars and their influence on mandibular angle and condyle fractures-a retrospective study. *J Craniomaxillofac Surg.* **2014**; 42: 1102-1105.
144. Galindo DF, Ercoli C, Funkenbusch PD, Greene TD, Moss ME, Lee HJ. Tooth preparation: a study on effect of different variables and a comparison between conventional and channeled burs. *J Prosthodont.* **2004**; 13: 3-16.
145. Gallesio C, Berrone M, Ruga E, Boffano P. Surgical extraction of impacted inferior third molars at risk for inferior alveolar nerve injury. *J Craniofac Surg.* **2010**; 21: 2003-2007.
146. Garcia-Garcia A. Coronectomy: a questionable procedure. *J Oral Maxillofac Surg.* **2005**; 63: 723.
147. Garcia-Garcia A. Is coronectomy really preferable to extraction? *Br J Oral Maxillofac Surg.* **2006**; 44: 75.
148. Garoushi S, Säilynoja E, Vallittu PK, Lassila L. Physical properties and depth of cure of a new short fiber reinforced composite. *Dent Mater.* **2013**; 29:835-41.
149. Gavala S, Donta C, Tsiklakis K, Boziari A, Kamenopoulou V, Stamatakis HC. Radiation dose reduction in direct digital panoramic radiography. *Eur J Radiol.* **2009**; 71: 42-48.
150. Gay-Escoda C, Gómez-Santos L, Sánchez-Torres A, Herráez-Vilas JM. Effect of the suture technique on postoperative pain, swelling and trismus after removal of lower third molars: A randomized clinical trial. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* **2015**; 20: e372-377.
151. Gehrke SA, Pazetto MK, de Oliveira S, Corbella S, Taschieri S, Mardegan FE. Study of temperature variation in cortical bone during osteotomies with trephine drills. *Clin Oral Investig.* **2014**; 18: 1749-1755.
152. Ghaeminia H, Gerlach NL, Hoppenreijts TJ, Kicken M, Dings JP, Borstlap WA, de Haan T, Bergé SJ, Meijer GJ, Maal TJ. Clinical relevance of cone beam computed tomography in mandibular third molar removal: a multicenter, randomized, controlled trial. *J Craniomaxillofac Surg.* **2015**; 43: 2158-2167.
153. Ghaeminia H, Meijer GJ, Soehardi A, Borstlap WA, Mulder J, Bergé SJ. Position of the impacted third molar in relation to the mandibular canal. Diagnostic accuracy of cone beam computed tomography compared with panoramic radiography. *Int J Oral Maxillofac Surg.* **2009**; 38: 964-971.
154. Ghaeminia H, Meijer GJ, Soehardi A, Borstlap WA, Mulder J, Vlijmen OJ, Bergé SJ, Maal TJ. The use of cone beam CT for the removal of wisdom teeth changes the surgical approach compared with panoramic radiography: a pilot study. *Int J Oral Maxillofac Surg.* **2011**; 40: 834-839.
155. Ghaeminia H, Perry J, Nienhuijs ME, Toedtling V, Tummers M, Hoppenreijts TJ, Van der Sanden WJ, Mettes TG. Surgical removal versus retention for the management of asymptomatic disease-free impacted wisdom teeth. *Cochrane Database Syst Rev.* **2016** Aug 31; (8): CD003879.
156. Ghali GE, Epker BN. Clinical neurosensory testing: practical applications. *J Oral Maxillofac Surg.* **1989**; 47: 1074-1078.
157. Gijbels F, De Meyer AM, Bou Serhal C, Van den Bossche C, Declerck J, Persoons M, Jacobs R. The subjective image quality of direct digital and conventional panoramic radiography. *Clin Oral Investig.* **2000**; 4: 162-167.
158. Gijbels F, Jacobs R, Bogaerts R, Debaveye D, Verlinden S, Sanderink G. Dosimetry of digital panoramic imaging. Part I: Patient exposure. *Dentomaxillofac Radiol.* **2005**; 34: 145-149.
159. Gilvetti C, Haria S, Gulati A. Is juxta-apical radiolucency a reliable risk factor for injury to the inferior alveolar nerve during removal of lower third molars? *Br J Oral Maxillofac Surg.* **2019**; 57: 430-434.
160. Giovacchini F, Paradiso D, Bensi C, Belli S, Lomurno G, Tullio A. Association between third molar and mandibular angle fracture: A systematic review and meta-analysis. *J Craniomaxillofac Surg.* **2018**; 46: 558-565.

161. Gleeson CF, Patel V, Kwok J. Coronectomy practice. Paper 1. Technique and trouble-shooting. *Br J Oral Maxillofac Surg.* **2012**; 50: 739-744.
162. Gok E, Fedakar R, Kafa IM. Usability of dental pulp visibility and tooth coronal index in digital panoramic radiography in age estimation in the forensic medicine. *Int J Legal Med.* **2019** Nov 13. doi: 10.1007/s00414-019-02188-w.
163. Goldberg MH, Galbraith DA. Late onset of mandibular and lingual dysesthesia secondary to postextraction infection. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* **1984**; 58: 269-271.
164. Goldberg MH, Nemerich AN, Marcoll WP. Complications after mandibular third molar surgery: A statistical analysis of 500 consecutive procedures in private practice. *J Am Dent Assoc.* **1985**; 111: 277.
165. Gomes A, Vasconcelos EB, Silva OE, Caldas AF, Neto IC. Sensitivity and Specificity of Pantomography to Predict Inferior Alveolar Nerve Damage During Extraction of Impacted Lower Third Molars. *J Oral Maxillofac Surg.* **2008**; 66: 256-259.
166. Gordan VV, Garvan CW, Blaser PK, Mondragon E, Mjör IA. Along-term evaluation of alternative treatments to replacement of resin-based composite restorations: results of a seven-year study. *J Am Dent Assoc.* **2009**; 140:1476–1484.
167. Gorgani N, Sullivan RE, DuBois L. A radiographic investigation of third-molar development. *ASDC J Dent Child.* **1990**; 57: 106-110.
168. Goto S, Kurita K, Kuroiwa Y. Clinical and dental computed tomographic evaluation 1 year after coronectomy. *J Oral Maxillofac Surg.* **2012**; 70: 1023-1029.
169. Gowgiel JM: The position and course of the mandibular canal. *J Oral Implantol* 18: 383–385, 1992
170. Greenwood M, Corbett IP. Observations on the exploration and external neurolysis of injured inferior alveolar nerves. *Int J Oral Maxillofac Surg.* **2005**; 34: 252-256.
171. Guerrero ME, Botetano R, Beltran J, Horner K, Jacobs R. Can preoperative imaging help to predict postoperative outcome after wisdom tooth removal? A randomized controlled trial using panoramic radiography versus cone-beam CT. *Clin Oral Investig.* **2014**; 18: 335-342.
172. Gülicher D, Gerlach KL. Sensory impairment of the lingual and inferior alveolar nerves following removal of impacted mandibular third molars. *Int J Oral Maxillofac Surg.* **2001**; 30: 306-312.
173. Guralnick CW, Laskin MD, Bruce R. NIH consensus development conference for removal of third molars. *J Oral Surg.* **1980**; 38: 235–236.
174. Gurdán Zs, Vajta L, Lempel E, Tóth Á, Joób-Fancsaly Á, Szalma J. Effect of pre-drilling on intraosseous temperature during self-drilling mini-implant placement in a porcine mandible model. *J Oral Sci.* **2017**; 59: 47:53.
175. Halazonetis JA. The ‘weak’ regions of the mandible. *Br J Oral Surg.* **1968**; 6: 37–48.
176. Han JT, Susarla SM, Dodson TB, Lang MS. Are Oral and Maxillofacial Surgeons Prescribing Fewer Opioids and More Non-Narcotic Analgesics for Postoperative Pain After Third Molar Removal? *J Oral Maxillofac Surg.* **2019** Aug 21. doi: 10.1016/j.joms.2019.08.009.
177. Harada N, Vasudeva SB, Joshi R. Correlation between panoramic radiographic signs and high-risk anatomical factors for impacted mandibular third molars. *Oral Surg.* **2013**; 6:129–136.
178. Harder S, Egert C, Wenz HJ, Jochens A, Kern M: Influence of the drill material and method of cooling on the development of intrabony temperature during preparation of the site of an implant. *Br J Oral Maxillofac Surg.* **2013**; 51: 74-78.
179. Hasani A, Ahmadi Moshtaghin F, Roohi P, Rakhshan V. Diagnostic value of cone beam computed tomography and panoramic radiography in predicting mandibular nerve exposure during third molar surgery. *Int J Oral Maxillofac Surg.* **2017**; 46: 230-235.
180. Hasegawa T, Ri S, Shigeta T, Akashi M, Imai Y, Takei Y, Shibuya Y, Komori T. Risk factors associated with inferior alveolar nerve injury after extraction of the mandibular third molar—a comparative study of preoperative images by panoramic radiography and computed tomography. *Int J Oral Maxillofac Surg.* **2013**; 42: 843-851.
181. Hasegawa T, Sadakane H, Kobayashi M, Tachibana A, Oko T, Ishida Y, Fujita T, Takenono I, Komatsubara H, Takeuchi J, Ichiki K, Miyai D, Komori T: A multi-centre retrospective study of mandibular fractures: do occlusal support and the mandibular third molar affect mandibular angle and condylar fractures? *Int J Oral Maxillofac Surg.* **2016**; 45: 1095-1099.

