



BUDAPESTI MŰSZAKI ÉS GAZDASÁGTUDOMÁNYI EGYETEM  
GÉPÉSZMÉRNÖKI KAR DOKTORI TANÁCSA  
DOKTORI TÉZISFÜZETEI

# **TEHERVISELŐ ÁLLCSONT REKONSTRUKCIÓ VÉGESELEMES MODELLEZÉSE**

című témakörből,  
amellyel a PhD fokozat elnyerésére pályázik

KÉSZÍTETTE: **SIMONOVICS JÁNOS**  
okl. gépészmérnök

TUDOMÁNYOS VEZETŐ: **DR. VÁRADI KÁROLY**  
egyetemi tanár

BUDAPEST

2014

# 1. BEVEZETÉS

Korunk egyik fő, megoldásra váró problémája a különböző daganatok eredményes gyógyítása. Magyarországon évente körülbelül 33000-re tehető a rosszindulatú daganatokból fakadó halálozások száma, mely az egyik leggyakoribb oknak számít. Ezen belül a szájüregi daganatok körülbelül évi 1700 halálesetért felelősek.

A szájüregi daganat kialakulás elsődleges tényezői a túlzott alkohol fogyasztás, a dohányzás és a rossz száj higiéné. A szájüregi tumorok a legkönnyebben felfedezhető daganatok közé tartoznak, így a rendszeres fogászati ellenőrzések során rendkívül jól szűrhetőek. A korai felismerés kulcsfontosságú a gyógyíthatósági esélyek tekintetében. A későn felismert daganat esetében már kizárólag drasztikus beavatkozásokkal lehet az esetleges gyógyulás feltételeit biztosítani. A csont érintettsége esetében, a tumor eltávolítását alkalmazzák, melyet rezekcióval biztosítanak. Ennek következménye, hogy a mandibula folytonossága részlegesen vagy teljesen megszakad, teherviselő szerepe csökken vagy megszűnik. A rezekció kialakítását követően annak rekonstrukciójával lehet biztosítani az eredeti vagy ahhoz közeli állapot megteremtését.

Ezen témával kapcsolatban, napjainkban egyre aktívabb biomechanikai kutatások folynak. A területen sokszor körülményesnek tekinthető cadaver vizsgálatok mellett, egyre inkább létjogosultságot nyernek a műszaki eszközök felhasználásával végzett fejlesztések és vizsgálatok, ahol külön kiemelt jelentőségűek a végeselemes szimulációk.

## 1.1. A kutatómunka céljai és a vizsgált főbb kérdések

Doktori kutatásom fő célja, a jelenleg klinikai gyakorlatban általánosan alkalmazott tumoros mandibula rezekció teherviselő rekonstrukciójának részletes biomechanikai vizsgálata annak érdekében, hogy választ kapjak a következő kérdésekre:

- Mely, az irodalomban fellelhető paramétereknél pontosabb anyagjellemzők vonatkoznak a human mandibulára, melyek segítségével valósághűbb biomechanikai modell építése válna lehetővé, és miként lehet ezeket a modellezésbe implementálni?
- Okozhat-e eltérést biomechanikai modellépítés szempontjából a páciens részére előnyösebb Cone Beam Computer Tomograph használata a gold standardnek tekintet Multi-Slice Computer Tomograph-hoz képest?
- Mekkora feszültségi állapot ébred a mandibula graftolásakor forrásnak tekinthető human radius osteotomizálása során, mely megerősítési technikák és osteotomia kialakítások bizonyulnak a legkedvezőbbnek a csont terhelése szempontjából?
- Mekkora feszültségi állapot alakul ki a mandibula kritikusnak tekinthető részeiben, a gyakorlatban sűrűbben előforduló tumoros mandibularezekcióknál alkalmazott általános lemezes rekonstrukciók során, figyelembe véve a lock-os és non-lock-os technikákat, mono- és bicorticalis csavarok felhasználása mellett?
- Mely implantátum kialakítás állhat közelebb mechanikai szempontból a csonthoz, a jelenleg használatos orvosi implantátumokhoz képest, mely kedvezőbb lehet csontosodás serkentése tekintetében?

## 2. VIZSGÁLATI MÓDSZEREK

A korábbi biomechanikai vizsgálataim során alkalmazott egyszerűsített csontmodellezési módszer javítására, végeselemes csontmodellek fejlesztéséhez és pontosabb anyagtulajdonságok biztosítása végett, halottakból származó formalin fixált és macerált mandibula csontminta cilinderek kivételét, Computer Tomograph-os (CT) scannelését, majd a megfelelő geometria kialakítását követően, azok nyomóvizsgálatát végeztem el. Validáltam az anyagtulajdonságok tekintetében a CT szűrkeségi értékeire épülő modellezési és szimulációs eljárásomat az elvégzett roncsolásos vizsgálatok és CT mérések segítségével.

A doktori kutatásomban alkalmazott modellek Computer Tomograph kimeneti fájlra épülnek. Az orvosi gyakorlatban alkalmazott „hagyományos” Multi-Slice Computer Tomograph (MSCT) sugárdózisa sokszorosa a fej régióban alkalmazható Cone Beam Computer Tomograph-énak (CBCT). A tomográfokkal formalinfixált human fejszeletekben elhelyezett ismert sűrűségű elemekkel összehasonlító méréseket végeztem a heterogén anyagtulajdonságokkal bíró végeselemes modell felépítéséhez, előtérbe helyezve a kisebb sugárdózisú terhelés igényét.

A műtéti technikák által biztosított stabilitási feltételekről és a csontokban kialakuló feszültség és mikromegnyúlás értékekről a korábbi időszakokban cadaver, csontszalagos laboratóriumi vizsgálatokkal, mérésekkel próbáltak több információt biztosítani. Ezen vizsgálatok igen körülményes elvégezhetőségével szemben, manapság már egyre inkább létjogosult vizsgálati módszer a végeselemes analízis a biomechanika területén. Kutatásomban CT alapú heterogén anyagtulajdonságokkal és valóságnak megfelelő geometriával felépített modelleket hoztam létre, melyek teljes mértékben igazodnak a klinikai gyakorlathoz és ezeken végeselemes vizsgálatokat végeztem. A vizsgálatok során MSC Marc 2007-es szoftvert használtam. Mindkét biomechanikai modell esetében a legkritikusabb részeknél submodelleket alakítottam ki.

A korábbi human csontminták roncsolásos vizsgálatai alapján Ti-6Al-4V alapanyagú ún. scaffold implantátum szerkezet tervezése történt. A prototípusokat elektronsugaras megolvasztásos gyorsprototípus gyártási eljárással gyártottuk, ezt követően elektronmikroszkópos és mérőmikroszkópos vizsgálatokat végeztem a gyártási eljárás, geometriai struktúrát befolyásoló hatásairól. A gyártott darabokat roncsolásos vizsgálatnak vettem alá, azok rugalmassági moduluszainak meghatározása céljából. Az eredmények alapján megvizsgáltam a gyártási irány mechanikai paramétereit befolyásoló hatásait. A daraboknál megvizsgáltam a gyártásból fakadó porozításváltozás mértékét.

