

# A CBCT képalkotó megbízhatóságának vizsgálatai

Doktori értekezés

**dr. Szabó Bence Tamás**

Semmelweis Egyetem  
Klinikai orvostudományok Doktori Iskola



Témavezető: Dr. Dobó Nagy Csaba, Ph.D., egyetemi tanár

Hivatalos bírálók: Dr. Altdorfer Károly, Ph.D., egyetemi docens  
Dr. Baráth Zoltán, Ph.D., egyetemi docens

Szigorlati bizottság elnöke: Dr. Somogyi Anikó, DSc., egyetemi tanár

Szigorlati bizottság tagjai: Dr. Fehér Erzsébet, DSc., egyetemi tanár  
Dr. Angyal János, Ph.D., egyetemi adjunktus

Budapest  
2019

**Tartalomjegyzék**

1.	Rövidítések jegyzéke.....	4
2.	Bevezetés (irodalmi háttér).....	5
2.1.	A háromdimenziós képalkotó modalitások történeti áttekintése .....	5
2.2.	CBCT működési elve.....	7
2.2.1.	Képgyűjtés (acquisitio).....	7
2.2.2.	Képrekonstrukció .....	9
2.2.3.	Képminőség.....	10
2.3.	A CBCT klinikai alkalmazási lehetőségei .....	21
2.3.1.	A CBCT modalitás alkalmazása az endodontiában.....	22
2.3.2.	A CBCT modalitás alkalmazása a fül-orr-gégészetben.....	23
2.3.3.	A CBCT modalitás alkalmazása a maxillofaciális traumatológiában .....	24
2.4.	CBCT megbízhatóságának vizsgálati módszerei.....	25
2.4.1.	Anatómiai struktúrák összehasonlító vizsgálata.....	25
2.4.2.	Modalitások összehasonlító vizsgálata az MTF érték alapján.....	26
3.	Célkitűzések .....	27
4.	Módszerek .....	28
4.1.	Gyökércsatorna rendszerek képi megjelenítése .....	28
4.2.	Paranasalis sinusok volumetria mérése.....	33
4.2.1.	CBCT képalkotás.....	34
4.2.2.	MDCT képalkotás .....	34
4.2.3.	A rekonstruált képszekvenciák térbeli megjelenítése és kiértékelése .....	34
4.3.	CBCT és mikro-CT térbeli felbontásának összehasonlító vizsgálata.....	36
5.	Eredmények.....	39
5.1.	Gyökércsatorna rendszerek képi megjelenítése .....	39
5.2.	Paranasalis sinusok volumetria mérése.....	41
5.3.	CBCT és mikro-CT térbeli felbontásának összehasonlító vizsgálata.....	43
6.	Megbeszélés.....	44
6.1.	Gyökércsatorna rendszerek képi megjelenítése .....	44
6.2.	Paranasalis sinusok volumetria mérése.....	46

6.3. CBCT és mikro-CT térbeli felbontásának összehasonlító vizsgálata .....	47
7. Következtetések.....	51
8. Összefoglalás .....	52
9. Summary.....	53
10. Irodalomjegyzék .....	54
11. Saját publikációk jegyzéke .....	75
12. Köszönetnyilvánítás .....	78

## 1. Rövidítések jegyzéke

a-Si - amorf szilícium

BV - bone volume, csonttérfogat

BV/TV - percent bone volume, csonttérfogat-arány

CBCT - cone-beam CT, kúp alakú sugárnyalábot alkalmazó CT

CCD - charge-coupled device, töltéscsatolt eszköz

CMOS - complementary metal-oxide semiconductor, komplementer fém-oxid félvezető

CNR - contrast-to-noise ratio, kontraszt-zaj viszony

CT - computed tomography, komputertomográfia

EMI - Electric and Musical Industries Ltd.

FBP - filtered back projection, szűrt visszavetítés

FDK - algoritmus - Feldkamp-Davis-Kres algoritmus

FOV - field of view, látómező

FPD - flat panel detector, sík panel detektor

ICC - intraclass correlation coefficient, osztályon belüli korrelációs koefficiens

LSF - line spread function, vonal válasz függvény

MDCT - multi-detector CT, több detektorsoros CT

mikro-CT - micro-computed tomography, mikro-komputertomográfia

MRI - magnetic resonance imaging, mágnesesrezonancia-képalkotás

MSCT - multi-slice CT, többszeletes CT

MTF - modulation transfer function, modulációs átviteli függvény

ODD - object-detector distance, tárgy és detektor távolsága

PSF - point spread function, pont válasz függvény

RL - reference level, referenciaszint

ROI - region of interest, kijelölt terület

SOD - source-object distance, sugárforrás és tárgy távolsága

Tb.N - trabecular number, trabekulaszám

Tb.Sp - trabecular separation, trabekulák közti távolság

Tb.Th - trabecular thickness, trabekulavastagság

TFT - thin-film transistor, vékonyréteg-tranzisztor

## **2. Bevezetés (irodalmi háttér)**

A dentomaxillofaciális régiót érintő beavatkozások sikerességének alapját képezi a vizsgált terület anatómiai viszonyainak pontos és részletes ismerete. A kiegészítő diagnosztikai vizsgálatok közül a röntgensugárzást alkalmazó képalkotó eljárásokat széles körben használják. A több mint száz éves múlttal rendelkező kétdimenziós radiológiai módszerek mellett egyre növekvő tendenciát mutat a háromdimenziós képalkotási módszerek alkalmazása, amely a vizsgálatot kérő orvos számára lehetővé teszi az adott anatómiai struktúra térbeli leképezését a tér adott síkjában.

### **2.1. A háromdimenziós képalkotó modalitások történeti áttekintése**

A háromdimenziós képalkotáshoz használt matematikai modellt már 1917-ben leírta Radon [1], azonban jóval később, a rekonstrukciókhoz szükséges informatikai háttér fejlődésével került csak sor a gyakorlati megvalósításra [2]. A komputertomográfiás (computed tomography, CT) rekonstrukció számítási alapjait először Allan MacLeod Cormack fizikus írta le [3, 4]. Majd Cormack eredményeitől függetlenül, Godfrey Hounsfield villamosmérnök és James Ambrose neuroradiológus 1972-ben mutatta be az első CT készüléket a nyilvánosság számára, az úgynevezett EMI (Electric and Musical Industries Ltd.) szkennert [5, 6]. A bemutatót megelőző évben a berendezés segítségével elsőként koponya CT felvételt készítettek egy tumor gyanúval beutalt páciensről, amelyen egy transzparens, jól körülírt elváltozást detektáltak a frontális lebenyben [6]. Pár éven belül újabb CT készülékek jelentek meg a klinikai alkalmazásban, úgymint az ACTA (Automatic Computerized Transverse Axial) szkennert [7], amelyet 1974-ben Robert S. Ledley fizikus és fogorvos mutatott be, amely az első, teljes test képalkotására alkalmas CT berendezés volt. 1976-ig bezárólag megjelentek a második, harmadik, illetve negyedik generációs CT készülékek, amelyek esetében a sugárforrás és a detektor helyzetének, számának és mozgási irányának megváltoztatásával sikerült tovább csökkenteni a szkennelési időt és javítani a rekonstruált kép minőségén [8]. Egy újabb jelentős fejlesztés eredményeként 1990-ben Willi A. Kalender orvosi fizikus írta le a spirál CT működési elvét, amelynek során az adatgyűjtés és a rekonstrukció a betegasztal, valamint a sugárforrás és a detektorsor folyamatos mozgása mellett szimultán zajlott, és ezáltal sikerült egy szelet szkennelési idejét 1 s-ra csökkenteni [9], szemben az EMI szkennertel, amely esetében ez az időtartam 20 perc volt. Majd 1998-ban forgalomba

hozták a multi-slice CT (MSCT) vagy más néven multi-detector CT (MDCT) berendezéseket, amelyek jellemzően már négy szeletet szkenneltek egy fordulat során, amelynek ideje csupán 0,5 s volt [10]. Mindezt az egymással párhuzamosan elhelyezett detektorsorok alkalmazásával érték el a fejlesztők, és a jelenleg elérhető MSCT-k között van, amely már 320 szelet egyidejű leképezésére is alkalmas.

A klinikai alkalmazás során használatos CT berendezések fejlődésével párhuzamosan az 1980-as évek elején James C. Elliott és S. David Dover publikálták az első, kutatási célokra fejlesztett mikro-komputertomográfiás (micro-computed tomography, mikro-CT) készüléket [11], amelynek egyik legnagyobb előnye az volt, hogy a minél nagyobb felbontású leképezés eléréséhez az expozíció energiája, beleértve a szkennelés idejét is, nagyobb lehetett, hiszen ebben az esetben egy élettelen objektumról készült a felvétel, amelyre megengedőbb sugárvédelmi szempontokat lehetett alkalmazni. A klinikai CT berendezésektől eltérően ebben az esetben a sugárforrás és a detektor helyzete fix volt, a tárgy pedig a saját tengelye körül forgott. Ugyanezekben az években Lee A. Feldkamp kúp alakú sugárnyaláb alkalmazását javasolta a mikro-CT berendezésekhez [12], majd 1984-ben leírta a kúp alakú sugárnyalábot alkalmazó CT felvételekre adaptált rekonstrukciós algoritmust, amellyel jelentősen csökkent a rekonstruált képek számításához szükséges idő [13]. Majd öt évvel később publikációjában bemutatta az első olyan mikro-CT berendezést, amely kifejezetten trabekuláris csont kiértékelésére volt alkalmas [14]. Ezen mikro-CT készülékekkel megközelítően 50-70  $\mu\text{m}$  felbontást lehetett elérni [11, 14]. A további fejlesztéseknek köszönhetően az 1990-es évek közepén jelentek meg a kereskedelmi forgalomban kapható mikro-CT berendezések [15]. A technikai paraméterek további fejlesztésével ma már lehetőségünk van rövidebb idő alatt, akár 1  $\mu\text{m}$  voxel méretet vagy annál nagyobb felbontást alkalmazva csontmikromorfológiai, illetve anyagtani kutatásokat végezni, legyen szó mineralizált vagy nem mineralizált struktúrákról.

A CT és a mikro-CT készülékek gyors fejlődése mellett egy harmadik modalitás fejlesztése is éppen az 1970-es és 1980-as évek tájékán kezdődött: Richard A. Robb matematikus és villamosmérnök klinikai felhasználásra kialakított kúp alakú sugárnyalábot alkalmazó CT (cone-beam CT, CBCT) berendezést mutatott be (Dynamic Spatial Constructor) [16, 17], amellyel célja volt az egyes mozgó szerveket leképezni funkcionálásuk közben, ezek közül elsőként a szív dinamikáját. A következő évben már

C-karos röntgenberendezéshez adaptált CBCT prototípust mutattak be [18]. A fogászati CT-ként is ismert, kifejezetten a maxillofaciális régióra fejlesztett CBCT megjelenésére azonban csak 1995-ben került sor, amikor Pierluigi Mozzo és Attilio Tacconi fizikusok elkészítették a később 2001-ben NewTom DVT 9000 (*Quantitative Radiology, Verona, Olaszország*) néven kereskedelmi forgalomba kerülő CBCT prototípusát [18, 19]. A páciens fej-nyaki régiójáról készítették felvételt fekvő helyzetben, amelynek során 360° fordulatot tett az egymáshoz képest fixen elmozduló sugárforrás és detektor. A szkennelés ideje 70 s volt és a készülék 15 X 15 cm-es látómezővel (field of view, FOV) rendelkezett, amelynél a legjobb elérhető felbontás a tér mindhárom irányában egyaránt 300 µm volt. A készüléken mért elnyelt dózis Mozzo és mtsai. [20] eredményei alapján hatoda volt az akkor forgalomban levő egyik spirál CT-hez viszonyítva. Mindezeket figyelembe véve érthetővé válik a CBCT berendezések térhódítása a képalkotó diagnosztikában kiegészítve az egyéb, már meglévő háromdimenziós leképezésre alkalmas modalitásokat. A maxillofaciális képalkotásban használatos CBCT készülékek kifejlesztése korszakalkotónak mondható. Ehhez hasonló áttörést - a dentomaxillofaciális radiológiai modalitásokat tekintve - korábban a Yrjö Veli Paatero fogorvos által 1952-ben leírt orthopantomográf modalitás [21], és az ezt alkalmazó, 1961-ben kereskedelmi forgalomba kerülő panoráma röntgenkészülékek [22] elterjedése okozott.

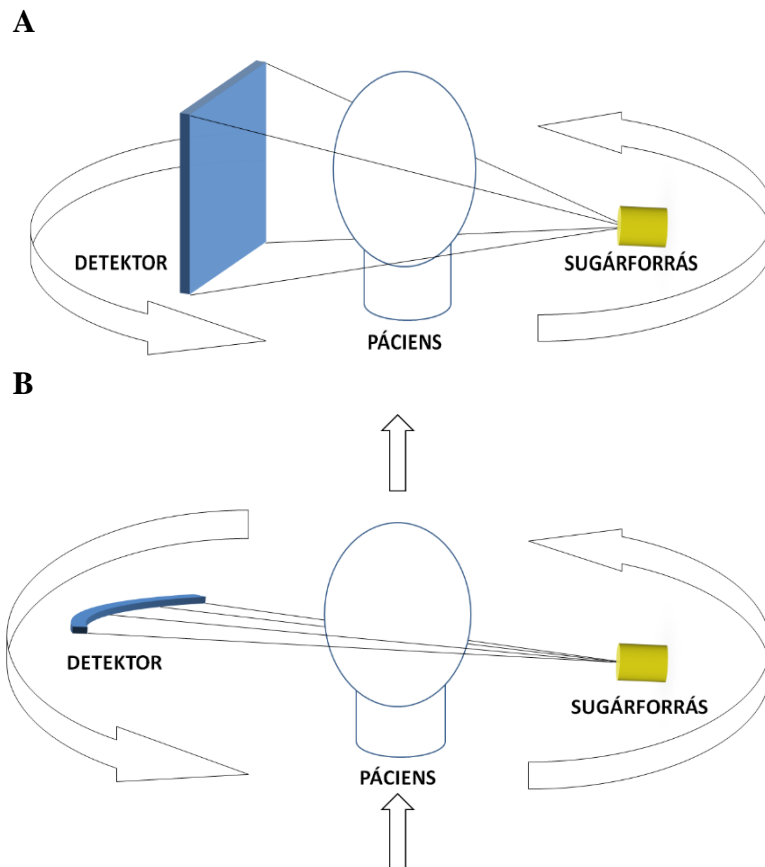
## **2.2. CBCT működési elve**

### **2.2.1. Képgyűjtés (acquisitio)**

A CBCT készülék részét képezi a röntgenső és a vele szemben elhelyezkedő sík detektor, amelyeket egy C-kar kapcsol össze. A két rész egymáshoz képest rögzített pozícióban van, de vertikális irányú helyzete a páciens adottságainak megfelelően állítható. A sugárforrás és a detektor a felvétel készítése közben egymáshoz képest ellenkező irányban 180-360° közötti intervallumban, az expozíció beállításától függően, a páciens feje körül fordul el a horizontális síkban. A páciens eközben álló, ülő vagy fekvő helyzetben van. Utóbbi esetben a sugárforrás és a detektor bár fix pozícióban van, de a vertikális síkban fordul el.

A képgyűjtés ideje átlagosan 5-40 s [23], de ez az érték készülékenként és az expozíció beállításaitól függően eltérő lehet. A többnyire fékezési röntgensugárzás folyamán keletkező röntgensugarak energiája azonban sokféle, így az alacsonyabb energiájú, a

páciens lágyszöveteiben egyébként elnyelődő röntgensugarakat abszorbeálni szükséges (filtráció), hiszen a képképzésben nem vesznek részt, csupán a páciens sugárterhelését növelnék. A CBCT-k esetén ezt jellemzően alumínium vagy 2,5-10 mm alumínium egyenértékű rézsűrővel biztosítják [24]. A röntgensőből kilépő szétterő sugarakat többnyire téglalap alakban szabadon hagyott ólomtözzettel kollimálják, amelynek mérete az exponált térfogat, azaz a FOV méretétől függően állítható. A kollimálás eredményeként pedig létrejön a kúp vagy piramidális alakú sugárnyaláb [25], szemben a konvencionális CT készülékekkel, ahol legyező alakú sugárnyaláb hagyja el a kollimátort (1. ábra). Ugyanakkor a mai MDCT készülékekben az egymás mellett elhelyezett detektorsorok miatt már mind szétterőbb sugárnyalábot alkalmaznak [2].



**1. ábra A képgyűjtés sematikus ábrája konvencionális CT és CBCT esetén**

*A konvencionális CT berendezés működése során a sugárforrást elhagyó röntgensugárnyaláb legyező alakú és azt a mozgó betegasztalon fekvő páciens körül a sugárforrással ellentétes irányban elforduló, ívben elhelyezkedő detektorelemek érzékelik (A). A CBCT készülék ezzel szemben kúp alakú sugárnyalábot alkalmaz a képgyűjtés során, amelyet sík detektor panel rögzít (B).*

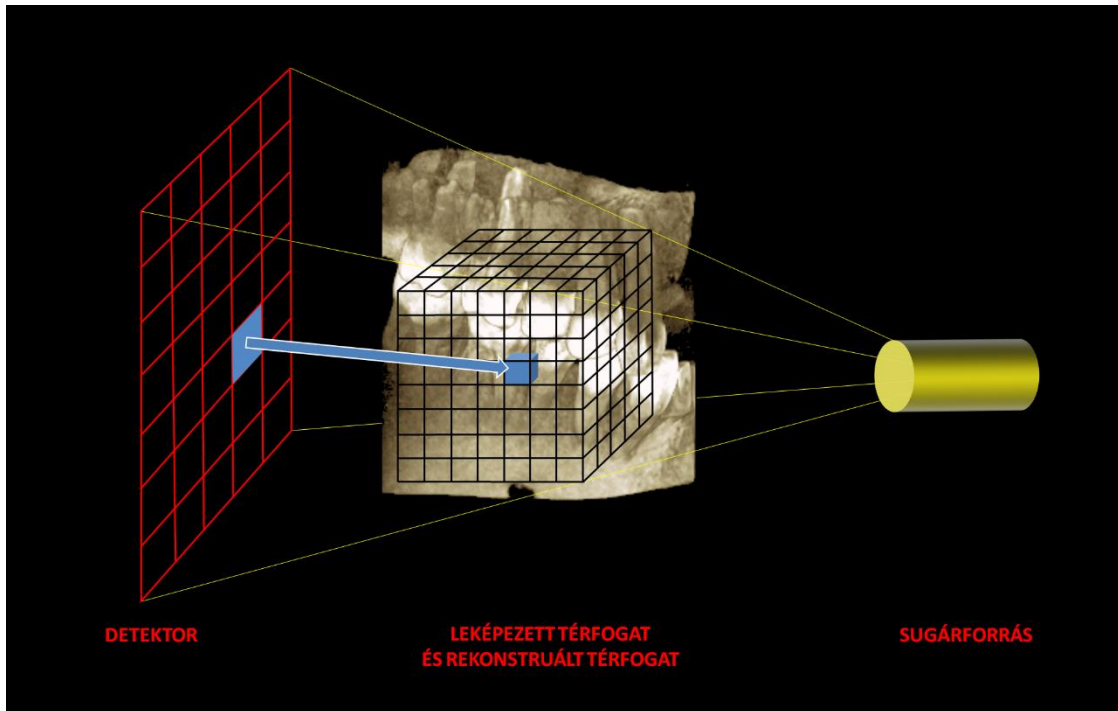


Az expozíció során a röntgensugarak a berendezés típusától függően vagy folyamatosan, vagy pulzus üzemmódban távoznak a röntgensőből, utóbbi esetben lehetővé téve, hogy adott elfordulási fokként, csak a nyers kép előállításához szükséges mennyiségű energia haladjon át a leképezendő térfogaton, csökkentve a páciensre érő sugárterhelést [24, 26, 27]. A sugárforrás és a detektor forgása közben számos ún. nyers kép, projekció keletkezik a detektoron. Mivel az exponált térfogat helyzete a készülék forgása közben állandó, így a konvencionális CT-vel ellentétben egyetlen fordulat elegendő a vizsgált terület leképezéséhez. Ugyanis a konvencionális CT-k esetében a páciensasztal folyamatosan elmozdul az acquisitio során, így minden szeletet külön szükséges rekonstruálni a kérdéses térfogat képalkotásához. A vizsgált térfogathoz érkező, különböző mértékben gyengült röntgensugarakat a CBCT detektora érzékeli és alakítja át elektromos jellé, amelyet továbbít a rekonstrukciót végző számítógép felé [24]. Ilyen ismert érzékelő a képerősítővel kapcsolt töltéscsatolt eszköz (charge-coupled device, CCD), amely esetben a rekonstruált térfogat többnyire gömb alakú, míg a sík detektor panelek (flat panel detector, FPD) közül az amorf szilíciumot (a-Si) tartalmazó vékonyréteg-tranzisztor (thin-film transistor, TFT), illetve a komplementer fém-oxid félvezető (complementary metal-oxide semiconductor, CMOS) esetében a kapott képanyag henger alakú térfogatként jelenik meg [25, 28, 29]. Érdemes megjegyezni, hogy a CBCT FPD-ával szemben a konvencionális CT készülékeknél a detektor alkotóelemei egy adott méretű körívben vannak elhelyezve úgy, hogy a röntgensugarak megközelítően minden egyes detektorelemre merőlegesen érkezzenek.

### **2.2.2. Képrekonstrukció**

A CBCT acquisitio folyamán kapott nyers képekből a számítógép a legtöbb esetben a CBCT felvételekre módosított szűrt visszavetítés (filtered back projection, FBP) algoritmust alkalmazza: a Feldkamp-Davis-Kres algoritmust (FDK-algoritmus) [13]. Ennek lényege, hogy a képgyűjtés során a detektor pixel mátrixának minden egyes pixelén rögzítésre kerül az egyes szöveteken áthaladó, az adott pixelt elérő röntgensugár lineáris gyengüléséből adódó intenzitásának értéke. Ehhez a rekonstrukciós szoftver egy 12, ritkább esetben 16 bites skálán egy szürkeárnyalati értéket rendel a gyengülés mértékének függvényében (általában a legkisebb szürkeárnyalati értéket a levegőnek feleltetik meg) [25]. A FDK-algoritmus ezeket az értékeket vonatkoztatja, vetíti vissza a

leképezett térfogat minden egyes virtuális alkotóelemére, azaz minden egyes voxelre (2. ábra). A kapott rekonstruált képanyag ezután valós térfogati adathalmazként megjeleníthető a monitoron.



## 2. ábra A képrekonstrukció folyamata

*A rekonstrukciós algoritmus a detektor adott pixelét elérő röntgensugár lineáris gyengüléséből adódó intenzitásának értékét vetíti vissza a leképezett térfogat adott voxelére.*

### 2.2.3. Képminőség

A rekonstruált kép minőségét számos tényező határozza meg:

- a kiválasztott FOV, illetve voxel mérete,
- a térbeli felbontás,
- a kontraszt felbontás,
- a zaj mértéke,
- a fókuszpont mérete,
- a sugárforrás, a tárgy és a szenzor távolsága,
- a beállított csőfeszültség, csőáram, expozíciós idő,

- a sugárforrás és a detektor elfordulásának mértéke, valamint
- a műtermékek jelenléte [2, 30-34].

A kép minőségét az egyik alapvetően meghatározó tényező a térbeli felbontás, amely mérhető és adott röntgenberendezésre jellemző paraméter. Ennek segítségével megadható, hogy mekkora az a legkisebb struktúra mérete, amely még elkülöníthető egy szomszédos képlettől. Az irodalomban a térbeli felbontás objektív mérésére kétféle módszer ismeretes: a szemmel még látható vonalpár meghatározása szubjektív módon, fantom segítségével (visual resolution assessment test), valamint a modulációs átviteli függvény (modulation transfer function, MTF) kiszámítása [31, 35]. Az úgynevezett nominális vagy technikai voxel méret [25, 31, 36], amely az expozíció előtt állítható be, jelentős befolyással bír a térbeli felbontásra és ezáltal a kép minőségére. Minél kisebb a kiválasztott voxel mérete, annál jobb felbontású képanyag áll rendelkezésünkre, azonban a rekonstruált kép térbeli felbontása mindig kisebb lesz a nominális voxel méreténél [37]. A jelenleg elérhető nagy felbontású CBCT-k esetén a voxel méret már 100  $\mu\text{m}$  vagy akár 75  $\mu\text{m}$  is választható [28, 38, 39]. Ugyanakkor a voxel méretének csökkentésével egyrészt csökken a leképezhető térfogat mérete, azaz kisebb voxel méret esetén csak kisebb FOV állítható be a készüléken a használt algoritmus számítási korlátai miatt [25], másrészt a képen detektálható zaj mértéke is nagyobb lesz [32, 40]. A CBCT berendezések esetén többnyire egy voxel nagysága a tér minden irányában azonos, azaz izotrópikus. Fontos azonban hangsúlyozni, hogy a beállított névleges voxel méret nem egyezik meg az adott képalkotó berendezés térbeli felbontásával [31, 36].