182. Hashemipour MA, Tahmasbi-Arashlow M, Fahimi-Hanzaei F. Incidence of impacted mandibular and maxillary third molars: A radiographic study in a Southeast Iran population. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. **2013**; 18: e140–145.
183. Hatami A, Dreyer C. The extraction of first, second or third permanent molar teeth and its effect on the dentofacial complex. *Aust Dent J*. **2019**; 64: 302-311.
184. Hattab FN, Rawashdeh MA, Fahmy MS. Impaction status of third molars in Jordanian students. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. **1995**; 79: 24-29.
185. Hellén-Halme K, Petersson A, Warfvinge G, Nilsson M. Effect of ambient light and monitor brightness and contrast settings on the detection of approximal caries in digital radiographs: an in vitro study. *Dentomaxillofac Radiol*. **2008**; 37: 380-384.
186. Hendy CW, Smith KG, Robinson PP. Surgical anatomy of the buccal nerve. *Br J Oral Maxillofac Surg*. **1996**; 34: 457-460.
187. Henien M, Sproat C, Kwok J. Coronectomy and dentigerous cysts: a review of 68 patients. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*. **2017**; 123: 670-674.
188. Hillerup S. Iatrogenic injury to oral branches of the trigeminal nerve: records of 449 cases. *Clin Oral Investig*. **2007**; 11: 133-142.
189. Hillier ML, Bell LS. Differentiating Human Bone from Animal Bone: A Review of Histological Methods. *J Forensic Sci*. **2007**; 52: 249-263.
190. Hobkirk JA, Rusiniak K. Investigation of variable factors in drilling bone. *J Oral Surg*. **1977**; 35: 968-973.
191. Hochwald DA, Davis WH, Martinoff J. Modified disto-lingual splitting technique for the removal of impacted mandibular third molars. *Incid Pathol*. **1983**; 56:59.
192. Hoffmann KD, Matthews MA. Comparison of sympathetic neurons in orofacial and upper extremity nerves: implications for causalgia. *J Oral Maxillofac Surg*. **1990**; 48: 720-726.
193. Holland GR. Fibre numbers and sizes in the inferior alveolar nerve of the cat. *J Anat*. **1978**; 127: 343-352.
194. Hoogeveen JF, Troost D, van der Kracht AH, Wondergem J, Haveman J, Gonzalez D. Ultrastructural changes in the rat sciatic nerve after local hyperthermia. *Int J Hyperthermia*. **1993**; 9: 723–730.
195. Hosono N, Miwa T, Mukai Y, Takenaka S, Makino T, Fuji T. Potential risk of thermal damage to cervical nerve roots by a high-speed drill. *J Bone Joint Surg Br*. **2009**; 91: 1541-1544.
196. Hou Y et al. A Theoretical Analysis on Bone Drilling Temperature Field of Superhard Drill. *Open Mech Eng J*. **2016**; 10: 109-125.
197. Howe GL, Poyton HG. Prevention of damage to the inferior dental nerve during the extraction of mandibular third molars. *Br Dent J*. **1960**; 109: 355.
198. Huelke DF, Burdi AR, Eyman CE: Association between mandibular fractures and site of trauma, dentition, and age. *J Oral Surg*. **1962**; 20: 478-481.
199. Iida S, Hassfeld S, Reuther T, Nomura K, Mühling J. Relationship between the risk of mandibular angle fractures and the status of incompletely erupted mandibular third molars. *J Craniomaxillofac Surg*. **2005**; 33: 158-163.
200. Iida S, Nomura K, Okura M, Kogo M. Influence of the incompletely erupted lower third molar on mandibular angle and condylar fractures. *J Trauma*. **2004**; 57: 613-617.
201. Ilie N, Hickel R. Investigations on mechanical behavior of dental composites. *Clin Oral Investig*. **2009**; 13: 427–438.
202. Inaoka SD, Carneiro SCAS, Vasconcelos BCE, Leal J, Porto GG. Relationship between mandibular fracture and impacted lower third molar. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. **2009**; 14: 349-354.
203. International Commission on Radiological Protection: Recommendations of the ICRP Publication 26. Oxford: Pergamon Press **1977**.
204. Iyer S, Weiss C, Mehta A. Effects of drill speed on heat production and the rate and quality of bone formation in dental implant osteotomies. Part II: Relationship between drill speed and healing. *Int J Prosthodont*. **1997**; 10: 536-540.
205. Iyer S, Weiss C, Mehta A. Effects of drill speed on heat production and the rate and quality of bone formation in dental implant osteotomies. Part I: Relationship between drill speed and heat production. *Int J Prosthodont*. **1997**; 10: 411-414.
206. Jaju PP, Jaju SP. Cone-beam computed tomography: Time to move from ALARA to ALADA. *Imaging Sci Dent*. **2015**; 45: 263-265.

207. Jeong SM, Yoo JH, Fang Y, Choi BH, Son JS, Oh JH. The effect of guided flapless implant procedure on heat generation from implant drilling. *J Craniomaxillofac Surg.* **2014**; 42: 725-729.
208. Jerjes W, Swinson B, Moles D, El-Maaytah M, Banu B, Upile T, Kumar M, Al Khawalde M, Vourvachis M, Hadi H, Kumar S, Hopper C. Permanent sensory nerve impairment following third molar surgery: a prospective study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* **2006**; 102: e1-e7.
209. Jochum RM, Reichart PA. Influence of multiple use of Timedur-titanium cannon drills: thermal response and scanning electron microscopic findings. *Clin Oral Implants Res.* **2000**; 11(2):139-43.
210. Joób-Fancsaly Á. A bölcsességfogak szerepe a fogászat különböző szakterületein. **2010**. Semmelweis Kiadó, Bp.
211. Juodzbaly G, Wang HL, Sabalys G. Anatomy of mandibular vital structures. Part I: mandibular canal and inferior alveolar neurovascular bundle in relation with dental implantology. *J Oral Maxillofac Res.* **2010**; 1: e2.
212. Kapila R, Harada N, Araki K, Sano T, Goto TK. Evaluation of juxta-apical radiolucency in cone beam CT images. *Dentomaxillofac Radiol.* **2014**; 43: 20130402.
213. Kaposvári I, Körmöczy K, Horváth F, Buglyó A, Turai AR, Joób-Fancsaly Á. Incidence and case-control study of delayed-onset infection after lower third molar surgery. *Orv Hetil.* **2018**; 159: 1278-1283.
214. Karaca F, Aksakal B, Köm M. Effects of bone drilling on local temperature and bone regeneration: an in vivo study. *Acta Orthop Traumatol Turc.* **2012**; 48: 326-332.
215. Katre C, Triantafyllou A, Shaw RJ, Brown SJ. Inferior alveolar nerve damage caused by bone wax in third molar surgery. *Int J Oral Maxillofac Surg.* **2010**; 39: 511-513.
216. Kelly D, Harrigan W. A survey of facial fractures: Bellevue Hospital, 1948-1974. *J Oral Surg.* **1975**; 33: 146.
217. Kim SJ, Yoo J, Kim YS, Shin SW. Temperature change in pig rib bone during implant site preparation by low-speed drilling. *J Appl Oral Sci.* **2010**; 18: 522-527.
218. Kim Y, Joo W, Min K. Coronectomy of a lower third molar in combination with vital pulp therapy. *Eur J Dent.* **2014**; 8: 416-418.
219. Kindler S, Ittermann T, Bülow R, Holtfreter B, Klausenitz C, Metelmann P, Mksoud M, Pink C, Seebauer C, Kocher T, Koppe T, Krey KF, Metelmann HR, Völzke H, Daboul A. Does craniofacial morphology affect third molars impaction? Results from a population-based study in northeastern Germany. *PLoS One.* **2019**; 14: e0225444.
220. Kipp DP, Goldstein BH, Weiss WW Jr. Dysesthesia after mandibular third molar surgery: a retrospective study and analysis of 1,377 surgical procedures. *J Am Dent Assoc.* **1980**; 100: 185-192.
221. Kiremitci A, Alpaslan T, Gurgan S. Six-year clinical evaluation of packable composite restorations. *Oper Dent.* **2009**; 34: 11-17.
222. Kirnbauer B, Jakse N, Rugani P, Schwaiger M, Magyar M. Assessment of impacted and partially impacted lower third molars with panoramic radiography compared to MRI-a proof of principle study. *Dentomaxillofac Radiol.* **2018**; 47: 20170371.
223. Klumpp D, Zimmermann M: Irreversible differential block of A- and C-fibres following local nerve heating in the cat. *J Physiol.* **1980**; 298: 471-482.
224. Knutsson K, Lysell L, Rohlin M. Postoperative status after partial removal of the mandibular third molar. *Swed Dent J.* **1989**; 13: 15-22.
225. Koo KT, Kim MH, Kim HY, Wikesjö UM, Yang JH, Yeo IS. Effects of implant drill wear, irrigation, and drill materials on heat generation in osteotomy sites. *J Oral Implantol.* **2015**; 41: e19-23.
226. Kopperud SE, Tveit AB, Gaarden T, Sandvik L, Espelid I. Longevity of posterior dental restorations and reasons for failure. *Eur J Oral Sci.* **2012**; 120: 539-548.
227. Korkmaz YT, Kayıpmaz S, Senel FC, Atasoy KT, Gumrukcu Z. Does additional cone beam computed tomography decrease the risk of inferior alveolar nerve injury in high-risk cases undergoing third molar surgery? Does CBCT decrease the risk of IAN injury? *Int J Oral Maxillofac Surg.* **2017**; 46: 628-635.
228. Kositbowornchai S, Densiri-aksorn W, Piumthanaroj P. Ability of two radiographic methods to identify the closeness between the mandibular third molar root and the inferior alveolar canal: a pilot study. *Dentomaxillofac Radiol.* **2010**; 39: 79-84.