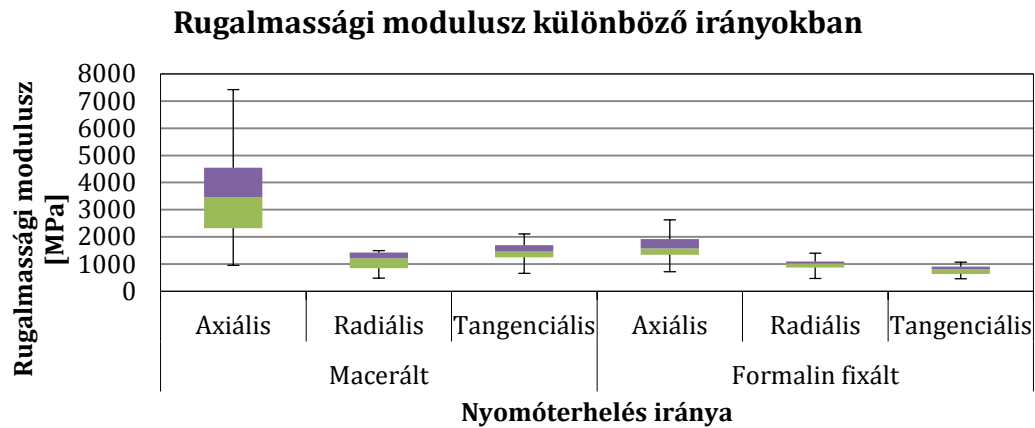
## 3. ÚJ TUDOMÁNYOS EREDMÉNYEK

### 3.1. Cadaver minták roncsolásos vizsgálatai

Az irodalmi értékek pontosítása végett human csontokból származó nyomóvizsgálati tervet készítettem a mandibula rugalmassági moduluszának meghatározásához. Az elvégzett kutatás során, a halottakból származó csontminták, preparált, részben formalinban fixált (39 darab minta), részben macerált (57 darab minta) fogatlan human mandibulákból származtak. A formalin fixálás szövetroncsoló hatásáról több ellentétes publikáció látott már napvilágot. A minták kivételének helyei, az általánosan felhasznált rekonstrukciós lemez lecsavarozása során nagy eséllyel érintett területek alapján kerültek kiválasztásra.

A területeken vett mintákat, CT felvételek készítését követően nyomóvizsgálatnak vettem alá, azok irányultságának szem előtt tartásával. A human minták MSCT vizsgálatának

elvégzéséhez egy speciális validálósablon került felhasználásra, mely ismert anyagú és sűrűségű etalon hengereket tartalmazott. A roncsolásos anyagvizsgálat eredményeit a 1. ábra szemlélteti. Megállapítottam, hogy a mért eredmények az irodalmi átlag alatt maradnak, ez a formalin fixált esetben betudható a szövetroncsoló hatásnak.



1. ábra Cadaver minták rugalmassági moduluszai, különböző irányokban

A mérésekhez kötődően elkészített végeelemes modelljeim validálására algoritmust dolgoztam ki, mely a CT adatokra épült. A cadaver nyomóvizsgálatra épülő validálás  $R^2=0,8433$ -as korrelációt mutatott. Az egyes vizsgált minták rugalmassági moduluszának hibája a valós roncsolásos vizsgálatokhoz képest 2,48-6,91% közé esett.

**1. Tézis:** *A biomechanikai vizsgálataim során alkalmazott homogén egyszerűsített csontmodellezési módszer javítására, végeelemes csontmodellek fejlesztéséhez, validálásához, mintavételi eszközökkel kivitelezhető mérési eljárást dolgoztam ki humán csont minták nyomóvizsgálatára. Az eljárás számítógépes szimulációval összekapcsolt és segítségével megállapítható az alsó állcsont teherviselő corticalis állományának az irodalomban jelenleg széles értékek között ingadozó rugalmassági moduluszának pontosabb, csontsűrűséggel együtt változó, heterogén értéke. Az eljárás során halottakból származó csontmintákon, azok kivételét követően Computer Tomograph felvételeket készítettem validáló elemekkel, majd nyomóvizsgálatnak vettem alá őket. Szimulációs modelljeimet, melyeknek mechanikai paraméterei a Computer Tomograph szűrkeségi értékeire épültek, a roncsolásos vizsgálatok eredményei alapján validáltam.*

[1], [2], [3], [4], [5], [6], [7], [8], [9].

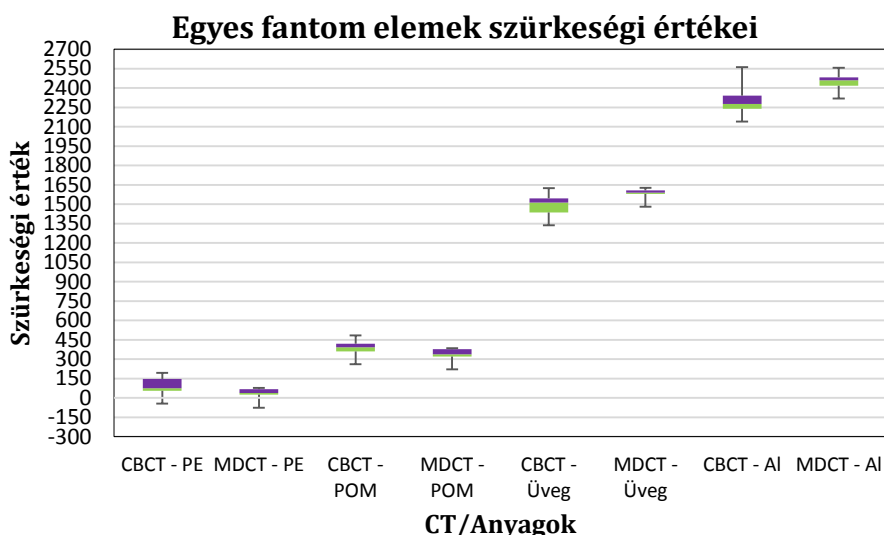
### 3.2. Cone Beam Computer Tomograph (CBCT) és Multi-Slice Computer Tomograph (MSCT) összehasonlítása formalin fixált human cadaver fej esetén

A vizsgálathoz egy fogatlan mandibulát tartalmazó, formalin fixált, 4 egymásra helyezett, megközelítőleg 20mm vastag szeletekből álló, idős női cadaver fej lett felhasználva, melyet a SOTE Humánmorfológiai és Fejlődésbiológiai Intézet biztosított. Az előkészületek során a fej szeletek előre meghatározott kitüntetett pontjain, a szeletek között, ismert sűrűségű elemek (0,93-2,70 g/cm<sup>3</sup> tartományban) lettek elhelyezve.

A vizsgálat során referenciaként egy kalibrált, 8 szeletes MSCT (General Electric, LightSpeed Ultra 8, GE Medical Systems, Waukesha, Wis) szolgált, mely CBCT-vel (i-CAT, Imaging Science International, Hatfield, PA, USA) került összehasonlításra.

Az eredmények kiértékelése a fantomok tekintetében pozíciófüggő és pozíciófüggetlen összehasonlítást végeztem. Továbbá elvégeztem egyes adott fantom elemek között mért lineáris szakaszokon a szűrkeségi értékek összehasonlítását.

A pozíciófüggetlen kiértékeléskor, statisztikai eszközökkel kimutattam, hogy a CBCT és MSCT értékei a POM anyagon kívül minden esetben szignifikánsan különböznek egymástól. A heteroszcedasztikus t-próba P értékei: PE: 0,0175; POM: 0,1906; Üveg: 0,0125; Al: 0,0063. A szűrkeségi értékeket összehasonlító diagramot az 2. ábra szemlélteti.



2. ábra Egyes fantom elemek szűrkeségi értékei

A pozíciófüggő kiértékeléskor a mandibula belső és külső ívein elhelyezett elemek szűrkeségi értékei kerültek összehasonlításra azok standard értékeivel, 9 korrelációs vizsgálat keretén belül (1. táblázat). A lineáris regressziós egyenlet:

$$CBCT_{szűrkeségi\ érték\ (számított)} = A \cdot CBCT_{szűrkeségi\ érték\ (mért)} + B \quad (1)$$

ahol:  $CBCT_{szűrkeségi\ érték\ (számított)}$  – a Hounsfield unit definíciója alapján számított érték,

A, B – együtthatók,

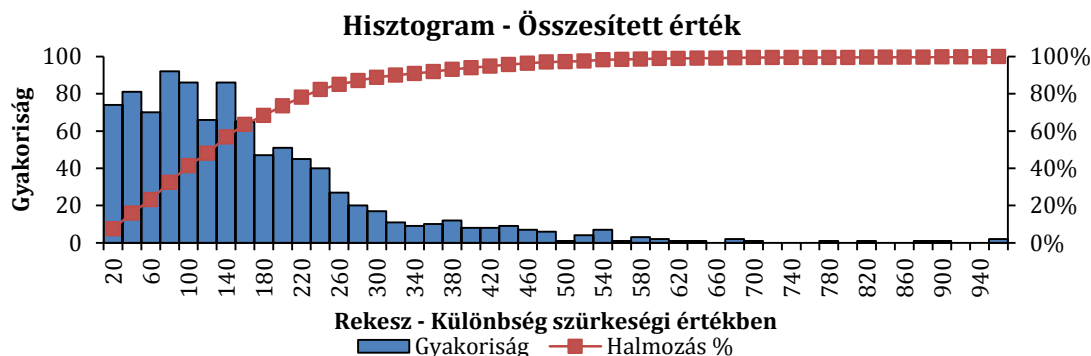
$CBCT_{szűrkeségi\ érték\ (mért)}$  – CBCT-vel mért szűrkeségi érték.

