



Talabérné Kulcsár Klaudia

**Fogászati implantátumok mechanikai vizsgálatainak
új elméleti, informatikai, kísérleti módszerei és
eredményei**

Doktori értekezés

Témavezető:

Dr. Zsoldos Ibolya

Egyetemi tanár

Széchenyi István Egyetem

Multidiszciplináris Műszaki Tudományi Doktori Iskola

Győr, 2023

Köszönetnyilvánítás

Doktori tanulmányaim során, valamint az addig elvezető úton való támogatásért szeretnék köszönetet mondani mindazoknak, akik elősegítették dolgozatom elkészülését.

Mindenekelőtt szeretnék köszönetet mondani témavezetőmnek, Dr Zsoldos Ibolya a Széchenyi István Egyetem Anyagtudományi és Technológiai tanszék volt vezetőjének, aki felkarolt engem 2017-ben. Az évek során mindig számíthattam az iránymutatására, szakmai jó tanácsaira, amelyek elősegítették a munkámat. A szakmai segítség mellett kiemelném, hogy nem csak témavezetőként állt mellett, hanem mint társ, barát és családtag. Nagyon szépen köszönöm, mikor lehetetlen helyzetek voltak, mindig bátorított, nyugtatott és erőt adott a továbblépéshez. Köszönöm a bizalmat, amit felém nyújtott, még akkor is mikor nem tudta mi lesz a vége a projektnek, de egy percre sem érezte velem, csak támogatott. Nélküle ez a dolgozat, a kutatásom nem jött volna létre. Hatalmas hálával tartozom, hogy az élet pont felé sodort és büszke vagyok, hogy vele mentem keresztül ezen a hosszú úton.

Köszönettel tartozom a Dent-Art-Technik Kft. összes dolgozójának, akik támogattak a kutatásom során. Külön köszönettel tartozom Kónya János ügyvezető igazgatójának, aki akkoriban felkarolt, maga mellé vett és hatalmas, szerteágazó tudásából nekem is átadott. Köszönöm a sok konferencia lehetőséget, támogatását az előremenetelemhez. Köszönöm a sok mintadarab nyomtatását, ezutón szeretném kiemelni Bozsányi Lajos és Kulcsár Benedek segítségét, akik mindig, minden felmerülő problémát rövid időn belül megoldottak, ez lehetett nyomtatási vagy szakmai probléma.

Köszönettel tartozom Nagy Lászlónak, aki már szakközépiskolában meglátta bennem az akkoriban még nagyon elbújó lehetőséget, valamint azért, hogy a műszaki világot, kifejezetten a mechanikát egy életre megszerettette velem.

Külön köszönettel tartozom Vörös Ádámnak, aki nélkül a tesztpad nem jöhetett volna létre. Köszönöm a sok átvirrasztott éjszakát, a sok tervezést, agyalást. Hálás vagyok, hogy együtt dolgozhattunk, főleg, hogy bármilyen kis módosítás eszembe jutott, azt egyből megvalósította. A segítsége nélkül nem valósulhatott volna meg a projekt, köszönöm, hogy a legmagasabb

szintű tudásod tette bele, amit nem tudunk kivitelezni arra rögtön találtál más megoldást. Hálámat nem tudom szavakba önteni.

Köszönöm az eCon Engineering Kft. együttműködését, a sok segítséget, támogatást. Szegletes Jánosnak köszönöm a türelmet, a segítőkészségét és a szakmai háttértudást.

Külön hálával tartozom bátyámnak, Kulcsár Ferencnek, aki miatt nem lennék ma ezen a pályán. Köszönöm, hogy a testvérem vagy, köszönöm, hogy gyerekkorom óta a legjobb barátom, legnagyobb támaszom vagy. Nélküled sehol sem lennék, köszönöm a sok átvirrasztott éjszakát és a hatásos, nagyon hosszú monológokat, hogyan is lépjek ki az aktuális gödörből.

Hálával tartozom szüleimnek, akik a hosszú úton mellettem álltak, akik támogattak az álmaim elérésben és hogy mai napig, felnőttfejjel is büszkék rám. Köszönöm a fáradhatatlan odaadásukat és munkájukat, hisz mindez nem valósulhatott volna meg nélkülük.

Köszönöm férjemnek, hogy az utolsó éveket kibírta velem annak ellenére, hogy nem volt időm utazni, pihenni, sok koncertet kihagytam, de ígérem minden be lesz pótolva. A támogatásod, szereteted és türelmed minden nehézségen átsegített.

Köszönöm mindenkinek!

Összefoglaló

A subperiostealis implantátum nem új találmány, hanem egy régi eljárás újragondolása, valamint korszerűsítése. A régi hibákat a gyártási módszer megváltoztatásával kiküszöböltük, ezáltal az előnyeit megtartotta, a hátrányai eltűntek. Az orvostechnika folyamatosan változik, folyamatosan fejlődik. A 3D nyomtatás fejlődése számtalan lehetőséget nyitott az elmúlt években az egyénre szabott, egyedi gyártású implantátumok tervezésénél, gyártásánál.

A dolgozatom első részében a 3D nyomtatással előállított nyitott cellás porózus titán szerkezeteket tanulmányoztam. A vizsgálatok során a négy leggyakrabban előforduló kristályszerkezetet vizsgáltam, ezek az egyszerű köbös, lapközepes köbös, térközepes köbös és a gyémántrács szerkezeti felépítésével foglalkoztam. A végelemanalízis eredményeit felhasználva a kiválasztott szerkezeten mechanikai vizsgálatokat és CT rekonstrukciót is végeztem, amiket összehasonlítottam szimulációs eredményeinkkel.

A subperiostealis implantátumok fejlesztése a következő rész a dolgozatban, ahol először is az öntési technológiával előállított implantátumokat hasonlítottam össze a 3D nyomtatás technológiával és kitértem mindkét gyártástechnológia hátrányaira. A titán ötvözetek esetében szerkezeti analízist végeztem, ahol ismét az öntéssel és 3D nyomtatással előállított mintákat vizsgáltam szövetszerkezetileg és szakítópróbákkal.

A subperiostealis implantátumok folyamatos fejlesztési aspektusaira is kitérek, ahol bemutatom az elmúlt években történt fejlesztéseket. A fejlesztés első lépéseként az egyfázisú implantátumból kétfázisú implantátumot hoztam létre, ahol különböző perselyeket és abutmenteket kellett terveznem, amire a végső fogmű kerül. Különböző kialakítású implantátumokat vizsgáltam, például a perem nyitottságának befolyásoltságát, valamint 2, illetve 4 felépítménnyel rendelkező implantátumokat.

A dolgozat utolsó szakaszában bemutatom azt a tesztpadot, amit a subperiostealis implantátumok mechanikai vizsgálatára terveztem és valósítottam meg. A célom az volt, hogy olyan kísérleti vizsgáló eszközt hozzak létre, amely segítségével az implantátumot a persellyel és abutmenttel együtt tudjam vizsgálni. Az egyedi mivoltuk miatt végelemanalízissel nagyon nehéz minden egyes implantátumot alkatrészeivel együtt tesztelni. A tesztpad segítségével lehetőség van a gyártási problémákat is kiküszöbölni, amit úgyszintén nem lehet a numerikus analízissel. A kísérleti vizsgáló eszköz képes statikus és dinamikus tesztekre is. A tesztpad segítségével a valós rágás anatómiáját szimulálom.

Summary

Subperiosteal implant is not a novel invention, but the rethinking and modernisation of an old procedure. We have eliminated former flaws by changing the manufacturing method. Thus, we kept the advantages, while eliminated the disadvantages of the implant. Medical technology keeps changing and it is constantly developing. In recent years, the development of 3D printing has opened countless opportunities in the design and production of personalized, custom-made implants.

In the first part of my thesis, 3D printed open-cell porous titanium structures were evaluated. During these examinations, the four most commonly occurring crystal structures were analysed i.e., I investigated simple cubic, face-centered cubic, body-centered cubic, and diamond structural frameworks. Using the results of finite element analysis, I performed mechanical tests and CT reconstruction on the selected structure, which were then compared with simulation results.

The next part of the thesis covers the development of subperiosteal implants. Here, I compared implants manufactured with casting and 3D printing technologies with special attention to the disadvantages each technology. Structural analysis was performed for titanium alloys where I also examined specimens manufactured with casting and 3D printing in terms of metallography and tensile testing.

I dedicate a section for aspects of continuous development of subperiosteal implants. Here, I present developments of recent years. As first development step, I created a two-phase implant based on the one-phase device. Here, different sleeves and abutments were designed to facilitate the final denture. Implants of various designs were evaluated such as analysing the influence of edge opening on the implant, and analysis implants incorporating both 2 and 4 abutments.

In the last part of my thesis, I present the testing apparatus that was designed and implemented for the mechanical testing of subperiosteal implants. My goal was to create a testing apparatus that helped examine the implant together with the corresponding sleeve and abutment. Due to their custom geometry, it is very difficult to test each implant together with all their components using finite element method. The testing apparatus also made it possible to eliminate manufacturing errors, which still could not be carried out with numeric analysis. The testing apparatus was suitable for both static and dynamic testing. I simulated the real-life anatomy of mastication with this testing equipment.

Tartalomjegyzék

1.	Szubperioszteális implantátumok szükségessége	1
2.	Irodalmi áttekintés	4
2.1.	Alkalmazott titán ötvözet bemutatása	4
2.2.	Implantátumok korróziója	5
2.3.	Emberi testben lévő fémek korróziója és hatása az implantátumokra	6
2.4.	Fogászati implantátumok korróziója.....	10
2.5.	Implantátumok hibái	12
2.6.	Egyedi gyártású subperiostealis implantátumok.....	13
2.7.	Fogászati implantátum gyártástechnológiái	14
2.8.	Mechanikai vizsgálatok.....	15
2.8.1.	Strukturált, zárt és nyitott cellás habok mechanikai tulajdonságainak vizsgálata.....	15
2.8.2.	Subperiostealis implantátumok mechanikai vizsgálata	16
2.9.	Subperiostealis implantátumok élettartama	19
3.	Kutatási célok.....	25
4.	Nyitott cellás porózus titán minták mikroszerkezete és mechanikai tulajdonságai	26
4.1.	Vizsgált modellek bemutatása.....	27
4.1.1.	Egyszerű köbös struktúra.....	27
4.1.2.	Lapközepes köbös struktúra	27
4.1.3.	Térközepes köbös struktúra	28
4.1.4.	Gyémántrácsos struktúra	28
4.2.	A vizsgált modelleken való elemzés eredményének bemutatása	29
4.2.1.	Egyszerű köbös modellek eredményei	30
4.2.2.	Lapközepes köbös modellek eredményei	31
4.2.3.	Térközepes köbös modellek eredményei.....	35
4.2.4.	Gyémántrács alapú modellek eredményei	39
4.2.5.	Különböző modellek eredményeinek összehasonlítása	44
4.3.	A tudományos eredmények összefoglalása.....	45
4.4.	CT rekonstrukció.....	46
4.5.	Nyomóvizsgálat eredménye	48
4.6.	A tudományos eredmények összefoglalása.....	51
5.	Subperiostealis implantátumok fejlesztése	52
6.	Titán ötvözetek szerkezeti analízise.....	57
6.1.	Minták öntése.....	57

6.2.	Minták 3D nyomtatása	58
6.3.	Hőkezelés.....	58
6.4.	Felhasznált anyagok.....	58
6.5.	Vizsgálatok.....	59
6.5.1.	Szövetszerkezeti vizsgálatok	59
6.5.2.	Szakítópróba	60
7.	Egyedi fogászati implantátum numerikus analízise	64
7.1.	Végelem analízis eredménye	69
8.	Tesztpad szubperiosteális implantátumok mechanikai vizsgálatára	73
8.1.	Tesztpad tervezés fázisai.....	73
8.2.	A tesztgép felépítése	80
8.3.	Tesztpad működése	92
8.3.1.	Statikus teszt.....	92
8.3.2.	Dinamikus teszt	93
8.4.	Tesztpad tesztelése és eredményei	94
8.5.	Végelelemanalízis eredményei	101
8.6.	Kísérleti és elméleti módszer összehasonlítása	108
8.7.	A tudományos eredmények összefoglalása.....	110
9.	Új tudományos eredmények összefoglalása.....	111
10.	Konklúzió és jövőbeli tervek	113
	Irodalomjegyzék	114

1. Szubperioszteális implantátumok szükségessége

A rehabilitáció területén fontos szerepet tölt be a szubperioszteális implantátum, melynek segítségével életkörülményeket javítunk. Ezt a fajta implantátumot akkor alkalmazzák, mikor a páciens nem rendelkezik elegendő csonttömeggel. A szubperioszteális implantátum célja tehát, hogy a páciens rágófunkcióját visszaállítsák, abban az esetben, amikor legalább 3 egymás melletti foghiánya van, valamint a csontszövet térfogata és minősége nem teszi lehetővé, hogy csavar-geometriájú fogászati műgyökeret helyezzenek be neki. A szubperioszteális implantátumok alkalmazhatók alsó és felső állcsont részleges, illetve teljes foghiánya esetében. Az implantátumot CBCT felvétel alapján tervezzük meg, melyet számítógéppel segített CAD/CAM eljárással valósítunk meg. A csontra illeszkedő háló stabilan rögzíthető és a háló anyaga miatt pedig rendelkezik a beépüléshez szükséges oszeintegrációs tulajdonsággal. Az implantátumok Ti-6Al-4V titánból készülnek. Az általunk készített implantátumok előnyei:

- egy műtéttel egyszerre pótolhatjuk a csontot, az implantátumot és fogat tartó felépítményt,
- lényegesen rövidül a gyógyulási idő,
- az implantátum tökéletesen illeszkedik a meglévő csontfelszínhez,
- csökkenthető a szövődmények és a komplikációk lehetősége,
- a páciens számára kevesebb fájdalommal jár,
- azonnali ideiglenes fogpótlást kaphat a páciens.