229. Kouwenberg AJ, Stroy LP, Rijt ED. Coronectomy of the mandibular third molar: Respect for the inferior alveolar nerve. *J Craniomaxillofac Surg.* **2016**; 44: 616-621.
230. Kqiku L, Weiglein AH, Pertl C, Biblekaj R, Städtler P. Histology and intramandibular course of the inferior alveolar nerve. *Clin Oral Investig.* **2011**; 15: 1013-1016.
231. Kshetry VR, Jiang X, Chotai S, Ammirati M. Optic nerve surface temperature during intradural anterior clinoidectomy: a comparison between high-speed diamond burr and ultrasonic bone curette. *Neurosurg Rev.* **2014**; 37: 453-458.
232. Kubota S, Imai T, Nakazawa M, Uzawa N. Risk stratification against inferior alveolar nerve injury after lower third molar extraction by scoring on cone-beam computed tomography image. *Odontology.* **2020**; 108: 124-132.
233. Kulcsár T: Gépipari technológiai ismeretek. Fúrás, Furatbővítés. Digitális Tankönyvtár, 2012. https://www.tankonyvtar.hu/en/tartalom/tamop412A/2010-0012_gepipari_technologia/ch06.html
234. Kupeli I, Gülnahar Y. Comparing Different Music Genres in Decreasing Dental Anxiety in Young Adults Who Underwent Third Molar Surgery in Turkey: Randomized Controlled Trial. *J Oral Maxillofac Surg.* **2019** Dec 3. doi: 10.1016/j.joms.2019.11.029.
235. Kuper NK, Opdam NJM, Bronkhorst EM, Hujsmans MCDNJM. The influence of approximal restoration extension on the development of secondary caries. *J Dent.* **2012**; 40:241-247.
236. Kwon SJ, Park YJ, Jun SH, Ahn JS, Lee IB, Cho BH, Son HH, Seo DG. Thermal irritation of teeth during dental treatment procedures. *Restor Dent Endod.* **2013**; 38: 105-112.
237. Lamazza L, Garreffa G, Laurito D, Lollobrigida M, Palmieri L, De Biase A. Temperature Values Variability in Piezoelectric Implant Site Preparation: Differences between Cortical and Corticocancellous Bovine Bone. *Biomed Res Int.* **2016**; 6473680.
238. Lamazza L, Laurito D, Lollobrigida M, Brugnoletti O, Garreffa G, De Biase A. Identification of possible factors influencing temperatures elevation during implant site preparation with piezoelectric technique. *Ann Stomatol (Roma).* **2015**; 5: 115-122.
239. Landes CA, Stübinger S, Rieger J, Williger B, Ha TK, Sader R. Critical evaluation of piezoelectric osteotomy in orthognathic surgery: operative technique, blood loss, time requirement, nerve and vessel integrity. *J Oral Maxillofac Surg.* **2008**; 66: 657-674.
240. Landi L, Manicone PF, Piccinelli S, Raia A, Raia R. A novel surgical approach to impacted mandibular third molars to reduce the risk of paresthesia: a case series. *J Oral Maxillofac Surg.* **2010**; 68: 969-974.
241. Leclercq P, Zenati C, Dohan DM. Ultrasonic bone cut part 2: State-of-the-art specific clinical applications. *J Oral Maxillofac Surg.* **2008**; 66: 183-188.
242. Lee J, Chavez CL, Park J. Parameters affecting mechanical and thermal responses in bone drilling: A review. *J Biomech.* **2018**; 71:4-21.
243. Lee J, Ozdoganlar OB, Rabin Y. An experimental investigation on thermal exposure during bone drilling. *Med Eng Phys.* **2012**; 34: 1510-1520.
244. Lee JE, Rabin Y, Ozdoganlar OB. A new thermal model for bone drilling with applications to orthopaedic surgery. *Med Eng Phys.* **2011**; 33: 1234-1244.
245. Lee JT, Dodson TB. The effect of mandibular third molar presence and position on the risk of an angle fracture. *J Oral Maxillofac Surg.* **2000**; 58: 394-398.
246. Lempel E, Czibulya Zs, Kunsági-Máté S, Szalma J, Sümegi B, Böddi K. Quantification of conversion degree and monomer elution from dental composite using HPLC and micro-Raman Spectroscopy. *Chromatographia.* **2014**; 77: 1137-1144.
247. Lempel E, Szalma J, Jeges S, Kende D, Krajczár K, Nagy ÁK, Tóth V. Retrospective study of direct composite restorations according to the USPHS criteria. *Fogorvosi Szle.* **2012**; 105: 47-52.
248. Leung YY, Cheung KY. Root migration pattern after third molar coronectomy: a long-term analysis. *Int J Oral Maxillofac Surg.* **2018**; 47: 802-808.
249. Leung YY, Cheung LK. Coronectomy of the lower third molar is safe within the first 3 years. *J Oral Maxillofac Surg.* **2012**; 70: 1515-1522.
250. Leung YY, Cheung LK. Correlation of radiographic signs, inferior dental nerve exposure, and deficit in third molar surgery. *J Oral Maxillofac Surg.* **2011**; 69: 1873-1879.
251. Leung YY, Cheung LK. Long-term morbidities of coronectomy on lower third molar. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.* **2016**; 121: 5-11.

252. Leung YY, Cheung LK. Safety of coronectomy versus excision of wisdom teeth: a randomized controlled trial. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* **2009**; 108: 821-827.
253. Leung YY. Coronectomy of lower third molars with and without guided bony regeneration: a pilot study. *Br J Oral Maxillofac Surg.* **2016**; 54: 155-159.
254. Libersa P, Roze D, Cachart T, Libersa JC. Immediate and late mandibular fractures after third molar removal. *J Oral Maxillofac Surg.* **2002**; 60:163-165.
255. Libersa P, Savignat M, Tonnel A. Neurosensory disturbances of the inferior alveolar nerve: A retrospective study of complaints in 10-year period. *J Oral Maxillofac Surg.* **2007**; 65: 1486-1489.
256. Lin M, Xu F, Lu TJ, Bai BF. A review of heat transfer in human tooth--experimental characterization and mathematical modeling. *Dent Mater.* **2010**; 26: 501-513.
257. Lindberg A, van Dijken JW, Lindberg M. Nine-year evaluation of a polyacid-modified resin composite/resin composite open sandwich technique in Class II cavities. *J Dent.* **2007**; 35:124-129.
258. Lisney SJ. Regeneration of unmyelinated axons after injury of mammalian peripheral nerve. *Q J Exp Physiol.* **1989**; 74: 757-784.
259. Loescher AR, Smith KG, Robinson PP. Nerve damage and third molar removal. *Dent Update.* **2003**; 30: 375-380.
260. Lohbauer U, Frankenberger R, Kramer N, Petschelt A. Strength and fatigue performance versus filler fraction of different types of direct dental restoratives. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* **2006**; 76:114-120.
261. Long H, Zhou Y, Liao L. Coronectomy vs. total removal for third molar extraction: a systematic review. *J Dent Res.* **2012**; 91: 659-665.
262. Lopes V, Mumanya R, Feinmann C. Third molar surgery: An audit of the indications for surgery, post-operative complaints and patient satisfaction. *Br J Oral Maxillofac Surg.* **1995**; 33:33.
263. Ludlow JB, Davies-Ludlow LE, White SC. Patient risk related to common dental radiographic examinations: the impact of 2007 International Commission on Radiological Protection recommendations regarding dose calculation. *J Am Dent Assoc.* **2008**; 139: 1237-1243.
264. Ludlow JB, Timothy R, Walker C, Hunter R, Benavides E, Samuelson DB, Scheske MJ. Effective dose of dental CBCT—a meta-analysis of published data and additional data for nine CBCT units. *Dentomaxillofac Radiol.* **2014**; 15: 20140197.
265. Lundskog J: Heat and bone tissue. An experimental investigation of the thermal properties of bone and threshold levels for thermal injury. *Scand J Plast Reconstr Surg.* **1972**; 9: 71-80.
266. Lynch CD, Opdam NJ, Hickel R, Brunton PA, Gurgan S, Kakaboura A. Guidance on posterior resin composites: Academy of Operative Dentistry – European Section. *J Dent.* **2014**; 42: 377–383.
267. Ma'aita J, Alwrikat A: Is the mandibular third molar a risk factor for mandibular angle fracture? *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* **2000**; 89: 143-146.
268. Mahasantiya PM, Savage NW, Monsour PA, Wilson RJ. Narrowing of the inferior dental canal in relation to the lower third molars. *Dentomaxillofac Radiol.* **2005**; 34: 154-163.
269. Makris N, Tsiklakis K, Alexiou KE, Vierrou AM, Stefaniotis T. The subjective image quality of conventional and digital panoramic radiography among 6 to 10-year-old children. *J Clin Pediatr Dent.* **2006**; 31: 109-112.
270. Manhart J, Chen H, Hamm G, Hickel R. Buonocore memorial lecture. Review of the clinical survival of direct and indirect restorations in posterior teeth of the permanent dentition. *Oper Dent.* **2004**; 29:481-508.
271. Manor Y, Abir R, Manor A, Kaffe I. Are different imaging methods affecting the treatment decision of extractions of mandibular third molars? *Dentomaxillofac Radiol.* **2016**; 18: 20160233.
272. Marenzi G, Sammartino JC, Quaremba G, Graziano V, El Hassanin A, Qorri ME, Sammartino G, Iorio-Siciliano V. Clinical Influence of Micromorphological Structure of Dental Implant Bone Drills. *Biomed Res Int.* **2018**: 8143962.
273. Marques J, Montserrat-Bosch M, Figueiredo R, Vilchez-Pérez MA, Valmaséda-Castellón E, Gay-Escoda C. Impacted lower third molars and distal caries in the mandibular second molar. Is prophylactic removal of lower third molars justified? *J Clin Exp Dent.* **2017**; 9: e794-e798.
274. Martin A, Perinetti G, Costantinides F. Coronectomy as a surgical approach to impacted mandibular third molars: a systematic review. *Head Face Med.* **2015**; 10: 11:19.
275. Márton IJ. The influence of chronic apical periodontitis on oral and general health. *Fogorv Sz.* **2007**; 100: 200-209.