1. táblázat CBCT mért értékek korrelációja a CBCT számított értékeihez

	Vizsgált terület	Rész	A	B	R2
1	Bőr felület	Bal	1,1374	-116,36	0,9989
2		Közép	1,21	23,228	0,9956
3		Jobb	1,1708	-124,96	0,9986
4	Külső ív	Bal	1,02	-106,37	0,9982
5		Közép	1,06	-37,83	0,9989
6		Jobb	1,08	-137,70	0,9990
7	Belső ív	Bal	1,05	-46,90	0,9995
8		Közép	1,03	-110,79	0,9991
9		Jobb	1,08	-27,95	0,9991

Az adott fantom elemek között, a cadaveren mért lineáris szakaszokon végzett vizsgálatoknál, a szűrkeségi értékeket a távolság függvényében ábrázoltam. A mintavételezés során 0,25mm-es lépésközöket alkalmaztunk.

Az egyes szakaszokon az abszolút eltérések alapján megvizsgáltam azok előfordulásának gyakoriságát, melyet hisztogramban ábrázoltam, a kummulált relatív gyakorisággal. Az összesített hisztogramot az abszolút eltérésekre a 3. ábra tartalmazza.



3. ábra Összesített hisztogram az abszolút eltérésekre

Megállapítottam, hogy a 0-160 szűrkeségi értékű tévedések gyakrabban fordulnak elő. A 160-as szűrkeségi értékig, 20-as rekeszértékeket vizsgálva, az egyes rekeszek előfordulása 7-10%. Az implantátumok teherviselő állományaként a corticalis tekinthető, ezen tartományban vett tévedések vehetőek számottevőnek a biomechanikai modellépítés szempontjából. A corticalis irodalomban meghatározott 3000-es szűrkeségi értéke esetén, a jelen, teljes keresztmetszetet tartalmazó vizsgálat eredményeként ez 5,33%-os tévedést jelent.

A lineáris regressziós (2. egyenlet) korrelációs vizsgálatok eredményét 2. táblázat mutatja.

$$CBCT_{szűrkeségi\ érték\ (mért)} = A \cdot MSCT_{szűrkeségi\ érték\ (mért)} + B \quad (2)$$

ahol:  $CBCT_{szűrkeségi\ érték\ (mért)}$  – a CBCT-vel mért szűrkeségi érték,  
 A, B – együtthatók,  
 $MSCT_{szűrkeségi\ érték\ (mért)}$  – MSCT-vel mért szűrkeségi érték.

2. táblázat CBCT korrelációja az MSCT-hez

Vizsgált szakasz	Szakaszvégeken lévő markerek	A	B	R <sup>2</sup>	n (mintavételezések száma)
1	Üveg	0,8977	55,572	0,9708	97
2	POM	0,6605	134,66	0,8948	91
3	PE	0,6111	26,323	0,8793	80
4	Al	0,8707	15,061	0,983	67
5	Üveg	0,9437	66,786	0,9432	54
6	POM	1,1581	44,308	0,9596	52
7	PE	1,0365	31,041	0,8179	50
8	Al	1,1045	463,48	0,9085	51
9	Üveg	0,7915	163,04	0,939	97
10	POM	0,8421	95,996	0,8696	107
11	PE	0,906	108,44	0,9425	114
12	Al	0,9183	154,89	0,9418	116

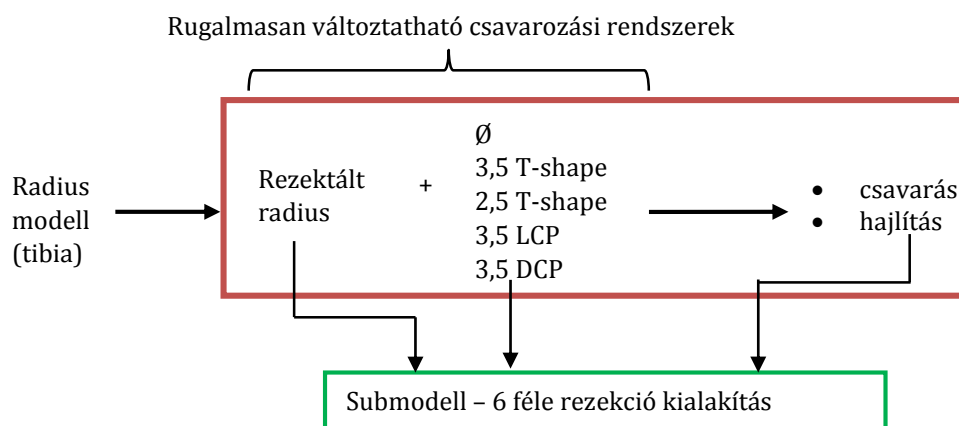
**2. Tézis:** Halottból származó mandibula szeletekkel és az ebben elhelyezett ismert sűrűségű validáló elemekkel Computer Tomograph felvételeket felhasználó mérési eljárást készítettem. Az eljárásban az akár százszor kisebb sugárterheléssel dolgozó nyaki és fej régiókra használt Cone Beam Computer Tomograph (CBCT) és a hagyományos nagyobb sugárterhelésű, gold standardként alkalmazott Multi-Slice Computer Tomograph (MSCT) került összehasonlításra, a végeselemes modellezések során anyagtulajdonságok biztosításához is alkalmazható szűrkeségi értékek alapján.

- Statisztikai módszerekkel kimutattam, hogy pozíciófüggetlen kiértékelés mellett, a 4 vizsgált, különböző, ismert sűrűségű elem esetén a CBCT és MSCT értékei a POM anyagon kívül minden esetben szignifikánsan különböznek egymástól.
- A különbségek vizsgálatára, adott fantom elemek között mért lineáris szakaszon a cadaveren mintavételezett szűrkeségi értékek összehasonlításával meghatároztam, hogy a 0-160 szűrkeségi értékes tévedések gyakrabban fordulnak elő a megvizsgált 974 lépésköz esetén. A 160-as szűrkeségi értékig, 20-as rekeszértékeket vizsgálva, az egyes rekeszek előfordulása 7-10%. Ez az irodalomban használatos corticalis állomány szűrkeségi értéke esetén 5,33%-os hibát okoz.

[9], [10], [11], [12], [13], [14], [15], [16].

### 3.3. Tibia vizsgálat

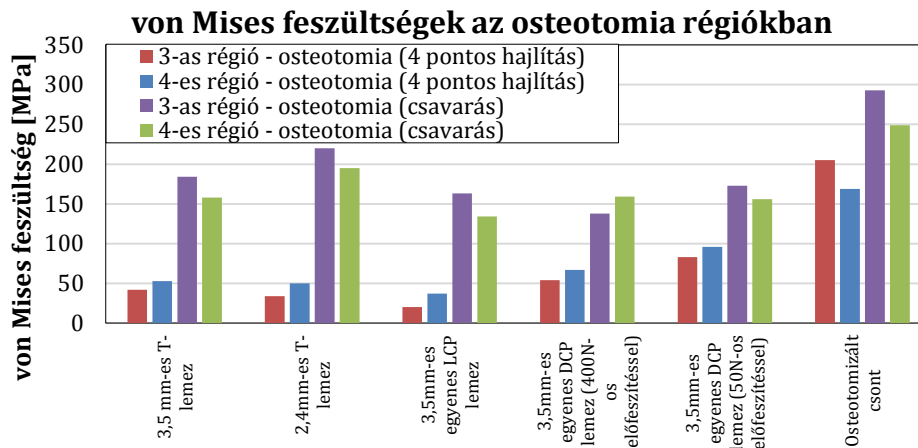
A mandibula rezekciók előtanulmányként a bonyolult geometriájú mandibula csont helyett az első rezekciókat, ezen belül is részleges rezekciók vizsgálatát, egy egyszerűbb, egyenes, human radius csonton terveztem elvégezni. Ennek vizsgálatára a mandibulával több ponton is összekapcsolódó esetet, mint graftforrást vettem alapul. A radiuson való kísérletek lefolytatásának nehézségei miatt, a bárány tibia, mint megfelelő csont a human radius biomechanikai vizsgálatára, már 1992 óta validált modellként elismert. Az elvégzett végeselemes vizsgálatokkal az osteotomizált csont rögzítését, törés megelőző erősítését vizsgáltam meg különféle technikákkal (PIF - prophylactic internal fixation). A vizsgálat során olyan komplex modellt hoztam létre, mely segítségével kisebb számítási kapacitással több osteotomiás szenáriót lehet megvizsgálni, az alap, vizsgálatra kijelölt PIF technikákkal 4 pontos hajlítás és csavarás esetében (4. ábra). A kvázi-statisztikus vizsgálatok során a von Mises feszültségek szolgálták reprezentatív értékeként a csont tönkremenetele szempontjából.