Ellenjavallatok

A Maxillofaciális implantátumokat nem alkalmazzuk olyan pácienseknél, akik egészségügyileg alkalmatlanok erre a kezelési módra. A beavatkozás előtt a páciensét átfogóan ki kell vizsgálni minden olyan ismert kockázati tényező és egyéb körülmény tekintetében, amely a szájsebészeti beavatkozással és az azt követő gyógyulással összefüggésben felmerülhet. Ellenjavallatok a teljesség igénye nélkül:

- általános orvosi kontraindikáció esetén, orvosilag alkalmatlan egy szájsebészeti beavatkozásra, aktív fertőzős folyamat, vagy jelentős fertőzős kockázat, helyi gyulladási tünetek, láz, vagy leukocytosis,

- kóros elhízás, terhesség, mentális betegség, gyanított, vagy dokumentált fémallergia, vagy intolerancia,
- bármely olyan beteg, akinél a műtéti hely feletti fedő szövetek képződése nem megfelelő, bármely olyan, beteg, aki nem hajlandó követni a postoperatív utasításokat,
- érrendszeri megbetegedés, kezeletlen cukorbetegség, véralvadási zavarok, antikoaguláns (véralvadásgátló) kezelés,
- metabolikus csontbetegség, kemoterápia vagy sugárkezelés,
- bármilyen anyagcsere- vagy szisztémás betegség, amely befolyásolhatja a csont és/vagy a seb gyógyulását, olyan gyógyszerek, amelyek gátolják vagy befolyásolják a csont természetes átépülését (remodelingjét), bármilyen egyéb betegség, amely akadályozza a páciens a megfelelő napi szájhigiénia fenntartásában.

Bár nem abszolút ellenjavallatok, az eszközök használatának mellőzését indokló lehetséges tényezőként figyelembe kell venni többek között az alábbi állapotokat:

- súlyos csontreszorpció,
- osteomalacia.

Gyermekek számára nem ajánlott a kezelés a növekedés befejeződéséig és az epifízisporcok (azaz a növekedési zónák) záródásáig.

Lehetséges mellékhatások

- Implantátum és/vagy kiegészítő implantátum törése,
- Csavaros kapcsolat(ok) meglazulása, csavar(ok) és/vagy felépítmények elvesztése, lenyelése,
- Idegkárosodás, amely állandó zsibbadást, gyengeséget, fájdalmat okoz, légyszövet-irritáció vagy -károsodás, Maxilláris sinus perforáció, csontvesztés, ami az implantátum eltávolításával jár,
- Gyulladásos reakciók és csontfelszívódás, termikus hatás miatti csontelhalás, fertőzés és/vagy fájdalom, fémérzékenység, allergiás reakció, a fém alkotóelemek korróziója.

Betegtájékoztatói tudnivalók

A 3D nyomtatott titán modelleket hosszútávú implantációra tervezték, ugyanakkor az implantátum élettartamát nagyban befolyásolják a beteg felhasználói szokásai. A beültetés korai szakaszában különösen, de sikeres beépülést követően is a túlzó fizikai aktivitás (például túlzott mértékű rágóerő) vagy egy trauma az implantátum kilazulását, kopását és/vagy törését okozhatja. A betegeket figyelmeztetni kell arra, hogy ezek az eszközök nem rendelkeznek a pótolts szerv vagy szövet szilárdságával, rugalmasságával és/vagy tartósságával. A kezelésben

részesülő betegeket figyelmeztetni kell arra, hogy az implantátum az ismétlődő megterhelések hatására elfáradhat, elgörbülhet, eltörhet vagy kiszakadhat.

A tehermentesítésre való utasítások be nem tartása a megfelelő összeintegráció elhúzóadásához vagy meghiusulásához, illetve implantátum vagy környező szöveti sérüléshez vezethet végső soron az implantátum tönkremeneteléhez vagy eltávolításához, ezért a betegeknek különös gondot kell fordítani erre. A betegeknek részt kell venni az orvos által meghatározott vizsgálatokon.

A szubperiosteális implantátum alkalmazását teljes körű képzésben részesült, szakképzett és megfelelő jogosultsággal rendelkező orvosok és fogtechnikusok általi használatra tervezték. A műtétet végző sebésznek a termékek használatbavétele előtt figyelmesen át kell tanulmányoznia az ajánlásokat, figyelmeztetéseket és utasításokat, valamint a rendelkezésre álló termékspecifikus információkat. Az eszközöket kizárólag megfelelő képzettséggel, orvosszakmai tájékozottsággal rendelkező orvos használhatja.

2. Irodalmi áttekintés

2.1. Alkalmazott titán ötvözet bemutatása

Az orvostechnika számos területén alkalmazzák a kereskedelmileg tiszta titánt, illetve titán ötvözeteket. A legfőbb tulajdonságuk orvosi szempontból, hogy képesek beépülni a csontba, tehát kiváló összeintegrációs tulajdonsággal bírnak. A titán fő tulajdonságai közé tartoznak még a következők: kis sűrűséggel rendelkeznek, a korrózióállóságuk, biokompatibilitásuk és mechanikai tulajdonságaik kiválóak. A titán, valamint az oxigén nagy affinitásából ered a titán szerkezetek korrózióállósága, amely passzív oxidréteget képez a felületen és ezzel segíti elő a csontintegrációs folyamatot [1-4].

Titán-dioxid-ból (TiO_2) áll a titán ötvözetben képződött oxidréteg, melynek vastagsága körülbelül 10 nm és erős ellenállást biztosít számos vegyi hatásnak, ezért az orális környezetben is erősen korrózióállóak a titán alapanyagból készített protetikai implantátumok. A titán és titán ötvözetain megtalálható természetesen előforduló oxidréteg tehát biológiailag megfelelő, valamint ezek mellett még a mechanikai tulajdonságai is erősek, illetve magas szilárdság/tömeg aránnyal is rendelkeznek. Az oxidrétegnek köszönhetően kialakult felületi érdesség az implantátumoknál azért előnyös, mivel ez segíti elő az élőszervezetben a csontbeépülést, vagyis az összeintegrációt [5-9].

A leginkább korrózióálló biokompatibilis fémek bioanyagok közé sorolják a speciális fémeket, nevezetesen a titánt, nióbbiumot, tantált és ötvözeteiket, majd ezeket követi a kobalt alapú ötvözetek és végül a rozsdamentes acélok [10]. A titánt és ötvözeteit évek óta használják számos helyreállító és reszekciós műtési eljárás során az emberi test különböző pontjaiban [11]. A titánból készült fogászati implantátumok alkalmazása a fogászati kezelések elsődleges kezelésévé nőtte ki magát a részleges, illetve teljesen fogatlan páciensek esetében [12]. Az 1920-as évek elején megjelentek már az implantátumok, viszont az elmúlt 2-3 évtizedben váltak széles körben elterjedté. A bioanyagok jó mechanikai és biológiai tulajdonságokkal rendelkeznek, valamint jó korrózióállósággal, viszont még mindig kritikus a korrózióállóságuk a kezelési eljárás sikeressége szempontjából. Felismerték, hogy a fém és környezet kölcsönhatásának eredménye jelentős hatással van az implantátumok biokompatibilitására, valamint hosszútávú stabilitására. Az alkalmazott anyag nem okozhat biológiailag káros reakciót és a beépítést követően meg kell őriznie formáját és tulajdonságait [13,14]. A sikeres

implantációs rendszer követelményeinél számos dolgot kell figyelembe venni. Az implantátumok követelményeit három nagy területre lehet bontani, ezek a következők:

- Kompatibilitás: szöveti reakció, mechanikai, fizikai, kémiai tulajdonságok változása, helyi káros hatások;
- Mechanikai tulajdonságok: rugalmasság, folyási feszültség, hajlékonyság, szívósság, időfüggő deformáció, kúszás, szakító szilárdság, kifáradási szilárdság, keménység, kopásállóság;
- Gyártás: gyártási módszerek, követelményeknek való megfelelés, alapanyagok minősége, technikák a kiváló felület eléréshez, az anyagok biztonságos és hatékony sterilizálása, a termék költsége [15].

A titán egy átmeneti fém, elemi formájában a titán magas olvadáspontú (1678°C), alacsony hőmérsékleten hexagonális, sűrű kitöltésű kristályszerkezettel rendelkezik, $882,5^{\circ}\text{C}$ -on allotróp átalakulás történik, ahol térközepes köbös kristályszerkezetté alakul. A titán ötvözőelemei három alapvető kategóriába sorolhatók:

- α stabilizátorok: Alumínium, Oxigén, Nitrogén, Szén
- β stabilizátorok: Molibdén, Vanádium, Nióbbium, Tantál (izomorf), Vas, Volfrám, Szilícium, Nikkel, Kobalt, Mangán, Hidrogén (eutektoid)
- Semleges stabilizáló elem: Cirkónium [16,17].

Az α titánötvözeteknek kiváló a korrózióállósága viszont a szilárdságuk kisebb. Az α és β ötvözeteknek a szilárdságuk nagyobb, mivel a mikrostruktúrában mindkét fázis jelen van. A β ötvözeteknek nagy szilárdságuk van, jó alakíthatósággal és edzhetőséggel rendelkeznek, rugalmassági modulusuk alacsonyabb, $882,5^{\circ}\text{C}$ feletti lehűtésekor 100%-ban megőrzik a térközepes köbös kristályszerkezetüket [18,19].

2.2. Implantátumok korróziója

Az implantátumokkal kapcsolatos korrózióra két alapvető tulajdonságot határoztak meg:

- Korróziós termodinamika: a kémiai termodinamika használata főként az oxidációs-redukációs reakciók az adott elektrokémiai rendszerrel, a rendszer energia felszabadításával éri el a reakció során a legalacsonyabb energiát;
- Korróziós kinetika: az elektrokémiai kinetika olyan komponenseket foglal magába, amelyek a korrózió kialakulását fizikailag akadályozza. [20]

Korrózióknak különböző megjelenési fajtáit ismerjük:

- Egyenletes korrózió: másképpen felületi korrózió az egyik legáltalánosabb korrózió fajta. Ez a fajta korrózió a fém felületén található, és ezt is károsítja. Az implantátumok esetében magas hőmérsékleten, erősen savas környezetben okoz problémát, például forró, fűszeres és ragadós ételek fogyasztásánál alakulhat ki. A beültetett implantátumok korróziója meghatározható a súlycsökkenési adatból, a méretváltozásból és az elektrokémiai módszerekből [20].
- Gödrös korrózió: a korrózió egy egyébként ellenálló felületen bizonyos pontokon behatolnak a fémbe, lyukakat vésnek bele. Általában olyan fémeken fordul elő, amiket természetesen képződő vékony oxidréteg véd [21].
- Réskorrózió: a réskorrózió az implantátum geometriájából ered, nagyrészt másik anyaggal való találkozás okozza a problémát, a másik fém lehet azonos vagy eltérő ötvözetből készült szerkezet [22]
- Feszültségkorróziós repedés: a feszültségkorróziós repedés egy törési jelenség előzetese, amelyet húzófeszültség, ötvözet és a korrozív környezet együttese okoz, a károsodás az első fázisban nem észrevehető. A fém és/vagy környezetének metallurgiai jellemzőinek módosításával kiküszöbölhető a probléma. A feszültség a gyártás során kialakult maradó feszültség, valamint a külső terhelésből tevődik össze [23,24].
- Eróziós korrózió: az eróziós korrózió akkor alakul ki, amikor a korrózió, valamint az erózió együttesen lépnek fel. A fogászati implantátumoknál a nyálban található baktériumok, ételmaradékok, maga a savas nyál, a rágásból adódó mechanikai igénybevételek sorozata okozza a tönkremenetelt [25].
- Galvanikus korrózió: másképpen elektrokémiai korrózió a leggyakrabban előforduló korrózió fajta titán implantátumok esetében, gyorsított oxidációnak is szokták mondani, gyorsabban bomlik le az emberi testben, mint azon kívül [26].

2.3. Emberi testben lévő fémek korróziója és hatása az implantátumokra

A korrózió az emberi testben problémát okoz, főleg, ha fémet ültetnek be. Az implantátumok erős korróziós környezettel találkoznak, például: vér, testfolyadék, nyál, amelyek vizet, nátriumot, klórt, fehérjéket, plazmát, aminosavakat és nyál esetében mucint (nyákanyagait) tartalmaznak [27]. Az emberi testben található vizes közeg különböző anionokból, például: klorid-, foszfát- és bikarbonátionokból, kationokból, például: Na^+ , K^+ , Ca^{2+} , Mg^{2+} , kismolekula

tömegű szerves anyagokból, illetve viszonylag nagy molekulatömegű polimerekből, és oldott oxigénből áll [28,29]. Az implantátumok korrózióját meghatározó két fizikai jellemző:

- termodinamikai erők: oxidációs vagy redukációs reakció által korróziót okoznak,
- kinetikai gát: felületi oxidréteg, amely a korróziós reakciókat fizikailag megakadályozza [30-32].