276. Matani JD, Kheur MG, Kheur SM, Jambhekar SS: The Anatomic Inter Relationship of the Neurovascular Structures within the Inferior Alveolar Canal: A Cadaveric and Histological Study. *J Maxillofac Oral Surg.* **2014**; 13: 499–502.
277. Matsuoka M, Motoyoshi M, Sakaguchi M, Shinohara A, Shigeede T, Saito Y, Matsuda M, Shimizu N. Friction heat during self-drilling of an orthodontic miniscrew. *Int J Oral Maxillofac Surg.* **2011**; 40: 191-194.
278. Matthews B, Robinson PP. The course of post-ganglionic sympathetic fibres distributed with the trigeminal nerve in the cat. *J Physiol.* **1980**; 303: 391-401.
279. Matthews LS, Hirsch C. Temperatures measured in human cortical bone when drilling. *J Bone Joint Surg Am.* **1972**; 54: 297-308.
280. Matzen LH, Berkhout E. Cone beam CT imaging of the mandibular third molar: a position paper prepared by the European Academy of DentoMaxilloFacial Radiology (EADMFR). *Dentomaxillofac Radiol.* **2019**; 48: 20190039.
281. Matzen LH, Christensen J, Hintze H, Schou S, Wenzel A. Influence of cone beam CT on treatment plan before surgical intervention of mandibular third molars and impact of radiographic factors on deciding on coronectomy vs surgical removal. *Dentomaxillofac Radiol.* **2013**; 42: 98870341.
282. Matzen LH, Petersen LB, Schropp L, Wenzel A. Mandibular canal-related parameters interpreted in panoramic images and CBCT of mandibular third molars as risk factors to predict sensory disturbances of the inferior alveolar nerve. *Int J Oral Maxillofac Surg.* **2019**; 48: 1094-1101.
283. Matzen LH, Petersen LB, Wenzel A. Radiographic methods used before removal of mandibular third molars among randomly selected general dental clinics. *Dentomaxillofac Radiol.* **2016**; 45: 20150226.
284. Matzen LH, Villefrance JS, Nørholt SE, Bak J, Wenzel A. Cone beam CT and treatment decision of mandibular third molars: removal vs. coronectomy-a 3-year audit. *Dentomaxillofac Radiol.* **2019**; 5: 20190250.
285. Mehra A, Anehosur V, Kumar N. Impacted mandibular third molars and their influence on mandibular angle and condyle fractures. *Craniomaxillofac Trauma Reconstr.* **2019**; 12: 291-300.
286. Meisami T, Sojat A, Sándor GK, Lawrence HP, Clokie CM. Impacted third molars and risk of angle fracture. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2002; 31: 140-144.
287. Mellinger JC, Ozdoganlar OB, DeVor RE; Kapoor SV. Modeling Chip-Evacuation Forces and Prediction of Chip-Clogging in Drilling. *J Manufact Sci Eng.* **2002**; 124: 605-614.
288. Menziletoglu D, Basturk F, Isik BK, Esen A. A prospective split-mouth clinical study: comparison of piezosurgery and conventional rotary instruments in impacted third molar surgery. *Oral Maxillofac Surg.* **2019** Dec 7. doi: 10.1007/s10006-019-00817-7.
289. Meredith N, Setchell DJ. In vitro measurement of cuspal strain and displacement in composite restored teeth. *J Dent.* **1997**; 25: 331–337.
290. Metzger MC, Bormann KH, Schoen R, Gellrich NC, Schmelzeisen R. Inferior alveolar nerve transposition--an in vitro comparison between piezosurgery and conventional bur use. *J Oral Implantol.* 2006; 32:19-25.
291. Misic T, Markovic A, Todorovic A, Colic S, Miodrag S, Milicic B. An in vitro study of temperature changes in type 4 bone during implant placement: bone condensing versus bone drilling. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* **2011**; 112: 28-33.
292. Misir AF, Sumer M, Yenisey M, Ergioglu E. Effect of surgical drill guide on heat generated from implant drilling. *J Oral Maxillofac Surg.* **2009**; 67: 2663-2668.
293. Miura K, Kino K, Shibuya T. Nerve paralysis after third molar extraction. *Kokubyo Gakkai Zasshi.* **1998**; 65:71.
294. Möhlhenrich SC, Abouridouane M, Heussen N, Hölzle F, Klocke F, Modabber A. Thermal evaluation by infrared measurement of implant site preparation between single and gradual drilling in artificial bone blocks of different densities. *Int J Oral Maxillofac Surg.* **2016**; 45: 1478-1484.
295. Möhlhenrich SC, Abouridouane M, Heussen N, Modabber A, Klocke F, Hölzle F. Influence of bone density and implant drill diameter on the resulting axial force and temperature development in implant burs and artificial bone: an in vitro study. *Oral Maxillofac. Surg.* **2016**; 20: 135-142.
296. Möhlhenrich SC, Ayoub N, Fritz U, Prescher A, Hölzle F, Modabber A. Evaluation of ultrasonic and conventional surgical techniques for genioplasty combined with two different osteosynthesis plates: a cadaveric study. *Clin Oral Investig.* **2017**; 21: 2437-2444.

297. Möhlhenrich SC, Modabber A, Steiner T, Mitchell DA, Hölzle F. Heat generation and drill wear during dental implant site preparation: Systematic review. *Br J Oral Maxillofac Surg.* **2015**; 53: 679–689.
298. Molander B, Gröndahl HG, Ekestubbe A. Quality of film-based and digital panoramic radiography. *Dentomaxillofac Radiol.* **2004**; 33: 32-36.
299. Momin MA, Matsumoto K, Ejima K, Asaumi R, Kawai T, Arai Y, Honda K, Yosue T. Correlation of mandibular impacted tooth and bone morphology determined by cone beam computed topography on a premise of third molar operation. *Surg Radiol Anat.* 2013; 35: 311-318.
300. Monaco G, de Santis G, Gatto MR. Coronectomy: a surgical option for impacted third molars in close proximity to the inferior alveolar nerve. *J Am Dent Assoc.* **2012**; 143: 363-369.
301. Monaco G, De Santis G, Pulpito G. What Are the Types and Frequencies of Complications Associated With Mandibular Third Molar Coronectomy? A Follow-Up Study. *J Oral Maxillofac Surg.* **2015**; 73: 1246-1253.
302. Monaco G, Montevecchi M, Bonetti GA, Gatto MR, Checchi L. Reliability of panoramic radiography in evaluating the topographic relationship between the mandibular canal and impacted third molars. *J Am Dent Assoc.* **2004**; 135: 312-318.
303. Monaco G, Vignudelli E, Diazz M, Marchetti C, Corinaldesi G. Coronectomy of mandibular third molars: A clinical protocol to avoid inferior alveolar nerve injury. *J Craniomaxillofac Surg.* **2015**; 43: 1694-1699.
304. Montevecchi M, Incerti Parenti S, Checchi V, Palumbo B, Checchi L, Alessandri Bonetti G. Periodontal healing after 'orthodontic extraction' of mandibular third molars: A retrospective cohort study. *Int J Oral Maxillofac Surg.* **2014**; 43: 1137-1141.
305. Morris CR, Jerman AC. Panoramic radiographic survey: A study of embedded third molars. *J Oral Surg.* **1971**; 29:122–125.
306. Nakagawa Y, Ishii H, Nomura Y, Watanabe NY, Hoshiba D, Kobayashi K. Third molar position: reliability of panoramic radiography. *J Oral Maxillofac Surg.* **2008**; 65: 1303-1308.
307. Nakatsuka A, Yamakado K, Takaki H, Uraki J, Makita M, Oshima F, Takeda K: Percutaneous radiofrequency ablation of painful spinal tumors adjacent to the spinal cord with real-time monitoring of spinal canal temperature: a prospective study. *Cardiovasc Intervent Radiol.* **2009**; 32: 70–75.
308. Nam OH, Yu WJ, Choi MY, Kyung HM. Monitoring of bone temperature during osseous preparation for orthodontic micro-screw implants: effect of motor speed and pressure. *Key Engin Mat.* **2006**; 321–323: 1044–1047.
309. Nascimento EH, Oenning AC, Rocha Nadaes M, Ambrosano GM, Haiter-Neto F, Freitas DQ. Juxta-apical radiolucency: relation to the mandibular canal and cortical plates based on cone beam CT imaging. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.* **2017**; 123: 401-407.
310. Nascimento EHL, Oenning ACC, Freire BB, Gaêta-Araujo H, Haiter-Neto F, Freitas DQ. Comparison of panoramic radiography and cone beam CT in the assessment of juxta-apical radiolucency. *Dentomaxillofac Radiol.* **2018**; 47: 20170198.
311. Nascimento EHL, Oenning ACC, Nadaes MR, Ambrosano GMB, Haiter-Neto F, Freitas DQ. Juxta-Apical Radiolucency: Prevalence, Characterization, and Association with the Third Molar Status. *J Oral Maxillofac Surg.* **2018**; 76: 716-724.
312. Nasim I, Neelakantan P, Sujeer R, Subbarao CV. Colorstability of microfilled, microhybrid and nanocompositeresins—an in vitro study. *J Dent.* **2010**; 38:137–142.
313. Natali C, Ingle P, Dowell J. Orthopaedic bone drills-can they be improved? Temperature changes near the drilling face. *J Bone Joint Surg Br.* **1996**; 78: 357-362.
314. Neugebauer J, Shirani R, Mischkowski RA, Ritter L, Scheer M, Keeve E. Comparison of cone-beam volumetric imaging and combined plain radiographs for localization of the mandibular canal before removal of impacted lower third molars. *Oral Surg, Oral Med, Oral Pathol, Oral Radiol Endod.* **2008**; 105: 633-642.
315. Noble B: Bone microdamage and cell apoptosis. *Eur Cell Mater.* **2003**; 6: 46-55.
316. Noroozi AR, Philbert RF: Modern concepts in understanding and management of the "dry socket" syndrome: comprehensive review of the literature. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* **2009**; 107: 30-35.
317. Ogundare BO, Bonnick A, Bayley N. Pattern of mandibular fractures in an urban major trauma center. *J Oral Maxillofac Surg.* **2003**; 61: 713-718.