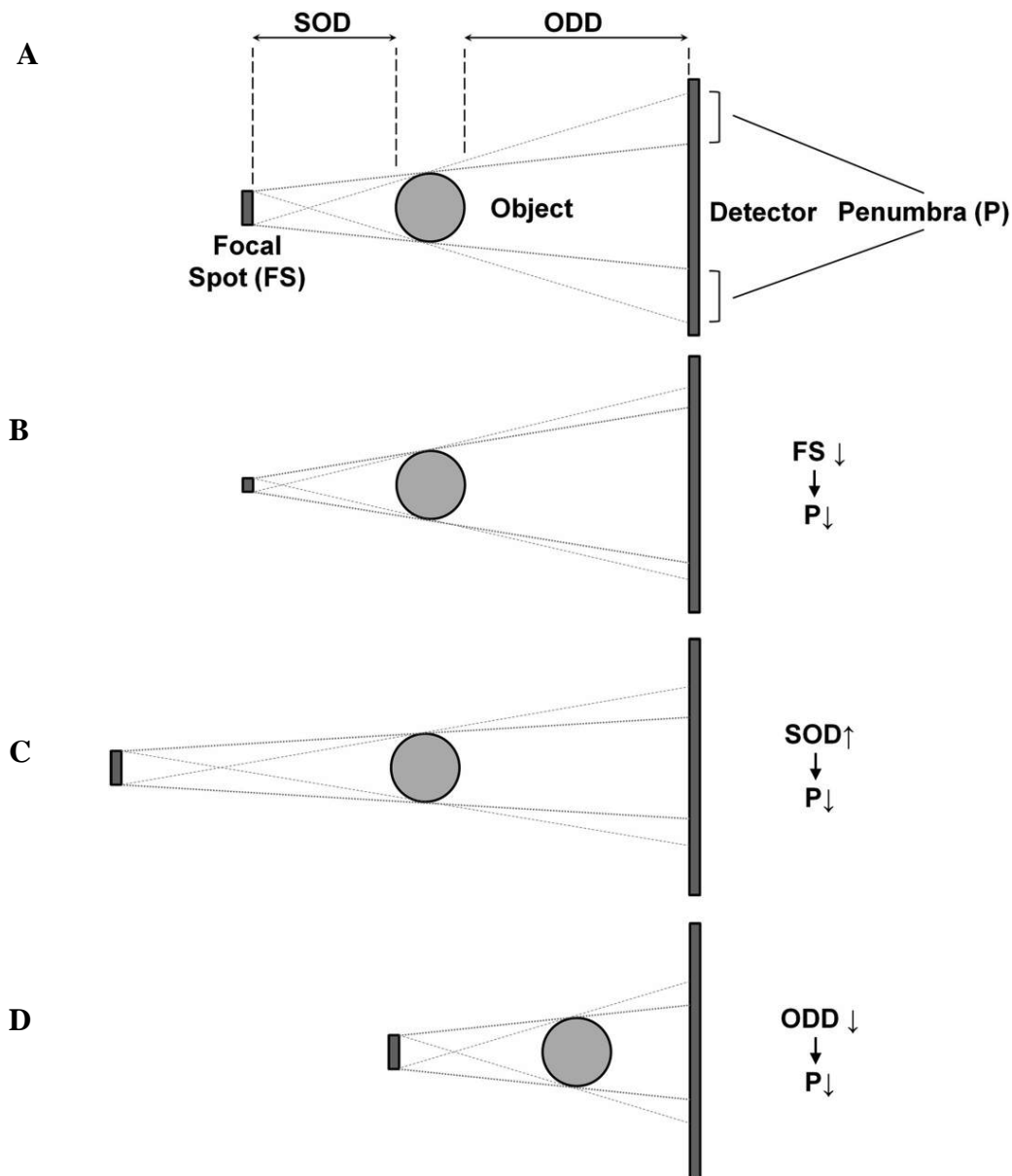
A kontraszt felbontás alatt azt értjük, hogy egy adott képen mekkora az a legkisebb jelszintkülönbség, amelyet még el tudunk egymástól különíteni. Ez az érték a kontraszt-zaj viszonyal (contrast-to-noise ratio, CNR) megadható, amely objektív módon mérhető [41]. Általában ez az érték, szemben a térbeli felbontással, alacsonyabb a MDCT készülékekhez képest, egyrészt azért, mert a CBCT berendezések esetén nagyobb a szórt sugárzás, másrészt a CBCT készülékeknél alacsonyabb csőfeszültséget és áramerősséget alkalmaznak [25, 37, 41]. Ezzel magyarázható, hogy a CBCT felvételek alapvetően a magasabb denzitású, mineralizált szövetek eltéréseinek értékelését segítik és a lágyrészek elváltozásainak jellemzésére csak korlátozott mértékben alkalmazható, erre inkább a MDCT, illetve a mágnesesrezonancia-képalkotás (magnetic resonance imaging, MRI)

modalitások javasoltak [27]. A kontraszt felbontás, mint képminőséget leíró paraméter, alapvetően a nagyobb látómezőjű képanyagok esetén domináns, szemben a térbeli felbontással, illetve az MTF értékkel, amely jellemzően kisebb FOV értékeknél enged következtetni a képminőségre [24, 42]. A CNR érték meghatározása minőségbiztosítási szempontból is fontos, ugyanis az alacsonyabb kontraszt felbontás a röntgenső teljesítményének csökkenésére utalhat.

A rekonstruált képen detektálható zaj tulajdonképpen a homogén térfogaton detektálható eltérő szürkeárnyalati értékekre utal [25], amely zavarja a képanyag kiértékelését. A CNR meghatározás részeként, objektív módon mérhető zaj több összetevőből áll: elektronikus, kvantum és szerkezeti zajból [41]. A zaj mértéke csökkenthető nagyobb voxel méret használatával, ez azonban a térbeli felbontás csökkenéséhez vezet, azaz a zaj és a térbeli felbontás egymással fordított arányban állnak [32]. A CBCT modalitás egyik hátrányaként említik az arányaiban magasabb zajszintet a rekonstruált képeken a MDCT-hez viszonyítva [24, 43].

A nyers képek élessége egyrészt függ a fókuszpont méretétől, utóbbi a CBCT-k esetén többnyire 0,5 mm [23]. A fókuszpont méretének csökkentésével növelhető a nyers képek élessége [29], ugyanakkor növekszik a röntgenső túlmelegedésének veszélye is [25]. Másrészt a nyers kép élességét befolyásolja a sugárforrás, a tárgy és a szenzor elhelyezkedése egymáshoz képest (3. ábra) [25]. E tényezők eredője a leképezett térfogat széli részén megjelenő penumbra (félárnyék). Ennek mérete csökkenthető, azaz a kép élessége növelhető, ha a sugárforrás és a szkennelt tárgy közötti távolságot (source-object distance, SOD) növeljük. Ezáltal a geometriai nagyítás mértéke is értelemszerűen csökken, illetve a páciens belépő oldali bőrdózisa is alacsonyabb lesz [24], ha figyelembe vesszük az exponenciális sugárgyengülési törvényt. Ugyanakkor a SOD növelésekor, a sugárnyaláb geometriájából adódóan, rövid tárgy-detektor távolságok (object-detector distance, ODD) esetén megnövekedhet a szórt sugárzás mértéke, amely a rekonstruált kép minőségét rontja [25]. A fókuszpont méretének csökkentése és a SOD növelése mellett a harmadik lehetőség a penumbra méretének csökkentésére a rövidebb ODD beállítása. Utóbbi azonban nem csökkenthető egy bizonyos határon túl, ugyanis ennek gátat szabnak a páciens anatómiai adottságait, mint például a páciens válla, amelynek közelsége túlságosan rövid ODD esetén a detektor mozgáspályáját keresztezheti [25]. Ezen

szempontokat figyelembe véve elmondható, hogy a megfelelő képminőség eléréséhez a gyártónak optimalizálnia kell a fókuszpont méretét, valamint a SOD és a ODD nagyságát.



**3. ábra** A sugárforrás, a tárgy és a detektor távolságának és a fókuszpont méretének hatása a penumbra kialakulására [24]

*A nem pontszerű fókuszpontot (focal spot (FS)) elhagyó széttérő röntgensugarak a tárgyon áthaladva a detektoron (detector) penumbrát okoznak (A). A fókuszpont méretének csökkentésével (B), a SOD növelésével (C) vagy a ODD csökkentésével (D) a penumbra mérete csökkenthető.*

Habár az expozíció energiájának (csőfeszültség, csőáram, expozíciós idő) növelésével csökken a képen detektálható zaj mennyisége, ugyanakkor magától értetődően a páciens sugárterhelése is nő. Ezért fontos szem előtt tartani az expozíció beállításakor a páciens méretét, illetve korát, hiszen ugyanolyan képminőség eléréséhez például gyermekek esetén, kisebb energiájú expozícióval is elérhető ugyanaz a képminőség. Ebből is következik, hogy a megfelelő CBCT protokoll kiválasztásakor a legfőbb két mérlegelendő szempont a lehető legjobb minőségű kép előállítása és a páciens lehető legalacsonyabb sugárterhelése [23].

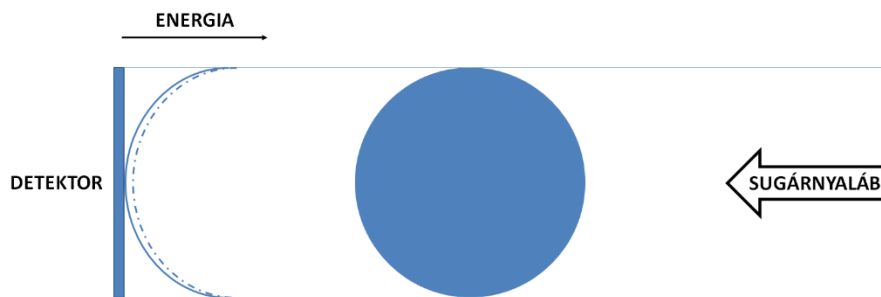
A páciensre érő sugárterhelés tovább csökkenthető, amennyiben a készülék lehetővé teszi, hogy a kezelő kiválassza a röntgenső és a detektor elfordulásának mértékét [27]. Ennek mértéke  $180^\circ$  és  $360^\circ$  között változik az egyes CBCT berendezéseknél [25]. Fél fordulat, vagy kisebb mint  $360^\circ$ -os fordulat beállítása esetén bár a rekonstruált képen detektálható zaj mértéke növekszik – hiszen kevesebb nyers kép alapján történik a rekonstrukció, viszont az expozíció idejének csökkentésével a páciens kisebb eséllyel mozdul el a felvétel elkészítése során, továbbá csökken a páciensre érő sugárterhelés [44].

A CBCT berendezések egyik hátránya a képminőséget jelentősen befolyásoló, a rekonstruált képek kiértékelését zavaró műtermékek jelenléte [2, 25]. Ez alatt értendő minden olyan elváltozás, amely a leképezett térfogat struktúrájában fizikailag nincs jelen, de a rekonstruált képanyagon detektálható [2, 45], azaz a röntgensugárzás intenzitásának számított és tényleges gyengülése között eltérés van [46]. Ez a kiértékelés szempontjából hátrányos, hiszen nem a tényleges, csupán a számított szürkeárnyalati érték fog megjelenni a rekonstruált képen. A CBCT felvételek esetében az alábbi lehetséges műtermékekről beszélhetünk [2, 25, 37, 45, 47]:

- röntgensugár fizikai tulajdonságai okozta műtermékek:
  - sugárkeményedés (beam hardening),
  - szórás,
  - “hiányzó érték műtermék” (extinction artefact), fém műtermék,
- páciens okozta műtermék:
  - mozgási műtermék,
- CBCT berendezés tulajdonságai okozta műtermékek:
  - gyűrű műtermék (ring artefact),
  - behajtogatási műtermék (aliasing artefact)

- résztérfogat-hatás (partial volume effect, PVE).

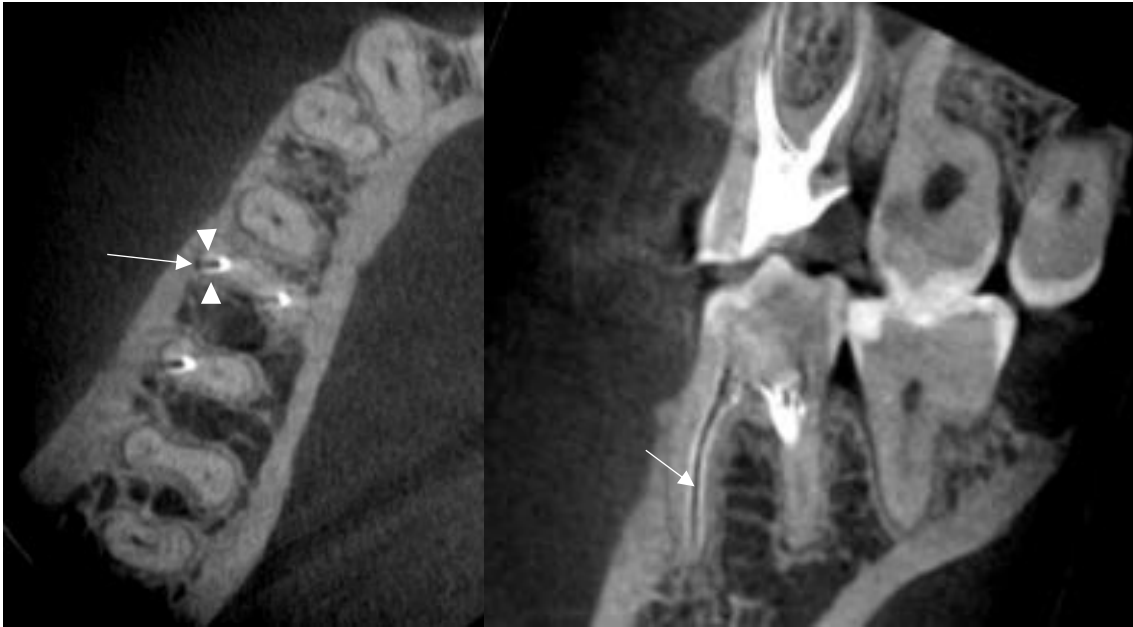
A sugárkeményedés lényege, hogy a röntgensövet elhagyó röntgensugarak polikromatikusak és a magasabb sugárelnyelő képességű szövetekben, azokon áthaladva az alacsonyabb energiák elnyelődnek, így a detektort elérő sugarak energiája arányaiban magasabb lesz a sugárforrásból kilépőhöz képest és ez az intenzitás érték kerül rögzítésre. A műtermék váltakozó sötét sávok és csíkok, illetve csészealj szerű képletként (cupping) jelenik meg. Utóbbinak az a magyarázata, hogy amennyiben egy homogén, henger alakú struktúra kerül leképezésre, a térfogat közepén áthaladó sugarak energiája nagyobb mértékben „keményedik”, mint a tárgy periferiáján (4. ábra).



#### 4. ábra A sugárkeményedés kialakulásának folyamata

*A henger alakú térfogat közepén áthaladó sugarak energiája viszonylagosan növekszik a tárgy periferiájához képest: a szaggatott kék vonal a rögzített energiaspektrumot, a folytonos kék vonal az elvárt energiaspektrumot jelöli.*

Ez eredményezi a csészealj szerű formát a rekonstruált képen: a szkennelt objektum középső területén tapasztalható transzparenciát (azaz alacsonyabb szürkeárnyalati értékeket), amely folyamatosan csökken a henger alakú struktúra szélső területi felé haladva [47, 48] (5. ábra).



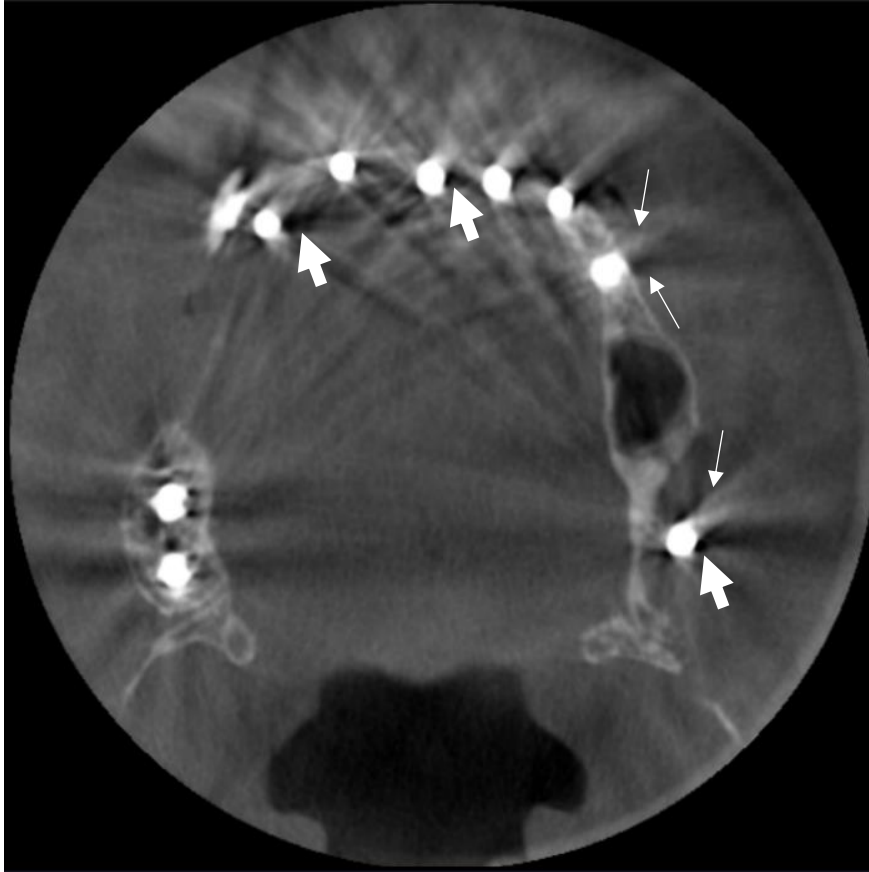
### 5. ábra Sugárkeményedés a henger alakú gyökértömés mentén

*A jobb alsó első moláris fog mesiobuccalis gyökércsatornájában látható gyökértömés mentén létrejövő műtermék okozta sötét sávra a fehér nyilak, a periférián keletkező világos sávokra pedig a fehér nyílhegyek mutatnak.*

A sugárkeményedéshez hasonló, jellemzően sötét csíkok megjelenéséhez vezet a szórás. Ennek háttérében a röntgensugár és a szkennelt objektum anyaga közt létrejövő kölcsönhatás áll. Ilyenkor egyes röntgen fotonok iránya megváltozik az anyaggal történő interakció után és így a detektor feltételezett elemén történő beérkezéséhez képest egy távolabbi detektorelemen kerül rögzítésre az intenzitás. Itt azonban a megváltozott irányú röntgenfoton intenzitás értéke hozzáadódik a detektorelemet eredeti irányban elérő röntgenfoton elsődleges intenzitás értékéhez, így a FDK-algoritmus túlbecsült szürkeárnyalati értéket fog meghatározni. Mindez a kontrasztfelbontás csökkenéséhez és a szürkeárnyalati értékek torzításához vezet, azonban az expozíció energiájának növelésével és a látómező csökkentésével a szórás mértéke csökkenthető [2, 45].

Amennyiben a röntgensugár útjába egy olyan nagy rendszámú anyag kerül (pl. fém), amelyben az teljes mértékben elnyelődik, akkor a detektor adott eleme csak nagyon kismértékű jelintenzitást rögzít. Ez a rekonstruált képen sötét, üres terület vagy sugaras csíkozódást eredményez, amely jelentős mértékben ronthatja a képanyag elemzését akár távolabbi szeleteken is [2, 37] (6. ábra).



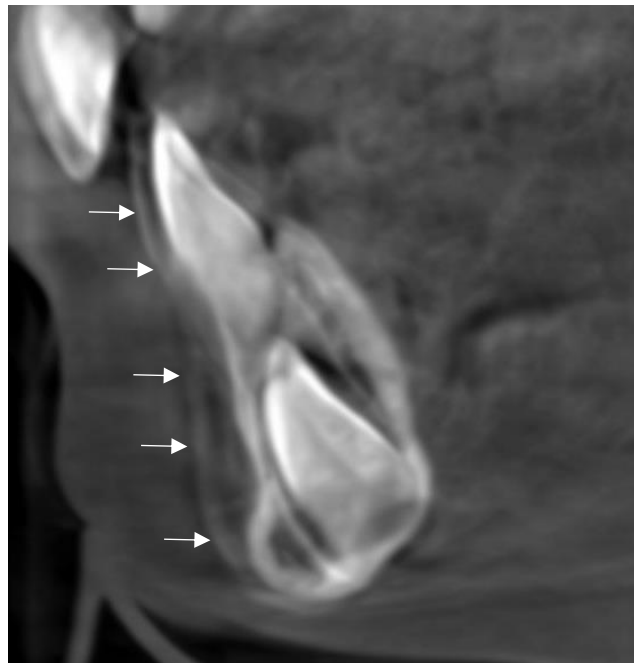


**6. ábra Fém műtermékek az axialis síkban a maxillán a fém implantátumok körül**

*A vékony fehér nyilak a sugárkeményedés okozta világos és sötét sávokra, míg a vastag fehér nyilak a transzparens, „hiányzó értékű” területekre mutatnak.*

Ennek mértéke értelemszerűen nő, amennyiben egymás mellett több, magasabb sugárelnyelő képességű anyag található. Az angol nyelvű irodalomban ez a jelenség extinkciós, „hiányzó érték”, illetve fém műtermékként ismeretes [25, 37, 45, 47]. A páciens pozíciója az acquisitio során jelentős befolyással bír a rekonstruált kép minőségére. A képgyűjtés során a beteg helyzetének változása, a beteg bemozdulása hibás rekonstrukcióhoz vezet és a rekonstruált képen dupla kontúr vagy életlen, elmosódott kép látható [49]. Ennek oka, hogy a rekonstrukciós algoritmus elmozdulás mentes, állandó geometriát feltételez [45]. A mozgási műtermék (7. ábra) az egyik leggyakoribb műtermék a CBCT berendezések esetén, hiszen a jelenség a szkennelési idő hosszával van összefüggésben [37]. Szemben a konvencionális CT készülékek egy másodperces vagy annál rövidebb szeletenkénti szkennelési idejével, a CBCT

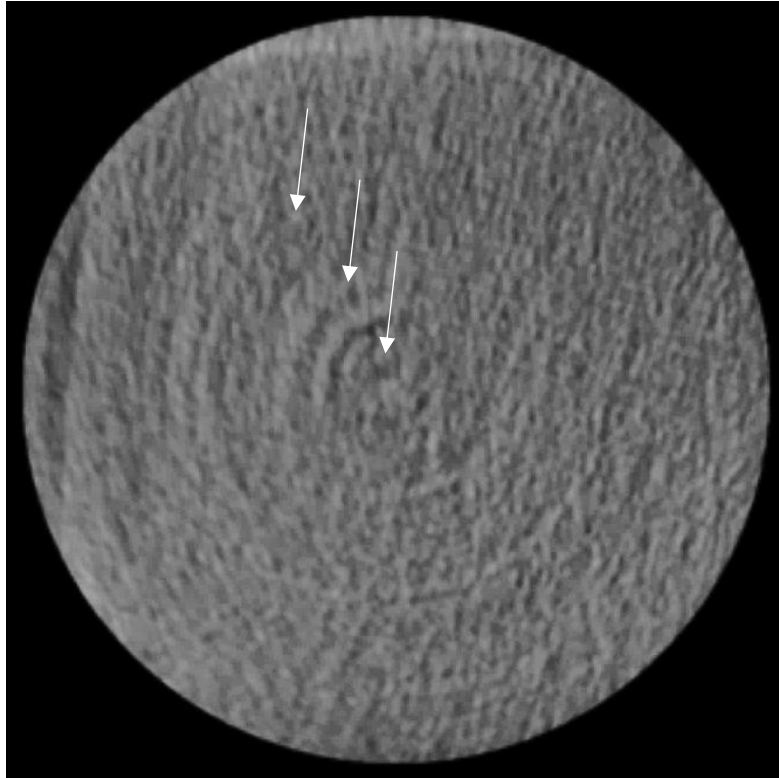
berendezések esetén a páciensnek akár több mint tíz másodpercen keresztül kell a helyzetét megtartania. A műtermék előfordulása gyakoribb a 15 év alatti páciensek CBCT vizsgálata és kis méretű FOV használata esetén [50]. A páciens 3 mm-nél nagyobb elmozdulása pedig az expozíció során már jelentős minőségromlást okoz a képanyagon [51]. Ezért esszenciális, hogy az expozíciót gyakorlott operátor végezze, a páciens megfelelően tájékoztassa a vizsgálat menetéről, illetve a páciens helyzetét a berendezésen elérhető eszközökkel megfelelően rögzítse [50, 52]. A mozgási műtermék kialakulásában ugyanakkor szerepet játszhat a CBCT készülék alkatrészeinek rezonanciája is [52], ezért javasolt kalibrálni a berendezést adott időközönként [37].