4. ábra Elkészített modellek rendszere

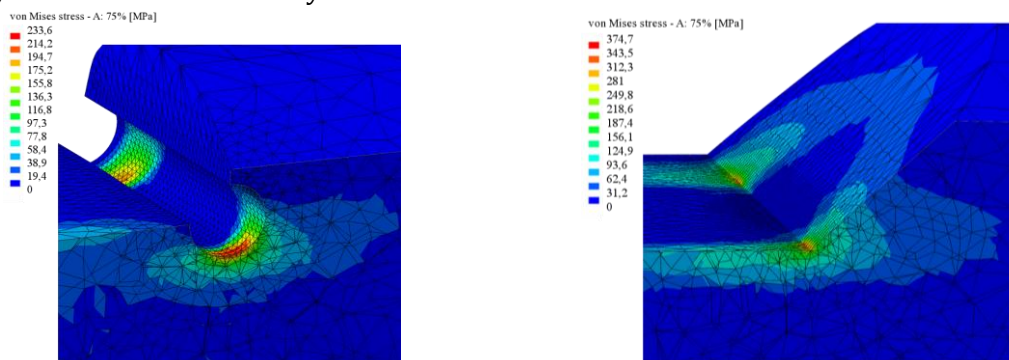
A terhelések következtében az implantátumok helyett általában a csont szenved tönkremenetelt. A kialakított rezekció és az ehhez közelebb eső lemezhez tartozó csavarok környezete jelentheti egy esetleges mechanikai tönkremenetel potenciális helyét, így ezeket vizsgáltam.

A modelleken a végeelemes vizsgálathoz sűrűség alapú anyagmegfeleltetést dolgoztam ki. 4 pontos hajlítást és csavarást használtam fel a modellek vizsgálatára. A keletkezett von Mises feszültségeket az 5. ábra mutatja. Megállapítottam, hogy a csont terhelésének szempontjából a vizsgált esetekben a 3,5mm LCP lockos technika biztosítja a legjobb eredményeket.



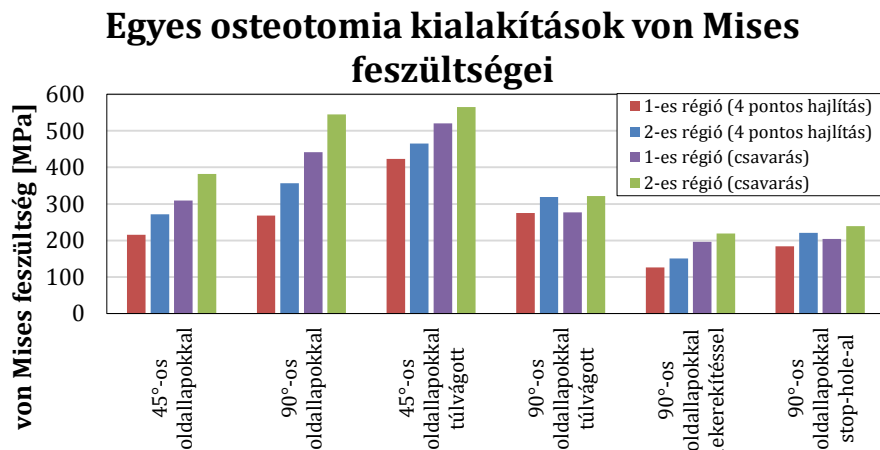
5. ábra von Mises feszültségek az osteotomia régiókban

A megerősítés nélküli intakt csonton submodell szinten, elmozdulásmező illesztéses módszerrel 6 különféle osteotomia kialakítást vizsgáltam meg, modellezve a lehetséges klinikai gyakorlatban előforduló és lehetséges feszültségcsökkentő verziókat (45°-os oldallappal ellátott, 90°-os oldallappal ellátott, 45°-os oldallappal túlvágott, 90°-os oldallappal túlvágott, 90°-os oldallapos lekerekített, 90°-os oldallapos „stop hole”-al felfúrt). A 6. ábrán két scenáriót láthatunk, jól látható, hogy a lekerekítéssel vagy felfúrással ellátott modellek számottevően alacsonyabb értékeket eredményeznek.



6. ábra Egyes submodell oszteotomia kialakításainál, csavarás során ébredő von Mises feszültségek

Az egyes kialakítások von Mises feszültségeit a 7. ábra mutatja.



7. ábra Egyes kialakítások von Mises feszültségei submodell vizsgálatnál

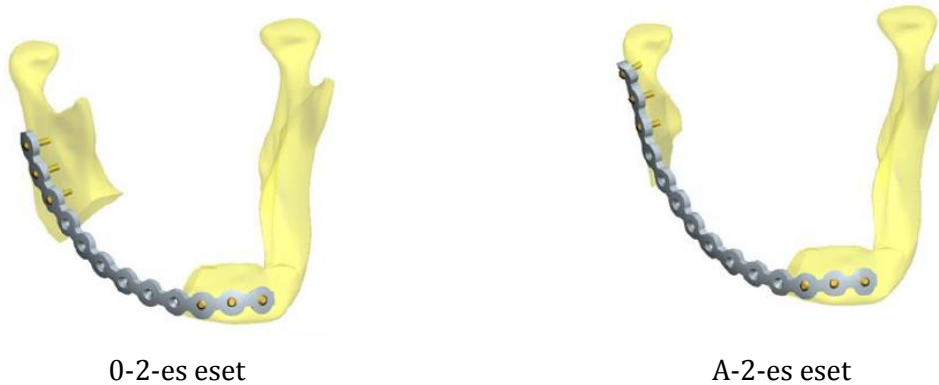
**3. Tézis:** Integrált modellezési és elemzési algoritmust dolgoztam ki a mandibula rezekciók graft beültetése során járulékos egyenes csontok PIF (Prophylactic Internal Fixation) rögzítéséhez, a klinikai gyakorlatban gyakran alkalmazott lemezelési és csavarozási technikák összetett végeelemes modelljének létrehozására. A graft kimetszése során adott határok között változtatható méretű részleges rezekció submodell lett kialakítva. Az univerzális modell, több lemezelési és csavarozási technika mellett, tetszőleges rezekció geometriával párosítható, támogatva ezzel a mechanikai terhelhetőség szempontjából legmegfelelőbb rezekciós vágási geometria létrehozását. Az általam létrehozott keretmodellben kialakított submodellel, e számítások kisebb számítási kapacitást igényelnek és egyszerűbben vizsgálhatóak.

- Az adott vizsgálaton belül megállapítottam, hogy a globális modellen alkalmazott 45°-os oldalfalú rezekciókkal, a megvizsgált 4 féle rendszer közül, a 4 pontos hajlítás és csavarási terhelések mellett is a 3,5mm LCP lockos technika biztosítja a PIF-hez a legkisebb csontban és rezekció élben ébredő, törés szempontjából kritikus feszültségeket.
- További vizsgálataimban, a submodellen futtatott végeelemes szimulációkkal bebizonyítottam, hogy 40%-os térfogateltávolítás mellett, a rekonstrukció nélküli és a 6 féle kialakított rezekciós geometria közül, a lekerekített rezekciós él és a felfúrással ellátott rezekciós él rendelkezik a legkedvezőbb ébredő von Mises feszültség értékekkel. Az így kialakított geometriák alkalmazása mechanikai tulajdonságaik alapján indokolt lehet a klinikai gyakorlatban.