318. Oh HJ, Wikesjö UM, Kang HS, Ku Y, Eom TG, Koo KT. Effect of implant drill characteristics on heat generation in osteotomy sites: a pilot study. *Clin Oral Implants Res.* **2011**; 22: 722-726.
319. Öhman A, Kivijärvi K, Blombäck U, Flygare L. Preoperative radiographic evaluation of lower third molars with computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol.* **2006**; 35: 30-35.
320. Öhman A, Kull L, Andersson J, Flygare L. Radiation doses in examination of lower third molars with computed tomography and conventional radiography. *Dentomaxillofac Radiol.* **2008**; 37: 445-452.
321. Oikarinen K, Ignatius E, Kauppi H, Silvennoinen U. Mandibular fractures in northern Finland in the 1980s: a 10-year study. *Br J Oral Maxillofac Surg.* **1993**; 31: 23-27.
322. Okano T, Sur J. Radiation dose and protection in dentistry. *Jap Dent Sci Rew.* **2010**; 46: 112-121.
323. Oliveira N, Alaejos-Algarra F, Mareque-Bueno J, Ferrés-Padró E, Hernández-Alfaro F. Thermal changes and drill wear in bovine bone during implant site preparation. A comparative in vitro study: twisted stainless steel and ceramic drills. *Clin Oral Implants Res.* **2012**, 23: 963-969.
324. Olson RA, Fonseca RJ, Zeitler DL, Osborn DB. Fractures of the mandible: a review of 580 cases. *J Oral Maxillofac Surg.* **1982**; 40: 23-28.
325. Opdam NJM, Bronkhorst EM, Loomans BA, Hujsmans MC. 12-year survival of composite vs. amalgam restorations. *J Dent Res.* **2010**; 89:1063-1067.
326. Opdam NJM, Bronkhorst EM, Roeters JM, Loomans BA. Longevity and reasons for failure of sandwich and total-etch posterior composite resin restorations. *J Adhes Dent.* **2007**; 9:469-475.
327. Opdam NJM, Bronkhorst EM, Roeters JM, Loomans BAC. A retrospective clinical study on longevity of posterior composite and amalgam restorations. *Dent Mater.* **2007**; 23:2-8.
328. O'Riordan BC. Coronectomy (intentional partial odontectomy of lower third molars). *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* **2004**; 98: 274-280.
329. Orosz M. Fogászati Asszisztensek és Dentál Higiénikusok Könyve. Medicina kiadó, Budapest **1993**; 568-647.
330. Palaniappan S, Bharadwaj D, Mattar DL, Peumans M, Van Meerbeek B, Lambrechts P. Nanofilled and microhybrid composite restorations: Five-year clinical wear performances. *Dent Mater.* **2011**; 27:692-700.
331. Pallesen U, Qvist V. Composite resin fillings and inlays. An 11-year evaluation. *Clin Oral Investig.* **2003**; 7:71-79.
332. Pallesen U, van Dijken JWV, Halken J, Hallsten AL, Höigaard R. Longevity of posterior resin composite restorations in permanent teeth in Public Dental Health Service: A prospective 8 years follow up. *J Dent.* **2013**; 41: 297-306.
333. Pandey RK, Panda SS. Drilling of bone: A comprehensive review. *J Clin Orthopaed Trauma.* **2013**; 4: 15-30.
334. Pandey RK, Panda SS. Modelling and optimization of temperature in orthopaedic drilling: an in vitro study. *Acta Bioeng Biomech.* **2014**; 16: 107-116.
335. Parissis N, Angelopoulos C, Mantegari S, Karamanis S, Masood F, Tsirlis A. A Comparison of Panoramic Image Quality between a Digital Radiography Storage Phosphor System and a Film-Based System. *J Contemp Dent Pract.* **2010**; 11: E009-16.
336. Pasler FA, Visser H. Pocket atlas of dental radiology. Thieme, Stuttgart-New York **2007**.
337. Passi D, Singh G, Dutta S, Srivastava D, Chandra L, Mishra S, Srivastava A, Dubey M. Study of pattern and prevalence of mandibular impacted third molar among Delhi-National Capital Region population with newer proposed classification of mandibular impacted third molar: A retrospective study. *Natl J Maxillofac Surg.* **2019**; 10: 59-67.
338. Pásztor E, Vajda J. Idegsebészet. Medicina könyvkiadó, Budapest, **1995**; 273-274.
339. Pataky L. Az intraorális röntgenfelvételnél jelentkező hányinger. *Fogorv Szle.* **1979**; 72: 332-333.
340. Patel V, Gleeson CF, Kwok J. Coronectomy practice. Paper 2: complications and long-term management. *Br J Oral Maxillofac Surg.* **2013**; 51: 347-352.
341. Patel V, Sproat C, Kwok J, Beneng K, Thavaraj S, McGurk M. Histological evaluation of mandibular third molar roots retrieved after coronectomy. *Br J Oral Maxillofac Surg.* **2014**; 52: 415-419.
342. Patil Patil PM. Unerupted lower third molars and their influence on fractures of the mandibular angle and condyle. *Br J Oral Maxillofac Surg.* **2012**; 50: 443-446.
343. Patonay L. A bölcsességfogak fejlődéstana és anatómiája. In: A bölcsességfogak szerepe a fogászat különböző szakterületein (Szerk. Joób-Fancsaly Árpád) Semmelweis Kiadó, Budapest **2010**.

344. Pavlíková G, Foltán R, Horká M, Hanzelka T, Borunská H, Sedý J. Piezosurgery in oral and maxillofacial surgery. *Int J Oral Maxillofac Surg.* **2011**; 40: 451-457.
345. Pedersen MH, Bak J, Matzen LH, Hartlev J, Bindsløv J, Schou S, Nørholt SE. Coronectomy of mandibular third molars: a clinical and radiological study of 231 cases with a mean follow-up period of 5.7 years. *Int J Oral Maxillofac Surg.* **2018**; 47: 1596-1603.
346. Peker I, Toraman AM, Usalan G, Altunkaynak B. The comparison of subjective image quality in conventional and digital panoramic radiography. *Indian J Dent Res.* **2009**; 20: 21-25.
347. Pell G, Gregory G: Impacted mandibular third molars, classification and modified technique for removal. *Dental Digest.* **1933**; 39: 330-338.
348. Petersen LB, Olsen KR, Matzen LH, Vaeth M, Wenzel A. Economic and health implications of routine CBCT examination before surgical removal of the mandibular third molar in the Danish population. *Dentomaxillofac Radiol.* **2015**; 44: 20140406.
349. Petersen LB, Vaeth M, Wenzel A. Neurosensoric disturbances after surgical removal of the mandibular third molar based on either panoramic imaging or cone beam CT scanning: A randomized controlled trial (RCT) *Dentomaxillofac Radiol.* **2015**; 45: 20150224.
350. Peterson LJ. Principles of management of impacted teeth. In: Peterson LJ, Ellis E III, Hupp JR, Tucker MR, eds. *Contemporary Oral and Maxillofacial Surgery*, 3rd edn. Philadelphia: CV Mosby, **1998**: 215-248.
351. Pires LF, Tandler B, Bissada N, Duarte S Jr. Comparison of heat generated by alumina-toughened zirconia and stainless-steel burs for implant placement. *Int J Oral Maxillofac Implants.* **2012**; 27: 1023-1028.
352. Pogrel MA, Dorfman D, Fallah H. The anatomic structure of the inferior alveolar neurovascular bundle in the third molar region. *J Oral Maxillofac Surg.* **2009**; 67: 2452-2454.
353. Pogrel MA, Lee H. Etiology of lingual nerve injuries in the third molar region: a cadaver and histologic study. *J Oral Maxillofac Surg.* **2006**; 64: 1790-1794.
354. Pogrel MA, Lee JS, Muff DF. Coronectomy: a technique to protect the inferior alveolar nerve. *J Oral Maxillofac Surg.* **2004**; 62: 1447-1452.
355. Pogrel MA, Thamby S. Permanent nerve involvement resulting from inferior alveolar nerve blocks. *J Am Dent Assoc.* **2004**; 131: 901-907.
356. Pogrel MA. An update on coronectomy. *J Oral Maxillofac Surg.* **2009**; 67: 1782-1783.
357. Pogrel MA. Coronectomy to prevent damage to the inferior alveolar nerve. *The Alpha Omegan.* **2009**; 102: 61-67.
358. Poort LJ, Van Neck JW, Van Der Wal KGH. Sensory testing of inferior alveolar nerve: a review of methods used in prospective studies. *J Oral Maxillofac Surg.* **2009**; 67: 292-300.
359. Quaranta A, Andreana S, Spazzafumo L, Piemontese M. An in vitro evaluation of heat production during osteotomy preparation for dental implants with compressive osteotomes. *Implant Dent.* **2013**; 22: 161-164.
360. Quek SL, Tay CK, Tay KH, Toh SL, Lim KC. Pattern of third molar impaction in a Singapore Chinese population: A retrospective radiographic survey. *Int J Oral Maxillofac Surg.* **2003**; 32:548-552.
361. Queral-Godoy E, Figueiredo R, Valmaseda-Castellón E, Berini-Aytés L, Gay-Escoda C. Frequency and evolution of lingual nerve lesions following third molar extraction. *J Oral Maxillofac Surg.* **2006**; 64: 402-406.
362. Queral-Godoy E, Valmaseda-Castellón E, Berini-Aytés L, Gay-Escoda C. Incidence and evolution of inferior alveolar nerve lesions following lower third molar extraction. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* **2005**; 99: 259-264.
363. Rahimi-Nedjat RK, Sagheb K, Jacobs C, Walter C. Association between eruption state of the third molar and the occurrence of mandibular angle fractures. *Dent Traumatol.* **2016**; 32: 347.
364. Ramesh A, Tyndall DA, Ludlow JB. Evaluation of a new digital panoramic system: a comparison with film. *Dentomaxillofac Radiol.* **2001**; 30: 98-100.
365. Rashad A, Kaiser A, Prochnow N, Schmitz I, Hoffmann E, Maurer P. Heat production during different ultrasonic and conventional osteotomy preparations for dental implants. *Clin Oral Implants Res.* **2011**; 22: 1361-1365.

366. Rashad A, Sadr-Eshkevari P, Heiland M, Smeets R, Hanken H, Gröbe A, Assaf AT, Köhnke RH, Mehryar P, Riecke B, Wikner J. Intraosseous heat generation during sonic, ultrasonic and conventional osteotomy. *J Craniomaxillofac Surg.* **2015**; 43: 1072-1077.
367. Reingewirtz Y, Szmukler-Moncler S, Senger B. Influence of different parameters on bone heating and drilling time in implantology. *Clin Oral Implants Res.* **1997**; 8: 189-197.
368. Reitzik M, Lownie JF, Cleaton-Jones P, Austin J. Experimental fractures of monkey mandibles. *Int J Oral Surg.* **1978**; 7: 100–103.
369. Renton T, Hankins M, Sproate C, McGurk M. A randomised controlled clinical trial to compare the incidence of injury to the inferior alveolar nerve as a result of coronectomy and removal of mandibular third molars. *Br J Oral Maxillofac Surg.* **2005**; 43: 7–12.
370. Renton T. Risk assessment of M3M and decisions on ordering a CBCT and prescribing a coronectomy. *Dent Update.* **2017**; 44: 957-976.
371. Richards JA, Coyle MJ, Beech AN. Plain radiographs for the assessment of coronectomy: not always a case of black or white. *Br J Oral Maxillofac Surg.* **2019**; 57: 663-665.
372. Robinson PP, Loescher AR, Yates JM, Smith KG. Current management of damage to the inferior alveolar and lingual nerves as a result of removal of third molars. *Br J Oral Maxillofac Surg.* **2004**; 42: 285-292.
373. Robinson PP, Smith KG, Johnson FP, Coppins DA. Equipment and methods for simple sensory testing. *Br J Oral Maxillofac Surg.* **1992**; 30: 387-389.
374. Robinson TO. Paresthesia: A postoperative complication following removal of the mandibular third molar. *Am J Orthod.* **1940**; 26: 278.
375. Roeder F, Wachtlin D, Schulze R. Necessity of 3D visualization for the removal of lower wisdom teeth: required sample size to prove non-inferiority of panoramic radiography compared to CBCT. *Clin Oral Investig.* **2012**; 16: 699-706.
376. Romanos GE, Gupta B, Yunker M, Romanos EB, Malmstrom H. Lasers use in dental implantology. *Implant Dent.* **2013**; 22: 282-288.
377. Rood JP, Shehab BA. The radiological prediction of inferior alveolar nerve injury during third molar surgery. *Br J Oral Maxillofac Surg.* **1990**; 28: 20-25.
378. Rood JP. Lingual split technique. *Br Dent J.* **1983**; 154: 402.
379. Rood JP. Permanent damage to inferior alveolar and lingual nerves during the removal of impacted mandibular third molars. Comparison of two methods of bone removal. *Br Dent J.* **1992**; 172: 108.
380. Rud J. Re-evaluation of the lingual split-bone technique for removal of impacted mandibular third molars. *J Oral Maxillofac Surg.* **1984**; 42:114.
381. Rud J. The split-bone technique for removal of impacted mandibular third molars. *J Oral Surg.* **1970**; 28: 416.
382. Rudderan RH, Mullen RL. Biomechanics of the facial skeleton. *Clin Plast Surg.* **1992**; 19: 11–29.
383. Ruela WS, de Almeida VL, Lima-Rivera LM, Santos PL, Porporatti AL, de Freitas PHL, Paranhos LR. Does an Association Exist Between the Presence of Lower Third Molar and Mandibular Angle Fractures?: A Meta-Analysis. *J Oral Maxillofac Surg.* **2018**; 76: 34-45.
384. Rullo R, Addabbo F, Papaccio G, D'Aquino R, Festa VM. Piezoelectric device vs. conventional rotative instruments in impacted third molar surgery: relationships between surgical difficulty and postoperative pain with histological evaluations. *J Craniomaxillofac Surg.* **2013**; 41: e33-e38.
385. Rutkove SB. Effects of temperature on neuromuscular electrophysiology. *Muscle Nerve.* **2001**; 24: 867-882.
386. Safdar N, Meechan JG. Relationship between fractures of the mandibular angle and the presence and state of eruption of the lower third molar. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* **1995**; 79: 680–684.
387. Sakr K, Farag IA, Zeitoun IM. Review of 509 mandibular fractures treated at the University Hospital, Alexandria, Egypt. *Br J Oral Maxillofac Surg.* **2006**; 44: 107-111.
388. Salami A, Dellepiane M, Mora R. A novel approach to facial nerve decompression: use of piezosurgery. *Acta Otolaryngol.* **2008**; 128: 530–533.
389. Samieirad S, Eshghpour M, Dashti R, Tohidi E, Javan AR, Mianbandi V. Correlation Between Lower Third Molar Impaction Types and Mandibular Angle and Condylar Fractures: A Retrospective Study. *J Oral Maxillofac Surg.* **2019**; 77: 556-564.