**7. ábra** Mozgási műtermék négyéves páciens CBCT felvételén a sagittális síkban

*A fehér nyilak a dupla kontúrra mutatnak az elmosódott képen.*

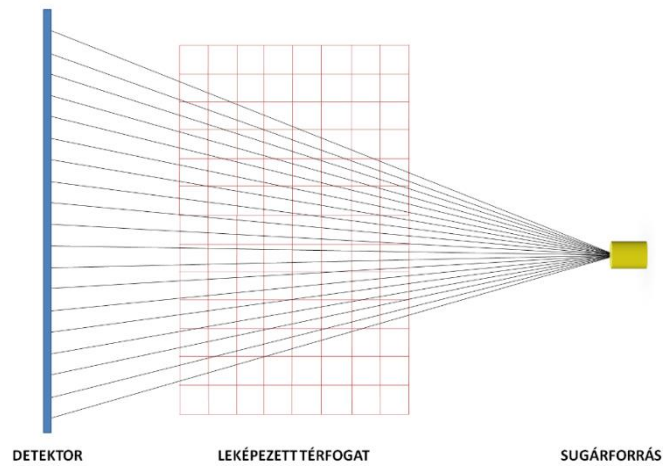
A gyűrű műtermék a rekonstruált képanyagon, többnyire az axialis szeleteken megjelenő koncentrikus sötét körökként írható le (8. ábra), amely a detektor kalibrációjának hiányára utal [25, 47].



**8. ábra: Gyűrű műtermék egy axialis szeleten**

*A fehér nyilak a koncentrikusan elhelyezkedő sötét körökre mutatnak.*

A behajtogatási műtermék háttérében két tényező áll. Egyrészt a mintavételezés alacsonyabb frekvenciája, amelynek mértékét a detektor fizikai tulajdonságai határozzák meg (pl. detektor elemeinek nagysága, elhelyezkedése) [25]. Másrészt a CBCT sugárforrásából kilépő széttérő sugarak geometriájából következik, ugyanis a leképezett térfogat felső és alsó perifériás részein az egy voxelre vonatkoztatott, a detektoron érzékelt nyíl irányú sugarak száma kisebb, mint a térfogat középső területén elhelyezkedő voxelek esetében (kúp alakú sugárnyaláb hatás) [37] (9. ábra).



### 9. ábra A behajtogatási műtermék értelmezése

*A leképezett térfogat felső és alsó perifériás területein az egy voxelre vonatkoztatott röntgensugarak mennyisége alacsonyabb a kúp alakú sugárnyaláb geometriája miatt.*

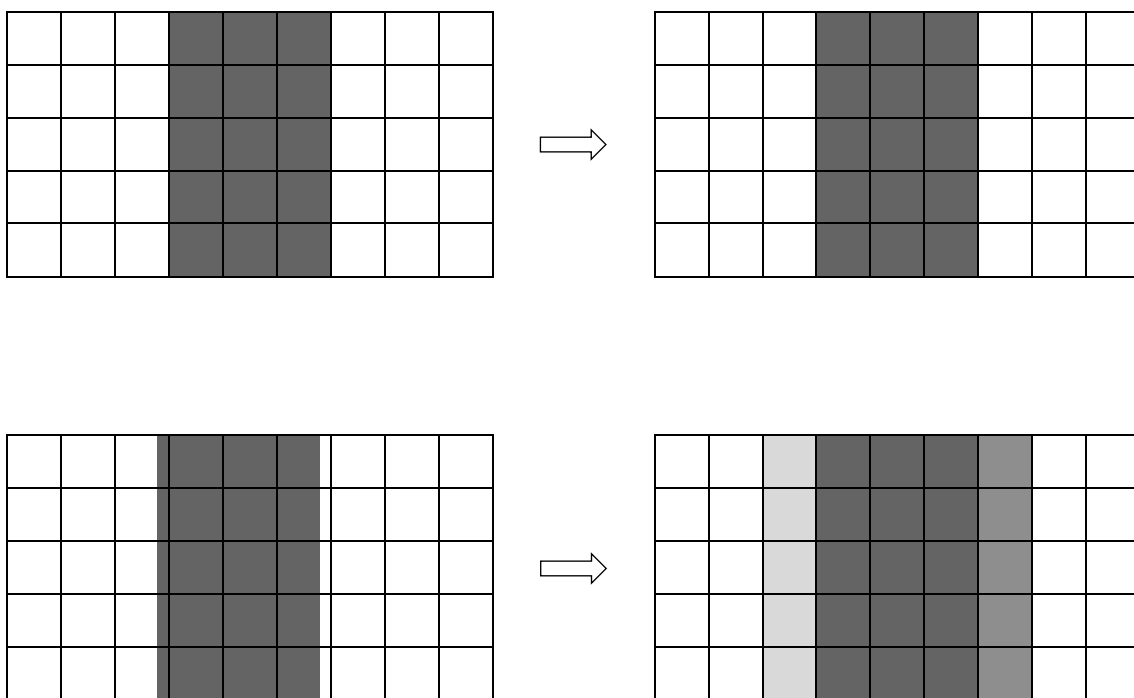
Ez a rekonstruált képen sugarasan, a kép középpontjából kifelé mutató, attól távolabbi csíkozódásként (Moiré-jelenség) jelentkezik [2, 45] (10. ábra). A műtermék a projekciók számának növelésével, illetve a beépített képjavító algoritmusoknak köszönhetően többnyire kompenzálható [25, 45, 46].



### 10. ábra Behajtogatási műtermék az axialis képszeleten

*A fehér nyilak a kép középpontjától távolabb megjelenő csíkozódásra mutatnak.*

A résztérfogat-hatás lényege, hogy amennyiben a leképezendő tárgy szélénél nagy denzitás különbség áll fenn (pl. a dentin és a gyökércsatorna között) és ez a terület épp két voxel határára esik, akkor abban voxelben, amelybe a tárgy határának denzitása esik, a rekonstrukciós algoritmus csupán átlagos, a teljes voxelre vonatkoztatott szürkeárnyalati értéket fog megadni (11. ábra). Azaz nem a tárgy határának valós denzitásával, hanem annál alacsonyabb értékkel számol az algoritmus [53], így alacsonyabb szürkeárnyalati érték jelenik meg ebben a perifériás voxelben a rekonstruált képen, amely a térfogat túlbecsléséhez vezet [54].



### 11. ábra A résztérfogat-hatás szemléltetése kétdimenzióban

*A felső sorban az objektum épp 3 x 5 pixel méretű és épp a rekonstruált pixelekre „vetül”, így a rekonstruált képen az objektum valós szürkeárnyalati értékei jelennek meg. Az alsó sorban az objektum szintén 3 X 5 pixel méretű, de nem a rekonstruált pixelekre „vetül”, így a rekonstruált képen nem a valós szürkeárnyalati értékek jelennek meg.*

### 2.3. A CBCT klinikai alkalmazási lehetőségei

Számos publikáció foglalkozik a fogászati CBCT berendezések megjelenése óta a CBCT modalitás alkalmazási lehetőségeivel a dentoalveolaris régióban, különösképpen az endodontiai [30, 55-74] és implantológiai [75-83] beavatkozások során és egyéb

területeken, mint például a maxillofaciális [84-90], az orthodontiai [91-94] és fül-orr-gégészeti [27, 95-101] vizsgálatok esetében. A CBCT berendezések fogászati – és egyéb egészségügyi - gyakorlatban történő gyors elterjedéséhez járult hozzá, hogy a CBCT felvétel készítése a páciens számára alacsonyabb sugárterheléssel jár és nagy térbeli felbontású képanyag elkészítését teszi lehetővé [84, 95, 97, 99-101] a konvencionális CT berendezésekkel szemben [31, 102], valamint átlapolásuktól mentes rekonstruált képek állíthatóak elő. Fontos hangsúlyozni azonban, hogy a nem megfelelő képminőség téves diagnózis felállításához és a páciens felesleges sugárterheléséhez is vezethet.

Az egyes patológiai folyamatok megfelelő diagnosztizálásának és sikeres terápiájának alapját képezi az adott régió anatómiájának átfogó ismerete és ezen területek megfelelő radiológiai leképezése [56, 103]. Ehhez pedig szükséges kiválasztani a megfelelő képkalkotási modalitást, illetve az adott helyzetnek megfelelő térbeli felbontást. Jelenleg a kereskedelmi forgalomban elérhető „nagyfelbontású” CBCT készülékek között már 100  $\mu\text{m}$  vagy akár annál kisebb nominális voxel méret is kiválasztható [38], amely például már nagyságrendileg összevethető egy gyökércsatorna apicalis szűkületének [104-106] vagy egy csonttrabekula méretével [107, 108]. Azaz a CBCT akár alkalmazhatóvá válhat ilyen mérettartományú struktúrák leképezésére is elősegítve a klinikai diagnózis felállítását.

### **2.3.1. A CBCT modalitás alkalmazása az endodontiában**

Az endodontia a fogorvostudomány azon ága, amely a fogbél és a gyökércsúcs körüli szövetek morfológiájával, fiziológiájával és patológiájával foglalkozik [109]. Az endodontiai beavatkozások sikerességét az alábbi tényezők határozzák meg: a gyökércsatornák morfológiája, a kiválasztott kemomechanikai megmunkálás technikája, illetve a gyökércsatornák hermetikus lezárása [64, 110].

A gyökércsatorna rendszer (csatornák száma, alakja, járulékos gyökércsatornák, stb.) megfelelő detektálása alapvető fontossággal bír az endodontiai kezelések során és ehhez szükség van mind klinikai, mind radiológiai vizsgálatok elvégzésére. Különböző új módszerek és technikák ismeretesek, amelyek megkönnyítik a gyökércsatorna morfológiájának [64] feltérképezését, valamint az anatómiai varianciák detektálását és segítik a megfelelő eszközpark kiválasztását [111], akár az adott gyökércsatorna-

rendszerhez használandó megmunkáló eszköz megjelölésével, ezzel hozzájárulva az endodontiai kezelés sikerességéhez.

A fogorvosoknak a pulpakamra bemeneti nyílásának preparálásakor eleve tisztában kell lennie *a priori* a gyökércsatornák lefutásával [112-115] a kezelés során. Fogászati operációs mikroszkóp [116, 117] vagy a CBCT berendezés használata egyszerűsítheti a gyökércsatornák lokalizációját és azonosítását [64]. Számos CBCT modalitást alkalmazó publikáció foglalkozik a gyökércsatorna-rendszerek lehetséges típusaival [64-73, 118]. A háromdimenziós képalkotás egyik előnye, hogy térbeli képet kapunk a gyökércsatorna morfológiájáról [71, 74] a környező képletek egymásra vetülése nélkül [71]. Mindez hasznos szerepet játszhat a gyökércsatorna alakjának meghatározásában. Azonban ezidáig csupán néhány tanulmány számolt be a gyökércsatorna alakjának annak teljes hosszában történő vizualizációjáról - az orificiumtól a foramen apicale-ig - CBCT berendezés használata mellett [55].

### **2.3.2. A CBCT modalitás alkalmazása a fül-orr-gégészeten**

Az orr- és orrmelléküregeket (paranasalis sinusok) érintő rendellenességek sikeres terápiájának alapját képezi az ostiomeatalis egység és a paranasalis sinusok anatómiájának átfogó ismerete és ezen régiók megfelelő radiológiai leképezése. Mindez ugyanakkor döntő fontosságú a fej-nyak sebészetben, különösen a fül-orr-gégészeten, a koponyaalapi sebészet és a maxillofaciális sebészet területén [95-97, 119-123]. A MDCT-t, mint képalkotó eljárást széles körben alkalmazzák a klinikai betegvizsgálatot kiegészítve [119, 124] a patológiai elváltozások elhelyezkedésének és kiterjedésének megállapításához [98, 119]. A CBCT manapság megbízható képalkotó eljárás lehet az említett szakterületeken az alacsonyabb sugárterhelésének, illetve nagyobb felbontóképességének köszönhetően [84, 95, 97, 99-101]. Továbbá az elmúlt évtizedben javasoltá vált ezen anatómiai régió leképezésében [85, 86], valamint a korábban említett előnyöknek és az egyre szélesebb körben elterjedt használata lehetővé teszik a sebészek számára a kétdimenziós kiértékelésről a háromdimenziós kiértékelésre való átállást bármely sebészi beavatkozás előtt. A fogászatban használatos CBCT készülékekkel foglalkozó tanulmányok megállapították, hogy a CBCT megbízható és pontos eszközként funkcionál a beavatkozást megelőző lineáris és háromdimenziós mérések során [56, 125]. Mind a MDCT, mind a CBCT modalitást gyakran használják egyfajta sebészeti

navigációként a műtéti terv felállításakor [96, 119, 126], hogy elkerüljék az olyan súlyos szövődményeket, mint például a súlyos vérzést, vakságot és a központi idegrendszer sérülését [122, 127] a beavatkozás során. A sebészeti eljárások sikerességének és biztonságának növelése érdekében az elméleti modellezés szélesebb körű felhasználása szükséges lehet a személyre szabott kezelésekhez [128] elősegítve ezzel a sebészi beavatkozást. Számos publikáció foglalkozik az operatőrök képzési módszereinek jelenlegi állapotával [129-139], és a műtéti eljárás egyedileg, személyre szabottan történő megtervezésével, mint például a gyors prototípus [121, 129, 137] és a virtuális valóság [122, 133, 134, 138, 139] használatával.

### **2.3.3. A CBCT modalitás alkalmazása a maxillofaciális traumatológiában**

A paranasalis sinusok közül a sinus maxillaris a leggyakrabban érintett anatómiai képlet az egyes arcközép törések során [87]. Cantini Ardila és mtsai. [140] összefüggést találtak az arckoponyatörés és a sinus sphenoidalis, valamint az ékcsont törései között. Az arcközép törések csoportosítására a Le Fort osztályozás széles körben használatos, amely ezen régió törésvonalainak szimmetrikus elhelyezkedésén alapul [141, 142]. A törésvonal tényleges lefutásának megjelenítése csak akkor lehetséges, ha a tér három síkjában kerül kiértékelésre [143]. Ezért számos tanulmány hangsúlyozza a MDCT képalkotás [142] jelentőségét és megbízhatóságát, valamint a CBCT berendezések [88, 89] egyre gyakoribb használatát az arcközép traumák képalkotása során, beleértve a sinus maxillaris töréseket [87, 90], valamint a számítógéppel támogatott sebészet esetén a műtétet megelőző és intraoperatív tervezés során [144-146]. Pohlenz és mtsai. [144] 179 intraoperatív CBCT felvételt készítettek különféle indikációk mellett, amelyek közül 66%-ban valamilyen trauma állt a háttérben, továbbá a sebészi beavatkozásokhoz CBCT alapú navigációs rendszert is használtak. Kokemueller és mtsai. [145] MSCT képhalmazt használtak a preoperatív tervezéshez, amelynek során egy virtuális modellt hoztak létre, amely műtét közben segítette az orvost. A beavatkozás után a preoperatív és a posztoperatív virtuális modelleket egymásra illesztették, hogy láthatóvá tegyék a műtét eredményét. Scolozzi és mtsai. [146] is használtak számítógépes preoperatív tervezést CT alapú képszekvenciák alkalmazásával, amely később, a műtéti eljárás során segítette munkájukat. A műtét végén egy intraoperatív CBCT felvétel segítségével ellenőrizték,



hogy megfelelően pozícionálták-e a csontokat vagy sem. Ezen tanulmány korlátja volt, hogy különböző FOV beállításokat alkalmaztak a CBCT felvételek készítésekor.

#### **2.4. CBCT megbízhatóságának vizsgálati módszerei**

A CBCT eddig említett előnyei mellett - mint minden új módszer bevezetésekor - igazolnunk kell a CBCT modalitás megbízhatóságát akár *in vitro* akár *in vivo*. Erre lehetőséget biztosíthat egyes anatómiai struktúrák összehasonlító radiológiai vizsgálata vagy akár a képminőséget meghatározó térbeli felbontás kvantitatív mérése is olyan modalitásokkal, amelyek széles körben elfogadottá váltak egyfajta referenciaként (pl. konvencionális CT, mikro-CT).

##### **2.4.1. Anatómiai struktúrák összehasonlító vizsgálata**

A gyökérsatorna morfológiáját vizsgáló *in vitro* tanulmányok iránt folyamatosan érdeklődés mutatkozik [55, 147-151]. Az utóbbi években a mikro-CT berendezéseket - nagy felbontása és roncsolásmentes jellege miatt – számos tanulmányban alkalmazták a gyökérsatorna morfológiájának leképezésére [57, 152-157], továbbá ez a képalkotó modalitás lehetővé teszi a megfigyelő számára, hogy egyidejűleg vagy külön-külön értékelje a teljes gyökérsatorna rendszert [156, 158]. Mindezek miatt a mikro-CT, mint modalitás az egyik legjobb jelenleg elérhető technológia, amely alkalmas lehet a kórszövetteni vizsgálat [159] vagy a klinikai szekcionálás [71] mellett a CBCT berendezések validálására.

A paranasalis sinusok térbeli leképezéséhez az egyik legelső választott modalitás a MDCT [99, 101, 124, 160, 161]. Ugyanakkor a CBCT modalitás elterjedése óta egyre nagyobb figyelem övezi az új képalkotó módszert, illetve annak indokolt használatát a paranasalis sinusok anatómiájának, illetve rendellenességeinek vizsgálatokor [27, 99, 101, 162, 163]. Célszerű tehát akár lineáris, akár térfogati mérések segítségével igazolni a CBCT képalkotók megbízhatóságát, hiszen az irodalomban jelenleg korlátozott számban érhetőek el olyan vizsgálatok és áttekintések, amelyek a CBCT és CT felvételi technikák összehasonlító vizsgálatával foglalkoznak a fej-nyaki régióban.

#### 2.4.2. Modalitások összehasonlító vizsgálata az MTF érték alapján

Az MTF meghatározása egy jól ismert és széles körben elfogadott módszer a digitális képalkotó berendezések térbeli felbontásának értékelésére [164, 165]. A konvencionális CT vagy CBCT készülékek MTF értékének kiszámításához használható vékony fém drót (pl. wolframszál), fémlemezbe mart vékony réseket tartalmazó vagy ferde él (slanted edge) fantom, amely rekonstruált képanyagának pont válasz függvényéből (point spread function, PSF) vagy vonal válasz függvényéből (line spread function, LSF) Fourier transzformáció segítségével kvantitatív módon meghatározható az MTF (modulation transfer function, modulációs átviteli függvény) [31, 166-168]. Általában a használt modalitás maximális térbeli felbontásának értékét annál a térbeli frekvencia értéknél adják meg, ahol az MTF maximum értéke 10%-ra csökkent. Ezt az értéket legtöbbször vonalpár/mm-ben adják meg. Brüllmann és mtsai. [31] egy áttekintő publikációjában jelentős eltérést írtak le a térbeli felbontás értékeket tekintve annak függvényében, hogy maga a térbeli felbontás milyen módon került kiszámításra: az MTF meghatározásával, kvantitatív módon vagy egy megfigyelő által, a fantom vizuális kiértékelése során. Ezen felül számos publikáció foglalkozik az MTF meghatározásával, mint a kúpalakú sugárnyaláb alkalmazó képalkotó berendezések képminőségének kvantitatív értékelésével [32, 35, 166, 168-170]. A képminőséget és ezáltal a térbeli felbontást is több tényező befolyásolja, mint például a fókuszpont mérete, a csőfeszültség, a csőáram, az expozíciós idő, a FOV, a projekciók száma, a zaj és a tárgy elmozdulása a képgyűjtés folyamán [30-34]. Rueckel és mtsai. [35] egy mikro-CT modalitással foglalkozó tanulmányukban leírták, hogy a fókuszpont mérete és a térbeli felbontás között szignifikáns korrelációt találtak, azonban 30X-os nagyítás felett (~6,67  $\mu\text{m}$  voxel méret alatt) a nagyobb térbeli felbontás eléréséhez inkább az expozíció energiájának növelése járul hozzá. Egy CBCT tanulmányban írták le Lee és mtsai. [32], hogy kisebb voxel méret és megfelelő rekonstrukciós szűrők alkalmazásával javul a térbeli felbontás, azonban alacsonyabb voxel méret beállításakor a detektálható zaj mennyisége is nő a rekonstruált képanyagon. Mindezeket figyelembe véve hasznos lehet a CBCT és egyéb, röntgensugárzást alkalmazó berendezések képminőségét kvantitatív módon is meghatározni, hogy a diagnosztikai kiértékelés során a kiválasztott modalitás megbízható információt adjon a szkennelt anatómiai régióról [169].

### **3. Célkitűzések**

#### **3.1. Gyökércsatorna rendszerek képi megjelenítése**

- 3.1.1.** Van-e összefüggés CBCT röntgenberendezések voxel mérete és a gyökércsatorna teljes hosszának végig követhetősége között?
- 3.1.2.** A CBCT felvételeken a résztérfogat-hatás befolyásolhatja-e a gyökércsatorna apicalis harmadának megjelenítését?
- 3.1.3.** Különféle CBCT berendezéssel készült gyökércsatorna rendszerek leképezése esetében alkalmazható-e a mikro-CT, mint validáló modalitás?

#### **3.2. Paranasalis sinusok volumetriai mérése**

- 3.2.1.** CBCT-vel készült háromdimenziós képhalmaz megbízható információt nyújt-e a paranasalis sinusok volumetriai mérése során, annak függvényében, hogy a képhalmaz CBCT vagy MDCT berendezéssel készült?
- 3.2.2.** Van-e különbség az InVivo 5.1.2. szoftver félautomata vagy kézi móddal lefuttatott volumetriai kiértékelése során a paranasalis sinusok térfogatértékei között annak függvényében, hogy a képhalmaz CBCT vagy MDCT berendezéssel készült?
- 3.2.3.** Tapasztalható-e különbség az InVivo 5.1.2. szoftver félautomata móddal és a kézi móddal kiértékelt háromdimenziós felvételek térfogatadatai között?

#### **3.3. CBCT és mikro-CT térbeli felbontásának összehasonlító vizsgálata**

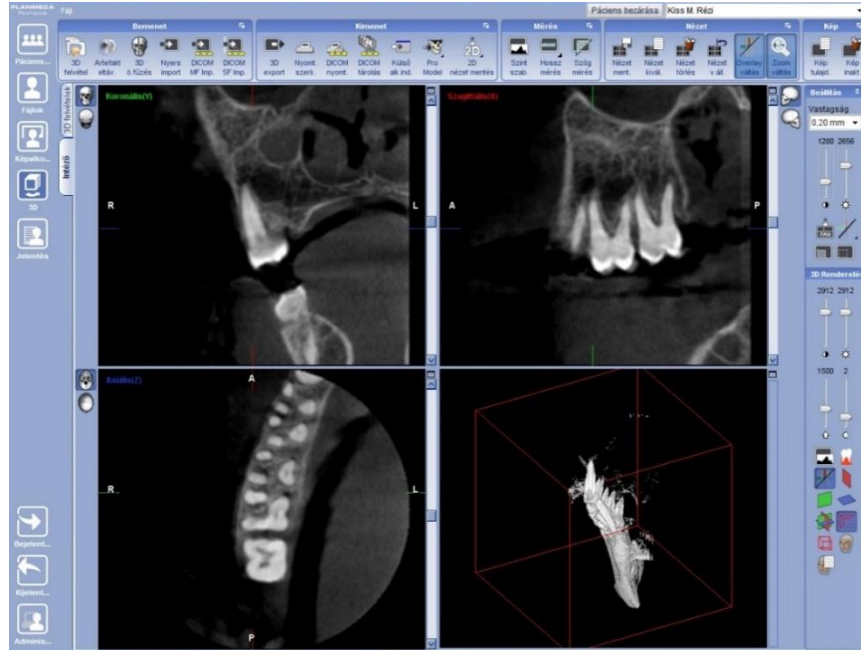
- 3.3.1.** Megbízható-e a CBCT modalitás szubmilliméteres anatómiai struktúrák leképezése esetében?
- 3.3.2.** A mikro-CT, mint modalitás alkalmazható-e a CBCT berendezéssel készült szubmilliméteres anatómiai struktúrák leképezésének validálására?