Az implantátum törésnél, vagy tönkremenetelnél nem minden esetben közvetlenül a korrózió a hibás, viszont a folyamatot felgyorsítja. A védő oxidréteg megsérül, felszakad a kopás következtében, amely további problémákhoz vezet [33].

Korróziós hibák hatása az implantátumokra

Az emberi szervezetben a korrózió következtében az implantátumból kiváló fémionok számos biológiai paramétert befolyásolnak. Az anyag először korrodálódni kezd, aminek hatására erózió keletkezik, amitől az implantátum rideggé válik és ennek hatására törés következik be. A törést követően a korrózió felgyorsul. Ha a fémdarabot nem távolítják el sebészeti úton, akkor további feloldódást okozhat, ami hatására a környező szövetek gyulladását idézheti elő. Az 1. táblázat mutatja a különféle bioanyagok okozta korróziós hatásokat az emberi szervezetre, a 2. táblázat pedig a hagyományos anyagok korróziójának típusait mutatja be. Többen kimutatták a káros hatásokat, melyben nem csak az implantátumok közelében lévő szövetekben találtak gyulladást, elváltozást, hanem a test több pontjaiban is, például vesében, májban [34,35]. Az implantátum környezetében lévő szövetek elszíneződnek és idegentest reakciót vált ki az emberi szervezetben, ennek okának az implantátum korrózióját teszik felelőssé [36].

1. táblázat: A különböző anyagok által okozott korrózió hatása az emberi testre [37]

Anyagok	Korrózió hatása
Nikkel	A bőrt érinti, például bőrgyulladás
Kobalt	Gátolja a vas felszívódását a véráramban
Króm	Fekélyek és központi idegrendszeri zavarok
Alumínium	Epilepsziás hatások és Alzheimer kór
Vanádium	Elemi állapotban mérgező

2. táblázat. A bioanyag-implantátumokhoz használt hagyományos anyagok korróziójának típusai [38]

Korrózió típusa	Anyag	Implantátum helye	Implantátum
Gödör korrózió	304 SS, kobalt alapú ötvözet	Ortopéd/fogászat	
Réskorrózió	316 rozsdamentes acél	Csontlemezek és csavarok	
Feszültségkorróziós repedés	COCrMo, 316 LSS	Csak in vitro	
Korróziós kifáradás	316 SS, CoCrNiFe	Csontcement	
Kopás	Ti6Al4V, CoCrSS	Golyós ízületek	
Galvanikus	304SS/316SS, CoCr+Ti6Al4V, 316SS/Ti6Al4V Or CoCrMo	Fogászati implantátumok, csavarok és anyák	
Szelektív kimosódás	Higany aranyból az	Fogászati implantátumok	

Titán alapú ötvözetek

Az 1970-es évektől a titán és ötvözei egyre elterjedtebbé váltak számos tulajdonságuk miatt, nagy szilárdsággal, kis modulussal, kis sűrűséggel, jó mechanikai tulajdonságokkal és kiemelkedő korrózióállósággal rendelkeznek [39]. Általánosságban elmondható, hogy évente több mint 1000 tonna titánötvözetet ültetnek be páciensekbe világszerte. Az orvosi titánötvözetek szilárdság/tömeg aránya lényegesen nagyobb, mint a rozsdamentes acéloké. Megállapították, hogy biokompatibilis, mivel közömbös a testnedvek és szövetek által okozott korrózióval szemben, így könnyen beépül az emberi testbe [40]. Az egyéb ötvözetek magas rugalmassági modulusa sokszor az implantátum tönkremenetelét idézte elő. A titánötvözet rugalmassági modulusa jóval kisebb, mint például a kobalt-króm ötvözeté, közelebb áll a csont rugalmassági modulusához, ezért hosszabb távon az emberi testben képes maradni. Többféle területen alkalmazzák, például: implantátumként ízületi pótlásokhoz, csontregenerációhoz, fogászati implantátumként, szívritmus szabályzóként, mesterséges szívbillentyűkhöz, stenteknél [41]. Természetesen ezek is sérülhetnek, főleg kifáradás miatt, ilyen előfordul a mesterséges ízületeknél, valamint csontlemezek esetében [42]. Ennek oka az implantátum felületén kialakuló korrózió, ami az élő testben a Ti^{2+} ionok feloldódásából, illetve a csúszó, gördülő alkatrészek kopásából fakad [43,44]. Bár a Ti-6Al-4V ötvözet számos pozitív sajátossággal rendelkezik, több tanulmány is kimutatta, hogy hosszútávú alkalmazást követően káros hatások keletkezhetnek, például: neuropátia, osteomalacia (csontpuhulás), Alzheimer kór, ezeket a hatásokat az alumínium- és vanádium-ionok felszabadulása okozza az ötvözetből, valamint az elemi állapotban és oxidokban jelen levő vanádium mérgező [45]. A Ti-6Al-4V titán ötvözetnek kisebb a kopásállósága és nagyobb a rugalmassági modulusa, mint amilyen a csonté, így feszültségvédő hatást eredményez [46,47]. A titán csípőimplantátum korróziós fáradását az egyszerű járás is okozhatja, mely körülbelül 1 Hz frekvenciájú ciklikus terhelést eredményez. A titán korrózióállósága a pH értéktől független, viszont feltárták, hogy a titán ötvözet korróziós kifáradását fokozzák a különböző hőkezelési eljárások [48]. A Ti-6Al-4V ötvözet esetében a passzív filmben található vanádium-oxid feloldódik, ezáltal az oxidrétegben üresek képződnek és diffúziót okoz [49]. A Nióbium ötvözőelem hozzáadásával elérhető magas korrózióállóság [50]. Összehasonlító vizsgálatot végeztek a Ti-Ta és a Ti-6Al-4V ötvözetek közötti korróziós viselkedésről, ahol kimutatták, hogy a tantál hozzáadása nagy mértékben csökkenti a fém felszabadulás koncentrációját a felületi oxidrétegből, melynek köszönhetően stabil Ta_2O_5 oxidok képződnek [51]. A passzív film korrózióállósága jelentősen függ a létrejött réteg vastagságától és a titánban, valamint az ötvözeiben található elemek természetétől [52]. A fogászati, ortopédiai és kardiovaszkuláris alkalmazásokban használt Nikkel-Titán ötvözetek

korróziója vitatható. Számos tanulmányban kimutatták, hogy a Ni-Ti ötvözet kompatibilis az élő szövettel, viszont többször számoltak be negatív hatásairól, mivel ez az ötvözet rossz korrózióállósággal rendelkezik és toxikus összetevője a Nikkel, ezek összesége sejtpusztuláshoz vezet [53].

2.4. Fogászati implantátumok korróziója

A fogászati implantátumoknak 2 fő csoportját különböztetik meg. Az egyik csoport az endoszteális implantátumok, melyet a csontba helyeznek be, a másik fő csoport a szubperioszteális implantátumok, melyet a csontra helyeznek rá, az íny alá. Az endoszteális implantátumokon belül megkülönböztetünk gyökér és penge formákat. Az implantátumok a szájüregben belül elég agresszív környezettel találkoznak, a nyál pH értéke 5,2 és 7,8 között van. Az implantátumok, tömések és koronák korróziójának fő okai: a hőmérséklet, a nyál mennyisége, plakk (lepedék), az élelmiszerek és folyadékok fizikai, illetve kémiai tulajdonságai és ide sorolható még a száj egészségi állapota [54]. A fogászati implantátumok esetében minimum két fém komponenst alkalmaznak ezért elég gyakran fordul elő a galvanikus korrózió, ez leggyakrabban a Co-Cr, Ni-Cr, arany, ezüst-palládium és a Ti-6Al-4V fogászati implantátumoknál fordul elő. A kobalt alapú ötvözetek korróziója rákkeltő hatású anyagok kibocsátását eredményezi a szervezetben [55]. A titán és ötvözetei jelentősen ellenállóak a pontkorrózióval szemben in vivo körülmények között, viszont fogmosás során magas fluoridtartalmú oldatok miatt korrózió mennek keresztül [56]. A korrózió egyes emberek esetében az implantátum környezetében lévő lágyszövetek elszíneződését okozza, allergiás reakciókat vált ki és kiütést idéz elő. A gyógyulási folyamat hosszát a korrózió által felszabaduló fémionok befolyásolják. Ha a csontosodás nem megfelelő, vagy lassan történik akkor az implantátum korróziója gyorsul. Bränemark nevéhez fűződik az osztointegráció kifejezés, nagyon sokat foglalkozott azzal a témával, hogy a csont és a fém integrációja minél hamarabb megtörténjen [57].

Implantátumok

A fogvesztés nagyon gyakori világszerte, oka lehet akár betegség, trauma vagy genetikai. Ez nem új probléma, a fogászati implantátumok alkalmazása a hiányzó fogak pótlására hosszú múltra tekint vissza [58, 59]. Évente 100000-300000 fogászati implantátumot ültetnek be, ami megközelíti a csípő- illetve térd ízületekbe beültetett implantátumok számát [60]. A fogászati implantátumok tervezésével, felhasznált anyagaival és gyártásával kapcsolatos kutatások,

publikációk bővültek az elmúlt időszakban és a kozmetikai fogászat iránti egyre nagyobb kereslet is bővíteni fogja még ezeket [58, 61]. A fogászat kezdetét körülbelül időszámításunk előtt 2000-re teszik, az első lelet a Hondurasi lelet volt Kr.u. 600 körül. Ékírásokból lehet arra következtetni, hogy a fogfájás, mint jelenség már ismert volt. Ebben az időben nem tudták még hova tenni, arra gondoltak, hogy a fogfájást féregszerű állatkák okozzák. A fogászati implantátumok történetét az őskori Egyiptomig, Dél-Amerikáig vezették vissza, ahol a fogak pótlását kifaragott kagylókkal és/vagy kövekkel próbálták megoldani [62-64]. 1728-ban jelent meg az első könyv, amely a fogak anatómiáját mutatja be, valamint annak a lehetőségét, hogy lehetne beültetni fogat, Pierre Fauchard írta, a könyv címe pedig: „Le chirurgien dentiste ou traité des dents” volt. Pár évet várni kellett, 1809-ben próbálkozott először fogat pótolni Maggioli Manuel, ebben az időben aranyból készítette el a beültetendő pótlást, viszont a módszerrel nem járt sikerrel. Harris 1887-ben próbálta újra, de ő már platinát alkalmazott [62, 64]. Platinadiszket Dr Edmunds fogorvos ültetett be először, amelyre fogkoronát is helyezett, a fogkorona anyaga kerámia volt. Strock, illetve Fomiggini alkotta meg a ma használatos csavarimplantátumot. Bränemark alkotta meg a modern implantológiát. Ezt követően nagyon sokan próbálkoztak különböző anyagokkal, például: króm, nikkkel, alumínium-oxid, vanádium, majd az 1980-as évektől ismét a titánt vették elő, azóta is folyamatosan fejlesztik az implantátumokat [62, 64].

Osszeintegráció

Az osszeintegráció atyjának Bränemark-ot említik, aki egy nyúllal kísérletezett. A nyúl csontjába helyezett egy titáncsontdarabot és megfigyelte, hogy szilárdan rögzült benne és nehezen lehetett eltávolítani. Egy évig vizsgálta és arra a következtetésre jutott, hogy az implantátum körül nem találtak gyulladást és a titán a csonthoz tapadt [65]. A Bränemark fogászati implantátum rendszert 1971-ben vezették be [66]. A bevezetést követően évente egymillió endoszteális implantátumot ültetnek be világszerte, 80 különböző gyártó 220 implantátum márkát gyárt [67, 68], ez a szám napjainkban még több. A fogászati implantátumokat túlnyomó részt fogorvosi rendelőben, helyi érzéstelenítésben ültetik be, a sikerességi ráta 90-95 % között mozog [69-71]. Miután az implantátumot behelyezik műtéti úton a csontba, megkezdődik az osszeintegráció folyamata. Az osszeintegrációt közvetlen és funkcionális kapcsolatnak írják le a csont és implantátum között, amely képes elviselni a külső terheléseket [72]. Ez azért lehetséges, mert a titán felületi oxidréteg biokompatibilis, reaktív és kalcium-foszfát-apatitot képez [73]. Az implantátumok titán-oxid felülete egyesül a fogínnyel, ami meggátolja a

szájüregi mikroorganizmusok bejutását, vagyis az implantátum és lágyszövet határfelület hasonló, mint a fog és fogíny közötti kapcsolat [74].