390. Sanmartí-Garcia G, Valmaseda-Castellón E, Gay-Escoda C. Does computed tomography prevent inferior alveolar nerve injuries caused by lower third molar removal? *J Oral Maxillofac Surg.* **2012**; 70: 5-11.
391. Sály T, Garoushi S, Braunitzer G, Alleman D, Volom A, Fráter M. Fracture behaviour of MOD restorations reinforced by various fibre-reinforced techniques - An in vitro study. *J Mech Behav Biomed Mater.* **2019**; 98: 348-356.
392. Sály T, Nagy K. Direkt restauratív technikák összehasonlítása MOD kavitással rendelkező fogakban üvegszálak anyagok felhasználásával–előzetes tanulmány. *Fogorvosi Szle.* **2019**; 112: 117-122.
393. Sauk JJ, Norris K, Foster R, Moehring J, Somerman MJ. Expression of heat stress proteins by human periodontal ligament cells. *J Oral Pathol.* **1988**; 17: 496-499.
394. Sawazaki R, Júnior SM, Asprino L, Moreira RW, de Moraes M. Incidence and patterns of mandibular condyle fractures. *J Oral Maxillofac Surg.* **2010**; 68:1252-1259.
395. Sawbones Technical Datasheet (2019). <https://www.generalplastics.com/wp-content/uploads/2016/11/Saw-Bones-Case-APP.pdf>
396. Scarano A, Carinci F, Quaranta A, Di Iorio D, Assenza B, Piattelli A. Effects of bur wear during implant site preparation: an in vitro study. *Int J Immunopathol Pharmacol.* **2007**; 20 (Suppl 1): 23-26.
397. Scarano A, Piattelli A, Assenza B, Carinci F, Di Donato L, Romani GL, Merla A. Infrared thermographic evaluation of temperature modifications induced during implant site preparation with cylindrical versus conical drills. *Clin Implant Dent Relat Res.* **2011**; 13: 319-323.
398. Scarfe WC, Eraso FE, Farman AG. Characteristics of the Orthopantomograph OP 102. *Dentomaxillofac Radiol.* **1998**; 27: 51-7.
399. Schmalz G, Galler KM. Tissue injury and pulp regeneration. *J Dent Res.* **2011**; 90: 828-829.
400. Schneider LFJ, Pfeifer CSC, Consani S, Prahl SA, Ferracane JL. Influence of photoinitiator type on the rate of polymerization, degree of conversion, hardness and yellowing of dental resin composites. *Dent Mater.* **2008**; 24: 1169–1177.
401. Schriewer T, Schulze R, Filippi A, Mischak I, Payer M, Dagassan-Berndt D. The influence of ambient lighting on the detection of small contrast elements in digital dental radiographs. *Clin Oral Investig.* **2013**; 17: 1727-1731.
402. Schultze-Mosgau S, Reich RH. Assessment of inferior alveolar and lingual nerve disturbances after dentoalveolar surgery, and of recovery of sensitivity. *Int J Oral Maxillofac Surg.* **1993**; 22: 214-217.
403. Schulze RK, Rosing ST, D'Hoedt B. Contrast perception in digitized panoramic radiographs compared with their film-based origin. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* **2002**; 94: 388-394.
404. Schulze RK, Schulze D, Voss K, Rottner M, Keller HP, Dollmann K. Quality of individually calibrated customary printers for assessment of typical dental diagnoses on glossy paper prints: a multicenter pilot study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* **2008**; 106: 578-586.
405. Schütz S, Egger J, Kühl S, Filippi A, Lambrecht JT. Intraosseous temperature changes during the use of piezosurgical inserts in vitro. *Int J Oral Maxillofac Surg.* **2012**; 41: 1338-1343.
406. Sedaghatfar M, August MA, Dodson TB. Panoramic radiographic findings as predictors of inferior alveolar nerve exposure following third molar extraction. *J Oral Maxillofac Surg.* **2005**; 63: 3-7.
407. Sellani G et al. Assessing heating distribution by therapeutic ultrasound on bone phantoms and in vitro human samples using infrared thermography. *J Ther Ultrasound.* **2016**; 4: 13.
408. Selvi F, Dodson TB, Nattestad A, Robertson K, Tolstunov L. Factors that are associated with injury to the inferior alveolar nerve in high-risk patients after removal of third molars. *Br J Oral Maxillofac Surg.* **2013**; 51: 868-873.
409. Sencimen M, Ortakoglu K, Aydin C. Is endodontic treatment necessary during coronectomy procedure? *J Oral Maxillofac Surg.* **2010**; 68: 2385-2390.
410. Shiratori K, Nakamori K, Ueda M, Sonoda T, Dehari H. Assessment of the shape of the inferior alveolar canal as a marker for increased risk of injury to the inferior alveolar nerve at third molar surgery: a prospective study. *J Oral Maxillofac Surg.* **2013**; 71: 2012-2019.
411. Shoshani-Dror D, Shilo D, Ginini JG, Emodi O, Rachmiel A. Controversy regarding the need for prophylactic removal of impacted third molars: An overview. *Quintessence Int.* **2018**; 49: 653-662.
412. Siegel SC, von Fraunhofer JA. Dental cutting with diamond burs: heavy-handed or light-touch? *J Prosthodont.* **1999**; 8: 3-9.

413. Siegel SC, von Fraunhofer JA. Irrigating solution and pressure effects on tooth sectioning with surgical burs. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* **1999**; 87: 552-556.
414. Singh S. Aberrant buccal nerve encountered at third molar surgery. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* **1981**; 52: 142.
415. Sisk AL, Hammer WB, Shelton DW, Joy ED Jr. Complications following removal of impacted third molars. The role of the experience of the surgeon. *J Oral Maxillofac Surg.* **1986**; 44: 855.
416. Spinelli G, Lazzeri D, Conti M, Agostini T, Mannelli G. Comparison of piezosurgery and traditional saw in bimaxillary orthognathic surgery. *J Craniomaxillofac Surg.* **2014**; 42: 1211-1220.
417. Staroveski T, Brezak D, Udiljak T. Drill wear monitoring in cortical bone drilling. *Med Eng Phys.* **2015**; 37: 560-566.
418. Stelzle F, Frenkel C, Riemann M, Knipfer C, Stockmann P, Nkenke E. The effect of load on heat production, thermal effects and expenditure of time during implant site preparation - an experimental ex vivo comparison between piezosurgery and conventional drilling. *Clin Oral Implants Res.* **2014** ; 25: e140-e148.
419. Stelzle F, Neukam FW, Nkenke E. Load-dependent heat development, thermal effects, duration, and soft tissue preservation in piezosurgical implant site preparation: an experimental ex vivo study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* **2012**; 27: 513-522.
420. Strbac GD, Giannis K, Unger E, Mittlböck M, Vasak C, Watzek G, Zechner W. Drilling- and withdrawing-related thermal changes during implant site osteotomies. *Clin Implant Dent Relat Res.* **2015**; 17: 32-43.
421. Strbac GD, Giannis K, Unger E, Mittlböck M, Watzek G, Zechner W. A novel standardized bone model for thermal evaluation of bone osteotomies with various irrigation methods. *Clin Oral Implants Res.* **2014**; 25: 622-631.
422. Stübinger S, Stricker A, Berg BI. Piezosurgery in implant dentistry. *Clin Cosmet Investig Dent.* **2015**; 7: 115-124.
423. Su N, van Wijk A, Berkhout E, Sanderink G, De Lange J, Wang H, van der Heijden GJMG. Predictive Value of Panoramic Radiography for Injury of Inferior Alveolar Nerve After Mandibular Third Molar Surgery. *J Oral Maxillofac Surg.* **2017**; 75: 663-679.
424. Sumer M, Misir AF, Telcioglu NT, Guler AU, Yenisey M. Comparison of heat generation during implant drilling using stainless steel and ceramic drills. *J Oral Maxillofac Surg.* **2011**; 69: 1350-1354.
425. Sunderland S. Nerve injury and sensory function. In: Sunderland S (ed) Nerve injuries and their repair: a critical appraisal. Churchill Livingstone, Edinburgh, **1991**; 305–332.
426. Sunderland S. Nerves and nerve injuries. 2nd ed. London: Churchill Livingstone; **1978**.
427. Susarla SM, Dodson TB. Preoperative computed tomography imaging in the management of impacted mandibular third molars. *J Oral Maxillofac Surg.* **2007**; 65: 83-88.
428. Susarla SM, Sidhu HK, Avery LL, Dodson TB. Does computed tomographic assessment of inferior alveolar canal cortical integrity predict nerve exposure during third molar surgery? *J Oral Maxillofac Surg.* **2010**; 68: 1296-1303.
429. Szabó Gy. (szerk.): Szájsebészet, maxillofacialis sebészet. Semmelweis Kiadó, Budapest, **2004**.
430. Szalma J, Bata Zs, Lempel E, Jeges S, Olasz L. Quantitative pixel gray measurement of the “high-risk” sign, darkening of third molar roots: a pilot study. *Dentomaxillofac Radiol.* **2013**; 42: 20130160.
431. Szalma J, Kiss C, Gurdán Z, Tóth Á, Olasz L, Jakse N. Intraosseous heat production and preparation efficiency of surgical tungsten carbide round drills: The effect of coronectomy on drill wear. *J Oral Maxillofac Surg.* **2016**; 74: 442-452.
432. Szalma J, Klein O, Lovász BV, Lempel E, Jeges S, Olasz L. Recommended drilling parameters of tungsten carbide round drills for the most optimal bone removals in oral surgery. *BioMed Res Int.* **2018**; 3108581.
433. Szalma J, Lempel E, Csuta T, Vajta L, Jeges S, Olasz L. The specific panoramic radiographic signs and their relation with inferior alveolar nerve injuries after mandibular third molar surgery. *Fogorv Szle.* **2011**; 104: 27–33.
434. Szalma J, Lempel E, Jeges S, Olasz L. Darkening of third molar roots: panoramic radiographic associations with inferior alveolar nerve exposure. *J Oral Maxillofac Surg.* **2011**; 69: 1544-1549.