## 4. Módszerek

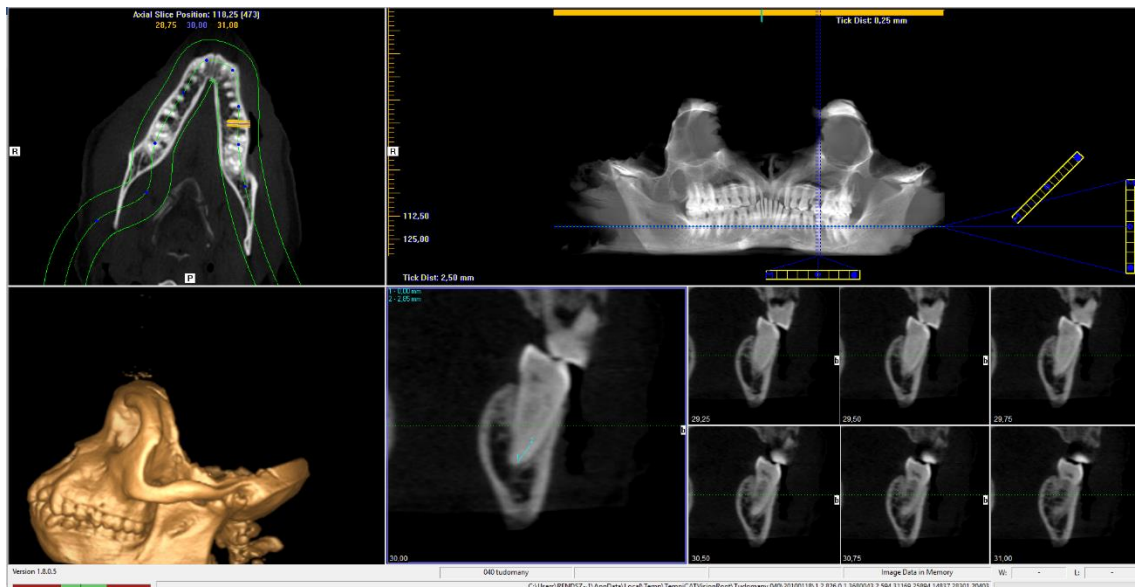
### 4.1. Gyökércsatorna rendszerek képi megjelenítése

Vizsgálatunk során három nőstény majom (*Macaca fascicularis*) koponyáról készítettünk CBCT felvételt négy különböző berendezés segítségével. A lágyszöveteket tartalmazó koponyákat az MTA TTK Kognitív Idegtudományi és Pszichológiai Intézet biztosította. A majom koponyákat korábban neurofiziológiai kutatásokhoz használták, majd exterminálás után formalinban fixálták a mintákat és az agyszövetet eltávolították, azonban az arckoponya sértetlenül megmaradt a lágyszövetekkel együtt. A minták szkennelését a Semmelweis Egyetem Önálló Radiológiai Részlegén Planmeca ProMax 3D smart (*Planmeca Oy, Helsinki, Finnország*), a Semmelweis Egyetem Arc- Állcsont-Szájsebészeti és Fogászati Klinika Radiológiai Osztályán i-CAT Classic (*Imaging Sciences International, Hatfield, Egyesült Államok*), a Szegedi Tudományegyetem Fogorvostudományi Kar Radiológiai Részlegén NewTom VG (*Quantitative Radiology s.r.l., Verona, Olaszország*) és a VIP Dental CBCT és Röntgen Központ Kodak 9000 3D (*Carestream Health, Rochester, NY, Egyesült Államok*) CBCT készülékén végeztük el. Az expozíció során az adott készülékkel elérhető lehető legkisebb voxel méretet állítottuk be: 100  $\mu\text{m}$  izotrópikus voxel méretet a Planmeca ProMax 3D (84 kV, 10 mA), 250  $\mu\text{m}$  izotrópikus voxel méretet az i-CAT Classic (120 kV, 36 mA),  $100 \times 100 \times 150 \mu\text{m}$  nem izotrópikus voxel méretet NewTom VG (110 kV, 0,50 mA) és 76  $\mu\text{m}$  izotrópikus voxel méretet a Kodak (70 kV, 10 mA) berendezés esetében. Az egyes készülékeknél elérhető szoftveres képjavító funkciókat (pl. fém műtermék eltávolító, adaptív zajszűrő) inaktiváltuk.

A CBCT felvételeken a gyökércsatorna rendszerek kiértékelését három független megfigyelő végezte a tér három síkjában coronapicalis irányban az adott CBCT készülékhez tartozó gyári képnéző szoftver segítségével (12. ábra, 13. ábra, 14. ábra, 15. ábra).

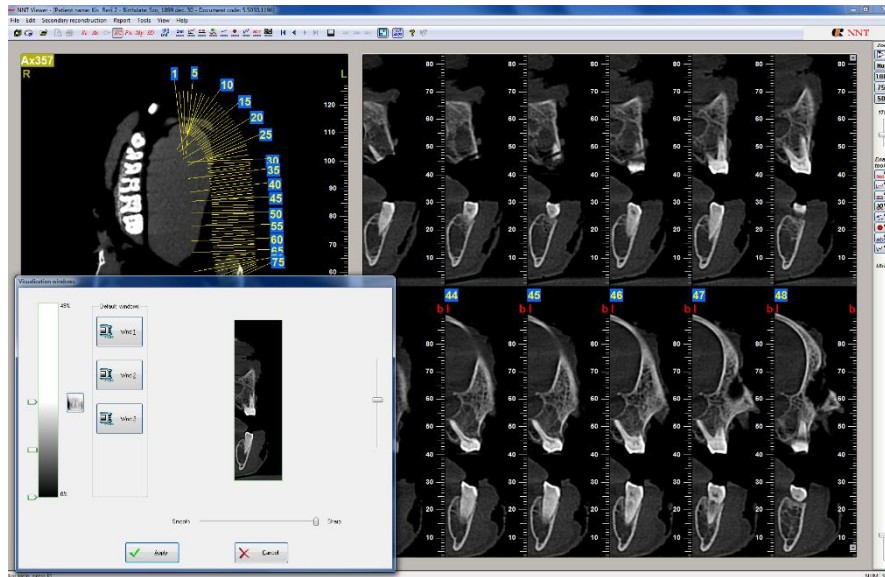


12. ábra A Planmeca ProMax 3D CBCT smart képanyagának értékelése a Romexis szoftverben coronalis, sagittalis és axialis síkokban



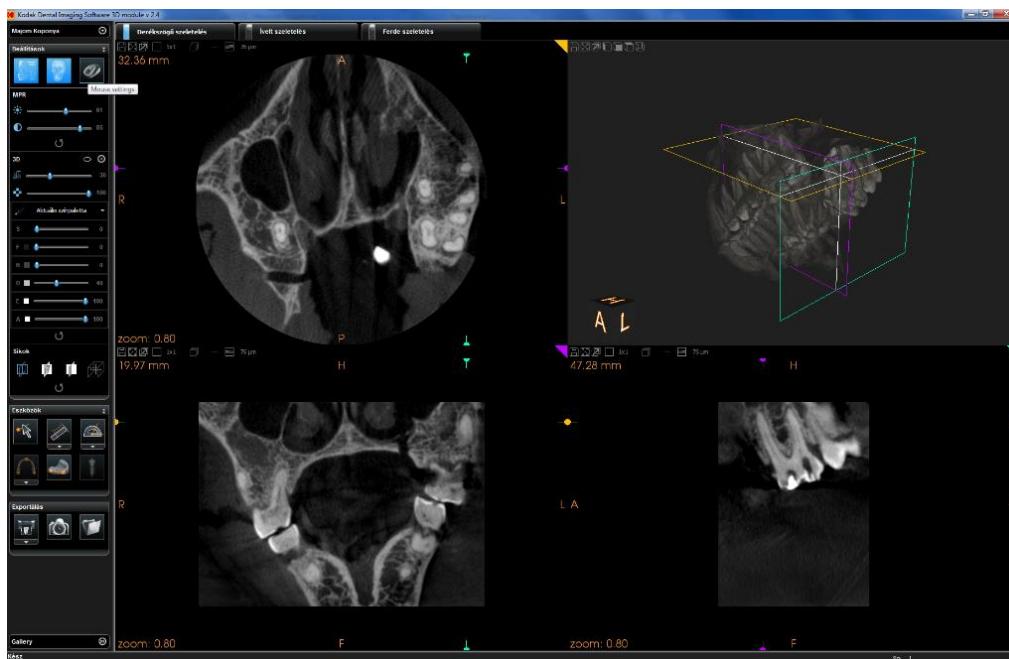
13. ábra A bal alsó második molaris mesialis gyökércsatornájának értékelése az i-CAT Classic CBCT képanyagán implantátum nézetben az iCATVision képnéző szoftverben

*A nagyított transaxialis síkban a megfigyelő a távolságmérő eszközt használja és a bal felső sarokban kék színben megjelenő értéket rögzíti, amely az adott csatorna RL hosszát adja meg.*



**14. ábra A NewTom VG CBCT képanyagának értékelése a coronalis metszeten**

*Az NNT Viewer szoftver kezelőfelületén a bal alsó ablakban a megfigyelő a hisztogramot módosítja a bal alsó első molaris mesialis gyökércsatornájának jobb képi megjelenítése érdekében.*

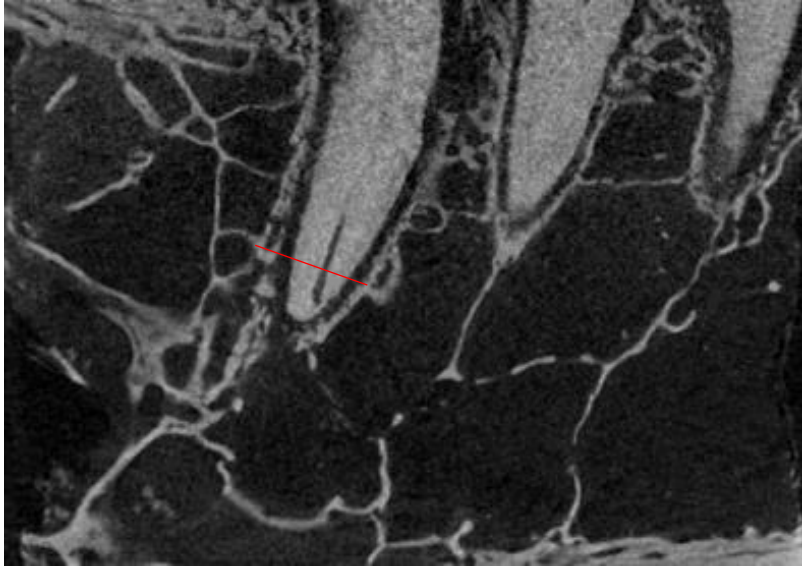


**15. ábra A Kodak 9000 3D CBCT felvételek értékelése az axialis, coronalis és sagittalis síkokban**

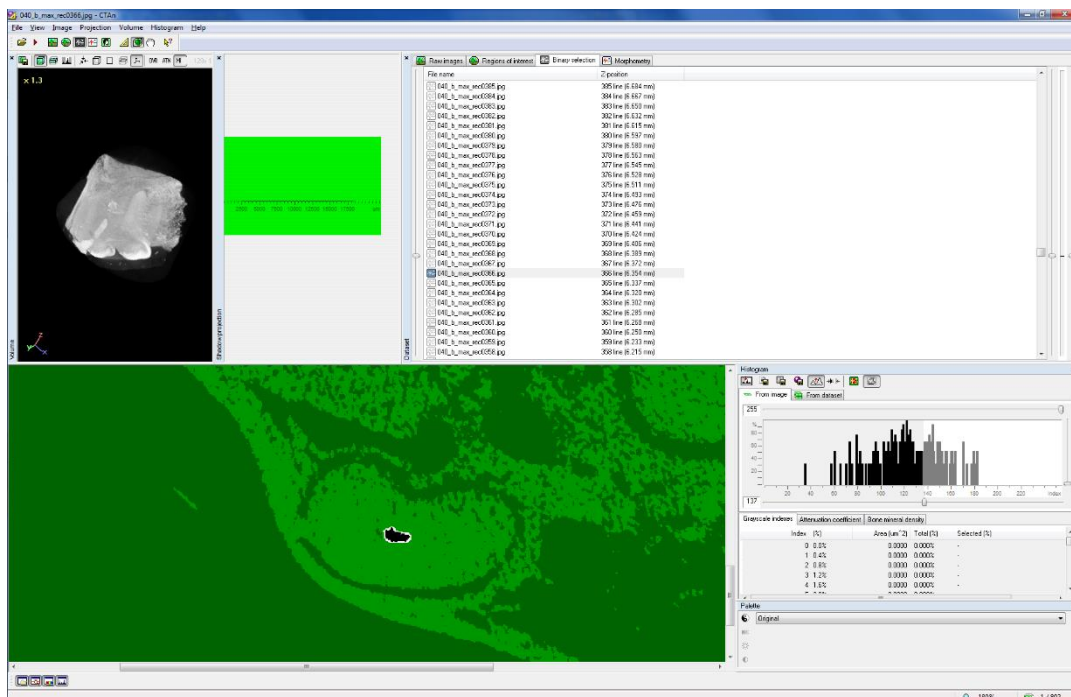
*A Kodak Dental Imaging 3D Module szoftverben a bal felső ablakban a megfigyelő a fényerősséget és a kontrasztot állítja be.*

A kiértékelést végzők közül ketten több mint tíz éves tapasztalattal rendelkeztek az endodontia és a fogászati radiológia területén. A gyökércsatornák vizsgálata során a megfigyelő utólag javíthatott (posztprocesszálás) a rekonstruált képanyag minőségén, lehetősége volt például állítani a fényerőt, kontrasztot és a jobb megjelenítés érdekében mozgathatta a leképezett térfogatot. A három majom koponya bal felső második és harmadik molaris fogak mesiobuccalis és distobuccalis, valamint a bal alsó második és harmadik molaris fogak mesialis gyökércsatornáit (összesen 12 molaris, 24 gyökércsatorna és egy járulékos csatorna) értékeltük. A legapicalisabb szintet, ahol a gyökércsatorna lumene még látható volt a CBCT képszekvencián, referenciaszintként (reference level, RL) használtuk. A kiértékelő az apex és a RL közötti távolságot megmérte az adott képnéző szoftver lineáris mérőeszközének segítségével. Ezt az értéket mm-ben rögzítette. Az interobszerver megbízhatóság ellenőrzéséhez meghatároztuk az osztályon belüli korrelációs koefficiens (intra-class correlation coefficient, ICC).

A CBCT felvételek elkészítése után a második és harmadik molarisokat tartalmazó csontpreparátumokat szkenneltük SkyScan 1172 mikro-CT (*SkyScan, Kontich, Belgium*) készülék segítségével 17  $\mu\text{m}$  izotrópikus voxel mérettel, illetve 70 kV csőfeszültség, 141  $\mu\text{A}$  csőáram, 4s expozíciós idő és 0,5 mm alumínium szűrő beállítása mellett. A mikro-CT által készített nyers projekciós adathalmazokat NRecon v.1.6 szoftver (*SkyScan, Kontich, Belgium*) segítségével rekonstruáltuk (ring artifact correction = 10, beam hardening correction = 20 %). A rekonstruált képanyagot CTAn v.1.1 szoftverbe (*SkyScan, Kontich, Belgium*) importáltuk és a gyökércsatorna lumenét a RL-en (16. ábra), az axialis képen elemeztük a küszöbérték manuális beállítása után a szegmentált képen: a lumen területét, a nagy és kis átmérőket, az átlagos vastagságot és az átmérők arányát a rekonstruált képszekvenciákon a szoftver használatával (17. ábra).



16. ábra A mikro-CT-vel szkennelt csontpreparátum sagittális metszetén a mért referenciaszint (piros vonal) a második moláris mesialis gyökerén



17. ábra A CTAn szoftver kezelőfelülete a gyökércsatorna lumen kétdimenziós kiértékelése előtt a referenciaszinten

A jobb felső ablak a referenciaszintnek megfelelő axialis szeletet mutatja. A bal alsó képen a zöld terület a kiértékelendő területen kívüli inaktív területet jelöli. A jobb oldali középső ablak a kép hisztogramját mutatja, amelyen manuálisan beállítottuk a küszöbértéket a szegmentálás során.



#### 4.2. Paranasalis sinusok volumetriai mérése

A retrospektív vizsgálat során 240 páciens radiológiai felvételeit választottuk ki, amelyből 121 MDCT és 119 CBCT készüléssel készült a vizsgálatot megelőző öt év során és a Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği ve Tıp Fakültesi Radiológiai Klinikáján hasonlítottuk össze. Nem és életkor szerint csoportosítottuk a betegeket mind a MDCT, mind a CBCT képanyagok esetében. Az átlagéletkor 36,2 év volt (korcsoport: 18-70 év, standard deviáció (SD): 16,1 év). A férfi betegek átlagéletkora 39,0 (SD:17,38; n = 110) év (18-69 év), míg a női betegek átlagos életkora 37,6 (SD: 15,63; n = 130) év (18-70 év) volt. A betegeket 3 korcsoportba soroltuk be: 18-35, 36-60 éves és 60 év felettiek. A kizárási kritériumok az alábbiak voltak: bizonyított csontbetegség (különösen osteoporosis); releváns gyógyszerfogyasztás; a páciens kórelőzményében szereplő bármilyen, a sinus maxillarisokat vagy a sinus sphenoidalist érintő csontvázszerkezeti asszimmetriák vagy traumák, veleszületett rendellenességek, korábbi sebészeti beavatkozás vagy patológiai eltérés, amely valamely sinus maxillaris vagy a sinus sphenoidalist érintette. Továbbá a gyenge minőségű képeket kizártuk, mint például a szórást mutató felvételeket vagy amennyiben a felvételen a csontos határok nem megfelelő pontossággal voltak követhetőek. A végső vizsgálati csoportban csak megfelelő minőségű képanyagok kerültek be. A kizárási kritériumokat alkalmazva a MDCT képek esetén 23 jobb oldali, 28 bal oldali sinus maxillaris és 11 sinus sphenoidalis, a CBCT felvételek esetén 23 jobb oldali, 20 bal oldali sinus maxillaris és 7 sinus sphenoidalis képanyagát zártuk ki. Ennek következtében a MDCT felvételek esetén 98 jobb oldali és 93 bal oldali sinus maxillaris, illetve 110 sinus sphenoidalis térfogatot értékeltünk, a CBCT képanyagokból összesen 96 jobb oldali és 99 bal oldali sinus maxillaris, illetve 112 sinus sphenoidalis térfogatát határoztuk meg. A vizsgálatba bevont paranasalis sinus bármely patológiás elváltozástól mentes és üres volt, kóros állapot nélkül. A vizsgálati protokollt a Helsinki Deklarációban foglaltaknak megfelelően végeztük el. A kutatást a Semmelweis Egyetem Regionális, Intézményi Tudományos és Kutatásetikai Bizottsága engedélyezte (SE TUKEB szám: 138/2016.). Az összegyűjtött képanyagokhoz csak a megfigyelők férhettek hozzá. A minta kiválasztása tekintetében egyik nemet sem részesítettük előnyben.

#### 4.2.1. CBCT képalkotás

A CBCT felvételek Newtom 3G (*Quantitative Radiology s.r.l., Verona, Olaszország*) berendezéssel készültek 22,86 cm vagy 30,48 cm méretű FOV-al 300  $\mu\text{m}$  izotrópikus voxel mérettel, 120 kV csőfeszültséggel, 3-5 mA csőárammal. Minden CBCT vizsgálatot szigorú, szabványosított vizsgálati protokoll szerint végeztek el. A betegek vízszintes helyzetben voltak az expozíció során, direkt audio-vizuális kontroll mellett ellenőrizve, hogy szájuk természetes pozícióban zárt legyen és arra kérték őket, hogy a vizsgálat alatt mozdulatlanok maradjanak. Az elkészült felvételek során hat páciens felvételén detektáltunk bemozdulási műterméket, ezért ezeket a CBCT felvételeket nem vontuk be a vizsgálatba.

#### 4.2.2. MDCT képalkotás

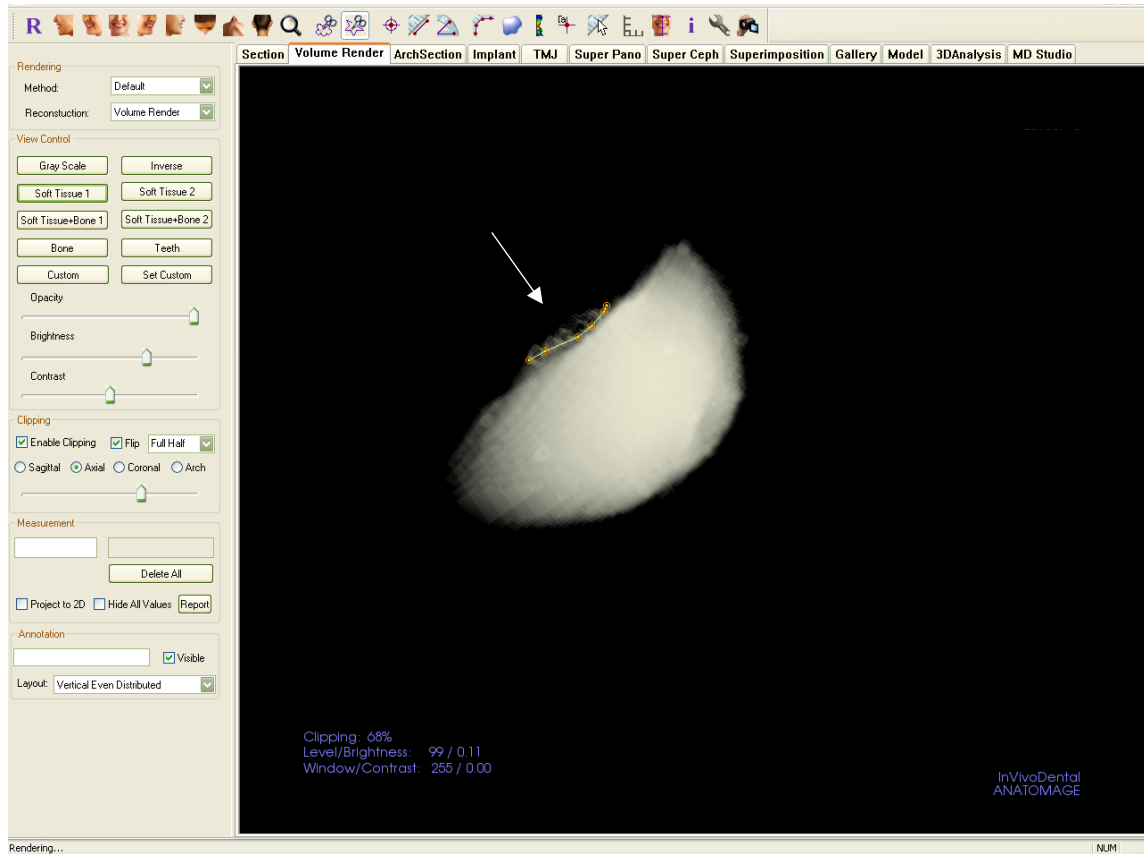
A MDCT felvételeket Philips Brilliance 16 (*Philips Medical Systems, Best, Hollandia*) berendezéssel rögzítették  $16 \times 0,75$  kollimációval, 1 mm szeletvastagsággal, 0,688 mm-es asztallap elmozdulással (pitch), ahol a rekonstruált szelet vastagsága 1 mm volt, így nem izotrópikus voxelekből állt. A CBCT és MDCT képszekvenciákat DICOM fájlformátumba (512 X 512 matrix) exportáltuk és az Invivo 5.1.2 (*Anatomage, San Jose, CA, Egyesült Államok*) szoftverbe importáltuk, majd a térfogatméréseket elvégeztük a szoftver segítségével.

Minden rekonstruált képanyag egy 54 cm-es képátmérőjű, síkképernyőjű orvosi felhasználásra tervezett aktív mátrixú TFT monitoron (*Nio Color 3 MP, Barco, Kortrijk, Belgium*) került kiértékelésre. A kiértékelő személynek lehetősége volt az adott képanyag szoftveres javítására vagy mozgatására, mint például a nagyítás, a fényerő és a kontraszt állítására az egyes anatómiai struktúrák jobb képi megjelenítésének érdekében.