2.5. Implantátumok hibái

Az implantátumok hibájának két oka lehet. Az egyik oka a meghibásodott implantátum, tehát például gyártási sikertelenség történik, a másik probléma a beültetésnél keletkezhet, tehát vagy rosszul ültetik be, vagy a csont nem fogadja be, ezt szokták klinikai hibának nevezni [75]. Ha egy implantátum meghibásodását időben észreveszik és megmenthető, akkor kezelését, ha viszont nem akkor az eltávolítását javasolják [76, 77]. Az implantátum meghibásodásának időbeli lefutását két kategóriába sorolják: az egyik a korai kategória, ami az osseointegráció előtt jelentkezik, a másik kategória pedig a késői, ami az osseointegráció után jelentkezik [78]. A fogászati implantátumok korai tönkremenetelét befolyásoló tényezők: implantátum, beteg, műtéti technika, ezeket a 3. táblázatban mutatom be:

3. táblázat. A fogászati implantátumok meghibásodását befolyásoló tényezők [79-84]

Faktor	Lehetséges okai
Implantátum	Felületi érdesség Felületi tisztaság és sterilizálás Nem megfelelő illeszkedés Korábbi röntgenfelvétel Beültetés előtti terhelés
Mechanikai túlterhelés	Szájhigiéncia, Trauma, baleset
Beteg (helyi tényezők)	Fogínygyulladás Csont mennyiség, minőség Szomszédos fertőzés, gyulladása Természetes fogak jelenléte Természetes fogak állapota Idegentestek az implantátum körül (sebészeti beavatkozásból származó törmelék) A lágyszövetek életképessége Érrendszeri összetettség
Beteg (általános tényezőik)	Dohányzás, Alkoholizmus Fertőzésre való hajlam: életkor, elhízás, szteroid-terápia, alultápláltság, anyagcsere betegségek (cukorbetegség) Egész szervezetre kiterjedő betegségek Kemoterápia, sugárkezelés Az implantátum anyagának összetevőivel szembeni túlérzékenység
Sebészeti technika, környezet	Sebészeti trauma Túlmelegedés Műtét körüli bakteriális fertőzés, pl: nyálon, szájüregben, műszereken, kesztyűn, levegőben

Az osseointegrációt követő tönkremenetel kevés beteget érint, ha mégis akkor annak eredete kevésbé ismert [79]. Legtöbbször az implantátum, a beültetés körüli csont megváltozása okozhat ilyen hibát, a csont minősége, vastagsága, térfogata megváltozik, így az addigi terheléseket nem bírja tovább [80]. A baktériumok fertőzésének valószínűsége a fertőzőképesség a gazdatényezőiktől függ [85].

Implantátumok elhelyezése

A fogászati implantátumok beültetése közbeni fertőzések elleni védekezésre kevés irányelv létezik, azt javasolják, hogy ahol a műtet végzik, azt a helyiséget kell sterilen tartani [86]. Ez nyilvánvalóan nem érhető el egyszerűen, hisz maga a páciens is hozhat magával baktériumot, szennyeződések, de a műtet így is sikeres lehet [87]. Ezenkívül nem találtak a sikerességi arányban szignifikáns eltéréseket az ellenőrzött műtői környezetben behelyezett implantátumok osseointegrációja, között és egy kevésbé ellenőrzött környezetben való beavatkozás esetében [89]. Tehát a műtői környezet nem annyira kritikus a sikeres beavatkozást tekintve a fogászati implantátumok esetében, mint a test egyéb területére behelyezett implantátumok esetében. Számos stratégiát feltételeztek a szájban lévő szennyeződések csökkentésére [89,90]. Az egyik megoldás a beavatkozás előtti öblítés klórhexidinnel, amellyel a baktériumokat lehet csökkenteni a szájban [91]. Egy in vivo vizsgálatban kimutatták, hogy a klórhexidin szuszpenzió formájában eredményesebben gátolja a *Porphyromonas gingivalis*-t, mint a különböző antibiotikumok használata [92]. Másoknak viszont nem sikerült erre jutniuk [93]. Összefoglalva el lehet azt mondani, hogy a beavatkozás során az implantátumot a gyártó által kiadott steril csomagolásban kell tárolni és a gyártó által előírt műszerekkel lehet használni.

2.6. Egyedi gyártású subperiostealis implantátumok

A fogimplantátumot a részleges és fogatlan betegek kezelésére alkalmazzák, sikerességi aránya nagy közép és hosszútávon is [94-97]. A csavarimplantátumok esetében a betegnek megfelelő mennyiségű, vagyis megfelelő vastagságú és szélességű csontra van szüksége, viszont ez nem mindig megoldható csonttömeg növelése nélkül [98]. Különböző műtői eljárásokat alkalmaznak a csonttömeg növelésére, ezek közé tartoznak a következők: onlay/inlay csontgraft (fogtömés) [99, 100], az irányított csontgenerációt (GBR) felszívódó vagy nem felszívódó membránokkal [101], csontképződést elősegítő anyagok bejuttatás [102], arcüreg növelése különböző eljárással [103, 104]. Ezek a beavatkozások eléggé bonyolult műtetet vonzanak

maguk után. Korábban ennek megoldására találták fel a szubperioszteális implantátumot, de akkoriban bonyolult műtéti úton tudták megoldani, ezért terjedt el a csavarimplantátum. A szubperioszteális implantátum olyan típusú implantátum, amelyet közvetlenül a csontra helyeznek el [105, 106]. Az implantátum csonkjára rögzített fogpótlást helyeznek [106, 107]. Ezt a fajta implantátumot először az 1940-es évek elején alkalmazták Svédországban [105, 108]. A szubperioszteális implantátumok különböző ötvözetekből készültek, például kobalt-krómból vagy titánból [107-109]. A csontfelszívódás esetében ezeket az implantátumokat alkalmazták, gyakran azonnal rögzített fogpótlással együtt [110, 111]. Ezeket az implantátumokat körülbelül 20 évig használták [112, 113], amíg fel nem váltotta az endoszteális implantátum [114]. Az orális implantológia óriási fejlődésen ment keresztül az elmúlt években a digitális technológiának köszönhetően, amelynek köszönhetően a tervezési fázis jóval könnyebbé vált [115]. Különböző technikák bevezetése a gyakorlatba, mint például a kúpsugaras számítógépes tomográfia (Cone Beam CT), rövidítése a CBCT [116-119], intraorális szkennerek [120], a számítógéppel segített tervezés, számítással segített gyártási szoftverek (CAD/CAM) [121], valamint az új anyagok és új gyártási technológiák megváltoztatása új irányokat nyitott az implantológia területén [122]. Ez a digitális fejlődés lehetőséget nyújtott arra, hogy egyénre szabott implantátumokat gyártsanak, amely tökéletesen illeszkedik a páciens anatómiájához, ilyen például a 3D nyomtatás, fémporok lézeres szinterezése [123], amely lehetővé teszi az egyedileg készített állcsont-protéziseket [124, 125], valamint implantátumok gyártását is [126, 127]. Ez a műtéti technika új megoldásokat kínál a súlyos csontsorvadásban, vagy betegségben szenvedő pácienseknek, mint például a csontritkulás, cukorbetegség, rheumatoid arthrititis, periodontitis. [128-130].

2.7. Fogászati implantátum gyártástechnológiái

Titán precíziós öntés folyamata

Az első titán öntvényeket 1954-ben gyártották az Egyesült Államokban [131]. Az 1950-es évek közepén bevezetett viaszkiolvasztásos fémöntési eljárás a titán uralkodó feldolgozási technológiájává nőtte ki magát [132]. A viaszkiolvasztásos fémöntési eljárásban a viaszmintát szerszámokban fröccsöntéssel állítják elő, majd kerámia bevonattal bevonják. A bevonatok elsődleges jellemzői az alacsony reakcióképesség és az olvadt titánnal való érintkezésből származó hőállóság ellenállóképessége. Minél reaktívabb a frontális terület, annál vastagabb felületi α -fázis réteg alakul ki. A beágyazó bevonatok egymás utáni rétegezését addig végzik,

amíg az öntőforma kellően erős és kemény nem lesz a további feldolgozáshoz. Minden kerámiaréteget meg kell szárítani és kondicionálni az ellenőrzött hőmérséklet és páratartalom mellett. Miután befejeződik a kerámia öntőforma kialakítása, a beágyazott viaszmintát kiolvasztják majd kiégetik [133]. Az öntési folyamat vákuumban zajlik, ahol olvadt titánt öntenek a kerámia beágyazóanyagba és az öntőformába. A kemencéből való kivétel után megszilárdult anyagot izosztatikus préselésre készítik elő. Az izosztatikus préselés (minden oldalról egyenletesen préselve) egy lehetséges megoldás az anyagok tömörítésére, ami gázatmoszférában történik [134]. Az izosztatikus eljárás célja a belső pórushibák kiküszöbölése [135]. Az öntényeket ezt követően ellenőrzik, hogy megállapítsák, hibásak-e. A hibák lehetnek felületi hibák vagy zárványok. A felületi hibákat csiszolással, polírozással távolítják el, a belső üregeket, zárványokat hegesztéssel javítják, melyet Argon védőgázban wolfram elektródás ívhegesztéssel valósítanak meg [136, 137].

Titán additív gyártástechnológiája

A 3D nyomtatás egy additív gyártási technológia, amely az 1980-as évek végén és az 1990-es évek elején jelent meg [138-140]. A 3D nyomtatás számos előnnyel rendelkezik a hagyományos technológiákhoz képest, például csökkenti a feldolgozási lépések számát, rugalmasságot és hatékony anyagfelhasználást. A rétegről rétegre történő felépítésnek köszönhetően a 3D nyomtatás nagy geometriai összetettségű alkatrészeket képes létrehozni. A folyamat során fellépő speciális körülmények azonban bizonyos problémákat is felvetnek [141]. Korábbi tanulmányok különböző folyamatparamétereket vizsgáltak meg a 3D nyomtatás során. Vizsgálták a rétegvastagság, a szkennelési távolság, a szkennelési stratégia, a lézerteljesítmény és pásztázási sebesség hatását a mikroszerkezetre, a mechanikai tulajdonságra [142-146], és más tulajdonságokra, mit például a sűrűsége és a felületminősége [147-150]. További kutatások a folyamatok optimalizálására és ellenőrzésére összpontosultak [151].

2.8. Mechanikai vizsgálatok

2.8.1. Strukturált, zárt és nyitott cellás habok mechanikai tulajdonságainak vizsgálata

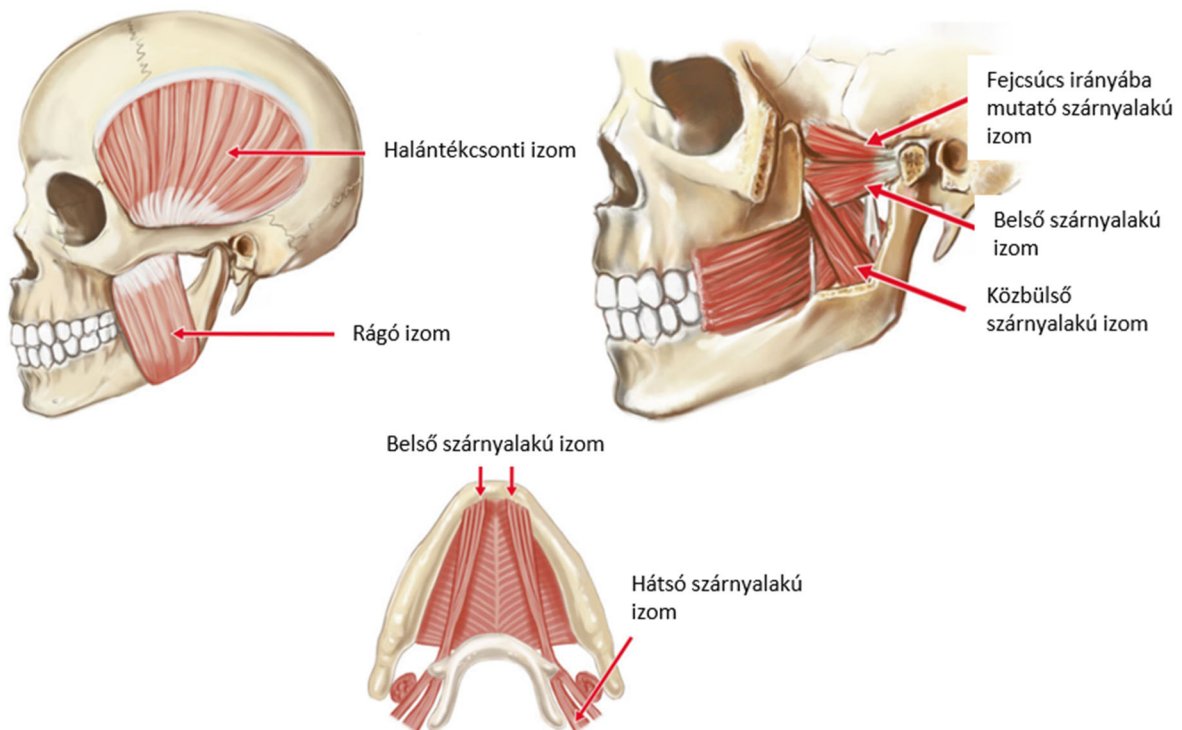
Becslések szerint az orvosbiológiai implantátumok 70-80% fémből készül. [152]. Az orvosbiológiai implantátumokat kemény szövetek vagy csontok helyettesítésére alkalmaznak,