435. Szalma J, Lempel E, Jeges S, Olasz L. Digital versus conventional panoramic radiography in predicting inferior alveolar nerve injury after mandibular third molar removal. *J Craniofac Surg.* **2012**; 23: e155-e158.
436. Szalma J, Lempel E, Jeges S, Szabó G, Olasz L. The Prognostic Value of Panoramic Radiography of Inferior Alveolar Nerve Damage after Mandibular Third Molar Removal. Retrospective study of 400 cases. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* **2010**; 102: 294-302.
437. Szalma J, Lempel E. Protecting the inferior alveolar nerve: coronectomy of lower third molars. Review. *Orv Hetil.* **2017**; 158: 1787-1793.
438. Szalma J, Lovász BV, Lempel E, Maróti P. Three-Dimensionally Printed Individual Drill Sleeve for Depth-Controlled Sections in Third Molar Surgery. *J Oral Maxillofac Surg.* **2019**; 77: 704.e1-704.e7.
439. Szalma J, Soós B. Coronectomy of third molars: concerns when the roots of teeth surround the inferior alveolar neurovascular bundle. *Br J Oral Maxillofac Surg.* **2019**; 57: 1165-1166.
440. Szalma J, Vajta L, Lempel E, Jeges S, Olasz L. Darkening of Third Molar Roots on Panoramic Radiographs: Is it really predominantly Thinning of the Lingual Cortex? *Int J Oral Maxillofac Surg.* **2013**; 42: 483-488.
441. Szalma J, Vajta L, Lempel E, Tóth Á, Jeges S, Olasz L. Intracanal temperature changes during bone preparations close to and penetrating the inferior alveolar canal: Drills vs. piezosurgery. *J Craniomaxillofac Surg.* **2017**; 45: 1622-1631.
442. Szalma J; Vajta L; Olasz L; Lempel E. Tooth sectioning for coronectomy: How to perform? *Clin Oral Investig.* **2019**; 23: 519-527.
443. Tachibana R, Motoyoshi M, Shinohara A, Shigeeda T, Shimizu N. Safe placement techniques for self-drilling orthodontic mini-implants. *Int J Oral Maxillofacial Surg.* **2012**; 41: 1439-1444.
444. Tachinami H, Tomihara K, Fujiwara K, Nakamori K, Noguchi M. Combined preoperative measurement of three inferior alveolar canal factors using computed tomography predicts the risk of inferior alveolar nerve injury during lower third molar extraction. *Int J Oral Maxillofac Surg.* **2017**; 46: 1479-1483.
445. Takenaka S, Hosono N, Mukai Y, Miwa T, Fuji T. The use of cooled saline during bone drilling to reduce the incidence of upper-limb palsy after cervical laminoplasty: clinical article. *J Neurosurg Spine.* **2013**; 19: 420-427.
446. Takenaka S, Hosono N, Mukai Y, Tateishi K, Fuji T. Significant reduction in the incidence of C5 palsy after cervical laminoplasty using chilled irrigation water. *Bone Joint J.* **2016**; 98-B: 117-1124.
447. Tantanapornkul W, Okochi K, Bhakdinaronk A, Ohbayashi N, Kurabayashi T. Correlation of darkening of impacted mandibular third molar root on digital panoramic images with cone beam computed tomography findings. *Dentomaxillofac Radiol.* **2009**; 38: 11-16.
448. Tantanapornkul W, Okouchi K, Fujiwara Y, Yamashiro M, Maruoka Y, Ohbayashi N. A comparative study of cone-beam computed tomography and conventional panoramic radiography in assessing the topographic relationship between the mandibular canal and impacted third molars. *Oral Surg, Oral Med, Oral Pathol, Oral Radiol Endod.* **2007**; 103: 253-259.
449. Tassoker M. Diversion of the mandibular canal: Is it the best predictor of inferior alveolar nerve damage during mandibular third molar surgery on panoramic radiographs? *Imaging Sci Dent.* **2019**; 49: 213-218.
450. Tay AB, Go WS. Effect of exposed inferior alveolar neurovascular bundle during surgical removal of impacted lower third molars. *J Oral Maxillofac Surg.* **2004**; 62: 592-600.
451. Tevepaugh DB, Dodson TB. Are mandibular third molars a risk factor for angle fractures? A retrospective cohort study. *J Oral Maxillofac Surg.* **1995**; 53: 646-650.
452. Tiwari A, Lata J, Mishra M. Influence of the impacted mandibular third molars on fractures of the mandibular angle and condyle - A prospective clinical study. *J Oral Biol Craniofac Res.* **2016**; 6: 227-230.
453. Tolstunov L, Javid B, Keyes L, Nattestad A. Pericoronal ostectomy: an alternative surgical technique for management of mandibular third molars in close proximity to the inferior alveolar nerve. *J Oral Maxillofac Surg.* **2011**; 69: 1858-1866.
454. Tolstunov L, Pogrel MA. Delayed paresthesia of inferior alveolar nerve after extraction of mandibular third molar: case report and possible etiology. *J Oral Maxillofac Surg.* **2009**; 67: 1764-1766.

455. Ueda M, Nakamori K, Shiratori K, Igarashi T, Sasaki T, Anbo N, Kaneko T, Suzuki N, Dehari H, Sonoda T, Hiratsuka H. Clinical significance of computed tomographic assessment and anatomic features of the inferior alveolar canal as risk factors for injury of the inferior alveolar nerve at third molar surgery. *J Oral Maxillofac Surg.* **2012**; 70: 514-520.
456. Umar G, Bryant C, Obisesan O, Rood JP. Correlation of the radiological predictive factors of inferior alveolar nerve injury with cone beam computed tomography findings. *Oral Surg.* **2010**; 3: 72–82.
457. Umar G, Obisesan O, Bryant C, Rood JP. Elimination of permanent injuries to the inferior alveolar nerve following surgical intervention of the "high risk" third molar. *Br J Oral Maxillofac Surg.* **2013**; 51: 353-357.
458. Uribe S. The Routine Use of 3D Imaging May Not Reduce the Risk of Injuries to the Alveolar Inferior Nerve During Third Molar Extraction. *J Evid Based Dent Pract.* **2019**; 19: 89-90.
459. Urrutia J, Bono CM, Mery P, Rojas C. Early histologic changes following polymethylmethacrylate injection (vertebroplasty) in rabbit lumbar vertebrae. *Spine.* **2008**; 33: 877–882.
460. Valmaseda-Castellon E, Berini-Aytes L, Gay-Escoda C. Inferior alveolar nerve damage after lower third molar surgical extraction: a prospective study of 1117 surgical extractions. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* **2001**; 92: 377-383.
461. van de Sande FH, Opdam NJ, Rodolpho PA, Corrêa MB, Demarco FF, Cenci MS. Patient risk factors' influence on survival of posterior composites. *J Dent Res.* **2013**; 92:785–838.
462. van Dijken JWV, Pallesen U. A six-year prospective randomized study of a nano-hybrid and a conventional hybrid resin composite in Class II restorations. *Dent Mater.* **2013**; 29:191-198.
463. van Dijken JWV. A 6-year prospective evaluation of a one-step HEMA-free self etching adhesive in Class II restorations. *Dent Mater.* **2013**; 29: 1116–1122.
464. van Dijken JWV. Durability of resin composite restorations in high C-factor cavities: A 12-year follow-up. *J Dent.* **2010**; 38:469-474.
465. Van Gool AV, Ten Bosch JJ, Boering G. Clinical consequences of complaints and complications after removal of the mandibular third molars. *Int J Oral Surg.* **1977**; 6: 29.
466. van Nieuwenhuysen JP, D'Hoore W, Carvalho J, Qvist V. Long-term evaluation of extensive restorations in permanent teeth. *J Dent.* **2003**; 31: 395-405.
467. Veli I, Uysal T, Baysal A, Karadede I. Buccal cortical bone thickness at miniscrew placement sites in patients with different vertical skeletal patterns. *J Orofac Orthop.* **2014**; 75: 417-429.
468. Ventä I, Huuononen S, Suominen AL. How many third molars remain unnoticed in a population survey without panoramic radiographs? *Clin Oral Investig.* **2019** Nov 21. doi: 10.1007/s00784-019-03134-1.
469. Venturini D, Cenci MS, Demarco FF, Camacho GB, Powers JM. Effect of polishing techniques and time on surface roughness, hardness and microleakage of resin composite restorations. *Oper Dent.* **2006**; 31: 11-17.
470. Vetromilla BM, Moura LB, Sonogo CL, Torriani MA, Chagas OL Jr. Complications associated with inferior alveolar nerve repositioning for dental implant placement: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Surg.* **2014**; 43: 1360-1366.
471. Vignudelli E, Monaco G, Mazzoni. Root Fragment Vitality After Coronectomy: Histological Evidence in a Case. *J Oral Maxillofac Surg.* **2015**; 73: 2093.e1-e5.
472. Von Arx DP, Simpson MT. The effect of dexamethasone on neuropraxia following third molar surgery. *Br J Oral Maxillofac Surg.* **1989**; 27: 477.
473. Watanabe H, Khera SC, Vargas MA, Qian F. Fracture toughness comparison of six resin composites. *Dent Mater.* **2008**; 24: 418–425.
474. Wenzel A. It is not clear whether commonly used radiographic markers in panoramic images possess predictive ability for determining the relationship between the inferior alveolar nerve and the mandibular third molar. *J Evid Based Dent Pract.* **2010**; 10: 232-234.
475. Whaites E. Dental panoramic tomography. In *Essentials of Dental Radiography and Radiology.* (szerk. Eric Whaites) Churchill Livingstone; 3rd edition. London UK. 161-176. **2002**.
476. Whaites E. Factors affecting the radiographic image, film faults and quality assurance. In *Essentials of Dental Radiography and Radiology.* (szerk. Eric Whaites) Churchill Livingstone; 3rd edition. London UK. 177-184. **2002**.
477. Winter GB. Principles of exodontia as applied to the impacted mandibular third molar. St. Louis, American Medical Book Co., **1926**: 127-131.