#### 4.2.3. A rekonstruált képszekvenciák térbeli megjelenítése és kiértékelése

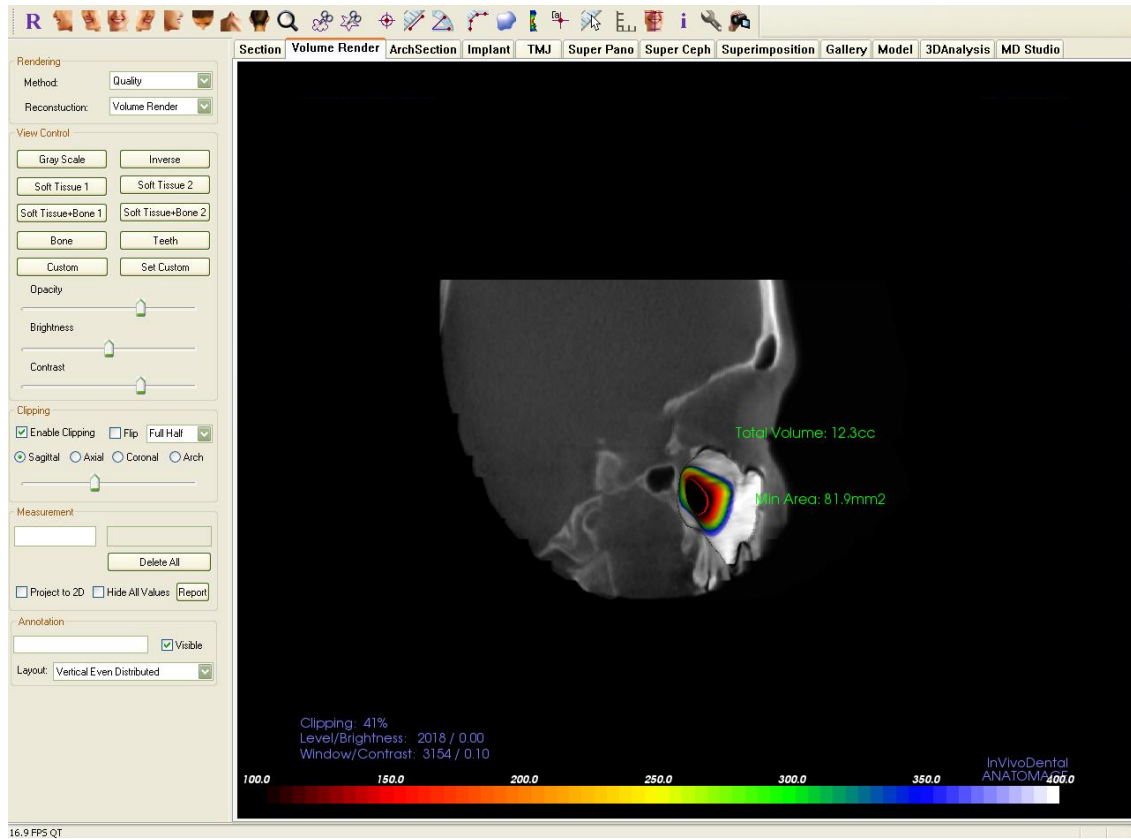
Az adott beteg keményszövetre szegmentált képanyaga egy virtuális térben jelent meg, amelyet egy korábbi tanulmány szerint [171] félautomata algoritmussal standard pozícióba állítottunk. A sinus maxillarisok és a sinus sphenoidalisok térfogatát értékeltük. A volumetriai mérés során a szoftver két térfogameghatározó módját alkalmaztuk: "kézi mód" (hand mode) és "félautomata" (semiautomatic) mód. A kézi mód aktiválásával inverz képet kapunk és a program rekonstruálja a sinus háromdimenziós modelljét a

DICOM képsorozatból, amelyen a vizsgált térfogatot virtuális vágóeszköz segítségével választottuk ki manuálisan a levegővel telt üregek komplementer területeinek kivágásával a tér három síkjában (18. ábra). Ezután lefuttattuk szoftver térfogatszámító algoritmusát.



**18. ábra Sinus maxillaris térfogatának meghatározása kézi üzemmód használatával**  
*A sinus maxillarishoz nem tartozó terület eltávolítása a virtuális vágóeszköz segítségével*

A félautomata üzemmódban úgy választottunk ki legalább három, egymástól lehető legtávolabbi pontot, hogy ezek közül a legtávolabbi két pont a sinus határán helyezkedjen el, majd lefuttattuk a volumetriai mérést (19. ábra). A statisztikai elemzéseket SPSS v.23 (IBM Corp., Armonk, NY, Egyesült Államok) szoftver segítségével végeztük. A paranasalis térfogatmérések közötti különbségek megállapításához (kor, nem és oldaliság szerint) Mann-Whitney féle U-próbát alkalmaztunk. Az összefüggéseket szignifikánsnak tekintettük, ha a p értéke  $p < 0,05$ .

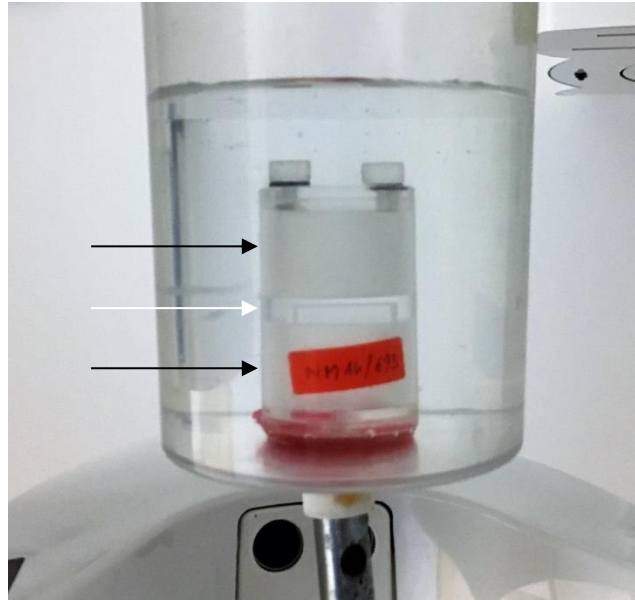


**19. ábra Sinus maxillaris térfogatának megállapítása a félautomata üzemmód lefuttatása után**

### **4.3. CBCT és mikro-CT térbeli felbontásának összehasonlító vizsgálata**

Az MTF meghatározásához egy henger alakú, mikro-CT vizsgálatokhoz készített műanyag fantomot (*MicroCT Image Quality Phantom with Slanted Edge, Mediso Ltd., Budapest, Magyarország*) használtunk. A két levegővel telt kamrát tartalmazó fantomot, amelyek között a téglatest alakú ferde él zóna található, Mediso nanoScan CT mikro-CT berendezésbe helyeztük (*Mediso Ltd., Budapest, Magyarország*) és a tárgytartóhoz fogászati alkalmazásokhoz használt viasszal rögzítettük úgy, hogy a fantom hosszabbik tengelye merőleges volt a centrális sugár irányára. A szkennelést az alábbi beállítások mellett végeztük el: 20  $\mu\text{m}$  izotrópikus voxel méret, 70 kV csőfeszültség, 720 projekció, 300  $\mu\text{A}$  csőáram, 300 ms expozíciós idő, binning: 1 X 1, nagyítás: 3.75 X és 1936 X 1936 pixel. A CBCT MTF értékének meghatározásához a fantomot egy vízzel telt henger alakú edénybe helyeztük, mivel a beállításra kerülő FOV mérete kisebb, mint a fantom mérete. A fantomot úgy helyeztük az edénybe, hogy a ferde élet tartalmazó terület hosszabbik éle

párhuzamos legyen a föld síkjával. A minta bemozdulását elkerülendő a fantomot fogászati viasszal rögzítettük az edény aljához, a vízzel telt edényt pedig a földön stabilizált fém tartószerkezethez ragasztottuk (20. ábra).

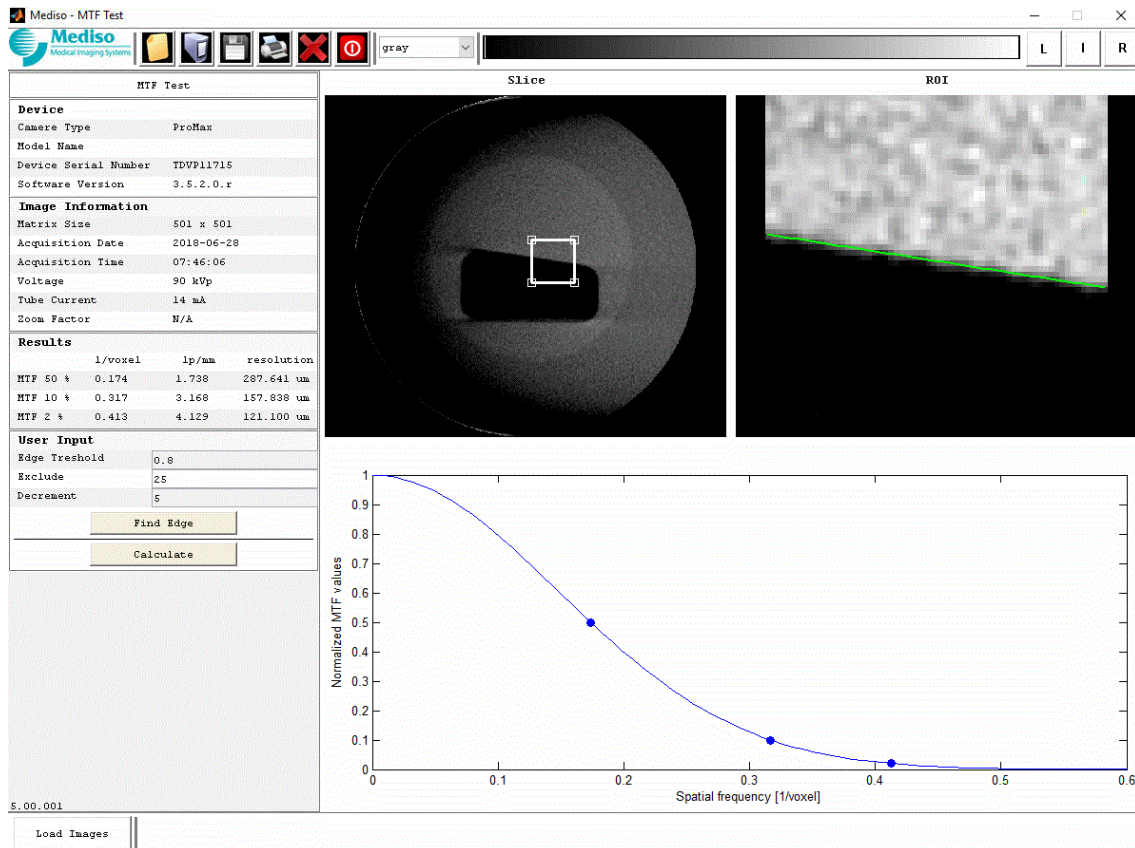


**20. ábra A téglatest alakú ferde él zónát tartalmazó fantom pozíciója a CBCT szkennelést megelőzően**

*A fekete nyilak a levegővel telt kamrákra, a fehér nyíl a téglatest alakú ferde él zónára mutatnak.*

A fantomot Planmeca ProMax 3D CBCT-vel (*Planmeca Oy, Helsinki, Finnország*) szkenneltük 100  $\mu\text{m}$  izotrópikus voxel mérettel (90 kV, 14 mA, 12 s, 501 X 501 pixels). Ezután a CBCT és mikro-CT képanyagot Feldkamp-Davis-Kress algoritmussal rekonstruáltuk és DICOM formátumba exportáltuk, amelyet a Mediso Image Quality Center szoftverbe (*Mediso Ltd., Budapest, Magyarország*) importáltunk. A ferde él módszert alkalmaztuk az egyes képalkotó készülékek MTF értékének meghatározásához. A CBCT és mikro-CT képek esetén három-három szomszédos szelet került kiválasztásra, amelyeken a fantom transzparens, téglalap alakú ferde él területe látható volt. Minden egyes szeleten két területet jelöltünk ki (region of interest, ROI) a téglalap alakú terület hosszabbik éle mentén és a szoftver meghatározta az MTF görbéket és a térbeli frekvenciát 10% MTF értéknél (21. ábra).

A statisztikai analízishez az SPSS szoftver (ver. 23.0.0.0.; SPSS, Inc., Chicago, IL, Egyesült Államok) használtuk. Az egyes berendezések térbeli felbontását meghatározó értékek korrelációs együtthatójának megállapításához Pearson-féle korrelációs-számítást végeztünk.



## 21. ábra MTF értékek számítása a Mediso Image Quality Center szoftverrel

A kiértékelés után a kezelőfelület felső két ablakában a fantom transzparens ferde élére helyezett ROI látható. A bal oldali ablak a kiszámított MTF értékeket mutatja 1/voxel és lp/mm dimenziókban. Az alsó ablakban a kiválasztott ROI-ra kapott MTF görbe ábrázolódik.

## 5. Eredmények

### 5.1. Gyökércsatorna rendszerek képi megjelenítése

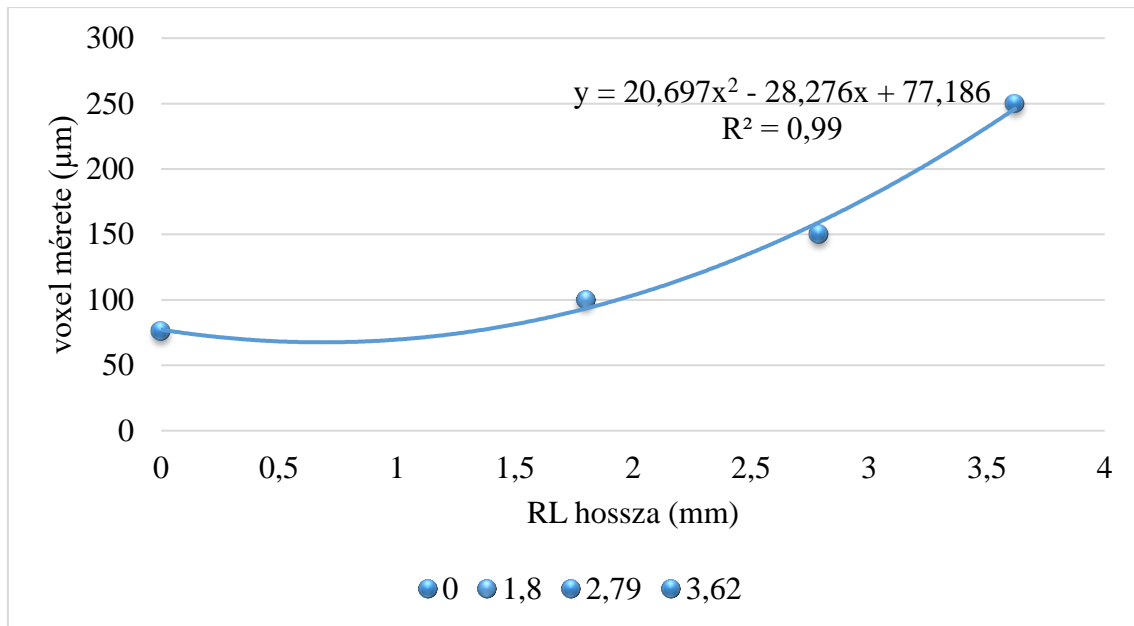
A CBCT felvételek kiértékelése többnyire a sagittalis és coronalis síkokban zajlott, ugyanis az axialis síkban volt a legkevésbé meghatározható a gyökércsatorna lefutása az apicalis szakaszon. Az elvégzett interobszerver megbízhatósági vizsgálat igen erős szignifikanciát mutatott ( $ICC = 0,983$ ;  $p < 0,001$ ). Az esetleges eltérések abból származhatnak, hogy bár a megállapított RL-k nagysága konzisztens volt, bizonyos esetekben a megfigyelők a kiértékelt csatornát eltérő mértékben ítélték a teljes hosszban követhetőnek. A Kodak CBCT berendezéssel készült felvételek esetén minden gyökércsatorna teljes hosszában követhető volt a vizsgálók szerint, így RL-t egyik esetben sem lehetett meghatározni (1. táblázat). A Planmeca berendezéssel készített rekonstruált képsorozatok vizsgálata során csak egy gyökércsatorna nem volt követhető teljes hosszában, ahol a RL 1,80 mm volt coronalis irányban az apextől. A NewTom felvételeken 11 gyökércsatorna esetében határoztak meg a megfigyelők RL-t, amelynek az apextől mért átlagos távolsága  $2,79 \pm 1,34$  mm volt. Az i-CAT képanyagában 16 gyökércsatorna esetén állapítottak meg RL-t, amelynek átlagos távolsága az apextől  $3,62 \pm 1,45$  mm volt. A rekonstruált axialis mikro-CT felvételeken mért gyökércsatorna lumenek keresztmetszeti paraméterei a következők voltak a NewTom és az i-CAT esetében: a gyökércsatorna átlagos területe  $21162 \pm 14737 \mu\text{m}^2$ , illetve  $65378 \pm 65792 \mu\text{m}^2$  volt, az átlagos nagyobb átmérő  $187,07 \pm 82,08 \mu\text{m}$  és  $335,32 \pm 210,69 \mu\text{m}$ , a kisebb átmérő pedig  $69,46 \pm 43,56 \mu\text{m}$  és  $121,87 \pm 86,85 \mu\text{m}$  volt. A lumen keresztmetszeti alakját reprezentáló átmérők aránya  $3,00 \pm 0,98$  és  $3,11 \pm 1,39$  értéket mutatott. A gyökércsatorna lumen átlagos vastagsága a RL-en a NewTom felvételek esetén  $55,06 \pm 18,52 \mu\text{m}$ , míg az i-CAT képszekvenciák esetén  $95,05 \pm 44,34 \mu\text{m}$ .

## 1. táblázat Keresztmetszeti paraméterek a referenciaszinten

CBCT	n	RL (mm)	terület ( $\mu\text{m}^2$ )	nagy $\Phi$ ( $\mu\text{m}$ )	kis $\Phi$ ( $\mu\text{m}$ )	átlagos vastagság ( $\mu\text{m}$ )	AR
<b>Kodak 9000 3D</b>	0	n.a.	n.a.	n.a.	n.a.	n.a.	n.a.
<b>Planmeca ProMax 3D</b>	1	1,8	7243	125,7	34,74	34,75	3,6
<b>NewTom VG</b>	11	2,79 $\pm$ 1,34*	21162 $\pm$ 14737	187,07	69,46	55,06 $\pm$ 18,52*	3
<b>iCat Classic</b>	16	3,62 $\pm$ 1,45*	65378 $\pm$ 65792	335,32	121,87	95,05 $\pm$ 44,34*	3,11
<b>RL (reference level) = referencia szint; AR (aspect ratio) = átmérők aránya *p &lt; 0,05</b>							

Az egyes CBCT berendezéseken beállított legkisebb voxel méretet a rekonstruált mikro-CT felvételeken megállapított átlagos RL-ek függvényében pontdiagramon ábrázoltuk. A meghatározott adatsorra ezt követően illesztőgörbét helyeztünk, amelyet az alábbi képlet definiált:  $y = 20,697x^2 - 28,276x + 77,186$ . A másodfokú függvény igen jól illeszkedett az általunk kapott adatsorra, ugyanis az  $R^2$  értéke 0,99 volt (22. ábra).





**22. ábra A voxel méret és az átlagos RL hossz közötti összefüggés meghatározása pontdiagramon illesztőgörbe segítségével**

A pontdiagramon az abszcissza a RL hosszát mm-ben, az ordináta a voxel méretet ábrázolja μm-ben. A kék pontok az adott voxel mérethez tartozó átlagos RL hosszt jelölik, azaz az apextől milyen távolságban vesztették el a megfigyelők a gyökércsatorna lumenét. A folytonos kék vonal a másodfokú függvénnyel definiált illesztőgörbét jelöli. A minták száma 25 volt.

**5.2. Paranasalis sinusok volumetriai mérése**

A CBCT felvételeken elvégzett mérések átlagértékei (jobb oldali sinus maxillaris:  $14,59 \pm 5,64 \text{ cm}^3$ , bal oldali sinus maxillaris:  $15,53 \pm 5,83 \text{ cm}^3$ ; sinus sphenoidalis:  $10,06 \pm 4,4 \text{ cm}^3$ ) konzisztensek voltak a korábban megadott irodalmi adatokkal (sinus maxillaris:  $15 \pm 2 \text{ cm}^3$ , sinus sphenoidalis:  $12,5 \pm 2,5 \text{ cm}^3$ ) [172], azonban a félautomata meghatározás során kapott volumetriai értékek eltérőek voltak az irodalmi átlagértékektől, mivel lényegesen alacsonyabb értékeket mutattak (jobb oldali sinus maxillaris:  $10,72 \pm 4,59 \text{ cm}^3$ ; bal oldali sinus maxillaris:  $10,40 \pm 4,32 \text{ cm}^3$ ; sinus sphenoidalis  $6,78 \pm 3,55 \text{ cm}^3$ ). Habár a MDCT képszekvenciák kézi módszerrel kiértékelt térfogatértékei (jobb oldali sinus maxillaris:  $8,0 \pm 3,17 \text{ cm}^3$ ; bal oldali sinus maxillaris:  $8,11 \pm 3,26 \text{ cm}^3$ ; sinus sphenoidalis:  $4,75 \pm 2,62 \text{ cm}^3$ ) közelebb álltak az irodalmi adatokhoz a félautomata

üzemmóddal lefuttatott mérésekhez képest (jobb oldali sinus maxillaris:  $5,71 \pm 2,52 \text{ cm}^3$ ; bal oldali sinus maxillaris:  $5,60 \pm 2,47 \text{ cm}^3$ ; sinus sphenoidalis  $3,10 \pm 2,18 \text{ cm}^3$ ), a MDCT berendezéssel készült felvételekből számított térfogatértékek lényegesen alacsonyabbak voltak a CBCT berendezéssel készült felvételek alapján kapott értékekhez képest. A félautomata üzemmód során számított térfogati értékek különböztek az irodalmi átlagoktól, mivel azoknál jelentősen kisebb volumetria átlagokat mutattak (2. táblázat).

## 2. táblázat A vizsgálatunk során mért értékek és szórások viszonyítása az irodalmi átlagértékekhez

Sinus maxillaris:  $15 \pm 2 \text{ cm}^3$ , sinus sphenoidalis:  $12,5 \pm 2,5 \text{ cm}^3$  [172].

cm <sup>3</sup> <i>mód</i>	CBCT			MDCT		
	sinus maxillaris		sinus sphenoidalis	sinus maxillaris		sinus sphenoidalis
	jobb	bal		jobb	bal	
<b>kézi</b>	14,59 ± 5,64	15,53 ± 5,83	10,06 ± 4,4	8,0 ± 3,17	8,11 ± 3,26	4,75 ± 2,62
<b>fél- automata</b>	10,72 ± 4,59*	10,40 ± 4,32*	6,78 ± 3,55*	5,71 ± 2,52*	5,60 ± 2,47*	3,10 ± 2,18*

A félautomata és kézi módszerrel kiértékelt értékeket összehasonlítottuk mind a CBCT, mind a MDCT berendezéssel készült felvételek esetén. Az egyes eltérések igen erős szignifikanciát mutattak mindegyik esetben ( $p^{***} < 0,001$ ) (2. táblázat). A CBCT képanyagokon kézi móddal végzett volumetria mérések eredményei minden esetben közel álltak az irodalmi adatokhoz (3. táblázat).

**3. táblázat A CBCT képanyagon kézi móddal mért sinus maxillaris értékek összehasonlítása néhány irodalmi adattal**

$\text{cm}^3$	<i>jobb oldali sinus maxillaris</i>	<i>bal oldali sinus maxillaris</i>
<b>Prabhat és mtsai. [173] (CT felvételek)</b>		
<b>férfi</b>	$16,63 \pm 4,54$	$15,19 \pm 3,94$
<b>nő</b>	$11,61 \pm 5,15$	$10,95 \pm 4,98$
<b>Oz és mtsai. [174] (CBCT felvételek)</b>		
<b>impaktált szemfog a bal oldalon</b>	$14,48 \pm 3,19$	$14,77 \pm 3,31$
<b>impaktált szemfog a jobb oldalon</b>	$13,78 \pm 2,93$	$13,88 \pm 2,92$
<b>Szabo és mtsai. [103] (CBCT felvételek)</b>		
	$14,59 \pm 5,64$	$15,53 \pm 5,83$

**5.3. CBCT és mikro-CT térbeli felbontásának összehasonlító vizsgálata**

A térbeli frekvenciát 10 % MTF értéknél adtuk meg, amely tulajdonképpen a készülék adott expozíciós paramétereinek melletti legnagyobb elérhető térbeli felbontást jelöli. A szoftver által meghatározott térbeli frekvenciák erős pozitív korrelációt mutattak a CBCT, illetve a mikro-CT rekonstruált képszeletein, mivel a Pearson-féle korrelációs együttható a CBCT esetében  $r = 0,922$  és a mikro-CT esetében  $r = 1,000$  volt. Ezután a 10% MTF szinten kiszámítottuk a térbeli frekvenciák átlagát mind a CBCT, mind a mikro-CT képanyag esetében. A mikro-CT kijelölt szeletein az átlagos térbeli felbontás  $13,35 + 2,47$  vonalpár/mm ( $38,71 + 8,24 \mu\text{m}$ ), a CBCT esetében ez  $3,33 + 0,29$  vonalpár/mm ( $150,95 + 11,9 \mu\text{m}$ ) volt.

## 6. Megbeszélés

### 6.1. Gyökércsatorna rendszerek képi megjelenítése

A CBCT modalitás alkalmazása nem hangsúlyozható eléggé a mindennapi fogászati klinikai gyakorlatban és a fogorvostudományi kutatásokban [175]. A gyökérkezeléssel járó beavatkozásoknál ez a módszer segíthet a periapicalis elváltozások diagnózisának, illetve azok kórokának megállapításában, valamint nem invazív módon a gyökércsatorna morfológiájának leképezésében [74, 176]. Mindazonáltal ezek az eszközök korábban még nem álltak rendelkezésre a gyökércsatorna munkahosszának meghatározásához. Az eredményeket figyelembe véve, a CBCT berendezések felbontása és a voxel méretének izotrópikus jellege lényeges befolyásoló tényezők lehetnek a gyökércsatorna teljes hosszának detektálásában: a Planmeca esetén csupán 4% (csak egy gyökércsatorna apicalis végződése nem volt látható), i-CAT esetén 64%, a NewTom esetén 44%-a a 25 gyökércsatorna apicalis végződésének nem volt detektálható. A Kodak berendezés esetén viszont mindegyik gyökércsatorna végig követhető volt az orificiumtól a foramen apicale-ig.

Ezt támasztja alá az megfigyelésünk, amely szerint az eredményeink során kapott RL értékek és a voxel méret közötti összefüggést másodfokú polinommal közelítettük és a jól illeszkedő függvény görbéje 100  $\mu\text{m}$  voxel méret felett a voxel méret növelésével a vizsgált gyökércsatorna lumen elvesztésének az apextől mért távolsága szigorúan monoton nőtt. Ennek értelmében a beállított nominális voxel méret növelésével a másodfokú függvénynek megfelelő mértékben nő annak a távolságnak a nagysága a gyökér apexétől számítva, ahol a megfigyelő a gyökércsatorna transzparenciáját elveszíti, azaz a gyökércsatorna lumene tovább nem követhető apicalis irányban. Ezt a megállapításunkat szem előtt tartva elmondható, hogy a felvételt kérő orvosnak, és/vagy szolgáltatóknak ismernie kell a röntgenfelvétel pontos indikációjának megfelelő méretű FOV és nominális voxel méretet.

Azokban az esetekben, amikor nagy számban nem volt detektálható a gyökércsatorna apicalis szakasza, valószínűleg a referenciaszinten a gyökércsatornát leíró paraméterek némelyike kisebb lehetett, mint a CBCT készüléken beállított voxel méret. Jelen esetben ez - az általunk kiválasztott paraméterek közül - a kisebb átmérő volt. Ez igazolhatja a nagy felbontású CBCT választásának létjogosultságát, azaz, hogy a voxel méretével összevethető nagyságú tárgy esetén a kisebb voxel méret segíthet a minta képi

megjelenítésében. Továbbá az általunk vizsgált főgyökércsatornák semelyik szakaszon sem vékonyodtak el jobban, mint a mikro-CT voxel méretének kétszerese a csatornák axialis keresztmetszetének kisebbik átmérőjét illetően, továbbá a nagyobbik átmérő értéke a legszűkebb gyökércsatorna esetében is közel tízszerese volt a mikro-CT voxel méretének. Ennek értelmében a mikro-CT a vizsgált főgyökércsatornáknak a valós lefutását és a kontúrját mutatta.

Michetti és mtsai. [55] kilenc extrahált humán fogat szkenneltek Kodak 9000 3D (*Kodak Carestream Health, Trophy, Franciaország*) CBCT berendezéssel 76  $\mu\text{m}$  izotrópikus voxel méretet használva, majd hisztológiai módszerrel validálták a kapott eredményeket. A tanulmányukban megállapították, hogy a nagy felbontású CBCT készülék használata egy nem invazív és részletgazdag képalkotó eljárást kínál a teljes gyökércsatorna-rendszer anatómiájának háromdimenziós leképezésére. Következtetésük összhangban van az általunk kapott eredményekkel a Planmeca és Kodak berendezések esetén, viszont meg kell jegyezni, hogy Michetti extrahált és emberi fogakat vizsgált velünk ellentétben. Az egyes anatómiai struktúrák leképezésekor az adott képalkotó modalitás vizsgálatakor tekintettel kell lennünk arra a tényre, hogy a valós klinikai gyakorlatban ezeket a struktúrákat egyéb kemény és lágy szövetek határolják. Ezek a szövetek jelentős befolyással bírhatnak a rekonstruált kép minőségére, így az egyes anatómiai struktúrák leképezése során kapott eredményekre is, másképpen fogalmazva egyes tanulmányok korlátozó tényezője lehet a lágy szövetek jelenlétének hiánya [91, 177-180]. Dusseldorp és mtsai. [181] hét emberi kadáver fejet szkenneltek CBCT berendezéssel, majd a lágyszövetek eltávolítása után ismét CBCT felvételt készítettek. Tanulmányukban megállapították, hogy a lágy szövetek jelenléte esetén az általuk kapott keményszöveteket tartalmazó térbeli modellen elvégzett lineáris és térfogati mérési eredmények eltértek azoktól az eredményektől, amelyeket a lágy szövetektől mentes felvételek alapján kaptak, de ennek mértéke nem haladta meg az 1 mm-t.

A vizsgálatunk tervezésekor így arra koncentráltunk, hogy a CBCT készülékek felhasználhatóságát bővíthessük a mindennapi klinikai endodontiai gyakorlatban. Ezért a környező kemény és lágy szöveteket megtartottuk, így a felvételeken tapasztalható zaj drasztikusan megnövekedhetett, hasonlóan az élő betegekről származó CBCT felvételekhez. Másrészt a PVE is segítheti a gyökércsatorna apicalis végének megjelenítését a CBCT képeken, de a gyökércsatorna vastagságáról és kontúrjáról nem

ad megbízható információt és torzíthatja a keresztmetszeti alakzatok egyes eltéréseit. Továbbá nehéz megbecsülni, hogy mely átmérők határozzák meg a gyökércsatornák képi megjelenítését. Ugyanakkor senki sem tudta ez idáig meghatározni azt a szintet, amelytől kezdve a PVE befolyásolja gyökércsatorna lefutásának láthatóságát. Mindezek figyelembevételével elmondható, hogy a mikro-CT fontos szerepet játszik a teljes gyökércsatorna-rendszer megjelenítésében, bár az eszköz a klinikai gyakorlatban nem hozzáférhető [157, 182]. Az eredményeink azt mutatják, hogy a mikro-CT megbízható eszköz a klinikailag használt CBCT készülékek pontosságának összehasonlító vizsgálatában. A jelenlegi technikák alkalmazása során a fogorvosoknak be kell érniük azzal, hogy a gyökércsatorna teljes hosszát tudják csupán meghatározni, viszont a gyökércsatorna pontos kontúráját nem. Csak nagy felbontású CBCT berendezések segíthetnek a gyökércsatorna lefutásának megbízható megjelenítésében, javítva az endodontiai kezelés eredményét.

## **6.2. Paranasalis sinusok volumetriai mérése**

A CBCT felvételeken végzett mérések alapján elmondható, hogy a CBCT képalkotás alkalmazása során a voxel mérete fontos szerepet játszik. Ez idáig azonban nem ismert olyan tanulmány, amely térfogati mérésekkel foglalkozna különböző voxel méreteken, csupán CBCT felvételeken elvégzett lineáris mérések összehasonlító vizsgálatai érhetőek el digitális tolómércével mért értékekkel, mint gold standarddal. Sun és mtsai. [179] megállapították a csontvastagság vizsgálata során, hogy a  $0,25 \text{ mm}^3$  voxel mérettel készült felvételeken mért értékek közelebb álltak a direkt, valós értékekhez, mint a  $0,4 \text{ mm}^3$  voxel méret esetén. Patcas és mtsai. [91] csontmintákon végzett csontmagasság és szélesség méréskor megállapították, hogy a  $0,4 \text{ mm}^3$  voxel mérettel készült felvételek pontossága hasonló volt a  $0,125 \text{ mm}^3$  voxel mérettel készült felvételekéhez. Ezzel összhangban Torres és mtsai [183] sem találtak különbséget a lineáris mérések során a különböző voxel mérettel készült ( $0,2 \text{ mm}^3$ ,  $0,3 \text{ mm}^3$ ,  $0,4 \text{ mm}^3$ ) felvételek között. Ballrick és mtsai. [184] valamint Damstra és mtsai. [178] is arra a következtetésre jutottak, hogy a  $0,4 \text{ mm}^3$  és  $0,25 \text{ mm}^3$  voxel méretű CBCT felvételeken végzett lineáris mérések egyaránt pontosak voltak, és az egyes felbontások között nem volt különbség a direkt anatómiai mérésekhez képest. Az általunk félautomata és kézi módban elvégzett izotrópikus CBCT alapú mérések esetén a térfogatértékek közelebb álltak a valós térfogat

viszonyokhoz, viszont a nem-izotrópikus MDCT-alapú térfogatmérések koherensen kisebb értékeket mutattak. A kézi móddal lefutott értékek minden esetben közelebb álltak az irodalmi adatokhoz a félautomata módból nyert értékekkel szemben. A sinus maxillaris térfogati viszonyait bemutató egyéb publikált irodalmi adatokat is figyelembe véve Prabhat és mtsai. [173] 30 beteg MDCT képanyagán értékelték ki a sinus maxillarisok térfogatát és a kapott értékek összhangban vannak az eredményeinkkel. Oz és mtsai. [174] bal és jobb oldali sinus maxillarisok térfogatméréseit 30 páciens CBCT képanyagán végezték el InVivo szoftver (*Anatome, San Jose, CA, Egyesült Államok*) segítségével. Habár csak impaktált szemfogakkal rendelkező pácienseket vontak be a tanulmányukba, a kezelés utáni állapotban mért sinus maxillaris térfogatértékek összhangban vannak az általunk mértekkel (3. táblázat). Legjobb tudomásunk szerint eddig nem ismert olyan publikáció, amely ilyen nagyszámú beteg CT képanyagán kiértékelt sinus sphenoidalis térfogat értékeket közölt volna.

A szórt és primer fotonok aránya a CBCT készülékekben nő, ha a kúp alakú nyaláb szöge nő [2]. A CBCT berendezések adott FOV-ben készült különböző voxel méretekkel tanulmányozhatóak. A különböző méretű FOV-től függően a képek minőségét a szórt sugárzás befolyásolhatja. Ezt a szempontot nem vettük figyelembe ebben a tanulmányban. További vizsgálatokat kell végezni a voxel méretének változtatásával fix FOV méretekben.

### **6.3. CBCT és mikro-CT térbeli felbontásának összehasonlító vizsgálata**

Az egyes orvosi alkalmazások mellett egyre nagyobb érdeklődés mutatkozik a CBCT modalitás iránt a kisméretű, tizedmilliméteres nagyságrendű anatómia struktúrák leképezése vagy akár csontmorfológiai vizsgálatok miatt [75, 78-80]. Számos CBCT készülék nyújt lehetőséget 100  $\mu\text{m}$  vagy akár ennél kisebb, 76  $\mu\text{m}$  voxel méret beállítására [38], így célszerűvé vált a CBCT modalitás megbízhatóságának vizsgálata szubmilliméteres anatómiai struktúrák leképezésekor.

A mikro-CT képalkotás már megbízhatónak bizonyult a csontmikromorfológiai mérések esetén [185, 186] összehasonlítva hisztopatológiai vizsgálatokkal, így számos publikáció említi és alkalmazza a mikro-CT modalitást, mint nagy térbeli felbontású és nem-destruktív aranystandard módszert [75, 80, 82, 187]. A mikro-CT képanyagon az általunk kapott átlagos 13,35 vonalpár/mm térbeli frekvencia 10 % MTF értéken - 20  $\mu\text{m}$  beállított

voxel méret és 3,7 Mp detektor mellett - összhangban van az irodalomban található megállapításokkal. Rong és mtsai. [188] 12,3  $\mu\text{m}$  beállított voxel méret és 3,14 Mp detektor mellett 28,2 vonalpár/mm-t mértek, míg Langner és mtsai. [189] 15  $\mu\text{m}$  beállított voxel méret és 1 Mp detektor mellett 22,2 vonalpár/mm-t, míg 40  $\mu\text{m}$  beállított voxel méret mellett 6,5 vonalpár/mm-t állapítottak meg 10 % MTF értéknél. Nakaya és mtsai. [168] 42,4 vonalpár/mm térbeli frekvenciát számítottak az MTF 10 %-os értékénél 5,87  $\mu\text{m}$  beállított voxel méretnél, azonban ebben az esetben 10,5 Mp-es detektort alkalmaztak tanulmányukban. Ezek az eredmények azt mutatják, hogy a kiválasztott voxel mérete fordított arányosságban áll a térbeli felbontással, amennyiben az a 10 %-os MTF értéknél definiált, és más részről a térbeli felbontás egyenesen arányos a detektor méretével.

Ennek következményeként tekinthető, hogy számos tanulmány foglalkozik a CBCT modalitás képminőségének mikro-CT-vel történő összehasonlító vizsgálatával, mint lehetséges validáló módszerrel [75, 78-83, 187, 190]. Az eredményeinket tekintve, a mikro-CT képek általunk mért 38,71  $\mu\text{m}$ -es átlagos térbeli felbontása mikromorfológiailag megbízható képi információval szolgálhat. Ugyanis a térbeli felbontás nagysága kisebb, mint egy megfelelően kisméretű humán anatómia struktúra mérete. Például a humán csont spongiosa állományában a csonttrabekula átlagos mérete 50 - 300  $\mu\text{m}$  [79, 191]. Liang és mtsai. [187] két humán állkapocscsont condylaris régióját vizsgálta CBCT és mikro-CT képalkotók alkalmazásával, amelynek során a képanyagokat egymáshoz képest regisztrálták és meghatározták a kölcsönös információ értékeket (mutual information value). Ennek értelmében megállapították, hogy a humán mandibula trabekuláris szerkezetének vizsgálata során a CBCT képanyag alapján kapott értékek összemérhetőek voltak azon értékekkel, amelyet a mikro-CT készülékkel szkennelt képanyagból számítottak [187]. A megállapításaikat Ibrahim és mtsai. [79] csontmikromorfológiai tanulmánya is alátámasztja, amelynek során trabekulavastagságot (trabecular thickness, Tb.Th), a trabekulák közti távolságot (trabecular separation, Tb.Sp) és a trabekulaszámot (trabecular number, Tb.N) hasonlították össze, amelyek közül csupán a Tb.N mutatott alacsonyabb értékeket a CBCT képanyag esetében, míg a Tb.Th és Tb.Sp értékek magasabbak voltak a mikro-CT képszekvenciákkal összehasonlítva, viszont a CBCT és mikro-CT-ből származtatott paraméterek egymással erős korrelációt mutattak. Emellett Parsa és mtsai. [80] a csonttérfogat-arányt (percent bone volume, BV/TV) vizsgálták CBCT és mikro-CT képszekvenciákon és megállapították, hogy ez a



paraméter a CBCT képanyagon magasabb volt. Ezek az eredmények összhangban vannak Kim és mtsai. [82] megállapításaival, akik a CBCT esetében magasabb BV/TV, csonttérfogat (bone volume, BV), Tb.Th és Tb.Sp értékeket mértek a mikro-CT segítségével szkennelt és rekonstruált képanyaghoz képest. Van Dessel és mtsai. [75] tanulmányukban hét CBCT és egy mikro-CT készüléket hasonlítottak össze, amelynek során azt a következtetést vonták le, hogy a 100  $\mu\text{m}$  vagy annál kisebb voxel méret beállítására képes CBCT berendezések megbízhatónak bizonyulnak csontmorfológiai vizsgálatok végzésére az alveoláris csont mintázatát tekintve. Ha ugyanolyan méretű tárgyat szkennelünk szimultán CBCT és mikro-CT berendezés segítségével, akkor várhatóan a CBCT képeken a tárgy nagyobb térfogatként fog megjelenni a mikro-CT képanyagon láthatóhoz képest, amelynek hátterében nagy valószínűséggel a PVE áll. Azonban, ha nagyobb is a leképzett tárgy térfogata a CBCT képeken, annak mintázata hasonlónak bizonyult a mikro-CT berendezéssel készült képanyaghoz képest [75, 79, 80, 82].

A CBCT modalitásnak egy másik lehetséges klinikai alkalmazása a fog gyökércsatorna rendszerének leképezése a tér három síkjában. Yilmaz és mtsai. [61] tanulmányukban arra a következtetésre jutottak, hogy a 300  $\mu\text{m}$  vagy annál kisebb beállított voxel méret esetén a rekonstruált képszekvenciákon meghatározható a munkahossz az alsó premolaris fogak esetében az endodontiai beavatkozás során. Ezzel szemben Acar és mtsai. [57] 41 humán tej első és második molaris fog járulékos csatornáinak vizsgálata során nem állapítottak meg korrelációt a CBCT és mikro-CT képek között, illetve leírták, hogy a CBCT nem alkalmas a fog gyökércsatorna-rendszer térbeli leképezésére. Ezek a megállapítások összhangban vannak a saját eredményeinkkel, amelynek során négy különböző CBCT berendezést hasonlítottunk össze egy mikro-CT berendezéssel 25 majom fog gyökércsatornát vizsgálva. Ugyanis ebben az esetben csak akkor követhető a gyökércsatorna a teljes hosszában, ha a beállított voxel méret 100  $\mu\text{m}$  vagy ez alatti, viszont a gyökércsatorna kontúrja ebben az esetben sem állapítható meg teljes bizonyossággal. Ezek a következtetések azt sugallják, hogy a CBCT és mikro-CT modalitások között korreláció áll fenn bizonyos mértékben. A humán fog gyökércsatornájának apicalis végén a foramen physiologicum átmérője 79 -720  $\mu\text{m}$  mérettartományba esik [24]. Ezen a szinten a CBCT rekonstruált képanyaga nem képes anatómiailag megbízható információt adni, hiszen a foramen physiologicum mérete

kisebb is lehet, mint a beállítható legkisebb voxel méret, habár a PVE-nek pozitív hatása is lehet a gyökércsatorna lefutásának meghatározásban. Azonban a gyökércsatorna tényleges formája és kontúrja továbbra sem írható le teljes pontossággal [56].

Továbbá megállapíthatjuk, hogy a kúp alakú sugárnyalábot alkalmazó modalitások képkalkotása során keletkező PVE mértéke nem független a térbeli felbontástól. A 100  $\mu\text{m}$  nominális voxel mérettel elkészült CBCT felvételek alapján mért átlagos 150,95  $\mu\text{m}$  térbeli felbontás során a rekonstruált képen fellépő PVE a voxel méretének megfelelően nagyobb, mint a mikro-CT készülékekkel készült felvételeken mért átlagos 38,71  $\mu\text{m}$  térbeli felbontásnál. Azaz a szubmilliméteres anatómiai struktúra, mint például a gyökércsatorna kontúrvonalánál az adott méretű voxelben fellépő átlagos, nem tényleges szürkeárnyalati érték nagyobb méretű a rekonstruált CBCT képanyagon, mint a mikro-CT felvételeken, utóbbinak közel négyszerese. Ezek alapján levonhatjuk azt a következtetést, hogy a mikro-CT modalitás alkalmazásával a szubmilliméteres anatómiai struktúra, mint például a gyökércsatorna kontúrjának megjelenítése akár négyszer megbízhatóbb lehet, mint a vizsgált nagy felbontású CBCT készülék esetén.

A CBCT és mikro-CT készülékek térbeli felbontásának összehasonlító vizsgálata során igazoltuk, hogy a mikro-CT képanyag pontos információt nyújt az egyes mineralizált emberi szövetek mérettartományában, különösképpen a csont szivacsos állománya és a gyökércsatornák esetében. Azonban a CBCT és mikro-CT berendezések mért térbeli felbontás értékei összehasonlíthatóak az emberi csont átlagos trabekula vastagságával vagy akár az emberi fog gyökércsatornájának apicalis szakaszának méretével [104-106]. Következésképpen a CBCT és mikro-CT modalitások is egyaránt segíthetik ezen szubmilliméteres anatómiai struktúrák megbízható megjelenítését akár az *in vivo* akár az *in vitro* vizsgálatok során.

## 7. Következtetések

1. Csak a nagy felbontású ( $\leq 100 \mu\text{m}$  voxel méret) CBCT eszközök segíthetnek a gyökércsatorna lefutásának megbízható megjelenítésében, amelynek ismerete javíthatja az endodontiai kezelés eredményét.
2. A CBCT felvételeken a résztérfogat-hatásnak szerepe lehet a gyökércsatorna apicalis szakaszának megjelenítésében.
3. Mivel a mikro-CT felbontásának tartományába esett a gyökércsatorna legszűkebb szakasza is, így a mikro-CT nagy felbontása miatt megbízható viszonyítási módszer *ex vivo* minták esetén a klinikumban használatos CBCT készülékek összehasonlítására.
4. CBCT-vel készült háromdimenziós képhalmaz a paranasalis sinusok volumetriai mérése során megbízható térfogati paramétereket nyújtottak.
5. Az InVivo 5.1.2. szoftver félautomata és kézi móddal lefuttatott volumetriai vizsgálat során a paranasalis sinusok térfogatértékei CBCT felvételek esetén közelebb álltak az irodalomban meghatározott átlagokhoz, mint a MDCT berendezés képanyagain mért értékek esetében.
6. Az InVivo 5.1.2. szoftver félautomata móddal kapott térfogatértékek szignifikánsan alacsonyabb értékeket mutattak, mint a kézi móddal kiértékelt háromdimenziós felvételek során, függetlenül attól, hogy az adott felvétel MDCT vagy CBCT berendezéssel készült-e.
7. A CBCT és mikro-CT térbeli felbontásának összehasonlító vizsgálata során kapott eredményeink alapján a vizsgált nagy felbontású CBCT berendezés, amelyen a beállítható voxel méret  $100 \mu\text{m}$ , segítheti a szubmilliméteres anatómiai struktúrák hű leképezését és lehetőséget nyújthat a megbízható mikromorfológiai vizsgálatok elvégzéséhez.
8. A méréseink alapján megállapítottuk, hogy a mikro-CT modalitás alkalmazásával a szubmilliméteres anatómiai struktúra kontúrjának megjelenítése akár négyszer megbízhatóbb, mint a vizsgált nagy felbontású CBCT készülék esetén.

## 8. Összefoglalás

A CBCT modalitást széles körben alkalmazzák a maxillofaciális régióban a kiegészítő diagnosztikai vizsgálatok során. Ennek háttérében az állhat, hogy a CBCT berendezések alacsonyabb sugárterhelést jelentenek a páciens számára, többnyire nagyobb térbeli felbontás érhető el használatával és a készülék mérete kisebb, mint a konvencionális CT berendezések esetében.

Vizsgálatunk során bebizonyítottuk, hogy csak a nagy felbontású, azaz 100  $\mu\text{m}$  vagy az alatti beállított voxel méret esetén segíthetik a CBCT berendezések a gyökércsatorna lefutásának megbízható megjelenítését, amelynek ismerete javíthatja az endodontiai kezelés eredményét. Igazoltuk, hogy a CBCT felvételeken a résztérfogat-hatásnak szerepe lehet a gyökércsatorna apicalis szakaszának megjelenítésében. Mivel a mikro-CT felbontásának tartományába esett a legszűkebb gyökércsatorna szakasz is, így a mikro-CT nagy térbeli felbontása miatt megbízható viszonyítási módszer *ex vivo* minták esetén a klinikumban használatos CBCT készülékek összehasonlítására. A CBCT-vel készült háromdimenziós képhalmaz a paranasalis sinusok volumetria vizsgálat során megbízható térfogati paramétereket nyújtottak. Az InVivo 5.1.2. szoftver félautomata és kézi móddal lefuttatott volumetria vizsgálat során a paranasalis sinusok térfogatértékei CBCT felvételek esetén közelebb álltak az irodalomban meghatározott átlagokhoz, mint a MDCT berendezés képanyagain mért értékek esetében. Továbbá az InVivo 5.1.2. szoftver félautomata móddal kapott térfogatértékek szignifikánsan alacsonyabb értékeket mutattak, mint a kézi móddal kiértékelt háromdimenziós felvételek során, függetlenül attól, hogy az adott felvétel MDCT vagy CBCT berendezéssel készült. A CBCT és mikro-CT térbeli felbontásának összehasonlító vizsgálata során kapott eredményeink alapján a vizsgált nagy felbontású CBCT berendezés, amelyen a beállítható voxel méret 100  $\mu\text{m}$ , segítheti a szubmilliméteres anatómiai struktúrák hű leképezését és lehetőséget nyújthat a megbízható mikromorfológiai vizsgálatok elvégzéséhez. Valamint a méréseink alapján megállapítottuk, hogy a mikro-CT modalitás alkalmazásával a szubmilliméteres anatómiai struktúra kontúrjának megjelenítése akár négyszer megbízhatóbb, mint a vizsgált nagy felbontású CBCT készülék esetén.

## 9. Summary

CBCT as a modality has been widely used for the imaging of maxillofacial region as a complementary diagnostic method. The background to this fact might be, that CBCT appliances cause lower patient dose, usually higher spatial resolution can be achievable and the size of the equipment is generally smaller compared to the medical CT devices. In our study, we proved that only high resolution CBCT, namely CBCT devices with adjustable nominal voxel size of 100  $\mu\text{m}$  or even smaller, might aid the reliable visualization of the path of a root canal system improving the outcome of the endodontic treatment. On the other hand we confirmed, that partial volume effect might also aid the visualization of the root canal's apical level. Since the size of the narrowest root canal was within the range of micro-CT's resolution, consequently micro-CT might be a reliable method for validation due to its high spatial resolution in case of *ex vivo* samples for comparing CBCT devices used in everyday clinical practice. Three-dimensional CBCT image data provided reliable volumetric information during the volumetric measurements of paranasal sinuses. During the semiautomatic and hand mode volumetric measurements – executed in InVivo 5.1.2. software – the volumetric values of paranasal sinuses in case of CBCT data were closer to the previously given literature data compared to the volumetric values of MDCT image sequences. In addition, the volumetric values derived from semiautomatic mode in InVivo 5.1.2. software showed significantly lower volumes compared to the values derived from hand mode, regardless of whether the image acquisition was made using MDCT or CBCT. According to the results of the comparative study of spatial resolution of a CBCT and a micro-CT device we conclude, that the CBCT device on which the adjustable voxel size is 100  $\mu\text{m}$  might aid the proper imaging of submillimetre anatomic structures providing the opportunity for performing reliable micromorphometric analyses. Moreover we concluded, that the visualization of the contour of submillimetre anatomical structures might be even four times more reliable compared with the used high resolution CBCT device.

## 10. Irodalomjegyzék

- 1 Radon J. (1917) Über die Bestimmung von Funktionen durch ihre Integralwerte längs gewisser Mannigfaltigkeiten. Ber Verh Sächs Akad, 69: 262-277.
- 2 Kovacs M, Fejérdy P, Dobó NC. (2008) Metal artefact on head and neck cone-beam CT images. Fogorv Sz, 101: 171-178.
- 3 Cormack AM. (1963) Representation of a function by its line integrals with some radiological applications. J Appl Phys, 34: 2722-2727.
- 4 Cormack AM. (1964) Representation of a Function by Its Line Integrals, with Some Radiological Applications. II. J Appl Phys, 35: 2908-2913.
- 5 Hounsfield GN. (1973) Computerized transverse axial scanning (tomography). 1. Description of system. Br J Radiol, 46: 1016-1022.
- 6 Ambrose J. (1973) Computerized transverse axial scanning (tomography). 2. Clinical application. Br J Radiol, 46: 1023-1047.
- 7 Ledley RS, Di Chiro G, Luessenhop AJ, Twigg HL. (1974) Computerized transaxial x-ray tomography of the human body. Science, 186: 207-212.
- 8 Goldman LW. (2007) Principles of CT and CT technology. J Nucl Med Technol, 35: 115-128.
- 9 Kalender WA, Seissler W, Klotz E, Vock P. (1990) Spiral volumetric CT with single-breath-hold technique, continuous transport, and continuous scanner rotation. Radiology, 176: 181-183.
- 10 Flohr T, Ohnesorge B. Multi-slice CT Technology. In: Multi-slice and Dual-source CT in Cardiac Imaging: Principles — Protocols — Indications — Outlook. Berlin, Heidelberg, Springer, Berlin, Heidelberg, 2007: 41-69
- 11 Elliott JC, Dover SD. (1982) X-ray microtomography. J Microscopy, 126: 211-213.

- 12 Boerckel JD, Mason DE, McDermott AM, Alsberg E. (2014) Microcomputed tomography: approaches and applications in bioengineering. *Stem Cell Res Ther*, 5: 144.
- 13 Feldkamp LA, Davis LC, Kress JW. (1984) Practical cone-beam algorithm. *J Opt Soc Am A*, 1: 612-619.
- 14 Feldkamp LA, Goldstein SA, Parfitt AM, Jesion G, Kleerekoper M. (1989) The direct examination of three-dimensional bone architecture in vitro by computed tomography. *J Bone Miner Res*, 4: 3-11.
- 15 Müller R, Rügsegger P. (1994) Morphological validation of the 3D structure of non-invasive bone biopsies. Abstracts 10th Int. Workshop on Bone Densitometry. *Bone Miner*, 25: 8.
- 16 Robb RA, Ritman EL, Gilbert BK, Kinsey JH, Harris LD, Wood EH. (1979) The DSR: a high-speed three-dimensional X-ray computed tomography system for dynamic spatial reconstructions of the heart and circulation *IEEE Trans Nucl Sci*, 26: 2713–2717.
- 17 Robb RA, Lent AH, Gilbert BK, Chu A. (1980) The dynamic spatial reconstructor: a computed tomography system for high-speed simultaneous scanning of multiple cross sections of the heart. *J Med Syst*, 4: 253-288.
- 18 Farman AG, Scarfe WC. Historical Perspectives on CBCT. In: Scarfe WC, Angelopoulos C (szerk.), *Maxillofacial Cone Beam Computed Tomography*. Springer, Louisville, 2018: 3-11.
- 19 Gupta M, Mishra P, Srivastava R, Jyoti B. (2015) Cone beam computed tomography: A new vision in dentistry. *Digit Med*, 1: 7-16.
- 20 Mozzo P, Procacci C, Tacconi A, Martini PT, Andreis IA. (1998) A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone beam technique: preliminary results. *Eur Radiol*, 8: 1558-1564.
- 21 Paatero YV. (1952) Pantomogramman kuvakerroksen paksuuden riipuvuus objectin sijainnista ja pyörimisnopeudesta sekä röntgensäteiden divergenssistä. *Suom Hammaslaak Toim*, 48: 113-128.

- 22 Tammissalo EH. (1975) Professor Yrjö V. Paatero - The pioneer of panoramic oral tomography. *Dentomaxillofac Radiol*, 4: 53-56.
- 23 Pauwels R, Seynaeve L, Henriques JC, de Oliveira-Santos C, Souza PC, Westphalen FH, IR Rubira-Bullen, Ribeiro-Rotta RF, Rockenbach MI, Haiter-Neto F, Pittayapat P, Bosmans H, Bogaerts R, Jacobs R. (2015) Optimization of dental CBCT exposures through mAs reduction. *Dentomaxillofac Radiol*, 44: 20150108.
- 24 Pauwels R, Araki K, Siewerdsen JH, Thongvigitmanee SS. (2014) Technical aspects of dental CBCT: state of the art. *Dentomaxillofac Radiol*, 44: 20140224.
- 25 Pauwels R. What is CBCT and How Does It Work? In: Scarfe WC, Angelopoulos C (szerk.), *Maxillofacial Cone Beam Computed Tomography*. Springer, Louisville, 2018: 13-42.
- 26 Abramovitch K, Rice DD. (2014) Basic principles of cone beam computed tomography. *Dent Clin N Am*, 58: 463–484.
- 27 Perényi Á, Bella Z, Baráth Z, Magyar P, Nagy K, Rovó L. (2016) A cone-beam komputertomográfia alkalmazása a fül-orr-gégészeti képalkotásban. *Orv Hetil*, 157: 52-58.
- 28 Nemtoi A, Czink C, Haba D, Gahleitner A. (2013) Cone beam CT: a current overview of devices. *Dentomaxillofac Radiol*, 42: 20120443.
- 29 Cao Q, Sisniega A, Brehler M, Stayman JW, Yorkston J, Siewerdsen JH, Zbijewski W. (2017) Modeling and evaluation of a high-resolution CMOS detector for cone-beam CT of the extremities. *Med Phys*, 45: 114-130.
- 30 Scarfe WC, Levin MD, Gane D, Farman AG. (2009) Use of cone beam computed tomography in endodontics. *Int J Dent*, 2009: 634567.
- 31 Brüllmann D, Schulze R. (2015) Spatial resolution in CBCT machines for dental/maxillofacial applications-what do we know today? *Dentomaxillofac Radiol*, 44: 20140204.



- 32 Lee SW, Lee CL, Cho HM, Park HS, Kim DH, Choi YN, Kim HJ. (2011) Effects of reconstruction parameters on image noise and spatial resolution in cone-beam computed tomography. *J Korean Phys Soc*, 59: 2825-2832.
- 33 Scarfe WC, Li Z, Aboelmaaty W, Scott SA, Farman AG. (2012) Maxillofacial cone beam computed tomography: essence, elements and steps to interpretation. *Aust Dent J*, 57(Suppl 1): 46-60.
- 34 Xie X, Fan H, Wang A, Zou N, Zhang Y. (2018) Regularized slanted-edge method for measuring the modulation transfer function of imaging systems. *Appl Opt*, 57: 6552-6558.
- 35 Rueckel J, Stockmar M, Pfeiffer F, Herzen J. (2014) Spatial resolution characterization of a X-ray microCT system. *Appl Radiat Isot*, 94: 230-234.
- 36 Pauwels R, Stamatakis H, Manousaridis G, Walker A, Michielsen K, Bosmans H, Bogaerts R, Jacobs R, Horner K, Tsiklakis K, Consortium SEDENTEXCT Project. (2011) Development and applicability of a quality control phantom for dental cone-beam CT. *J Appl Clin Med Phys*, 12: 245-260.
- 37 Schulze R, Scarfe WC, Molteni R, Mozzo P. Image Quality. In: Scarfe WC, Angelopoulos C (szerk.), *Maxillofacial cone beam computed tomography*. Springer, Louisville, 2018: 95-112.
- 38 Kiljunen T, Kaasalainen T, Suomalainen A, Kortensniemi M. (2015) Dental cone beam CT: A review. *Phys Med*, 31: 844-860.
- 39 Spin-Neto R, Gotfredsen E, Wenzel A. (2012) Impact of voxel size variation on CBCT-based diagnostic outcome in dentistry: a systematic review. *J Digit Imaging*, 26: 813-820.
- 40 Al-Rawi B, Hassan B, Vandenberghe B, Jacobs R. (2010) Accuracy assessment of three-dimensional surface reconstructions of teeth from cone beam computed tomography scans. *J Oral Rehabil*, 37: 352-358.

- 41 de Las Heras Gala H, Torresin A, Dasu A, Rampado O, Delis H, Hernández Girón I, Theodorakou C, Andersson J, Holroyd J, Nilsson M, Edyvean S, Gershan V, Hadid-Beurrier L, Hoog C, Delpon G, Sancho Kolster I, Peterlin P, Garayoa Roca J, Caprile P, Zervides C. (2017) Quality control in cone-beam computed tomography (CBCT) EFOMP-ESTRO-IAEA protocol (summary report). *Phys Med*, 39: 67-72.
- 42 Hwang JJ, Park H, Jeong HG, Han SS. (2016) Change in Image Quality According to the 3D Locations of a CBCT Phantom. *PLoS One*, 11: e0153884.
- 43 Lechuga L, Weidlich GA. (2016) Cone beam CT vs. fan beam CT: A comparison of image quality and dose delivered between two differing CT imaging modalities. *Cureus*, 8: e778.
- 44 Pauwels R, Jacobs R, Bosmans H, Schulze R. (2012) Future prospects for dental cone beam CT imaging. *Imaging Med*, 4: 551–563.
- 45 Schulze R, Heil U, Grob D, Bruellmann DD, Dranischnikow E, Schwanecke U, Schoemer E. (2011) Artefacts in CBCT: a review. *Dentomaxillofac Radiol*, 40: 265-273.
- 46 Barrett JF, Keat N. (2004) Artifacts in CT: recognition and avoidance. *Radiographics*, 24: 1679-1691.
- 47 Nagarajappa AK, Dwivedi N, Tiwari R. (2015) Artifacts: The downturn of CBCT image. *J Int Soc Prev Community Dent*, 5: 440-445.
- 48 Hunter AK, McDavid WD. (2012) Characterization and correction of cupping effect artefacts in cone beam CT. *Dentomaxillofac Radiol*, 41: 217-223.
- 49 Spin-Neto R, Wenzel A. (2016) Patient movement and motion artefacts in cone beam computed tomography of the dentomaxillofacial region: a systematic literature review. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*, 121: 425-433.
- 50 Spin-Neto R, Matzen LH, Schropp L, Gotfredsen E, Wenzel A. (2015) Factors affecting patient movement and re-exposure in cone beam computed tomography examination. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*, 119: 572-578.

- 51 Spin-Neto R, Costa C, Salgado DM, Zambrana NR, Gotfredsen E, Wenzel A. (2017) Patient movement characteristics and the impact on CBCT image quality and interpretability. *Dentomaxillofac Radiol*, 47: 20170216.
- 52 Hanzelka T, Dusek J, Ocasek F, Kucera J, Sedy J, Benes J, Pavlikova G, Foltan R. (2013) Movement of the patient and the cone beam computed tomography scanner: objectives and possible solutions. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*, 116: 769-773.
- 53 Glover GH, Pelc NJ. (1980) Nonlinear partial volume artifacts in x-ray computed tomography. *Med Phys*, 7: 238-248.
- 54 Ye N, Jian F. (2013) Effect of voxel size and partial volume effect on accuracy of tooth volumetric measurements with cone beam CT. *Dentomaxillofac Radiol*, 42: 20130070.
- 55 Michetti J, Maret D, Mallet JP, Diemer F. (2010) Validation of cone beam computed tomography as a tool to explore root canal anatomy. *J Endod*, 36: 1187-1190.
- 56 Szabo BT, Pataky L, Mikusi R, Fejerdy P, Dobo-Nagy Cs. (2012) Comparative evaluation of cone beam CT equipment with micro-CT in the visualization of root canal system. *Ann Ist Super Sanita*, 48: 49-52.
- 57 Acar B, Kamburoğlu K, Tatar İ, Arıkan V, Çelik HH, Yüksel S, Özen T. (2015) Comparison of micro-computerized tomography and cone-beam computerized tomography in the detection of accessory canals in primary molars. *Imaging Sci Dent*, 45: 205-211.
- 58 Reis AG, Graziotin-Soares R, Barletta FB, Fontanella VR, Mahl CR. (2013) Second canal in mesiobuccal root of maxillary molars is correlated with root third and patient age: a cone-beam computed tomographic study. *J Endod*, 39: 588-592.
- 59 Meena N, Kowsky RD. (2014) Applications of Cone Beam Computed Tomography in Endodontics: A Review. *Dentistry*, 4: 242.

- 60 Segato AVK, Piasecki L, Felipe Iparraguirre Nuñovero M, da Silva Neto UX, Westphalen VPD, Gambarini G, Carneiro E. (2018) The accuracy of a new cone-beam computed tomographic software in the preoperative working length determination ex vivo. *J Endod*, 44: 1024-1029.
- 61 Yılmaz F, Kamburoğlu K, Şenel B. (2017) Endodontic working length measurement using cone-beam computed tomographic images obtained at different voxel sizes and field of views, periapical radiography, and apex locator: a comparative ex vivo study. *J Endod*, 43: 152-156.
- 62 Weber MT, Stratz N, Fleiner J, Schulze D, Hannig C. (2015) Possibilities and limits of imaging endodontic structures with CBCT. *Swiss Dent J*, 125: 293-311.
- 63 Martins JNR, Ordinola-Zapata R, Marques D, Francisco H, Caramês J. (2018) Differences in root canal system configuration in human permanent teeth within different age groups. *Int Endod J*, 51: 931-941.
- 64 Baratto Filho F, Zaitter S, Haragushiku GA, de Campos EA, Abuabara A, Correr GM. (2009) Analysis of the internal anatomy of maxillary first molars by using different methods. *J Endod*, 35: 337-342.
- 65 Jung MS Lee SP, Kim GT, Choi SC, Park JH, Kim JW. (2012) Three-dimensional analysis of deciduous maxillary anterior teeth using cone-beam computed tomography. *Clin Anat*, 25: 182-188.
- 66 Kottoor J, Hemamalathi S, Sudha R, Velmurugan N. (2010) Maxillary second molar with 5 roots and 5 canals evaluated using cone beam computerized tomography: a case report. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 109: e162-165.
- 67 Ioannidis K, Lambrianidis T, Beltes P, Besi E, Malliari M. (2011) Endodontic management and cone-beam computed tomography evaluation of seven maxillary and mandibular molars with single roots and single canals in a patient. *J Endod*, 37: 103-109.
- 68 Krithikadatta J, Kottoor J, Karumaran CS, Rajan G. (2010) Mandibular first molar having an unusual mesial root canal morphology with contradictory cone-beam computed tomography findings: a case report. *J Endod*, 36: 1712-1716.

- 69 Neelakantan P, Subbarao C, Ahuja R, Subbarao CV, Gutmann JL. (2010) Cone-beam computed tomography study of root and canal morphology of maxillary first and second molars in an Indian population. *J Endod*, 36: 1622-1627.
- 70 Kottoor J, Velmurugan N, Sudha R, Hemamalathi S. (2010) Maxillary first molar with seven root canals diagnosed with cone-beam computed tomography scanning: a case report. *J Endod*, 36: 915-921.
- 71 Blattner TC, George N, Lee CC, Kumar V, Yelton CD. (2010) Efficacy of cone-beam computed tomography as a modality to accurately identify the presence of second mesiobuccal canals in maxillary first and second molars: a pilot study. *J Endod*, 36: 867-870.
- 72 Zhang R, Wang H, Tian YY, Yu X, Hu T, Dummer PM. (2011) Use of cone-beam computed tomography to evaluate root and canal morphology of mandibular molars in Chinese individuals. *Int Endod J*, 44: 990-999.
- 73 Zheng QH, Wang Y, Zhou XD, Wang Q, Zheng GN, Huang DM. (2010) A cone-beam computed tomography study of maxillary first permanent molar root and canal morphology in a Chinese population. *J Endod*, 36: 1480-1484.
- 74 Cotton TP, Geisler TM, Holden DT, Schwartz SA, Schindler WG. (2007) Endodontic applications of cone-beam volumetric tomography. *J Endod*, 33: 1121-1132.
- 75 Van Dessel J, Nicolielo LF, Huang Y, Coudyzer W, Salmon B, Lambrichts I, Jacobs R. (2017) Accuracy and reliability of different cone beam computed tomography (CBCT) devices for structural analysis of alveolar bone in comparison with multislice CT and micro-CT. *Eur J Oral Implantol*, 10: 95-105.
- 76 Pauwels R, Sessirisombat S, Panmekiate S. (2017) Mandibular bone structure analysis using cone beam computed tomography vs primary implant stability: an ex vivo study. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 32: 1257-1265.
- 77 Liu J, Chen HY, DoDo H, Yousef H, Firestone AR, Chaudhry J, Johnston WM, Lee DJ, Emam HA, Kim DG. (2017) Efficacy of cone-beam computed tomography in

evaluating bone quality for optimum implant treatment planning. *Implant Dent*, 26: 405-411.

78 Van Dessel J, Huang Y, Depypere M, Rubira-Bullen I, Maes F, Jacobs R. (2013) A comparative evaluation of cone beam CT and micro-CT on trabecular bone structures in the human mandible. *Dentomaxillofac Radiol*, 42: 20130145.

79 Ibrahim N, Parsa A, Hassan B, van der Stelt P, Aartman IH, Wismeijer D. (2014) Accuracy of trabecular bone microstructural measurement at planned dental implant sites using cone-beam CT datasets. *Clin Oral Implants Res*, 25: 941-945.

80 Parsa A, Ibrahim N, Hassan B, van der Stelt P, Wismeijer D. (2015) Bone quality evaluation at dental implant site using multislice CT, micro-CT, and cone beam CT. *Clin Oral Implants Res*, 26: e1-e7.

81 Suttapreyasri S, Suapear P, Leepong N. (2018) The accuracy of cone-beam computed tomography for evaluating bone density and cortical bone thickness at the implant site: micro-computed tomography and histologic analysis. *J Craniofac Surg*, 29: 2026-2031.

82 Kim JE, Yi WJ, Heo MS, Lee SS, Choi SC, Huh KH. (2015) Three-dimensional evaluation of human jaw bone microarchitecture: correlation between the microarchitectural parameters of cone beam computed tomography and micro-computer tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*, 120: 762-770.

83 Monje A, Monje F, González-García R, Galindo-Moreno P, Rodriguez-Salvanes F, Wang HL. (2014) Comparison between microcomputed tomography and cone-beam computed tomography radiologic bone to assess atrophic posterior maxilla density and microarchitecture. *Clin Oral Implants Res*, 25: 723-728.

84 Orhan K, İcen M, Paksoy CS, Arslan A, Oztas B. (2009) Fronto-orbital sphenoidal fibrous dysplasia. *Oral Radiol*, 25: 135-141.

85 Brown AA, Scarfe WC, Scheetz JP, Silveira AM, Farman AG. (2009) Linear accuracy of cone beam CT derived 3D images. *Angle Orthod*, 79: 150-157.

- 86 Oz U, Orhan K, Abe N. (2011) Comparison of linear and angular measurements using two-dimensional conventional methods and three-dimensional cone beam CT images reconstructed from a volumetric rendering program in vivo. *Dentomaxillofac Radiol*, 40: 492-500.
- 87 Top H, Aygit C, Sarikaya A, Karaman D, Firat MF. (2004) Evaluation of maxillary sinus after treatment of midfacial fractures. *J Oral Maxillofac Surg*, 62: 1229-1236.
- 88 Yilmaz SY, Misirlioglu M, Adisen MZ. (2014) A diagnosis of maxillary sinus fracture with cone-beam CT: case report and literature review. *Craniofacial Trauma Reconstr*, 7: 85-91.
- 89 Ahmad M, Jenny J, Downie M. (2012) Application of cone beam computed tomography in oral and maxillofacial surgery. *Aust Dent J*, 57: 82-94.
- 90 Choudhary AB, Motwani MB, Degwekar SS, Bhowate RR, Banode PJ, Yadav AO, Panchbhai A. (2011) Utility of digital volume tomography in maxillofacial trauma. *J Oral Maxillofac Surg*, 69: e135-e140.
- 91 Patcas R, Müller L, Ullrich O, Peltomäki T. (2012) Accuracy of cone-beam computed tomography at different resolutions assessed on the bony covering of the mandibular anterior teeth. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 141: 41-50.
- 92 De Grauwe A, Ayaz I, Shujaat S, Dimitrov S, Gbadegbegnon L, Vande Vannet B, Jacobs R. (2018) CBCT in orthodontics: a systematic review on justification of CBCT in a paediatric population prior to orthodontic treatment. *Eur J Orthod*, doi: 10.1093/ejo/cjy066. [Epub ahead of print]: 1-9.
- 93 Kapila SD, Nervina JM. (2014) CBCT in orthodontics: assessment of treatment outcomes and indications for its use. *Dentomaxillofac Radiol*, 44: 20140282.
- 94 Dobai A, Vizkelety T, Markella Z, Rosta A, Kucserá Á, Barabás J. (2016) Az alsó archarmad Di Paolo-féle vizsgálata Cone-Beam CT adatállományon. *Fogorv Sz*, 109: 39-44.

- 95 Smith KD, Edwards PC, Saini TS, Norton NS. (2010) The prevalence of concha bullosa and nasal septal deviation and their relationship to maxillary sinusitis by volumetric tomography. *Int J Dent*, 2010: 1-5.
- 96 Kazmi KS, Shames JP. (2015) Imaging of the paranasal sinuses. *J Am Osteopath Coll Radiol*, 4: 5-14.
- 97 Roman RA, Hedeşiu M, Gersak M, Fidan F, Băciuş G, Băciuş M. (2016) Assessing the prevalence of paranasal sinuses anatomical variants in patients with sinusitis using cone beam computer tomography. *Clujul Medical*, 89: 423-429.
- 98 Orhan K, Kocyigit D, Turkoglu K, Kartal Y, Arslan A. (2012) Aspergillosis of maxillary sinus in immunocompromised patient. *N Y State Dent J*, 78: 46-49.
- 99 Al Abduwani J, ZilinSkiene L , Colley S, Ahmed S. (2016) Cone beam CT paranasal sinuses versus standard multidetector and low dose multidetector CT studies. *Am J Otolaryngol*, 37: 59-64.
- 100 Orhan K, Kusakci Seker B, Aksoy S, Bayindir H, Berberoğlu A, Seker E. (2013) Cone beam CT evaluation of maxillary sinus septa prevalence, height, location and morphology in children and an adult population. *Med Princ Pract*, 22: 47-53.
- 101 Stutzki M, Jahns E, Mandapathil MM, Diogo I, Werner JA, Güldner C. (2015) Indications of cone beam CT in head and neck imaging. *Acta Otolaryngol*, 135: 1337-1343.
- 102 Nasseh I, Al-Rawi W. (2018) Cone beam computed tomography. *Dent Clin North Am*, 62: 361-391.
- 103 Szabo BT, Aksoy S, Repassy G, Csomo K, Dobo-Nagy C, Orhan K. (2017) Comparison of hand and semiautomatic tracing methods for creating maxillofacial artificial organs using sequences of computed tomography (CT) and cone beam computed tomography (CBCT) images. *Int J Artif Organs*, 40: 307-312.



- 104 Tomaszewska IM, Leszczyński B, Wróbel A, Gładysz T, Duncan HF. (2018) A micro-computed tomographic (micro-CT) analysis of the root canal morphology of maxillary third molar teeth. *Ann Anat*, 215: 83-92.
- 105 Marceliano-Alves M, Alves FR, Mendes Dde M, Provenzano JC. (2016) Micro-computed tomography analysis of the root canal morphology of palatal roots of maxillary first molars. *J Endod*, 42: 280-283.
- 106 Abarca J, Zaror C, Monardes H, Hermosilla V, Muñoz C, Cantin M. (2014) Morphology of the physiological apical foramen in maxillary and mandibular first molars. *Int J Morphol*, 32: 671-677.
- 107 Lee JH, Kim HJ, Yun JH (2017) Three-dimensional microstructure of human alveolar trabecular bone: a micro-computed tomography study. *J Periodontal Implant Sci*, 47: 20-29.
- 108 Kim YJ, Henkin J. (2015) Micro-computed tomography assessment of human alveolar bone: bone density and three-dimensional micro-architecture. *Clin Implant Dent Relat Res*, 17: 307-313.
- 109 Albuquerque D, Kottoor J, Hammo M. (2014) Endodontic and clinical considerations in the management of variable anatomy in mandibular premolars: a literature review. *Biomed Res Int*, 2014: 512574.
- 110 Vertucci F. (2005) Root canal morphology and its relationship to endodontic procedures. *Endod Topics*, 10: 3-29.
- 111 Adorno CG, Yoshioka T, Suda H. (2009) The effect of root preparation technique and instrumentation length on the development of apical root cracks. *J Endod*, 35: 389-392.
- 112 Robinson S, Czerny C, Gahleitner A, Bernhart T, Kainberger FM. (2002) Dental CT evaluation of mandibular first premolar root configurations and canal variations. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 93: 328-332.

- 113 Stropko JJ. (1999) Canal morphology of maxillary molars: clinical observations of canal configurations. *J Endod*, 25: 446-450.
- 114 Barbizam JV, Ribeiro RG, Filho M Tanomaru. (2004) Unusual anatomy of permanent maxillary molars. *J Endod*, 30: 668-671.
- 115 Favieri A, Barros FGB, Campos LC. (2006) Root canal therapy of a maxillary first molar with five root canals: case report. *Braz Dent J*, 17: 75-78.
- 116 Görduysus MO, Görduysus M, Friedman S. (2001) Operating microscope improves negotiation of second mesiobuccal canals in maxillary molars. *J Endod*, 27: 683-686.
- 117 Tzanetakos GN, Lagoudakos TA, Kontakiotis EG. (2007) Endodontic treatment of a mandibular second premolar with four canals using operating microscope. *J Endod*, 33: 318-321.
- 118 Kottoor J, Velmurugan N, Surendran S. (2011) Endodontic management of a maxillary first molar with eight root canal systems evaluated using cone-beam computed tomography scanning: a case report. *J Endod*, 37: 715-719.
- 119 Eggesbø HB. (2006) Radiological imaging of inflammatory lesions in the nasal cavity and paranasal sinuses. *Eur Radiol*, 16: 872.
- 120 Beale TJ, Madani G, Morley SJ. (2009) Imaging of the paranasal sinuses and nasal cavity: normal anatomy and clinically relevant anatomical variants. *Semin Ultrasound CT*, 30: 2-16.
- 121 Ernoult C, Bouletreau P, Meyer C, Aubry S, Breton P, Bachelet JT. (2015) Reconstruction assisted by 3D printing in maxillofacial surgery. *Rev Stomatol Chir Maxillofac Chir Orale*, 116: 95-102.
- 122 Li L, Yang J, Chu Y, Wu W, Xue J, Liang P, Chen L. (2016) A novel augmented reality navigation system for endoscopic sinus and skull base surgery: a feasibility study. *PLoS One*, 11: 1-17.

- 123 Rafferty MA, Siewerdsen JH, Chan Y, Daly MJ, Moseley DJ, Jaffray DA, Irish JC. (2006) Intraoperative cone-beam CT for guidance of temporal bone surgery. *Otolaryngol Head Neck Surg*, 134: 801-808.
- 124 Dammann F. (2007) Imaging of paranasal sinuses today. *Radiologe*, 47: 578-583.
- 125 Orhan K, Misirli M, Aksoy S, Seki U, Hincal E, Ormeci T, Arslan A. (2016) Morphometric analysis of the infraorbital foramen, canal and groove using cone beam CT: considerations for creating artificial organs. *Int J Artif Organs*, 39: 28-36.
- 126 Yilmaz N, Kose E, Dedeoglu N, Colak C, Ozbag D, Durak MA. (2016) Detailed Anatomical Analysis of the Sphenoid Sinus and Sphenoid Sinus Ostium by Cone-Beam Computed Tomography. *J Craniofac Surg*, 27: 549-552.
- 127 Anon JB. (1998) Computer-aided endoscopic sinus surgery. *Laryngoscope*, 108: 949-961.
- 128 Remuzzi A. (2016) Updating the journal sections for the evolution of research and clinical applications in artificial organs. *Int J Artif Organs*, 39: 261-264.
- 129 Briner HR, Simmen D, Jones N, Manestar D, Manestar M, Lang A, Groscurth P. (2007) Evaluation of an anatomic model of the paranasal sinuses for endonasal surgical training. *Rhinology*, 45: 20-23.
- 130 Acar B, Gunbey E, Babademez MA, Karabulut H, Gunbey HP, Karasen RM. (2010) Utilization and dissection for endoscopic sinus surgery training in the residency program. *J Craniofac Surg*, 21: 1715-1718.
- 131 Braun T, Betz CS, Stelter K, Leunig A. (2011) FESS and surgical training: what are the problems? *Laryngorhinootologie*, 90: 10-14.
- 132 Wanibuchi M, Ohtaki M, Fukushima T, Friedman AH, Houkin K. (2010) Skull base training and education using an artificial skull model created by selective laser sintering. *Acta Neurochir*, 152: 1055-1059.

- 133 Chan HH, Siewerdsen JH, Vescan A, Daly MJ, Prisman E, Irish JC. (2015) 3D Rapid Prototyping for Otolaryngology - Head and Neck Surgery: Applications in Image-Guidance, Surgical Simulation and Patient-Specific Modeling. *PLoS One*, 10: 1-18.
- 134 Varshney R, Frenkiel S, Nguyen LH, Young M, Del Maestro R, Zeitouni A, Tewfik MA, Canada National Research Council. (2014) Development of the McGill simulator for endoscopic sinus surgery: a new high-fidelity virtual reality simulator for endoscopic sinus surgery. *Am J Rhinol Allergy*, 28: 330-334.
- 135 Hosemann W, Draf C. (2013) Danger points, complications and medico-legal aspects in endoscopic sinus surgery. *GMS Curr Top Otorhinolaryngol Head Neck Surg*, 12: 1-61.
- 136 Weber RK, Hosemann W. (2015) Comprehensive review on endonasal endoscopic sinus surgery. *GMS Curr Top Otorhinolaryngol Head Neck Surg*, 14: 1-108.
- 137 Waran V, Menon R, Pancharatnam D, Rathinam AK, Balakrishnan YK, Tung TS, Raman R, Prepageran N, Chandran H, Rahman ZA. (2012) The creation and verification of cranial models using three-dimensional rapid prototyping technology in field of transnasal sphenoid endoscopy. *Am J Rhinol Allergy*, 26: 132-136.
- 138 Dixon BJ, Chan H, Daly MJ, Qiu J, Vescan A, Witterick IJ, Irish JC. (2016) Three-dimensional virtual navigation versus conventional image guidance: A randomized controlled trial. *Laryngoscope*, 126: 1510-1515.
- 139 Dixon BJ, Daly MJ, Chan H, Vescan A, Witterick IJ, Irish JC. (2011) Augmented image guidance improves skull base navigation and reduces task workload in trainees: a preclinical trial. *Laryngoscope*, 121: 2060-2064.
- 140 Cantini Ardila JE, Mendoza MÁ, Ortega VG. (2013) Sphenoid sinus and sphenoid bone fractures in patients with craniomaxillofacial trauma. *Craniomaxillofac Trauma Reconstr*, 6: 179-186.
- 141 Le Fort R. (1901) Étude expérimentale sur les fractures de la machoire supérieure. Parts I, II, III. *Rev Chir De Paris*, 23: 208-507.

- 142 Kühnel TS, Reichert TE. (2015) Trauma of the midface. *GMS Curr Top Otorhinolaryngol Head Neck Surg*, 14: Doc06.
- 143 Gentile MA, Tellington AJ, Burke WJ, Jaskolka MS. (2013) Management of midface maxillofacial trauma. *Atlas Oral Maxillofac Surg Clin North Am*, 21: 69-95.
- 144 Pohlenz P, Blessmann M, Blake F, Heinrich S, Schmelzle R, Heiland M. (2007) Clinical indications and perspectives for intraoperative cone-beam computed tomography in oral and maxillofacial surgery. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 103: 412-417.
- 145 Kokemueller H, Tavassol F, Rücker M, Gellrich NC. (2008) Complex midfacial reconstruction: a combined technique of computerassisted surgery and microvascular tissue transfer. *J Oral Maxillofac Surg*, 66: 2398-2406.
- 146 Scolozzi P, Terzic A. (2011) Mirroring computational planning, navigation guidance system, and intraoperative mobile C-arm conebeam computed tomography with flat-panel detector: a new rationale in primary and secondary treatment of midfacial fractures? *J Oral Maxillofac Surg*, 69: 1697-1707.
- 147 Matherne RP, Angelopoulos C, Kulild JC, Tira D. (2008) Use of cone-beam computed tomography to identify root canal systems in vitro. *J Endod*, 34: 87-89.
- 148 Sberna MT, Rizzo G, Zacchi E, Capparè P, Rubinacci A. (2009) A preliminary study of the use of peripheral quantitative computed tomography for investigating root canal anatomy. *Int Endod J*, 42: 66-75.
- 149 Dobó NC, Keszthelyi G, Sulyok P, Ledeczky G, Szabó J. (2002) Mathematical description of the three-dimensional axis of the root canal of human teeth. *Fogorv Sz*, 95: 155-157.
- 150 Bagherian A, Kalhori KA, M M Sadeghi, Mirhosseini F, Parisay I. (2010) An in vitro study of root and canal morphology of human deciduous molars in an Iranian population. *J Oral Sci*, 52: 397-403.

- 151 Dobó NC, Ledeczky G, Sulyok P, Szabó J. (2002) Mathematical classification of root canal curvature of human teeth. *Fogorv Sz*, 95: 55-58.
- 152 Lee JK, Ha BH, Choi JH, Heo SM, Perinpanayagam H. (2006) Quantitative three-dimensional analysis of root canal curvature in maxillary first molars using micro-computed tomography. *J Endod*, 32: 941-945.
- 153 Gao Y, Peters OA, Wu H, Zhou X. (2009) An application framework of three-dimensional reconstruction and measurement for endodontic research. *J Endod*, 35: 269-274.
- 154 Gu Y, Lu Q, Wang H, Ding Y, Wang P, Ni L. (2010) Root canal morphology of permanent three-rooted mandibular first molars--part I: pulp floor and root canal system. *J Endod*, 36: 990-994.
- 155 Yu DC, Tam A, Schilder H. (2006) Root canal anatomy illustrated by microcomputed tomography and clinical cases. *Gen Dent*, 54: 331-335.
- 156 Plotino G, Grande NM, Pecci R, Bedini R, Pameijer CH, Somma F. (2006) Three-dimensional imaging using microcomputed tomography for studying tooth macromorphology. *J Am Dent Assoc*, 137: 1555-1561.
- 157 Rhodes JS, Ford TR, Lynch JA, Liepins PJ, Curtis RV. (1999) Micro-computed tomography: a new tool for experimental endodontology. *Int Endod J*, 32: 165-170.
- 158 Gu Y, Lu Q, Wang P, Ni L. (2010) Root canal morphology of permanent three-rooted mandibular first molars: Part II--measurement of root canal curvatures. *J Endod*, 36: 1341-1346.
- 159 de Paula-Silva FW, Wu MK, Leonardo MR, da Silva LA, Wesselink PR. (2009) Accuracy of periapical radiography and cone-beam computed tomography scans in diagnosing apical periodontitis using histopathological findings as a gold standard. *J Endod*, 35: 1009-1012.

- 160 Kanwar SS, Mital M, Gupta PK, Saran S, Parashar N, Singh A. (2017) Evaluation of paranasal sinus diseases by computed tomography and its histopathological correlation. *J Oral Maxillofac Radiol*, 5: 46-52.
- 161 O'Brien WT, Hamelin S, Weitzel EK. (2016) The preoperative sinus CT: avoiding a "CLOSE" call with surgical complications. *Radiology*, 281: 10-21.
- 162 Alspaugh J, Christodoulou E, Goodsitt M, Stayman J. (2007) Dose and image quality of flat-panel detector volume computed tomography for sinus imaging. *Med Phys*, 34: 2634.
- 163 Casselman JW, Gieraerts K, Volders D, Delanote J, Mermuys K, De Foer B, Swennen G. (2013) Cone beam CT: non-dental applications. *JBR-BTR*, 96: 333-353.
- 164 Giger ML, Doi K. (1984) Investigation of basic imaging properties in digital radiography. I. Modulation transfer function. *Med Phys*, 11: 287-295.
- 165 Kuhls-Gilcrist A, Jain A, Bednarek DR, Hoffmann KR, Rudin S. (2010) Accurate MTF measurement in digital radiography using noise response. *Med Phys*, 37: 724-735.
- 166 Watanabe H, Honda E, Kurabayashi T. (2010) Modulation transfer function evaluation of cone beam computed tomography for dental use with the oversampling method. *Dentomaxillofac Radiol*, 39: 28-32.
- 167 Rossmann K. (1969) Point spread-function, line spread-function, and modulation transfer function. *Tools for the study of imaging systems. Radiology*, 93: 252-272.
- 168 Nakaya Y, Kawata Y, Niki N, Umetatni K, Ohmatsu H, Moriyama N. (2012) A method for determining the modulation transfer function from thick microwire profiles measured with x-ray microcomputed tomography. *Med Phys*, 39: 4347-4364.
- 169 Elkhateeb SM, Torgersen GR, Arnout EA. (2016) Image quality assessment of clinically-applied CBCT protocols using a QAT phantom. *Dentomaxillofac Radiol*, 45: 20160075.

- 170 Lee C, Baek J. (2015) A new method to measure directional modulation transfer function using sphere phantoms in a cone beam computed tomography system. *IEEE Trans Med Imaging*, 34: 902-910.
- 171 Aksoy S, Kelahmet U, Hincal E, Oz U, Orhan K. (2016) Comparison of linear and angular measurements in CBCT scans using 2D and 3D rendering software. *Biotechnol Biotechnol Equip*, 30: 777-784.
- 172 Şakul BU, Bilecenoğlu B. Yüz ve Yüzün Yüzeysel Topografik Bölgeleri. In: Şakul BU, Bilecenoğlu B (szerk.), Baş ve Boynun Klinik Bölgesel Anatomisi. Ankara, Özkan Matbaacılık, 2009: 45-132.
- 173 Prabhat M, Rai S, Kaur M, Prabhat K, Bhatnagar P, Panjwani S. (2016) Computed tomography based forensic gender determination by measuring the size and volume of the maxillary sinuses. *J Forensic Dent Sci*, 8: 40-46.
- 174 Oz AZ, Oz AA, El H, Palomo JM. (2017) Maxillary sinus volume in patients with impacted canines. *Angle Orthod*, 87: 25-32.
- 175 De Vos W, Casselman J, Swennen GR. (2009) Cone-beam computerized tomography (CBCT) imaging of the oral and maxillofacial region: a systematic review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 38: 609-625.
- 176 Huumonen S, Kvist T, Gröndahl K, Molander A. (2006) Diagnostic value of computed tomography in re-treatment of root fillings in maxillary molars. *Int Endod J*, 39: 827-833.
- 177 Suomalainen A, Vehmas T, Kortensniemi M, Robinson S, Peltola J. (2008) Accuracy of linear measurements using dental cone beam and conventional multislice computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol*, 37: 10-17.
- 178 Damstra J, Fourie Z, Huddleston Slater JJ, Ren Y. (2010) Accuracy of linear measurements from cone-beam computed tomography-derived surface models of different voxel sizes. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 137: 1-16.



- 179 Sun Z, Smith T, Kortam S, Kim DG, Tee BC, Fields H. (2011) Effect of bone thickness on alveolar bone-height measurements from cone-beam computed tomography images. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 139: 117-127.
- 180 Leung CC, Palomo L, Griffith R, Hans MG. (2010) Accuracy and reliability of cone-beam computed tomography for measuring alveolar bone height and detecting bony dehiscences and fenestrations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 137: S109-S119.
- 181 Dusseldorp JK, Stamatakis HC, Ren Y. (2017) Soft tissue coverage on the segmentation accuracy of the 3D surface-rendered model from cone-beam CT. *Clin Oral Investig*, 21: 921-930.
- 182 Kim I, Paik KS, Lee SP. (2007) Quantitative evaluation of the accuracy of micro-computed tomography in tooth measurement. *Clin Anat*, 20: 27-34.
- 183 Torres MG, Campos PS, Segundo NP, Navarro M, Crusoé-Rebello I. (2012) Accuracy of linear measurements in cone beam computed tomography with different voxel sizes. *Implant Dent*, 21: 150-155.
- 184 Ballrick JW, Palomo JM, Ruch E, Amberman BD, Hans MG. (2008) Image distortion and spatial resolution of a commercially available cone-beam computed tomography machine. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 134: 573-582.
- 185 Müller R, Van Campenhout H, Van Damme B, Van Der Perre G, Dequeker J, Hildebrand T, Rügsegger P. (1998) Morphometric analysis of human bone biopsies: a quantitative structural comparison of histological sections and micro-computed tomography. *Bone*, 23: 59-66.
- 186 Chappard D, Retailleau-Gaborit N, Legrand E, Baslé MF, Audran M. (2005) Comparison insight bone measurements by histomorphometry and microCT. *J Bone Miner Res*, 20: 1177-1184.
- 187 Liang X, Zhang Z, Gu J, Wang Z, Vandenberghe B, Jacobs R, Yang J, Ma G, Ling H, Ma X. (2017) Comparison of micro-CT and cone beam CT on the feasibility of assessing trabecular structures in mandibular condyle. *Dentomaxillofac Radiol*, 46: 20160435.

188 Rong JY, Fu GT, Wei CF, Sun CL, Wei L. (2010) Measurement of spatial resolution of the micro-CT system. *Chinese Phys C*, 34: 412-416.

189 Langner O, Karolczak M, Rattmann G, Kalender WA. (2009) Bar and Point Test Patterns Generated by Dry-Etching for Measurement of High Spatial Resolution in Micro-CT. In: Dössel O, Schlegel WC (szerk), *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, September 7 - 12, 2009, Munich, Germany IFMBE Proceedings*, vol 25/2 Springer, Berlin, Heidelberg: 428-431.

190 Taylor TT, Gans S, Jones EM, Firestone AR, Johnston WM, Kim DG. (2013) Comparison of micro-CT and cone beam CT-based assessments for relative difference of grey level distribution in a human mandible. *Dentomaxillofac Radiol*, 42: 25117764.

191 Kivovics M, Szabó BT, Németh O, Tari N, Dóri F, Nagy P, Dobó-Nagy C, Szabó G. (2017) Microarchitectural study of the augmented bone following ridge preservation with a porcine xenograft and a collagen membrane: preliminary report of a prospective clinical, histological, and micro-computed tomography analysis. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 46: 250-260.

## 11. Saját publikációk jegyzéke

### 1. A disszertáció alapjául szolgáló közlemények

Szabo BT, Pataky L, Mikusi R, Fejerdy P, Dobo-Nagy C. (2012) Comparative evaluation of cone-beam CT equipment with micro-CT in the visualization of root canal system. *Ann Ist Super Sanita*, 48: 49-52.

**IF: 0,763**

Szabo BT, Aksoy S, Repassy G, Csomó K, Dobo-Nagy C, Orhan K. (2017) Comparison of hand and semiautomatic tracing methods for creating maxillofacial artificial organs using sequences of computed tomography (CT) and cone beam computed tomography (CBCT) images. *Int J Artif Organs*, 40: 307-312.

**IF: 1,133**

### 2. A disszertációtól független közlemények

Agocs G, Szabo BT, Kohler G, Osvath S. (2012) Comparing the folding and misfolding energy landscapes of phosphoglycerate kinase. *Biophys J*, 102: 2828–2834.

**IF: 3,668**

Horváthy DB, Vác G, Szabó T, Szigyártó IC, Toró I, Vámos B, Hornyák I, Renner K, Klára T, Szabó BT, Dobó-Nagy C, Doros A, Lacza Z. (2016) Serum albumin coating of demineralized bone matrix results in stronger new bone formation. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 104: 126-132.

**IF: 3,189**

Horvathy DB, Vacz G, Toro I, Szabo T, May Z, Duarte M, Hornyak I, Szabo BT, Dobo-Nagy C, Doros A, Lacza Z. (2016) Remineralization of demineralized bone matrix in critical size cranial defects in rats: A 6-month follow-up study. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 104: 1336-1342.

**IF: 3,189**

Mensch K, Simonffy L, Dombi C, Szabó BT, Varga J, Juhasz A, Dobo-Nagy C. (2017) Endodontic and microsurgical treatments of maxillary lateral incisor dens invaginatus in combination with cone-beam-computed tomography fusion imaging. *Oral Radiol*, 33: 147-152.

**IF: 0,466**

Kivovics M, Szabó BT, Németh O, Tari N, Dóri F, Nagy P, Dobó-Nagy C, Szabó G. (2017) Microarchitectural study of the augmented bone following ridge preservation with a porcine xenograft and a collagen membrane: preliminary report of a prospective clinical, histological, and micro-computed tomography analysis. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 46: 250-260.

**IF: 2,164**

Kivovics M, Szabó BT, Németh O, Czinkóczy B, Dóri F, Nagy P, Dobó-Nagy C, Csöngé L, Lacza Z, Mijiritsky E, Szabó G. (2018) Microarchitecture of the Augmented Bone Following Sinus Elevation with an Albumin Impregnated Demineralized Freeze-Dried Bone Allograft (BoneAlbumin) versus Anorganic Bovine Bone Mineral: A Randomized Prospective Clinical, Histomorphometric, and Micro-Computed Tomography Study. *Materials*, 11: 202.

**IF: 2,467**

Farkasdi S, Pammer D, Rácz R, Hriczó-Koperdák G, Szabó BT, Dobó-Nagy C, Kerémi B, Blazsek J, Cuisinier F, Wu G, Varga G. (2018) Development of a quantitative preclinical screening model for implant osseointegration in rat tail vertebra. *Clin Oral Investig*, In press.

**IF: 2,386**

Simonffy L, Gyulai-Gaál Sz, Dobó Nagy Cs, Szabó BT. (2018) Fibrosus dysplasia differenciál-diagnózisa. *Fogorv Sz*, 111: 74-78.

Horváthy DB, Schandl K, Schwarz CM, Renner K, Hornyák I, Szabó BT, Niculescu-Morzsa E, Nehrer S, Dobó-Nagy C, Doros A, Lacza Z. (2019) Serum albumin-coated bone allograft (BoneAlbumin) results in faster bone formation and mechanically stronger bone in aging rats. *J Tissue Eng Regen Med*, 13: 416-422.

**IF: 4,089**

## **12. Köszönetnyilvánítás**

Szeretném megköszönni témavezetőmnek, Prof. Dr. Dobó Nagy Csabának a tudományos és klinikai munkám során nyújtott szüntelen támogatást, ösztönzést és útmutatást.

Hálás vagyok Prof. Dr. Kaan Orhannak, hogy lehetővé tette a paranasalis sinusok volumetriai méréseit és rendkívüli támogatását.

Hálával tartozom Dr. Seçil Aksoy docens asszonynak a hasznos tanácsokért, bátorításért.

Köszönöm Varga Gábor Professzor Úrnak, hogy lehetővé tette számomra, hogy a Doktori Iskola nappali tagozatos hallgatója lehettem.

Szeretném megköszönni a Tanszék összes dolgozójának a támogatást.

Hálás köszönettel tartozom családomnak a sok segítségért és türelemért, mellyel támogattak, és minden lehetséges feltételt biztosítottak a tudományos tevékenységeim végzéséhez.