melynek során a kereskedelemben kapható tiszta titánt, vagy titánötvözeteket használnak fel [153]. Az elmúlt évtizedben jelentős számú tervezési koncepciót javasoltak a csontszövet pótló struktúrák tervezésére, figyelembe véve a mechanikai tulajdonságokat, a biológiai funkcionalitást és a biokompatibilitást [154, 155]. Az utóbbi időben additív gyártástechnológiával állítanak elő mesterséges porózus, sejt alakú rácsszerkezeteket, mivel ezek jobban hasonlítanak a valódi csontszerkezetekre és mechanikai tulajdonságaik is kedvező irányba fejlődtek [156-158]. Az additív gyártástechnológiáknak számos előnye van a porózus szerkezetek előállításánál, mert így pontosabb és kiszámíthatóbb szerkezetek hozhatók létre a hagyományos gyártási folyamatokkal szemben [159-163]. A méréseket az additív gyártástechnológiával készített mintákon végezték, amelyeken a maximális feszültségeket, abszorpciós energiát és rugalmassági modulust mutatták be. Később a mechanikai tulajdonságokkal optimalizált rácsszerkezeteket az additív gyártástechnológiával előállított titán orvosbiológiai implantátumokhoz tervezték [164, 165]. A különböző pórusméretű trabekuláris és köbös topológiákat jellemezték és hasonlítottak össze egymással [166]. Schwartz primitív egységcellákból épített titán rácsszerkezetek áttekintését mutatta be különböző porozitási szintekkel [167-169]. A szerkezetet kivágott gömbök sokasága tette porózussá, így különböző, eltérő porozitású nyitott cellás szerkezeteket vizsgáltak [162]. A közelmúltban különböző tanulmányok foglalkoztak az additív gyártástechnológiával előállított, porózus szerkezetű, titánból készült fogászati [170, 171], csípő- [172, 173] implantátumokkal, azok elhelyezésével, az összeintegrációs folyamatával [174], valamint végelelemes analízissel [175]. Az additív gyártástechnológiákról szóló áttekintő cikkek külön fejezeteket [176] vagy részletes leírásokat [177] tartalmaznak a porózus implantátumokról. A porózus szerkezetek előnyeit manapság egyre több területen hangsúlyozzák, pl.: hőelvezetési problémákra való alkalmazás [178], csiszolókorongok [179], ínjavításra [180], ortopédia [181, 182].

2.8.2. Subperiostealis implantátumok mechanikai vizsgálata

Az emberi rágószerv egy több funkciót betöltő komplex anatómiai struktúra, amely csontokból, fogakból, izmokból, ínakkból és ízületekből tevődik össze. Az alsó állkapocs, azaz mandibula mozgásában több különböző izom vesz részt. A mandibula emeléséért, ezáltal a száj zárásáért a musculus masseter (rágóizom), a musculus temporalis (halántékizom), és a musculus pterygoidus laterális felelősek, melyek elhelyezkedése látható az 1. ábrán. Pontos funkciójukat

tekintve azonban minden izomnak, izomcsoportnak külön szerep is jut. A musculus masseter izom felelős még a mandibula ipszilaterális elmozdításáért, és részben a mandibula anteroposzterior irányú mozgásáért. A musculus temporalis egy elülső, egy középső, és egy hátsó izomkötegből tevődik össze, ezáltal legyezőszerű formát kölcsönözve az izomnak. Mindhárom izomrész eltérő irányítottságú erőt képes létrehozni. Az anterior izomköteg leginkább a fogak összeéréséig végzettmozgásokban vesz részt, míg a poszterior izomrészek leginkább a temporomandibuláris ízületi felszínek csatlakozásáért és a mandibula visszahúzásáért felelnek. A musculus pterygoideus medialis izom a mandibula le- és felfelé mozgása mellett főszerepet kap a mandibula előretolásában és kontralaterális mozgásában. A száj nyitásáért, és a nyelvcsontrágás közbeni emeléséért a musculus digastricus felelős [183].



1. ábra. A rágáshoz szükséges izmok

A rágás során használt izmok nemcsak az állkapocs mozgását, hanem a rágás során fellépő aszimmetrikus erőkkel szembeni stabilitást is biztosítják. A kapcsolódó ínak és szalagok csak passzívan vesznek részt a rágás folyamatában, mindössze a temporomandibuláris ízület határhelyzeteiben akadályozzák meg az állkapocs diszlokációját [184]. Magától értetődő, hogy az állkapocs az emberi test egyik legkomplexebb mozgásokra képes rendszere. Mozgásának dinamikai leírása sokkal összetettebb modellezést igényel, mint az ugyancsak jelentős orvostechikai súllyal bíró térd -vagy csípőízületé. Velük ellentétben a temporomandibuláris

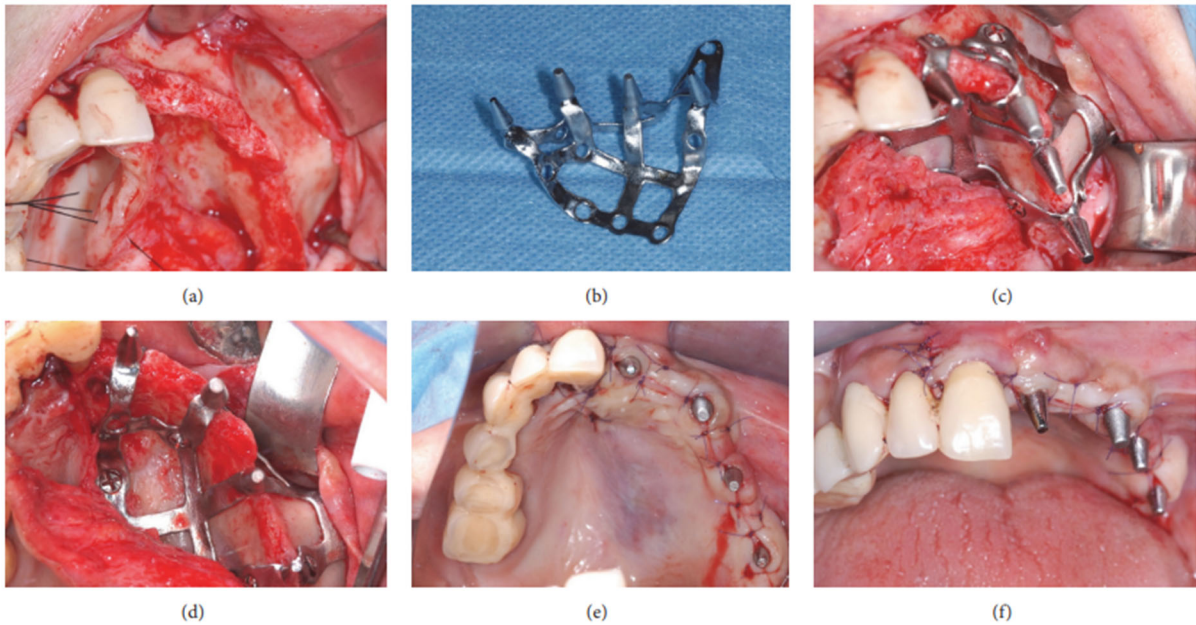
ízület egyszerű csuklóként vagy gömbcsuklóként történő modellezése a valós biológiai mozgások jelentős leegyszerűsítését jelenti. Ráadásul a temporomandibuláris ízfelszínek egymáshoz képest rágáskor nagyrészt szabadon mozognak, ami tovább bonyolítja a modellezést [184]. A rágás közben fellépő terhelőerők nagyságáról korábbi szakirodalomban találhatunk mérési eredményeket. Férfiak és nők átlagos harapási erejét Ahlgren és Öwall 45-136 N nagyságban határozta meg rágógumi rágása során felvett mérések során [185]. Különböző típusú ételeket vizsgálva az egy fogra eső maximális terhelőerők nagyságára Anusavice ad útmutatást: moláris régióban 830 N; premoláris régióban 445 N; szemfogaknál 334 N; metszőfogaknál 111 N eredményeket közöltek [186].

Rágófunkcióval rendelkező, emberi állkapocs mozgását imitáló tesztberendezések különböző felhasználási területeken jelenhetnek meg. A szakirodalomban ismertetnek ember-gép interakción alapuló robotokat, amelyek célja olyan páciensek rehabilitációja, akik a temporomandibuláris ízület, rágóizmok, vagy egyéb kapcsolódó szervek elégtelenségében szenvednek [187]. Alemzadeh és társai rágógumi rágást utánzó berendezést teszteltek az abban lévő gyógyszerhatóanyag-kioldódás vizsgálatára [188]. Fogászati implantátumokat és felépítmény rendszereket érintő orvostechikai gyakorlatban is jelentős szerep jut a rágás során fellépő terhelések modellezésére. Ide tartozik csavarimplantátumok és komplex geometriájú szubperioszteális implantátumok tesztelése, továbbá koronák, hidak kopásvizsgálata is [189]. Raabe és társai a teljes fogazat, illetve koronák és hidak kopásvizsgálatához egy hat prizmatikus aktuátorból álló Stewart platform elrendezésű vizsgálóberendezést állítottak össze, amely működtetését erő -és pozícióvezérléssel oldották meg [190]. Jelenleg nincs olyan szabvány, amely szubperioszteális implantátumok mechanikai teljesítőképességének vizsgálatát tartalmazza. Jelenleg szubperioszteális implantátumok mechanikai terhelésvizsgálatát egyedi mérőberendezésekkel vagy végeselemes (VEM) szimulációval végzik. Negrini LPBF (Laser Powder Bed Fusion) additív gyártástechnológiával előállított Ti-6Al-4V ELI alapanyagú szubperioszteális implantátumok végeselemes és egyedi mérőberendezéses vizsgálatát végezte. A kutatás során a végeselemes modellezés során kapott eredményeket validálta valós mechanikai vizsgálatok eredményeivel. A mechanikai vizsgálati tesztberendezés ugyanakkor az anatómiai terheléseket rendkívüli módon leegyszerűsítette. A szubperioszteális implantátum csontra illeszkedő felületét anatómiailag pontos additív technológiával előállított polimer blokkra helyezte, míg a felépítmény terhelését egy egyszerű nyomóbélyeggel oldotta meg, amely a függőleges tengely mentén volt képes elmozdulni. A szubperioszteális implantátum felépítmény elemeinek terhelése helyett pedig annak abutmentjeit terhelte, amelyek a jobb terheléelosztás érdekében külön gömbfej végződéssel rendelkeztek [191]. Szubperioszteális

implantátumok VEM-es vizsgálatáról több szakirodalmi tanulmány született. Ezen számítógépes szimulációk során jellemzően függőleges vagy ferde hatásvonalú erőkkel terhelnek implantátumokat statikus módon [192, 193]. A szoftveres környezetben végzett végeselemes vizsgálatok validálhatók mesterséges anyagokat (pl. műcsontot) felhasználó mechanikai tesztekkel, in vivo kísérletekkel vagy akár másodlagos klinikai adatokkal. Ugyanakkor a szakirodalomban rendkívül ritka a fogászati implantátumokat érintő végeselemes modellezés ilyesféle validációja. Chang és társai 2018 előtti szakirodalmi áttekintésükben összesen 47 olyan tanulmányt találtak, ahol fogászati implantátumokon végzett végeselemes modellezések eredményeit valamilyen validációnak vetették alá. Ez kevesebb mint 10%-a volt az összes vizsgált VEM-es tanulmánynak. Ezek közül pedig egy tanulmány sem érintett szubperiosteális implantátumokat [194]. Azon tanulmányok között továbbá, ahol összehasonlították a végeselemes modell eredményeit valós mechanikai vizsgálatokkal, ugyancsak kimutatták a végeselemes modellezés pontatlanságait. Cepic és társai például csavarimplantátumokkal rögzített fogpótlások esetén vizsgálták a csont-csavarimplantátum-felépítmény terhelés hatására történő elmozdulását végeselemes szimulációval, amit kadáver tesztekkel validáltak. Bár a számítógépes modellezés trendszerűen összhangban állt a valós mérésekkel, az implantátum összeállítás merevségét rendre felülbecsülte [195].

2.9. Subperiosteális implantátumok élettartama

Cerea és munkatársai öt darab különböző implantológia központban végeztek retrospektív analízist, mintegy 70 páciensen és két évig követték nyomon őket. A páciensek annyiban egyeztek meg, hogy mindegyik 60 év fölött volt és a beültetett implantátumokat egyénre szabottan DMLS (Direct Metal Laser Sintering) additív gyártástechnológiával készítették el nekik. A DICOM fájlok felhasználásával tervezték meg az egyénre szabott implantátumokat, melyet a CBCT felvételtől nyertek ki. A kinyomtatott titán implantátumokat elektropolírozásnak vetették alá a sterilizálást megelőzően. Az implantátumot a csontszövethez minicsavarokkal rögzítették, az elkészített és beültetett implantátum látható a 2. ábrán. Beültetést után nyomonkövetés következett, ami kitért az implantátumokkal kapcsolatos komplikációk előfordulási arányára, valamint az implantátumok túlélési rátájára. A kétéves nyomonkövetést követően arra jutottak, hogy az implantátumoknak 95,8%-os a túlélési rátája, tehát az implantátumok megfelelő túlélési rátával rendelkeztek és kevés komplikáció lépett fel [196].



2. ábra. Beültetett implantátum. (a) maradék csont anatómiája; (b) az egyedi DMLS titán implantátum; (c) implantátum felhelyezése; (d) implantátum stabilizálása minicsavarokkal (e) varratok, okkluzális nézet (f) varratok előlnézet [196]

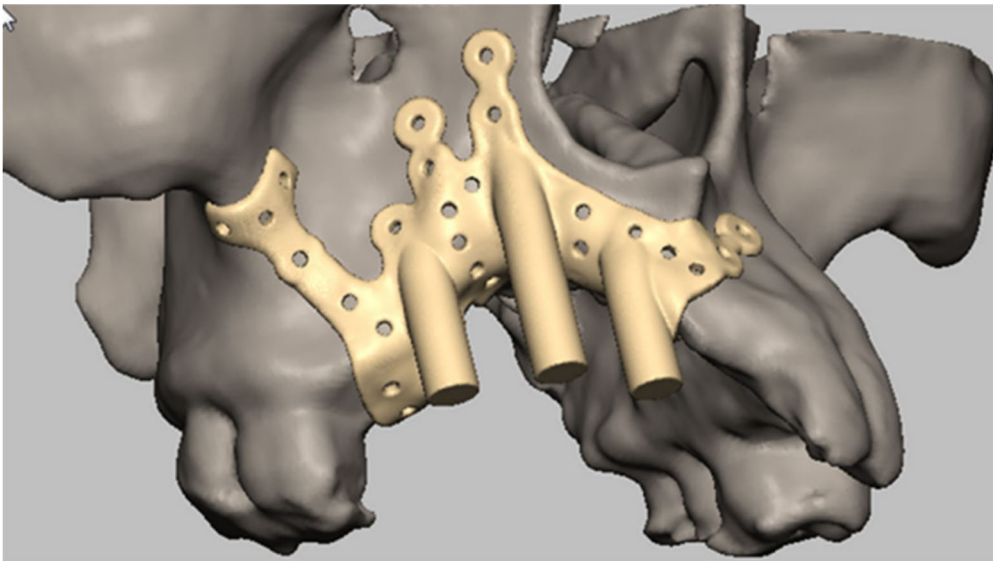
A nyomkövetést követően összegezték a fellépő komplikációkat, három esetben visszatérő fertőzés történt, melynek hatására az implantátumot el kellett távolítani, mivel nem reagáltak a kezelésre. Egy páciens esetében történt visszatérő biológiai komplikációról és négy páciens esetében történt protetikai felépítménnyel kapcsolatos komplikáció, ezeket a 4. táblázat foglalja össze [196].

4. táblázat. Nem kívánatos események

Nem	Életkor	Komplikáció	Komplikáció fellépése	Kezelési mód
Férfi	66	Visszatérő, kezelésre nem reagáló fertőzés	12 hónap	Implantátum eltávolítása
Férfi	63	Visszatérő, kezelésre nem reagáló fertőzés	14 hónap	Implantátum eltávolítása
Nő	79	Visszatérő, kezelésre nem reagáló fertőzés	8 hónap	Implantátum eltávolítása
Nő	71	Posztoperatív fájdalom, kellemetlenség, duzzanat Akril ideiglenes pótlás törése	1 hét 2 hónap	Antibiotikum terápia és fájdalomcsillapítók Új ideiglenes pótlás felhelyezése
Nő	72	Posztoperatív fájdalom, kellemetlenség, duzzanat	1 hét	Antibiotikum terápia és fájdalomcsillapítók
Férfi	69	Posztoperatív fájdalom, kellemetlenség, duzzanat	1 hét	Antibiotikum terápia és fájdalomcsillapítók
Férfi	67	Posztoperatív fájdalom, kellemetlenség, duzzanat	2 hét	Antibiotikum terápia és fájdalomcsillapítók
Nő	64	Visszatérő fertőzések Akril ideiglenes pótlás törése Végleges kerámia pótlás letöredezése	20 hónap 2 hónap 7 hónap	Antibiotikus terápia és professzionális szájhygiéniai kezelések Új ideiglenes pótlás felhelyezése A végleges pótlás polírozása
Férfi	71	Akril ideiglenes pótlás törése	3 hónap	Végleges pótlás felhelyezése
Nő	64	Akril ideiglenes pótlás törése Végleges kerámia pótlás letöredezése	1 hónap 16 hónap	Új ideiglenes pótlás felhelyezése Új végleges pótlás felhelyezése

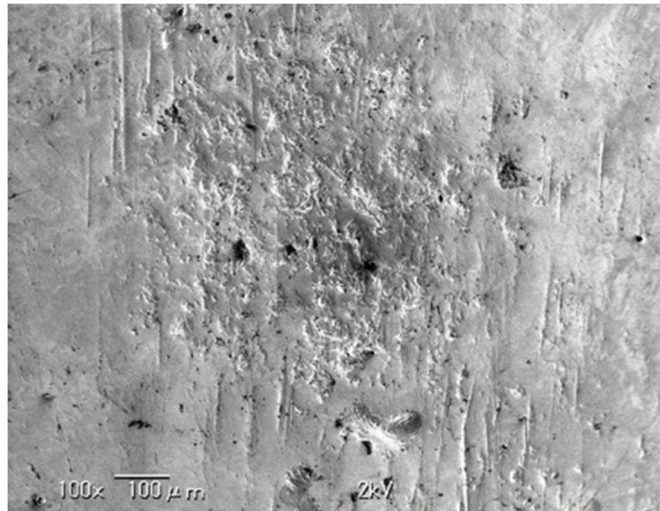
Gellrich és munkatársai Ti-6Al-4V alapanyagból SLM (Selective Laser Melting) additív gyártástechnológiával gyártottak, mandibularis és maxillaris régiókra tervezett

implantátumokat ültettek be, itt is CBCT felvétel alapján tervezték meg az egyénre szabott implantátumokat, mely látható a 3. ábrán [197].



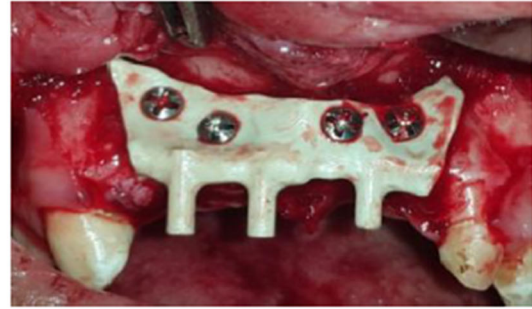
3. ábra: Poszt-traumás jobb felső állcsont rekonstrukció, melyet az arc középső támpilléréihez és az orr alatti területre való rögzítésre tervezték, több csavarlyuk lehetővé a több rögzítést, az oszlopok bármilyen geometriára módosíthatók [197]

Nem kívánatos hatások a subperiostealis implantátumokkal szemben a szakirodalmak szerint a következők: fertőzés, fisztulák kialakulása, implantátumszerkezet csonkjának kiállását az ínyből. Egy esettanulmány foglalkozott azzal, hogy egy 74 éves férfi páciensnek pikkelysejtes karcinóma alakult ki, miután 20 évig volt beültetve az implantátum. Azt feltételezték, hogy a beültetett implantátum által okozott krónikus mechanikai irritáció, peri-implantitis fizika, illetve biológiai összetevőként kiváltói lehetnek a szájüregi ráknak. A páciens implantátuma, vázszerkezete szabad szemmel láthatóvá vált. Az implantátumot eltávolították és kemoterápiát alkalmaztak nála. Az implantátumot abban az időben ötvözetlen titánból készítették, melyet a környező szövetekből nem mutattak ki, viszont az eltávolított implantátumon mikro repedéseket és lyuk korróziót állapítottak meg a vizsgálatok során, ott, ahol az implantátum a karcinómával érintkezett, mely látható a 4. ábrán [199].



4. ábra. Implantátum karcinómával érintkező részének felületi hibája [199]

Vizsgálatot végeztek 10 páciensen, ahol súlyosan atrópiás anterior maxillaris területre ültettek be titán ötvözetet (Ti-6Al-4V) és pliéteréterketon (PEEK) szubperiosteális implantátumot, ahol fele ilyen, fele olyan implantátumot kapott. Egy-egy beültetett implantátum látható az 5. ábrán. Olyan pácienseket választottak ki, akiknek nem lehet a hagyományos, csavarimplantátumot beültetni kevés csonttömeg miatt. Mindenki minimum háromszoros és maximum hatszoros anterior maxillaris foghiánnyal kellett, hogy rendelkezzenek. A páciensek esetében az implantátum tervezésének kiindulását a CT felvételekből nyert DICOM fájl biztosította. Minkét alapanyagú implantátumot EBM (Electron Beam Melting) additív gyártástechnológiával gyártották. A rögzítőcsavarokat kétlépcsős kémiai maratásnak vetették alá az osseointegráció elősegítése miatt. A beültetést követően 12 hónapig végeztek nyomonkövetést és rögzítettek minden nem kívánatos eseményt, beleértve a következőket: a röntgen alatt látszó csontvesztést, fertőzést, implantátum elmozdulást, felépítmény törést, és a beültetett implantátum szövetek alóli kilógását. Egy páciensnél történt meg, hogy a műtéti sebe felnyílt, de ezen kívül nem történt semmi nemkívánatos esemény. 12 hónap végére az összes páciens esetében stabilan rögzült az implantátum, nem történt fertőzés és implantátum törés [200].



5. ábra. Titán (bal) és PEEK (jobb) szubperiosteális implantátumok beültetése [200].

3. Kutatási célok

Ti-6Al-4V titán ötvözetből előállított fogászati implantátumok témájában terveztem és végeztem a PhD kutatást. A szakirodalom elemzése során egyértelmű volt, hogy a ma már széles körben alkalmazott implantátum anyag és technológia igen fejlett, azonban sok probléma és további fejlesztési lehetőség merül fel az alkalmazások során. Két kutatóhelyen találtam meg a lehetőségeket saját elméleti és kísérleti kutatásomhoz, ezeken a munkahelyeken dolgoztam párhuzamosan:

- Dent-Art-Technik Fogtechnikai Kft., Győr,
- Széchenyi István Egyetem Anyagtudományi és Technológiai tanszék

Mindkét helyen hagyományai vannak az innovatív kutatásnak a legújabb 3D technikák területén, elsősorban 3D tervezés, modellezés és szimulációk, valamint fém 3D nyomtatás területén. Figyelembe véve a szakirodalom fejlődését, a felmerülő problémákat, az elérhető elméleti és kísérleti kutatási lehetőségeket, valamint a saját habitust, alkalmas kutatási célokat tűztem ki PhD munkám számára. A célok (és kidolgozások) elméleti alapkutatástól kezdve a fogtechnikában alkalmazott kutatásig terjednek, mindegyik a legkorszerűbb 3D technikai módszertanra épül:

- Mechanikai szempontból optimális, porózus mikroszerkezet meghatározása 3D modellezés és mechanikai végelem szimulációs módszerrel. Az eredmények validálása kísérleti úton a szerkezetek fém 3D nyomtatásával, computer tomográf alapú 3D szerkezeti rekonstrukcióval, és mechanikai vizsgálatokkal.
- Mechanikai szempontból optimális, egyedi fogászati implantátumok tervezése, a kedvező szerkezet meghatározása mechanikai végelem szimulációs módszerrel.
- Egyedi, új kísérleti eszköz tervezése és építése egyedi fogászati implantátumok mechanikai tesztelésére. A mechanikai feszültségi állapotok megoszlásának meghatározása a fogászati alap és felépítmény részeken. Eredmények összevetése az elméleti számításokkal.

4. Nyitott cellás porózus titán minták mikroszerkezete és mechanikai tulajdonságai

A háromdimenziós nyomtatási technológia lehetővé teszi a nyitott cellás porózus szerkezetek előállítását. Ennek vannak előnyei, de nem csak súlycsökkentés szempontjából. Az implantátum struktúrájában javul az oszeintegrációs folyamat, jobb mechanikai integráció épül ki, mivel a nyitott cellás porózus struktúrák a csontszövetet utánzó trabekuláris szerkezetre emlékeztetnek. Lehetőséget teremt továbbá az implantátumok új felületi kezeléseire, (pl. őssejtes, vagy gyógyszeres kezeléseire), mivel a felületre helyezett szereket a pórusok segítenek megtartani, tárolni. Implantátumváz biológiai vagy gyógyszeres felületkezelési kutatások a legutolsó években indultak meg, ezen biotechnológiai, gyógyszerész és orvosbiológiai területek ma kiemelten támogatott területek az Európai Unióban.

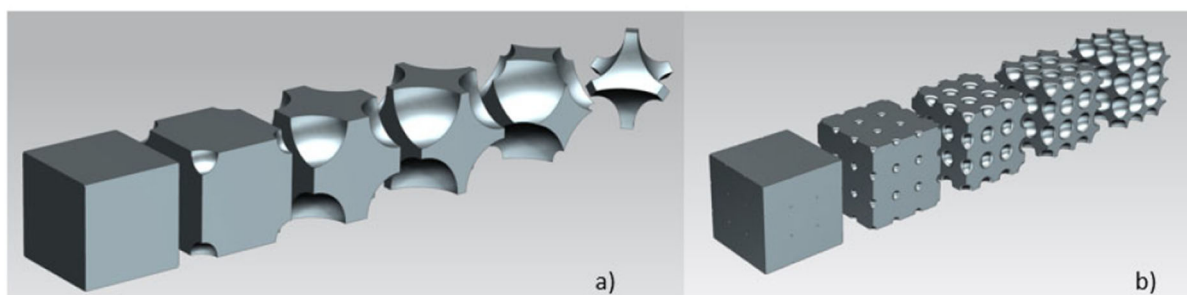
A vizsgálataim során a négy legismertebb kristályrács alapján kialakított cellás szerkezetekkel foglalkoztam. A szilárdsági vizsgálatokat végeelem analízis segítségével valósítottam meg. A testmodellekben alkalmazott kristályrácsok megfelelnek az egyszerű köbös, lapközepes köbös, térközepes köbös, valamint gyémántrács szerkezeti felépítésének. Végeelem szimuláció segítségével kimutattam, hogy a strukturált szerkezeteknél a nyitott cellás és zártcellás szerkezetek esetében a porozitás szerint számottevően eltérő feszültségek adódnak az anyagszerkezetekben. A kutatásom célja, egy olyan implantátum rendszer létrehozása, amely elősegíti az oszeintegráció folyamatát. Az általam vizsgált szerkezetek csontszövetet utánzó, trabekuláris szerkezetre hasonlítanak. A végeelem szimulációk eredményeit összehasonlítva a legjobb megoldást nyújtó strukturált szerkezeten mechanikai vizsgálatokat, CT rekonstrukciót végeztem. A leggyakoribb köbös kristályszerkezeteket – egyszerű köbös, térközepes köbös, lapközepes köbös és gyémánt kristályszerkezet – alapul véve terveztem meg a vizsgálati mintáinkat. A kristályszerkezet elemi cellájából úgy képeztem 3D modellt, hogy a rácspontokban lévő atomok helyén gömböket vágtam ki a tömör egységnyi kockából. A gömbök sugarát fokozatosan növeltem, azaz a szerkezet térkitöltését, tömegét csökkentettem. A fokozatos tömegcsökkentés során minden egyes lépés után mechanikai végeelem szimulációt futtattam. Meghatároztam, hogy a térkitöltés (tömeg) csökkentésével a szerkezet milyen mértékben veszít a teherbíró képességéből, jelen esetben a nyomószilárdságból. Vizsgáltam továbbá a 3D nyomtatásra való alkalmasságát is.

4.1. Vizsgált modellek bemutatása

Vizsgálataim során először 20x20x20 mm-es kockákból alakítottam ki a vizsgálandó modelljeimet, majd 27 darab ilyen kiskockából álló együttest hoztam létre, melyek így 60x60x60x mm-es lettek.

4.1.1. Egyszerű köbös struktúra

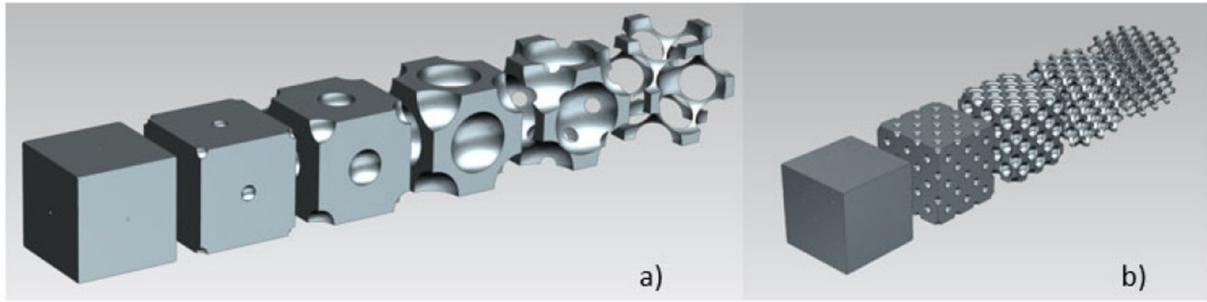
Az egyszerű köbös szerkezetnél a kivágott gömbök a kocka sarokpontjaiban helyezkednek el. A 6.a ábra mutatja az egycellás, egyszerű köbös struktúra térfogatcsökkentését, a 6.b ábra pedig az egyszerű köbös cellaszerkezet kialakítását többcellás testmodellben. A térfogatcsökkentést a gömbök nagyságának növelésével értem el, az átmérőket minden lépésben 0,1 mm-el növeltem. Az ábrán is látható, hogy ez a struktúra zárt cellás szerkezet marad ez miatt nem érhető el nagy térfogatcsökkentés, valamint a 3D nyomtatásra való alkalmasság is kérdéses.



6. ábra. a) Egyszerű köbös szerkezet elemi cellájának térfogatcsökkentése b) egyszerű köbös cellaszerkezet kialakítása többcellás modellben

4.1.2. Lapközepes köbös struktúra

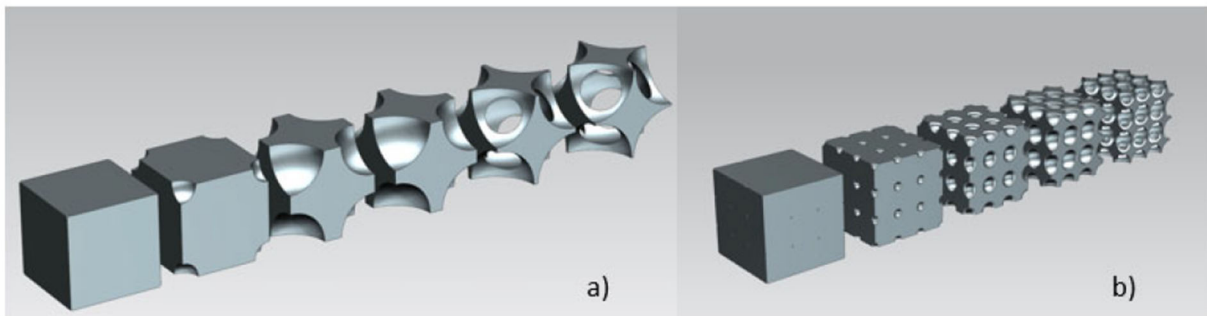
A lapközepes köbös szerkezetnél a kivágott gömbök a kocka sarokpontjában és az oldallapok középpontjában helyezkednek el. A 7.a ábra mutatja az egycellás, lapközepes köbös struktúra térfogatcsökkentését, a 7.b ábra pedig a lapközepes köbös cellaszerkezet kialakítását a többcellás modellben. A térfogatcsökkentést a gömbök nagyságának növelésével értem el, az átmérőket 0,1 mm-el növeltem. Az ábrán is látható, hogy ez a struktúra zárt cellás szerkezetből nyílt cellás szerkezetté alakul át, ezáltal pedig nagy térfogatcsökkentés érhető el.



7. ábra. a) Lapközepes köbös szerkezet elemi cellájának térfogatcsökkentése b) lapközepes köbös cellaszerkezet kialakítása többcellás modellben

4.1.3. Térközepes köbös struktúra

A térközepes köbös szerkezetnél a kivágott gömbök a kocka sarokpontjában és a kocka középpontjában helyezkednek el. A 8.a ábra az egycellás struktúra térfogatcsökkentését, a 8.b ábra pedig a többcellás szerkezet kialakítását mutatja. A térfogatcsökkentést a gömbök nagyságának növelésével értem el, az átmérőket 0,1 mm-el növeltem. A lapközepes köbös esethez hasonlóan itt is elmondható, hogy a struktúra zárt cellás szerkezetből nyílt cellás szerkezetté alakul át, ezáltal pedig nagy térfogatcsökkentés érhető el.

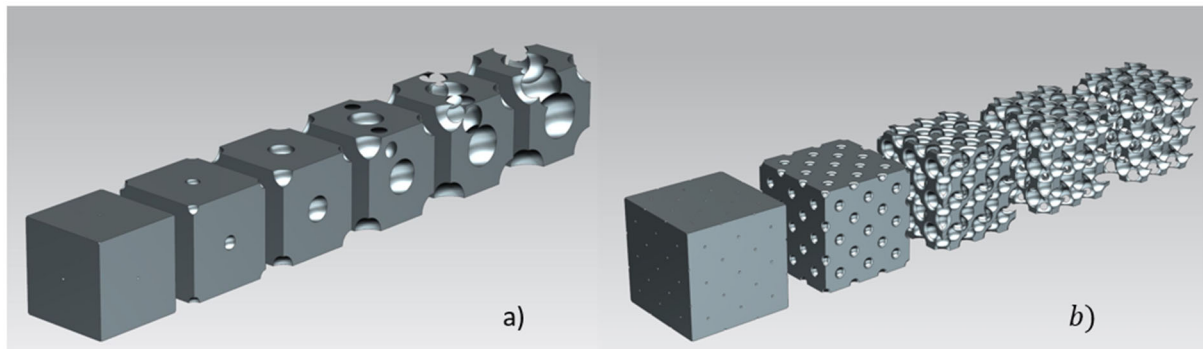


8. ábra. a) Térközepes köbös szerkezet elemi cellájának térfogatcsökkentése b) térközepes köbös cellaszerkezet kialakítása többcellás modellben

4.1.4. Gyémántrácsos struktúra

A gyémántrácsnál a kivágott gömbök a kocka sarokpontjában és a kocka oldallapjainak középpontjában, valamint a kocka változó térszöglet közepén helyezkednek el. A 9.a ábra az egycellás, gyémántrácsos struktúra térfogatcsökkentését, a 9.b ábra pedig a többcellás szerkezet kialakítását mutatja. A térfogatcsökkentést a gömbök nagyságának növelésével értem el, az átmérőket 0,1 mm-el növeltem. Az előző két esethez hasonlóan elmondható, hogy a

struktúra zárt cellás szerkezetből nyílt cellás szerkezetté alakul át, ezáltal pedig nagy térfogatcsökkentés érhető el.



9. ábra. Gyémántrácsos szerkezet térfogatcsökkentés lépései, b: gyémántrács alapú cellaszerkezet kialakítása a testmodellben

4.2. A vizsgált modelleken való elemzés eredményének bemutatása

Ansyst szoftvert alkalmaztam a végelem szimulációk elvégzéséhez. A fent bemutatott strukturált szerkezeteknél az egységnyi cellás kivitelek esetében a kiinduló test mérete minden esetben egy 20x20x20 mm-es kocka volt, a többcellás modellek esetében pedig 60x60x60 mm-es kockák voltak, amiket 3x3x3, azaz 27 egységnyi cellából építettem fel. A térfogatcsökkentést minden esetben a kivágott gömbök sugarának méretnövelésével értem el, minden esetben az átmérőket 0,1 mm-el növeltem, amíg a szerkezet kialakítása engedte. A megfogásokat következő módon határoztam meg, a kocka alsó felszínén súrlódás mentes megtámasztást alkalmaztam, az egycellás szerkezeteknél az erő nagysága 500 N volt, míg a testmodelleknél az erőt a terhelt felület növekedésével (9 cella felső lapja) arányosan növeltem, így 4500 N-os erőnagysággal számoltam. A többcellás szerkezeteknél a mechanikai feszültségeket az egész, 27 kockából álló testben és a test közepén elhelyezkedő kockánál is vizsgáltam. Így az egycellás, különálló modell viselkedését össze tudtam hasonlítani azzal az esettel, amikor a vizsgált cella folytonos térfogatban (minden oldalról szomszédos cellákkal körülvéve) helyezkedik el. A testben ébredő egyenértékű feszültség értékét mértem a számításunk során, mely megegyezik a maximális feszültség értékkel, melyek eltérő helyen keletkeznek a testmodellben, a kialakítástól függően. A szimulációk során alkalmazott anyagmodell a „sample data representative of Ti-6Al-4V, Additive Manufacturing Materials”-t alkalmaztam és ennek megfelelően a szoftver izotróp anyagmodellt használt fel a futtatások során.

4.2.1. Egyszerű köbös modellek eredményei

Az egyszerű köbös modelleknél az egycellás és többcellás szerkezeteknél is 199 szimulációt végeztem, a legkisebb kivett gömb átmérője 0,1 mm, míg a legnagyobb kivett gömb átmérője 19,9 mm. A végelem háló solid186-os másodrendű tetra elemekből épül fel, az egycellás szerkezetnél az átlagos csomópontszám: 22354, az elemszám: 15314, a többcellás szerkezetnél az átlagos csomópontszám: 131388, az elemszám: 91768.