478. Wong C, Collin J, Hughes C. Surgical emphysema and pneumomediastinum after coronectomy. *Br J Oral Maxillofac Surg.* **2015**; 53: 763-764.
479. Wootton R, Reeve J, Veall N. The clinical measurement of skeletal blood flow. *Clin Sci Mol Med.* **1976**; 50: 261-268.
480. Xavier CB, Gonçalves FR, Batista SB, Filho RV, Vogt FB. Spontaneous Migration of Third Molar Following Displacement to Pterygomandibular Fossa. *J Oral Maxillofac Surg.* **2011**; 69: 1004-1007.
481. Xie L, Yang RT, Lv K, Zhou HH, Li Z. Comparison of Low Pre-Emptive Oral Doses of Celecoxib Versus Acetaminophen for Postoperative Pain Management After Third Molar Surgery: A Randomized Controlled Study. *J Oral Maxillofac Surg.* **2020**; 78: 75.e1-e6.
482. Xu D, Pollock M. Experimental nerve thermal injury. *Brain.* **1994**; 117: 375-384.
483. Xu S, Huang JJ, Xiong Y, Tan YH. How is third molar status associated with the occurrence of mandibular angle and condyle fractures? *J Oral Maxillofac Surg.* **2017**; 75: 1476-1476.
484. Yadav S, Tyagi S, Puri N, Kumar P, Kumar P. Qualitative and quantitative assessment of relationship between mandibular third molar and angle fracture on North Indian population: a clinico-radiographic study. *Eur J Dent.* **2013**; 7: 212-217.
485. Yalcin ED, Artas A. Juxta-apical radiolucency and relations with surrounding structures on cone-beam computed tomography. *Br J Oral Maxillofac Surg.* (2020) doi: 10.1016/j.bjoms.2019.12.004
486. Yamamoto S, Kim P, Abe Y, Itoki K, Shingo T, Kurokawa R, Kawamoto T. Bone temperature elevation by drilling friction and neurological outcome in the cervical spino-laminoplasty. *Acta Neurochir (Wien).* **2013**; 155: 2321-2325.
487. Yasuhara T, Miyoshi Y, Date I. Mist irrigation system at drilling in spinal surgery. *No Shinkei Geka.* **2010**; 38: 1103-1107.
488. Yasuoka T, Yonemoto K, Kato Y, Tatematsu N. Squamous cell carcinoma arising in a dentigerous cyst. *J Oral Maxillofac Surg.* **2000**; 58: 900-905.
489. Yenyol S, Jimbo R, Marin C, Tovar N, Janal MN, Coelho PG. The effect of drilling speed on early bone healing to oral implants. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.* **2013**; 116: 550-555.
490. Yeung AWK, Jacobs R, Bornstein MM. Novel low-dose protocols using cone beam computed tomography in dental medicine: a review focusing on indications, limitations, and future possibilities. *Clin Oral Investig.* **2019**; 23: 2573-2581.
491. Ylikontiola L, Kinnunen J, Oikarinen K. Comparison of different tests assessing neurosensory disturbances after bilateral sagittal split osteotomy. *Int J Oral Maxillofac Surg.* **1998**; 27: 417-421.
492. Ylikontiola L, Vesala J, Oikarinen K. Repeatability of 5 clinical neurosensory tests used in orthognathic surgery. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg.* **2001**; 16: 36-46.
493. Yoshimoto M, Watanabe IS, Martins MT, Salles MB, Ten Eyck GR, Coelho PG. Microstructural and ultrastructural assessment of inferior alveolar nerve damage following nerve lateralization and implant placement: an experimental study in rabbits. *Int J Oral Maxillofac Implants.* **2009**; 24: 859-865.
494. Yu B, Lim HN, Lee YK. Influence of nano- and micro-filler proportions on the optical property stability of experimental dental resin composites. *Mater Des.* **2010**; 31: 4719-4724.
495. Zach L, Cohen G. Pulp response to externally applied heat. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* **1965**; 19: 515-530.
496. Zahid TM, Nadershah M. Effect of Advanced Platelet-rich Fibrin on Wound Healing after Third Molar Extraction: A Split-mouth Randomized Double-blind Study. *J Contemp Dent Pract.* **2019**; 20: 1164-1170.
497. Zallen RD, Massoth NA. Antibiotic usage for coronectomy: is it necessary? *J Oral Maxillofac Surg.* **2005**; 63: 572
498. Zdero R, MacAvelia T, Janabi-Sharifi F. Measurements of surgical drilling into whole bone. (In) Experimental methods in orthopaedic biomechanics (szerk. Zdero R.) Academic Press, **2016**; 85-100.
499. Zhang L, Zhou X, Wang Q, Wang Y, Tang L, Huang D. Effect of heat stress on the expression levels of receptor activator of NF- κ B ligand and osteoprotegerin in human periodontal ligament cells. *Int Endod J.* **2012**; 45: 68-75.
500. Zhang Z, Lyon TD, Kadow BT, Shen B, Wang J, Lee A, Kang A, Roppolo JR, de Groat WC, Tai C. Conduction block of mammalian myelinated nerve by local cooling to 15-30°C after a brief heating. *J Neurophysiol.* **2016**; 115: 1436-1445.

501. Zhou H, Lv K, Yang R, Li Z, Li Z. Mechanics in the production of mandibular fractures: a clinical retrospective case–control study. *PLoS One*. **2016**; 11: e0149553.
502. Zhu J, Yuan X, Yan L, Li T, Guang M, Zhang Y. Comparison of Postoperative Outcomes Between Envelope and Triangular Flaps After Mandibular Third Molar Surgery: A Systematic Review and Meta-Analysis. *J Oral Maxillofac Surg*. **2019** Dec 2. doi: 10.1016/j.joms.2019.11.026.
503. Zhu SJ, Choi BH, Kim HJ, Park WS, Huh JY, Jung JH, Kim BY, Lee SH. Relationship between the presence of unerupted mandibular third molars and fractures of the mandibular condyle. *Int J Oral Maxillofac Surg*. **2005**; 34: 382–385.
504. Zuniga JR, Meyer RA, Gregg JM, Miloro M, Davis LF. The accuracy of clinical neurosensory testing for nerve injury diagnosis. *J Oral Maxillofac Surg*. **1998**; 56: 2–8.
505. Zuniga JR, Mistry C, Tikhonov I, Dessouky R, Chhabra A. Magnetic Resonance Neurography of Traumatic and Nontraumatic Peripheral Trigeminal Neuropathies. *J Oral Maxillofac Surg*. **2018**; 76: 725-736.

XI. KÖSZÖNETNYILVÁNÍTÁS

Először is köszönettel tartozom **Olasz Lajos** professzor úrnak, hogy tudományos munkásságom kezdeti időszakában felhívta a figyelmem arra, hogy az akadémiai pályafutás és a doktori cím egyik nagyon fontos szempontja a munkásság homogén, témájában egységes ívet leíró mivolta. Bármikor fordulhattam hozzá problémáimmal, ötleteimmel, melyeket mindvégig támogatott és segített. Köszönet illeti **Szabó Gyula** professzor urat is, aki már kezdő klinikus időszakomban felhívta a figyelmemet a kutatás szerepére és fontosságára és aztán mindvégig, a mai napig ebben ösztönzött és segített. Köszönetem fejezem ki **Jeges Sára** tanárnőnek és Tóth Ákosnak, hogy a statisztikai útmutatásukkal segítették publikációimat. Köszönet illeti intézetvezetőmet, munkatársaimat, szerzőtársaimat, akik közül ki kell emelnem **Lempel Edinát**, akivel számtalan közös kutatás tervezését, illetve a rengeteg eredményünk logikus prezentálását beszélhettem meg, illetve művészi képességeivel nagyon sok ábrát alkotott tökéletes precizitással. Sajnos PhD fokozatában témavezetőként egyetemi szabályzatunk alapján nem szerepelhettem, de szoros kutatási együttműködésünk megkérdőjelezhetetlen. Meg kell említenem Soós Balázst és Vajta Lászlót, dento-alveoláris sebész szakorvosokat, akik a kutatások megvalósításában rengeteget segítettek, illetve Soós Balázssal PhD témavezetőként is együttműködhettem. Köszönettel tartozom a PTE Fogászati és Szájsebészeti Klinika, szájsebészeti ambulanciájának minden dolgozójának, valamint a röntgen-asszisztenseknek is, hogy kutatásaimban mindenben a segítségemre voltak.

Nagyon köszönöm támogatásukat, jó tanácsaikat és iránymutatásukat **Dóczi Tamás, Gerlinger Imre, Pintér Erika és Reglődi Dóra** professzoroknak.

Hálásan köszönöm az MTA Bolyai János Kutatói Ösztöndíjnak, hogy támogatásával lehetővé tette kutatómunkám.

Végül, de nem utolsó sorban köszönöm **családomnak**, hogy tolerálták a megannyi tőlük elvett és munkára fordított szabadidőt. Habár már 2012-ben történt, de mi sem bizonyítja jobban Zsófia lányom elhivatott támogatását, mint alábbi témába vágó rajza:

