

EGYEDI TEHERVISELŐ ÁLLKAPOCS IMPLANTÁTUM OPTIMALIZÁLÁSÁNAK LEHETŐSÉGEI – 2. RÉSZ

OPTIMALIZATION POSSIBILITIES OF PATIENT SPECIFIC LOAD-BEARING MANDIBLE IMPLANT – PART 2

Dr. Simonovics János egyetemi adjunktus, Schmidt Dorottya MSc, BME Gép- és Terméktervezés Tanszék, Dr. Bujtár Péter MD, DMD, MSc bio. eng. Department of Oral and Maxillofacial Surgery, University Hospitals of Leicester

ABSTRACT. Based on our previous study 2 more scenarios were created to examine the most common possible mandible reconstruction cases.

Topological optimization was utilized in the same way like in the past to develop the best case patient specific load-bearing solution as mandible implant. After the geometrical refinements Finite Element Analysis was used to examine the von Mises stress distribution. The achieved final geometry provide less weight and more patient specific shape than the commonly used solutions on the clinical field.

1. BEVEZETÉS

Napjaink egyik legnagyobb problémája az egészségügyben zajló, tumoros betegségekkel kapcsolatos harc. Magyarország sajnálatos módon kiemelt helyet foglal el a szájüregi tumorok tekintetében az Európai Unión belül. A könnyű észlelhetősége ellenére a betegek nagy része későn vagy egyáltalán nem jut el az általános szűrővizsgálatokon keresztül a problémát időben kezelni tudó klinikai egységhez. A megfelelő időben történő segítségnyújtás elmaradásával a páciens egészségügyi feltételei és gyógyulási lehetőségei potenciálisan romlanak. A tüdő mellett a szervezet csontrendszere, mint primer szűrő viselkedik csonttátek tekintetében, így a szájüregi tumoroknál nagy az esélye a mandibula, azaz az állkapocs érintettségének.

A csontokat érintő tumoros megbetegedések esetében az orvoslás igen nagy százalékban az érintett csontszakasz eltávolítását jelenti, mely során mind a geometriai, mind a mechanikai folytonosság megszűnik. Ezen kimetszést a szakzsargon rezekálásnak nevezi, melynek rekonstrukciója annak érdekében válik indokolttá, hogy a páciens az eredeti feltételeket megközelítő vagy legalább kielégítő funkciókkal élhessen.

A rekonstrukciós műtétekhez több implantátumos megoldás létezik, így a repertoárba beletartoznak a rekonstrukciós lemezek, hálók, graftolások és a manapság már egyre gyakrabban páciensre szabott egyedi implantátumok is. Ezen implantátumokat a rezekálási végekhez általában csavarokkal rögzítik és biztosítják a rekonstrukció lehető legjobb stabilitását. Nem páciens specifikus implantátum esetén is a lemez helye, meghajlítása, száma vagy akár csak a felhasznált csavarok száma is teljes mértékben páciens függő lehet.

Itt meg kell jegyezni, hogy a technika fejlődésével a páciensre, illetve megfelelő mechanikai viselkedésre készített egyedi implantátumok nagymértékben javíthatnak a csontosodási paramétereken, illetve a páciens önképének megőrzésén. Kiindulási adatként ezért a páciensről orvosi képalkotó által készített felvételeket használják fel.

Az egyedi implantátumok kialakítását nagyban támogatja a korszerű gyártási eljárások közé sorolható 3 dimenziós gyorsprototípus gyártás. A legelterjedtebb megoldások a biokompatibilis fém porokhoz jellemzően a Selective Laser Sintering (SLS, szelektív lézer szinterezés), illetve az

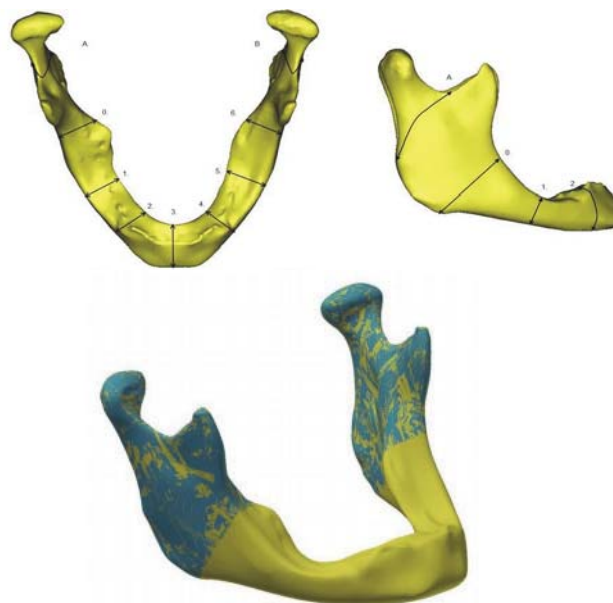
Electron Beam Melting (EBM, elektronsugaras megolvastás).

Az ez által létrejött nagymértékű tervezői szabadság kihasználáshoz az implantátum méretezések felhasználható a topológiai optimalítás, mely segítségével jelen kutatásnál a lemez vastagságának csökkentése, az egyedi geometria mellett a tömeg minimalizálása volt a kitűzött cél, az előző cikkben leírtakhoz hasonlóan.

2. MÓDSZER

A kutatásban az előző cikkben is már felhasznált idős hölgy fogatlan mandibuláján folytattuk a szükséges modellezési lépéseket, melyet Computer Tomográf által biztosított adatokból CAD-es (Computer Aided Design) környezet segítségével hoztunk létre. A korábbi rezekálási esetet kiegészítve, illetve egy korábbi doktori értekezlet nyomán további, a klinikai gyakorlatban gyakrabban előforduló esetet vizsgáltunk.

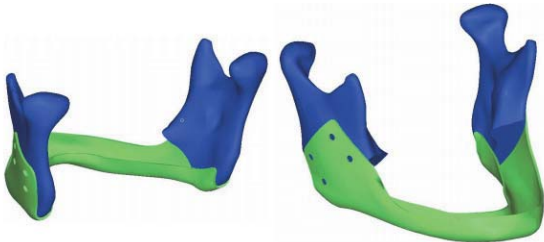
Az 1. ábrán látható az újabb rezekációs eset, mely a lehetséges rezekációs zóna határaihoz igazodik.



1. ábra. Az újabb megvizsgált klinikai rezekációs szcenárió és a mandibula CAD geometriáján a rezekáció határok

A kialakított rezekálási esethez a korábbiakhoz hasonlóan kialakítottuk az optimalizálni kívánt implantátum maximális terjedelmi határait, mely, mint burkoló felület öleli körbe a csontot. Az optimalizálás kiindulásához felhasznált implantátum vastagsága 1mm. A piacon fellelhető konkurens termékekhez képest ez szignifikánsan eltér, ugyanis ezek vastagsága 2mm vagy több.

A 2. ábrán látható az optimalizáláshoz felhasznált burkolófelületből kialakított implantátum geometria. Ezen implantátum, mint kiinduló modell került felhasználásra és egyben jelöli a lehetséges design tér határait is.



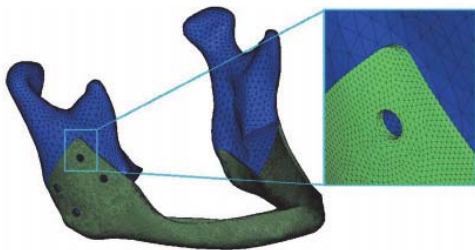
2. ábra. A mandibula CAD geometriájára illesztett implantátum optimalizálás előtti, kiinduló állapota

Az optimalizáláshoz felhasznált kiinduló geometriánál, ahogy az előző vizsgálat esetében is feltétel, hogy az implantátum modelltől összefüggő, kivágásoktól mentes geometriát alkosson. Az ez által biztosított design tér így egyéb megkötések nélkül felhasználható a legmegfelelőbb geometriai alak meghatározására. A korábbi kutatási eljáráshoz hasonlóan az implantátum csavarral való rögzítéséhez orvos konzultáns segítségével megjelölésre kerültek a szükséges furathelyek.

A topológia optimalizálás során tehát az ilyen módon létrehozott implantátum térfogata lesz felosztva véges számú kis térfogatra (elemre), majd ebből a térfogatból kerülnek eltávolításra azok a részek, amik az idom teherbírása szempontjából kisebb jelentőséggel bírnak.

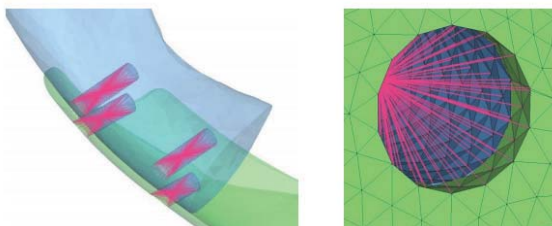
Az optimalizációhoz felhasznált csont modell a valós szerkezet egyszerűsített reprezentációja volt az által, hogy állomány felosztás nélkül, kizárólag a csont corticalis rétegének megfelelő beállítási paramétereket vettünk figyelembe. Ez alapján 14GPa rugalmassági modulusz került beállításra a vizsgálat során. Ezen elhanyagolás az optimalizáció során kapott geometriai alakzatot nem befolyásolja számottevően.

Az optimalizációt követően végeeselemes modellt használtunk az implantátum további vizsgálatára, melyhez tetraéder elemeket alkalmaztunk (3. ábra).



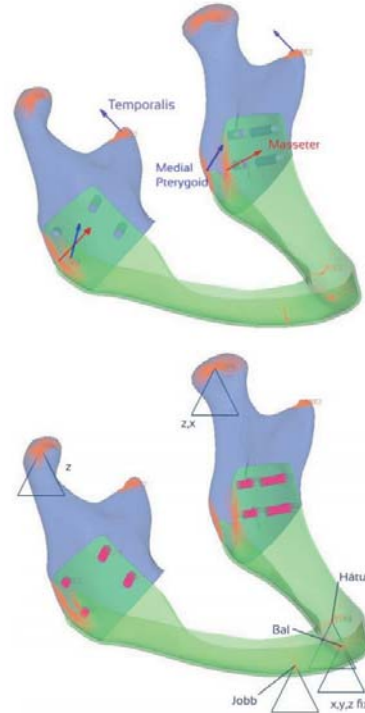
3. ábra. A végeeselemes háló a modellen

Az implantátum és a csont közötti kapcsolatot a furatoknál belső felületén kapcsolódó 1 dimenziós merev elemekkel oldottuk meg az előző kutatáshoz hasonlóan (4. ábra).



4. ábra. A furatoknál kapcsolódó 1D-s rigid elemek

A modell peremfeltételeinek biztosításakor a korábbi kutatásokban is használt értékeket használtuk fel, mely az anatómiai viszonyoknak megfelelően biztosítja a szükséges mozgási feltételeket és erőket. A terhelések tekintetében első feltámaszkodás esetén három pontot vizsgálva (harapás a bal hátsó, a bal elülső, illetve a jobb elülső fogaknál), illetve az irodalomban általánosan használt izomerekből fakadó terhelésekből is szintén három szenárió került megvizsgálásra, megegyezően a korábbi kutatásunkhoz (5. ábra).



5. ábra. A modellen alkalmazott peremfeltételek és terhelések

A felhasznált terheléseket az alábbi táblázatban összegeztük (1. táblázat). [1], [2]

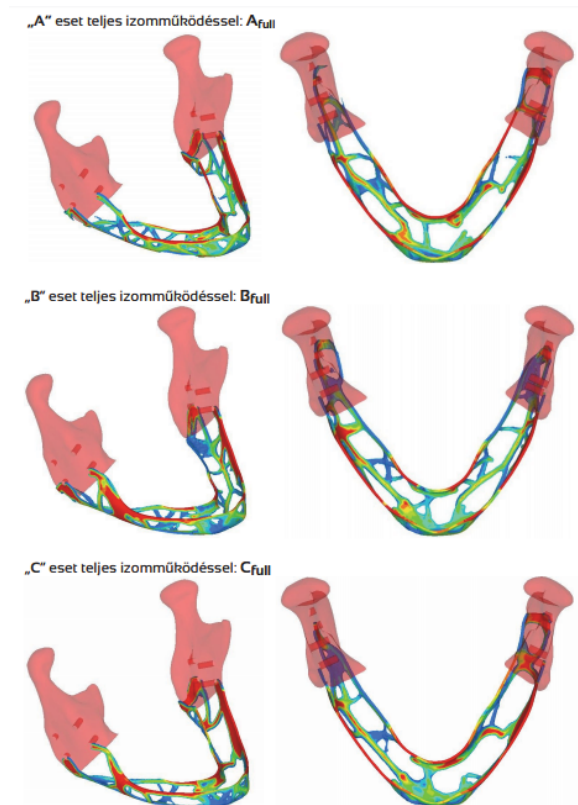
1. táblázat. Terhelések az egyes feltámaszkodási pontokhoz

	Masseter [N]		Medial Pterygoid [N]		
	jobb	bal	jobb	bal	
A	x	-50	50	0	0
	y	-50	-50	-50	-50
	z	200	200	100	100
B	x	-2,5	2,5	22,9	-23
	y	-0,7	-0,7	-6,4	-6,4
	z	59,2	59,2	30,9	30,9
C	x	-21	20,7	140	-140
	y	-35	-35	-77	-77
	z	311	311	238	238

	Temporali [N]		
	jobb	bal	
A	x	0	0
	y	100	100
	z	200	200
B	x	-11	11,1
	y	7,5	7,5
	z	31,4	31,4
C	x	-1	-1
	y	7,5	7,5
	z	6	6

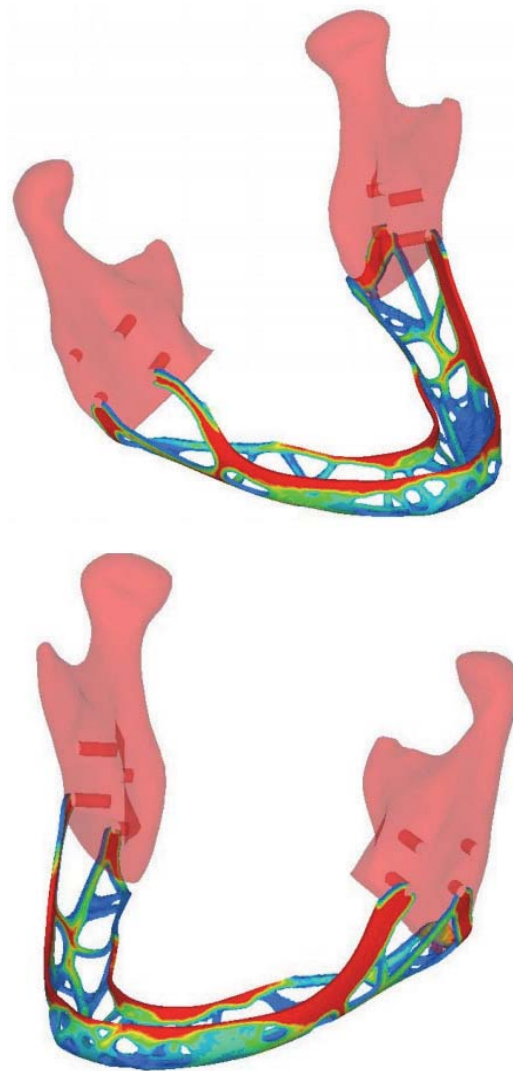
A rezekció határvonalai alapján az előző vizsgálattól eltérően jelen kutatás során kizárólag a teljes (full) izomtapadásnak megfelelő terhelési értékeket vettük figyelembe. Természetesen egy minden izomtapadáshoz köthető parciális például 50%-os terhelési hányad ugyanazon geometriát eredményezné jelen esetben.