[9], [15], [16], [17], [18], [19], [20], [21], [22], [23], [24].

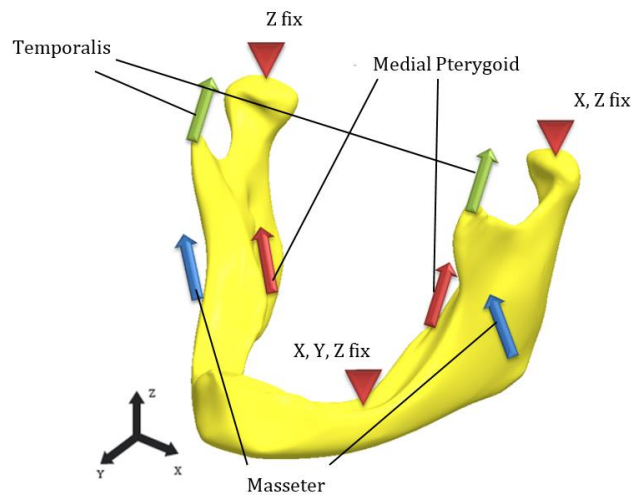
### 3.4. Mandibulavizsgálat

A mandibulavizsgálat során a tumoros, teljes csontkeresztmetszetet érintő rezekciók sűrűbben előforduló eseteire hoztam létre modelleket (4 alapeset), szájsebészek és sebészkonzultáns segítségével. A rekonstrukcióhoz általános rekonstrukciós lemezeket modelleztem, annak rögzítését locko-os és non-lock-os (csavarelőfeszítésű), mono- és bicorticalis csavarozással vizsgáltam (8. ábra).



8. ábra Implantátummal ellátott modellek a 0-2-es és A-2-es esetekben, melyeknél a 0-2 és az A-2 a kialakított rezekciós tartomány határait jelöli

Az elkészített modelleken a csavarok környezetében submodellel ellátott végeselemes vizsgálatokat végeztem, az anatómiának megfelelő terhelésekkel és peremfeltételekkel (9. ábra).



9. ábra Terhelések és peremfeltételek a mandibulán

A végeselemes szimulációkhoz az anyagtulajdonságokat a CT adatai alapján biztosítottam. A globális vizsgálatok során 16 scenárióra tértem ki, és a von Mises feszültségeket és alakváltozásokat (orvosi szemléletben alkalmazott IFS Inter-fragmentary Strain) vizsgáltam.

Megállapítottam, hogy a vizsgált scenáriók esetében, a von Mises eredmények alapján, elsősorban a mono-lockos rendszer javasolható. Az IFS teóriát figyelembe véve, mind a lock-os, mind a non-lock-os rendszerek megfelelőek a csavar lazulását tekintve, ugyanakkor a lock-os rendszerek az alacsonyabb értékeknek köszönhetően hosszú távon stabilabb megoldást biztosíthatnak.

A vizsgált scenáriók közül az A-2-es eset 4-es csavarhelye tekinthető a legkritikusabb régióknak, így ezen csavarhely kiválasztásával további submodelles vizsgálatokat végeztem (elmozdulás mező illesztés), melyhez valós csavargeometriát használtam.

A csontban ébredő nagy von Mises feszültségek alapján igen nagy valószínűséggel lehet számítani a csont tönkremenetelére.

**4. Tézis:** Tervezési-elemzési algoritmust dolgoztam ki a klinikai gyakorlatban alkalmazott legfontosabb állkapocs-csont rezekciók olyan komplex heterogén anyagtulajdonságú vége-selemes modelljére, melyben a gold standardként alkalmazott általános rekonstrukciós lemezhez tartozó csavarok környezetében kialakított submodell részek segítségével, tetszőleges rögzítéshez használandó csavarimplantátum vizsgálható. A tetszőlegesen módosítható paraméterek között szerepel a csavar teljes geometriai kialakítása, mind mono-, mind bicorticalis esetben, lockos és non lockos rendszereknél.

A klinikai gyakorlatban gyakrabban alkalmazott 4 rezekciós tartományt mono- és bicorticalis, lockos és non-lockos rendszerekkel vizsgálva megállapítottam, hogy a csontban a csavarok környezetében ébredő feszültségek tekintetében a mono lockos rendszer biztosítja a legkedvezőbb terhelésátadási állapotot. Gyengébb csontsűrűség esetén a megfelelő rekonstrukcióhoz a lockos bicorticalis rendszert indokolt alkalmazni. Vizsgálataimat valós csavargeometriával, submodellel támasztottam alá.

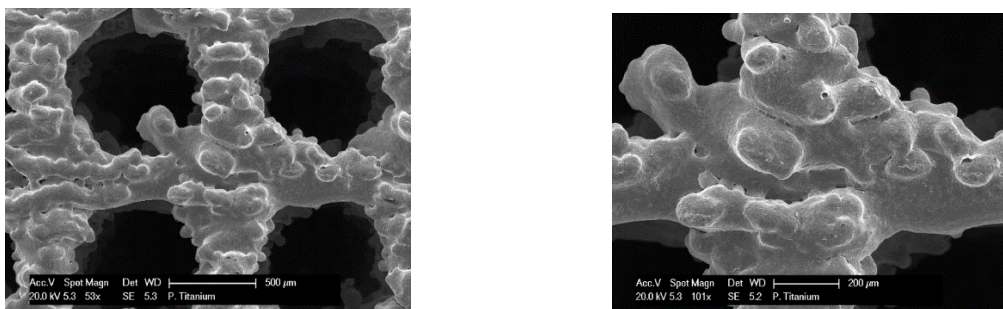
[9], [15], [16], [25], [26], [27], [28], [29], [30], [31], [32], [33], [34], [35], [36], [37], [38], [39].

### 3.5. Új teherviselő implantátum struktúra kialakítása és vizsgálata

Az irodalomban talált korábbi vizsgálatokra és a cadaver méréseim eredményeire alapozva, egyedi, irányított porozitású RPT implantátum struktúra tervezését és vizsgálatát hajtottam végre. A létrehozott szerkezettel kapcsolatos egyik fő kitűzött cél, hogy annak rugalmassági modulusza közelebb álljon a csont rugalmassági moduluszához és szerkezeti kialakításával serkentse a csont növekedését, gyorsítva ezzel a felépülés idejét.

A vizsgálat során 6 különféle struktúra modelljét hoztam létre (2 különféle geometria, 3-3 porozitási fokkal), melyek gyártása elektronsugaras olvasztásos gyorsprototípus gyártási eljárással, Ti-6Al-4V biokompatibilis anyagból történt.

A minták gyártását követően pásztázó elektronmikroszkópos vizsgálatot végeztem el a gyártott struktúrák szerkezetének megismerésére és megállapítottam, hogy a minták több oszlopon áthaladó szakadást vagy a roncsolásos vizsgálatot negatív irányban befolyásolni képes geometriai hibát nem tartalmaznak (10. ábra). Ellenőriztem a gyártott darabok anyagösszetételét (EDAX) is.

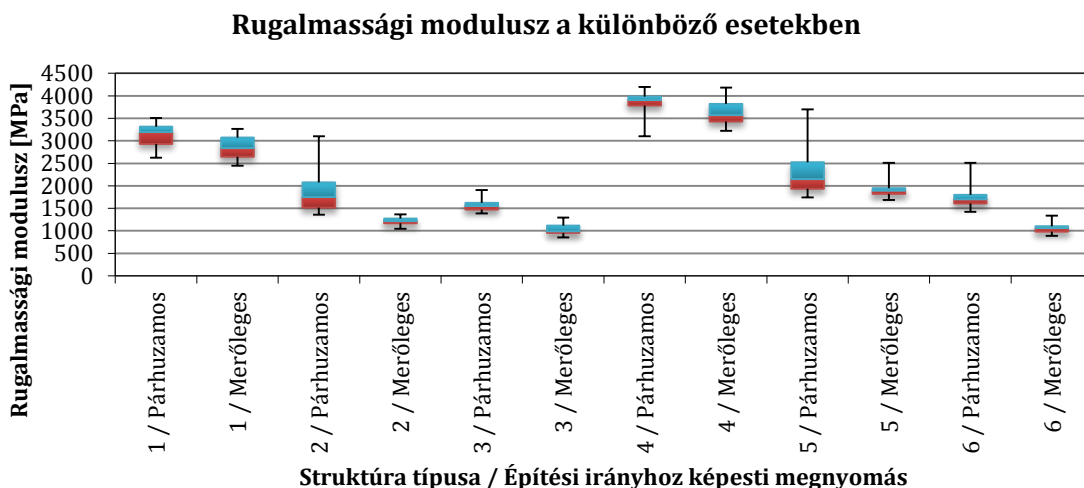


10. ábra 6-os kialakítás 50x-es és 100x-os pásztázó elektronmikroszkópos képe

Porozitás vizsgálatot végeztem annak érdekében, hogy fényt derítsek a gyártás, szerkezetet befolyásoló hatásairól. A porozitási értékek meghatározásán kívül, elvégeztem a sztereomikroszkóp segítségével a valós pórus és oszlopméreték ellenőrzését, melyet összevettem a CAD modellben lefektetett értékekkel. Megállapítottam, hogy a tervezett porozitási érték minden esetben csökkent a gyártott minták esetében. A pórusméretek minden

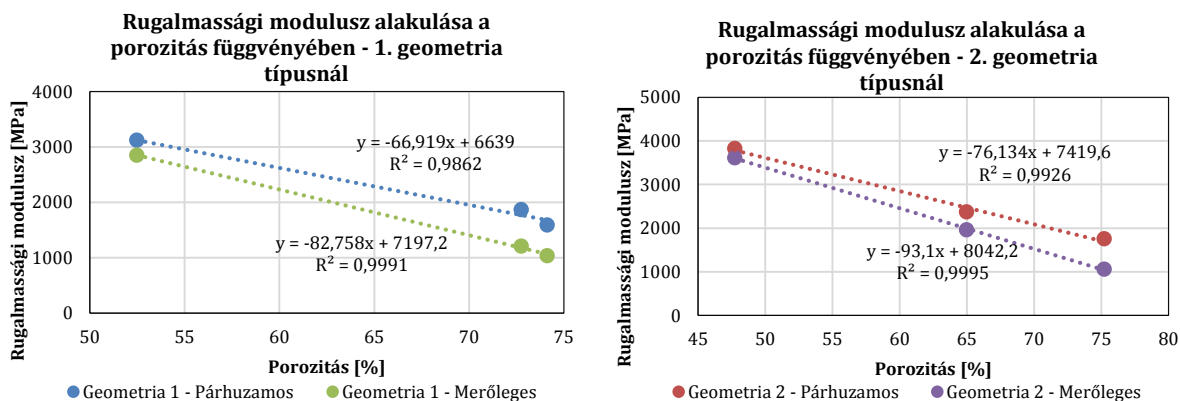
esetben alulmaradtak a tervezett értékekhez képest, míg az oszlopméretek esetén fordított tendenciáról lehet beszélni.

Elvégeztem a minták roncsolásos nyomóvizsgálatát, mely során erő, elmozdulás görbék regisztrálásával, a darabok rugalmassági moduluszának meghatározása volt a célom, különös tekintettel a gyártási irány mechanikai paramétereinek befolyásoló hatásaira. A vizsgálatok során 120 minta került felhasználásra. Megállapítottam, hogy EBM technológia esetén a gyártási irány befolyásolja a mechanikai paramétereiket. A kialakított struktúrákkal a korábban végzett cadaveres vizsgálataimhoz viszonyítva megfelelő rugalmassági moduluszokat értem el (11. ábra).



11. ábra Rugalmassági moduluszok az egyes esetekben

Összefüggéseket írtam fel az általam kialakított struktúrák rugalmassági moduluszainak becslésére a felhasznált porozitási tartományokban (12. ábra).



12. ábra Rugalmassági modulusz értékek a porozitás függvényében

**5. Tézis:** A cadaver vizsgálatok eredményeire alapozva, olyan elektronsugaras olvasztásos gyorsprototípus gyártási eljárással (EBM) gyártható porózus implantátum szerkezetet dolgoztam ki, mely mechanikai tulajdonságainak tekintetében közelebb áll az általánosan használt lemez implantátumokhoz képest, az általam végzett cadaveres csontvizsgálatból nyert eredményekhez. A pórus struktúra kialakításával az implantátum serkenti a csontosodást.

- a. *Bebizonyítottam, hogy az elektronsugaras olvasztás által, a Ti-6Al-4V anyaghoz általánosan javasolt gép paraméterekkel gyártott, általam tervezett struktúrák esetén a tervezett értékekhez képest mindenkor a porozitás csökkenése következik be. Ennek mértéke az*

általam vizsgált struktúrák esetén 4,31-25,89% között változik. A tervezett struktúrákkal, olyan megoldást dolgoztam ki, ahol a csontosodás, csontátnövés legoptimálisabb feltételei teljesülnek.

- b. Kimutattam, hogy a vizsgált EBM technológiával gyártott struktúrák között, gyártási iránnyal párhuzamos és arra merőleges irányban, akár 40%-os rugalmassági modulusz eltérés is lehet. Az általam tervezett struktúrák rugalmassági moduluszai egybeesnek a cadaver méréseim eredményeivel.
- c. A rugalmassági modulusz és a porozitás között lineáris regressziót állítottam fel, mely alapján kijelenthető, hogy az első geometriai kialakításnál, 52,48-74,12%-os porozitás tartományban az alábbi egyenletekkel írható le a rugalmassági modulusz változása:
- gyártási irányra merőleges esetben:  $y = -66,919x + 6639$  ( $R^2=0,9862$ );
  - gyártási iránnyal párhuzamos esetben  $y = -82,758x + 7197,2$  ( $R^2=0,9991$ ),  
míg a második geometriai kialakításnál, 47,73-75,21%-os porozitás tartományban:
  - gyártási irányra merőleges esetben:  $y=-76,134x+7419,6$  ( $R^2 = 0,9926$ );
  - gyártási iránnyal párhuzamos esetben:  $y = -93,1x + 8042,2$  ( $R^2 = 0,9995$ ).
- [9], [40], [41], [42], [43], [44]

## 4. AZ EREDMÉNYEK HASZNOSÍTÁSA

A cadaver méréseim eredményei alapján megállapítható, hogy azok, az irodalomban általánosan alkalmazott csont mechanikai paraméter értékei alatt maradnak. Az idősebb korosztály esetében számolni kell a mechanikailag gyengébb tulajdonságú csontokkal, igaz ez főként az általam vizsgált mandibula tumorosodása során érintett populációra. A nyomóvizsgálatom eredményeire felállított végeselemes szimulációk validációi megmutatták, hogy a gyakorlatban általánosan alkalmazott anyagtulajdonságok igen nagy tévedést vihetnek egy biomechanikai modellbe, ugyanakkor a szükséges paraméterek a CT által szolgáltatott adatokra páciens specifikusan felépíthetőek.

A CBCT és MSCT összehasonlításakor megállapítottam, hogy az akár százszor kisebb sugárterhelés mellett használható CBCT biomechanikai modellalkotás szempontjából minimális hibát okoz. Kijelenthető, hogy az esetlegesen keletkezett hiba, fantom elemekkel történő szkennelés mellett korrigálható.

A human radius graft elem kivétele során okozott oszteotomizációja esetén létrejött csont gyengülés megerősítési lehetőségeire az általam elvégzett szimulációk összehasonlításai alapot adnak. A megvizsgált rezekciós geometria kialakítások hatékonyan hozzájárulnak az oszteotomizációt követő másodlagos törés elkerüléséhez.

A mandibula teljes rezekción modellezett rekonstrukciós kialakítások vizsgálata során feltártam azok gyenge pontját. A klinikai gyakorlatban gyakrabban előforduló esetekre a szimulációk alapján javaslatot tettem a legoptimálisabb technika kiválasztására. Kialakított modellem lehetővé teszi, hogy egyes csavarhelyeken tetszőleges csavargeometriát vizsgáljak meg a csont terhelésének szempontjából. Ezen eredmények nagymértékben hozzájárulnak a

gyakorlatban viszonylag sűrűn előforduló implantátum törési és kiszakadási esetek elkerüléséhez és új geometriájú implantátumok fejlesztéséhez.

A gyorsprototípus gyártási technológiával gyártható tervezett struktúráimmal a csont mechanikai paramétereikhez közelebb álló implantátum gyártható, ezáltal csökken az implantátum merevsége következtében létrejövő implantátum kiszakadás esélye. A porózus struktúrával a csontátnövéshez kedvező feltételek biztosítása valósul meg, mely a páciensnek gyorsabb csontosodást és felépülést eredményez.

## 5. TÉZISPONTOKHOZ KAPCSOLÓDÓ SAJÁT PUBLIKÁCIÓK

- [1] T. Bodzay, G. Sztrinkai, T. Gál, J. Simonovics, és K. Váradi, „How bilateral iliolumbar fusion increases the stability of horizontal osteosynthesis in unstable pelvic ring injuries?”, *Arch. Orthop. Trauma Surg.*, ápr. 2013.
- [2] J. Simonovics, K. Váradi, és P. Bujtár, „Biomechanikai csontmodell építésének lehetőségei”, *GÉP*, köt. LXII II, o. 24–27, nov. 2011.
- [3] J. Simonovics, K. Váradi, és T. Bodzay, „Study and examination of the implements used for securing pelvis bone”, *Biomech. Hung.*, köt. III, sz. 1, o. 215–223, 2010.
- [4] J. Simonovics, K. Váradi, és T. Bodzay, „Medencetörés rögzítési technikák vizsgálata”, *GÉP*, sz. 10–11, 2010.
- [5] J. Simonovics, K. Váradi, P. Bujtár, A. Szűcs, és Z. Fejér, „Macerált mandibula minták roncsolásos biomechanikai vizsgálata”, *GÉP*, sz. 2013/7. LXIV., o. 32–35.
- [6] J. Simonovics, P. Bujtár, K. Váradi, A. Szűcs, és Z. Fejér, „Compression test of the mandibular cortical bone: A cadaver study assessing formalin treated or macerated bone specimens.”, *Biomech. Hung.*, köt. Évf. 7., 2014.
- [7] J. Simonovics, K. Váradi, és T. Bodzay, „Massa lateralis medencetörés implantátumainak vizsgálata”, *OGÉT 2010 XVIII Nk. Gép. Találk. Nagybánya 2010 Ápr. 22-25*, o. 372–375.
- [8] J. Simonovics, K. Váradi, és T. Bodzay, „Study and examination of the implements used for securing pelvis bone”, előadás IV. Magyar Biomechanikai Konferencia, Magyarország, Pécs, 07-2010.
- [9] J. Simonovics és K. Váradi, „Biomechanical simulation, design/ Biomechanikai szimuláció, tervezés”, előadás TAVASZI SZÉL Konferencia (Doktoranduszok Országos Szövetsége), Magyarország, Debrecen, 21-2014.
- [10] P. Bujtár, J. Simonovics, G. Zombori, Z. Fejér, A. Szucs, A. Bojtos, W. O. Batista, K. Váradi, és G. K. B. Sándor, „Internal or in-scan validation: a method to assess CBCT and MSCT gray scales using a human cadaver”, *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol.*, köt. 117, sz. 6, o. 768–779, jún. 2014.
- [11] J. Simonovics, P. Bujtár, K. Váradi, A. Szűcs, és Z. Fejér, „Assessment of a large volume maxillofacial CBCT system - from biomechanical point of view - as a tool to build patient customized bio-models”, *Biomech. Hung.*, köt. Évf. 7., 2014.
- [12] P. Bujtár, C. M. E. Avery, J. Simonovics, G. K. B. Sándor, O. Lukáts, A. Szűcs, és G. Zombori, „A two phase human follow-up study with ceramic porous implants made of hydroxyapatite (HA) and aluminium-oxid. -A method for CBCT/DVT standardization and histology assessment”, előadás BAHNO – British Association of Head and Neck Oncology, UK, London, ápr-2012.
- [13] P. Bujtár, G. K. B. Sándor, C. M. E. Avery, J. Simonovics, és O. Lukáts, „A standardized method with CBCT/DVT for porous implant follow-up. A two phase human study with hydroxyapatite (HA) and aluminium-oxide ceramic porous implants.”, előadás BAOMS (British Association of Oral and Maxillofacial Surgery) Annual Scientific Meeting, UK, Westminster, London, 20-jún-2012.

- [14] P. Bujtár, J. Simonovics, G. Zombori, A. Szűcs, A. Bojtos, K. Váradi, és G. K. B. Sándor, „Predicatability of facial tissue qualities with large volume CBCT and MSCT: A cadaver validation study.”, előadás IX. International Danubius (Budapest) Conference of Oral and Maxillofacial Surgery and XVII National Conference of the Hungarian Oral and Maxillofacial Society (MAASZT), Magyarország, Budapest, 23-nov-2013.
- [15] P. Bujtár, J. Simonovics, G. K. B. Sándor, K. Váradi, C. M. E. Avery, A. Szűcs, A. Bojtos, O. B. Wilson, G. Zombori, és J. Pan, „Emerging manufacturing bioengineering technologies 1: Scanning (CBCT vs MSCT), modelling (bio-CAD) and functional simulation (FEA): Steps toward validation.”, előadás British Association of Oral and Maxillofacial Surgery (BAOMS) - Annual Scientific Meeting, Scotland-UK, Edinburgh, Edinburgh International Conference Centre, 02-júl-2014.
- [16] P. Bujtár, J. Simonovics, G. K. B. Sándor, K. Váradi, C. M. E. Avery, A. Szűcs, A. Bojtos, O. B. Wilson, G. Zombori, és J. Pan, „Emerging manufacturing bioengineering technologies 1: Scanning (CBCT vs MSCT), modelling (bio-CAD) and functional simulation (FEA): Steps toward validation.”, előadás European Association of Cranio-Maxillofacial Surgery (EACMFS), Prague, Czech, 23-szept-2014.
- [17] C. M. E. Avery, P. Bujtár, J. Simonovics, T. Dézsi, K. Váradi, G. K. B. Sándor, és J. Pan, „A finite element analysis of bone plates available for prophylactic internal fixation of the radial osteocutaneous donor site using the sheep tibia model”, *Med. Eng. Phys.*, köt. 35, sz. 10, o. 1421–1430, okt. 2013.
- [18] P. Bujtár, J. Simonovics, K. Váradi, G. K. B. Sándor, J. Pan, és C. M. E. Avery, „Refinements in osteotomy design to improve structural integrity: a finite element analysis study”, *Br. J. Oral Maxillofac. Surg.*, köt. 51, sz. 6, o. 479–485, szept. 2013.
- [19] J. Simonovics, P. Bujtár, A. CME, S. GK, P. Jingzhe, és K. Váradi, „Study and examination of the implements used for prophylactic internal fixation”, *Gép. 2012 Bp. 2012 Máj 24-25*, o. 482–487.
- [20] P. Bujtár, C. M. E. Avery, J. Simonovics, G. K. B. Sándor, J. Pan, és K. Váradi, „The relative strengths of differing types of osteotomy design”, előadás BAHNO – British Association of Head and Neck Oncology, UK, London, ápr-2012.
- [21] C. M. E. Avery, P. Bujtár, J. Simonovics, G. K. B. Sándor, J. Pan, és K. Váradi, „A finite element analysis of the plates used for prophylactic internal fixation of the radial osteocutaneous donor site”, előadás BAHNO – British Association of Head and Neck Oncology, UK, London, ápr-2012.
- [22] C.M.E. Avery, P. Bujtár, J. Simonovics, T. Dézsi, A. Peden, J. Pan, K. Váradi, A. Bojtos, és C. Robinson, „Finite Element Analysis of Bone Plates Suitable for Prophylactic Internal Fixation of the Radial Osteocutaneous Donor Site using a Sheep Tibia Model”, előadás Simpleware Users Meeting, UK, Bristol, The Watershed Media Centre, nov-2011.
- [23] P. Bujtár, C. M. E. Avery, J. Simonovics, és J. Pan, „A failure-proof surgical technique for marginal resections and angulated osteotomies?”, előadás 4th World Congress of the IAIO (International Academy of Oral Oncology), Greece, Rhodes Island, 15-máj-2013.
- [24] P. Bujtár, J. Simonovics, G. K. B. Sándor, K. Váradi, J. Pan, és C. M. E. Avery, „A failure-proof surgical technique for marginal resections and angulated osteotomies?”, előadás Annual Scientific Meeting of the BAOMS and Faculty of Dentistry meeting, The Royal College of Surgeons in Ireland, Dublin, 10-júl-2013.
- [25] J. Simonovics és P. Bujtár, „Examination of mandible resections from biomechanical point of view/ Mandibula rezekciók vizsgálata biomechanikai nézőpontból”, előadás II. Interdisciplinary Doctoral Conference, Magyarország, Pécs, 15-máj-2013.
- [26] J. Simonovics, P. Bujtár, és K. Váradi, „Effect of preloading on lower jaw implant”, előadás V. Magyar Biomechanikai Konferencia, Magyarország, Budapest, 24-2013.
- [27] C. M. E. Avery, J. Simonovics, és P. Bujtár, „Stop-hole osteotomy technique”, *Br. J. Oral Maxillofac. Surg.*, köt. 52, sz. 5, o. 475–476, máj. 2014.