Az optimalizálás során a maximális iterációk száma 50-ben lett meghatározva. A vizsgálatokhoz felhasznált térfogathányad 0,24-ben lett meghatározva, mely megegyezett az előző tanulmányban használt értékkel. Az optimalálás során minden vizsgálatot weighted compliance használatával végeztünk. Az optimalási lépések során kialakuló nagy deformációk miatt az implantátum és csont közötti kontakt alkalmazásától eltekintettünk, mely az eredményeket nagy mértékben befolyásolta volna.



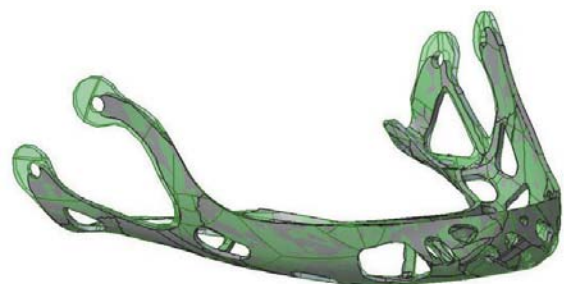
6. ábra. A terhelési esetek alapján kapott implantátum geometriák

A kapott eredményekből jól látszik, hogy az egyes terhelési esetekhez eltérő geometriai alakzat rajzolódik ki. Ugyanakkor megjegyezhető az is, hogy az eredmények egymástól való eltérése nem szignifikáns, így ezekből jól körvonalazható végleges geometria alakítható ki. Ezen geometria az irodalomból vett különböző terhelési szcenáriók esetén is megbízható mechanikai feltételeket biztosít a páciensnek, míg tömege a kialakítható legoptimálisabb eredményt reprezentálja. Ezen véglegesnek tekinthető geometriát a következő ábra szemlélteti (7. ábra).



7. ábra. Az A partial, B partial és C full esetek felhasználásával készült összesített vizsgálat eredménye

A topológiaiailag optimalizált modellt ezt követően STL (STereoLithography) fájl formátum felhasználásával CAD környezetbe ültettük át, ahol ténylegesen tömör geometria került kialakításra. A modellezés során további tapasztalati aspektusok lettek figyelembe véve a geometria kialakításához. A geometriai finomítások után a kapott modell az eredeti modell 49%-a, tömege 13 gramm lett, mely a korábbi kutatásban elért eredményekkel korrelál. A geometriailag optimalált és finomított modellt a 8. ábra mutatja be.



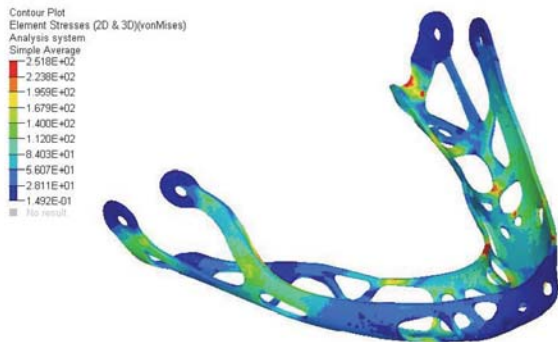
8. ábra. Az optimalizált és CAD-ben finomított geometria

A végleges implantátum geometria kialakítását követően a mandibulával együtt végeelemes modell építéséhez használtuk fel. A modell építését követően végeelemes vizsgálatokat végeztünk. Ezen vizsgálatok esetében már a korábbiakban ismertetett egyszerűsítési megoldásokat használtuk és a corticalis és spongiosa állományokat nem választottuk szét. Rugalmassági modulusnak a kemény állománynak számító corticalis értékeinek megfelelően szintén 14GPa-t állítottunk be. Az implantátum esetében 110GPa-os rugalmassági modulus került beállításra. Minden anyagtulajdonság beállítása esetén 0,3 Poisson tényezőt használtunk fel.

Az eredeti kiinduló modellel megegyezően, alapozva a korábbi optimalizációs lépésekre, meghagytuk az összes csavarrögzítési pontot.

3. EREDMÉNYEK

Az eredmények kiértékeléséhez a von Mises feszültségértékek kerületek felhasználásra (9. ábra). A különböző terhelési esetek egymással való összehasonlíthatóságához 150N-os harapási erő értéknél határoztuk meg azt a limitet, melynél a feszültségek leolvasásra kerültek.



9. ábra. Az optimalizálás előtti és utáni geometriai kritikus helye

A 2. táblázat tartalmazza a kritikus feszültségértékeket a már ismertetett 150N-os harapási erőnél.

2. táblázat. Kritikus von Mises feszültség értékek 150N-os harapási erővel

	A_jobb	A_bal	A_hátul	B_jobb	B_bal
Optimált $F_{\text{harapó}}$ [N]	378	379	507	115	100
Szorzó	0,40	0,40	0,30	1,30	1,50
Optimált σ_{max} [MPa]	895	1055	1323	303	252
Optimált skálázott σ_{max} [MPa]	355,2	397,8	391,4	395,2	378,0

	B_hátul	C_jobb	C_bal	C_hátul
Optimált $F_{\text{harapó}}$ [N]	98	563	549	602
Szorzó	1,53	0,27	0,27	0,25
Optimált σ_{max} [MPa]	256	1467	1098	1589
Optimált skálázott σ_{max} [MPa]	391,8	390,9	300,0	395,9

A 2. táblázatban a skálázott feszültség értékekhez tartozó értékek további alakoptimalizációs eljárásokkal nagy mértékben javíthatóak mindaddig, míg a lokális feszültség gyűjtő helyek el nem tűnnek. A tanulmány további része, hogy ezen eshetőségeket vizsgáljuk a közeljövőben a korábbi vizsgálatainkhoz hasonlóan.

A kialakított öblös geometria alkalmas arra, hogy a műtét során a páciensből származó csontgraft beépíthető legyen a rekonstrukcióba, ezáltal is gyorsítva az összezsontosodás és gyógyulási időket. Ezen lehetséges graftok terhelés szempontjából kedvezően pozícionálhatóak.

4. ÖSSZEFOGLALÁS

Ahogy a korábbi vizsgálatainkban is már jeleztük a 3 dimenziós gyors prototípus gyártási eljárások, melyekhez biokompatibilis fémpor használható, nagymértékben új alternatívákat nyújtanak a mandibula tumoros rezekáláshoz köthető rekonstrukciós megoldások esetében. Az implantátum topológiai optimalizáció bizonyítja, hogy korszerű memóriai eszközök felhasználásával a beteg életszínvonalát jelentősen javító megoldások érhetőek el. A kialakított új lehetséges implantátum, mely tömeggyártás nélkül egyedileg gyártható, páciens specifikus, így a beteg önképét a lehetőségekhez mérten a lehető legjobban megtartja, továbbá kialakításának köszönhető a lehető legtöbb terhelési szcenárió figyelembe vételével mechanikailag optimális geometriájú.

5. IRODALOM

- [1] Dr. Simonovics János: Teherviselő Állcsont Rekonstrukció Végeelemes Modellezése. Doktori értekezés. 2014
- [2] Dr. Simonovics János, Orosz Péter, Dr. Bujtár Péter: Egyedi teherviselő állkapocs implantátum optimalizálásának lehetőségei. GÉP 67:(7-8) pp. 85-88. (2016). Géptervezők és Termékfejlesztők XXXII. Szemináriuma. Miskolc, Magyarország: 2016.11.10 - 2016.11.11.