- [28] P. Bujtár, J. Simonovics, K. Váradi, G. K. B. Sándor, és C. M. E. Avery, „The biomechanical aspects of reconstruction for segmental defects of the mandible: A finite element study to assess the optimisation of plate and screw factors”, *J. Cranio-Maxillofac. Surg.*, dec. 2013.
- [29] J. Simonovics és K. Váradi, „Finite element analysis of the lower jaw implant in different resection scenarios”, *Pollack Period.*, köt. 8, sz. 2, 2013.
- [30] J. Simonovics, P. Bujtár, és K. Váradi, „Effect of preloading on lower jaw implant”, *Biomech. Hung.*, köt. VI, sz. 1, 2013.
- [31] J. Simonovics, P. Bujtár, S. GK, és K. Váradi, „Egyedi teherviselő állkapocs implantátum vizsgálata. Study of a customized lower jaw implant.”, *OGÉT 2012 XX Nk. Gép. Találk.- Rom. 2012 Ápr 21*, o. 402–405.
- [32] J. Simonovics, P. Bujtár, és K. Váradi, „A rágás hatása az állkapocs implantátum terhelésénél/ Effect of biting in case of lower jaw implant loading”, *OGÉT 2013 XXI Nk. Gép. Találk. 2013 Ápr. 25-28 Arad Rom.*, o. 342–345.
- [33] P. Bujtár, J. Simonovics, G. K. B. Sándor, J. Wolff, C. M. E. Avery, A. Szűcs, és J. Barabás, „Hosszú csöves csontokon (mandibula) végzett oszteoszintézisek biomechanikai vizsgálata”, előadás 8. Nemzetközi Danubius Kongresszus és a Magyar Arc-, Állcsont- és Szájsebészeti Társaság 15. Nemzetközi Kongresszusa, Magyarország, Debrecen, Kölcsey Konferencia Központ, 25-27-2011.
- [34] P. Bujtár, C. M. E. Avery, J. Simonovics, G. K. B. Sándor, J. Pan, és K. Váradi, „An assessment of the stability of differing types of fixation following segmental resection of the mandible.”, előadás BAOMS (British Association of Oral and Maxillofacial Surgery) Annual Scientific Meeting, UK, Westminster, London, 20-jún-2012.
- [35] J. Simonovics és K. Váradi, „Finite element analysis of the lower jaw implant in different resection scenarios”, előadás 8th International PhD & DLA Symposium, Magyarország, Pécs, okt-2012.
- [36] P. Bujtár, C. M. E. Avery, J. Simonovics, J. Pan, G. K. B. Sándor, és K. Váradi, „Biomechanical evaluation of mandible segmental reconstructions using different methods of fixation”, előadás 4th World Congress of the IAOO (International Academy of Oral Oncology), Greece, Rhodes Island, 15-máj-2013.
- [37] J. Simonovics, P. Bujtár, és K. Váradi, „Examinations of lower jaw reconstructions/ Állkapocs rekonstrukciók vizsgálata.”, előadás TAVASZI SZÉL Konferencia (Doktoranduszok Országos Szövetsége), Magyarország, Sopron, 31-2013.
- [38] P. Bujtár, J. Simonovics, G. K. B. Sándor, J. Pan, K. Váradi, és C. M. E. Avery, „Biomechanics and stability assessment of mandible segment reconstructions: A finite element study assessing various segmental defects, locking/non-locking, and bi-/monocortical screwfixations as variables”, előadás IX. International Danubius (Budapest) Conference of Oral and Maxillofacial Surgery and XVII National Conference of the Hungarian Oral and Maxillofacial Society (MAASZT), Magyarország, Budapest, 23-nov-2013.
- [39] P. Bujtár, J. Simonovics, K. Váradi, J. Pan, G. K. B. Sándor, és C. M. E. Avery, „Biomechanics and stability assessment of mandible segment reconstructions - A Finite Element (FE) study assessing various segmental defects, locking/non-locking and bi-/monocortical screw fixations as variables.”, előadás TC White Oral Cancer Symposium, Glasgow, Scotland, 29-nov-2013.
- [40] J. Simonovics, P. Bujtár, K. Váradi, és K. Andrey, „Az EBM gyártás hatása scaffoldok esetén (Effect of EBM manufacturing in case of scaffolds geometry)”, *OGÉT 2014 XXII Nk. Gép. Találk. 2014 Ápr. 24-27 Nagyszében Rom.*, o. 325–328.
- [41] J. Simonovics, P. Bujtár, A. Koptyug, és T. Berecz, „EBM technológiával gyártott porózus implantátumok felhasználhatósága szájsebészeti rekonstrukcióban”, előadás Korszerű Anyagok és Gyártástechnológiák Alkalmazása a Gyógyászatban Konferencia, Magyarország, Tatabánya, 30-2014.
- [42] P. Bujtár, J. Simonovics, A. Koptyug, G. K. B. Sándor, és K. Váradi, „Emerging manufacturing bioengineering technologies 2: Scaffold designing experiment using titanium scaffolds”,

- előadás British Association of Oral and Maxillofacial Surgery (BAOMS) - Annual Scientific Meeting, Scotland-UK, Edinburgh, Edinburgh International Conference Centre, 02-júl-2014.
- [43] P. Bujtár, J. Simonovics, A. Koptjug, G. K. B. Sándor, és K. Váradi, „Emerging manufacturing bioengineering technologies 2: Scaffold designing experiment using titanium scaffolds”, előadás European Association of Cranio-Maxillofacial Surgery (EACMFS), Prague, Czech, 23-szept-2014.
- [44] J. Simonovics, K. Váradi, P. Bujtar, T. Berecz, és K. Andrey, „Csontnövekedést serkentő gyorsprototípus gyártással készült implantátumok mechanikai vizsgálata”, *GÉP*, köt. LXV., sz. 6-7., o. 89-92, 2014.

## 6. MELLÉKLET

### Magyarázat:

CAD	Computer Aided Design – Számítógéppel segített tervezés
Cadaver	Holttest
CBCT	Cone Beam Computer Tomograph
DCP	Dynamic Compression Plate
EBM (SEBM)	Electron Beam Melting (Selective Electron Beam Melting)
EDAX analízis	Energy Dispersive Analysis of X-Rays - Energiadisziperzív röntgen-analizátor
Formalin fixált	Formaldehid vizes oldatában történő fixálás
IFS	Inter-fragmentary Strain
LCP	Locking Compression Plate
Macerált	Melegvízben áztatott, majd gőztérben kezelt, fehérített csont
Mandibula	Állkapocs
MSCT	Multi-Slice Computer Tomograph
PIF	Prophylactic Internal Fixation
Radius	Orsócsont
RPT	Rapid Prototyping – Gyors prototípusgyártás
Tibia	Sípcsont