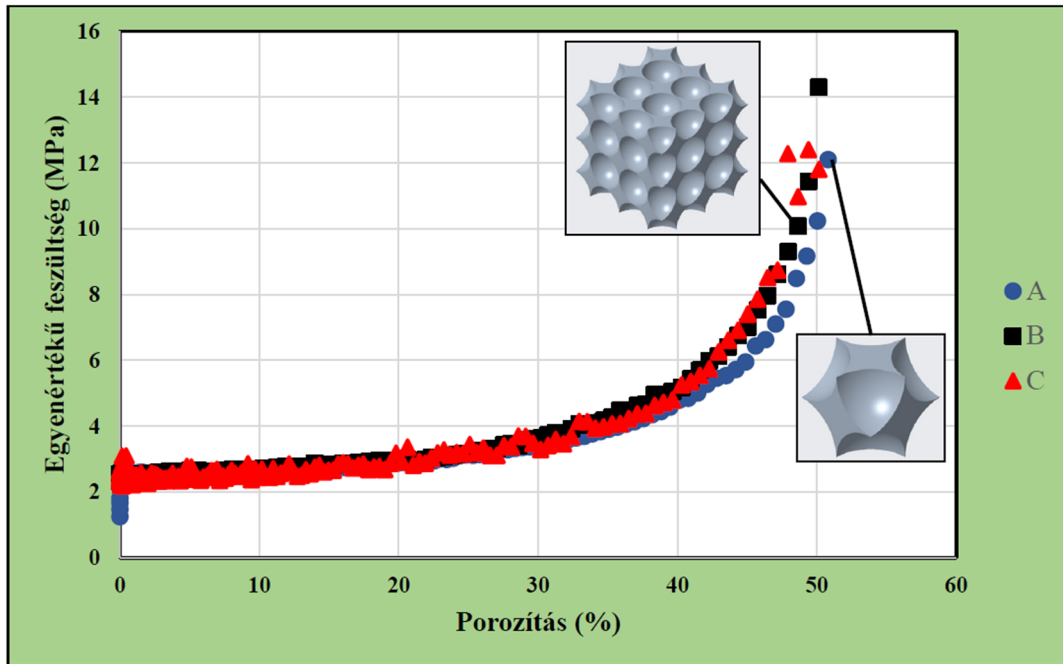
A 10. ábrán látható az egycellás és a többcellás modellekben ébredő egyenértékű feszültségek összehasonlítása.

A diagramban alkalmazott jelölések a következők:

- „A” jelölést alkalmaztam az egycellás modellben ébredő egyenértékű feszültségre a porozitás függvényében,
- „B” jelölés mutatja a többcellás testben ébredő egyenértékű feszültség értékei a porozitás függvényében,
- „C” jelöléssel pedig a többcellás modell belső cellájában ébredő egyenértékű feszültség értékeit a porozitás függvényében.

A porozitás értékét a gömbökkel kimetszett össztérfogatnak a kiinduló, tömör testmodell térfogatához viszonyított százalékában adom meg.

Az ábrán látható, hogy csupán 51 %-os porozitás értékig lehetett vizsgálatokat végezni. A porozitást a kivágott térfogat és a tömör térfogat arányában értem. Ha a kivágott gömbök méretét tovább növeljük, a modell darabokra esik szét, nem marad összefüggő a modell. A 3 eset (A, B, C) között szinte alig van különbség, nagyon minimális eltérés mutatkozik. Ennél a kialakításnál a struktúra végig zárt cellás szerkezetű maradt.



10. ábra. Egyszerű köbös egycellás és többcellás testben ébredő egyenértékű feszültség a porozitás függvényében

4.2.2. Lapközepes köbös modellek eredményei

A lapközepes köbös esetben az egycellás és többcellás szerkezeteknél is 155 szimulációt végeztem, a legkisebb kivett gömb átmérője 0,1 mm, míg a legnagyobb kivett gömb átmérője 15,5 mm volt. A végelem háló solid186-os másodrendű tetra elemekből épül fel, az egycellás szerkezetnél az átlagos csomópontszám: 38698, az elemszám: 21752, a többcellás szerkezetnél az átlagos csomópontszám: 408911, az elemszám: 234271.

A 11. ábrán látható az egycellás és a többcellás modellben ébredő egyenértékű feszültségek összehasonlítása. Diagramban alkalmazott jelölések megegyeznek az előző esetnél definiált esetekkel:

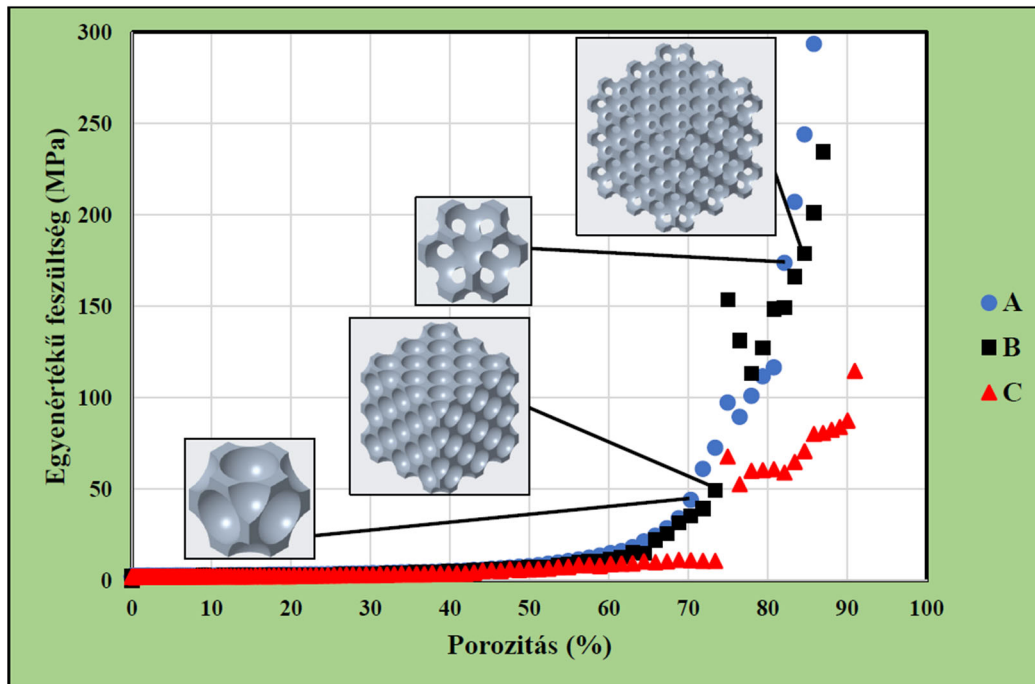
„A” jelölést vonatkozik az egycellás modellben ébredő egyenértékű feszültségre,

„B” jelölés mutatja a többcellás testben ébredő egyenértékű feszültség értékeit,

”C” jelöléssel pedig a többcellás modell belső cellájában ébredő egyenértékű feszültség értékeit mutatom.

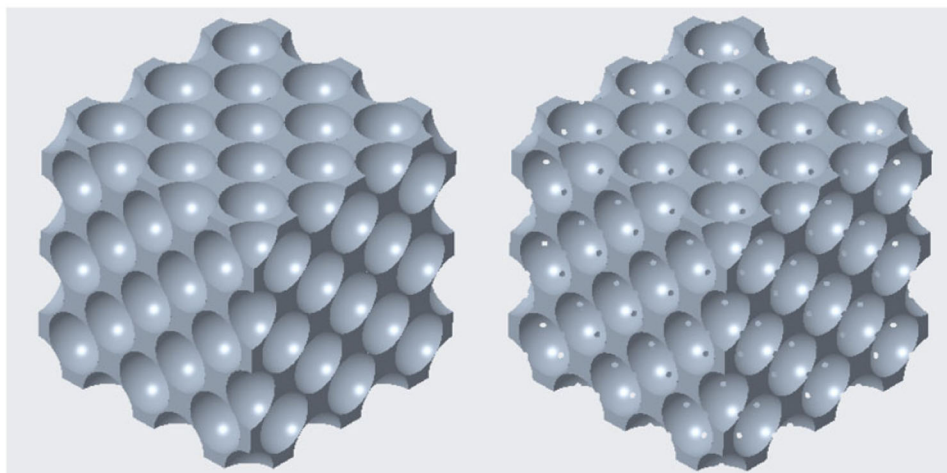
Az ábrán látható, hogy mindhárom esetben körülbelül 73 %-os porozitás érték mellett válik zárt cellás szerkezetűből nyíltcellás szerkezetűvé, és a nyitott cellás modelleknél az egyenértékű feszültségi értékek növekedése felgyorsul. Az ábrán észrevehető, hogy a többcellás modell belső cellájában ébredő feszültség értékei jóval alacsonyabb értékek ébrednek, mint a másik két variációban. Ez a szerkezet felépítése miatt adódik így. A modellek oldallapjain keletkezik

nagyobb feszültség érték. A lapközepes köbös modellek esetében elérhető nagy porozitás, még 80 %-os porozitási szint mellett is elfogadható feszültség keletkezik.



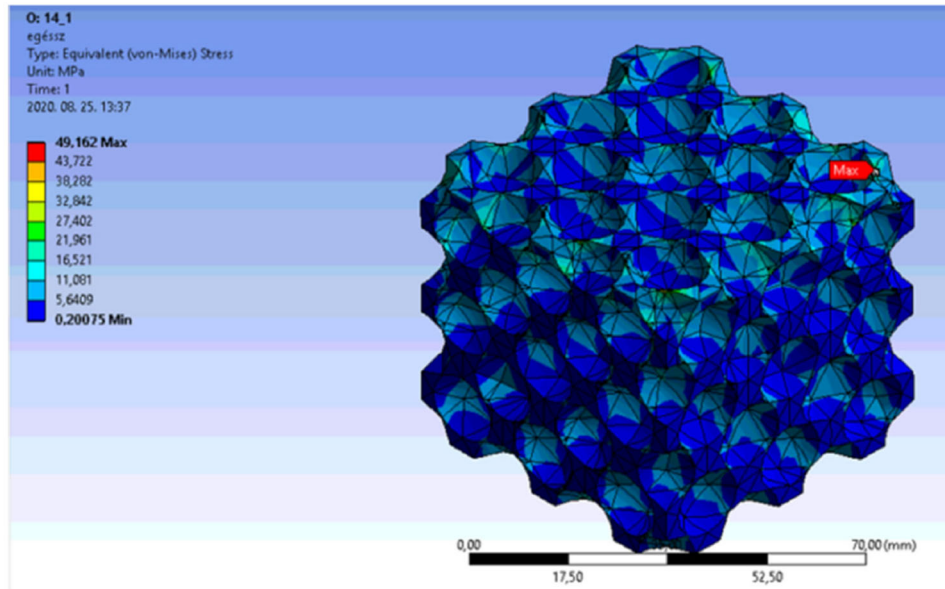
11. ábra. Lapközepes köbös egycellás és többcellás testben ébredő egyenértékű feszültség a porozitás függvényében

A lapközepes köbös egycellás és többcellás testben ébredő egyenértékű feszültség értékek láthatóan körülbelül 73 %-os porozitást követően a feszültségértékek növekedést mutatnak, ez azért történik, mivel a zárt szerkezetű cellaszereket nyitottá válik. Még zárt cellás a szerkezet esetében a kivett gömb átmérője 14,1 mm, a 14,2 mm-es gömbátmérő esetében pedig már a cellaszervezet nyitott, ezek 3D-s modelljei láthatók a 12. ábrán:



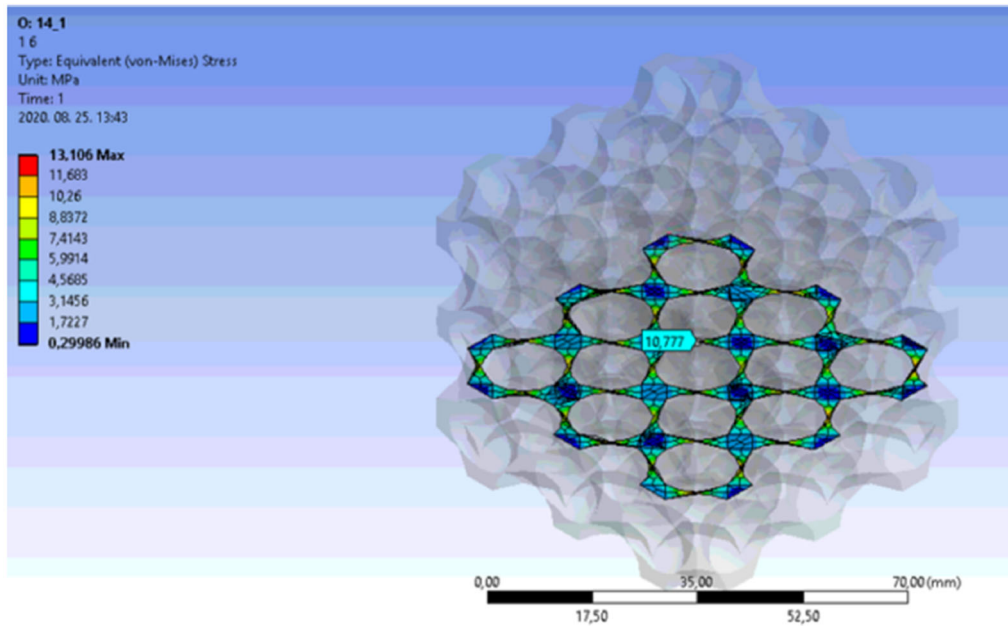
12. ábra. A lapközepes köbös elrendezésű zárt és nyitott cellás szerkezet felépítése

A fent kiemelt gömbnagyságoknál bemutatjuk a végelem eredményeket. Az \varnothing 14,1 mm-es átmérőjű gömbök kivételével létrehozott formánál a porozitás értéke 73 %, melynek az egész testben ébredő egyenértékű feszültség eloszlása látható a 13. ábrán.



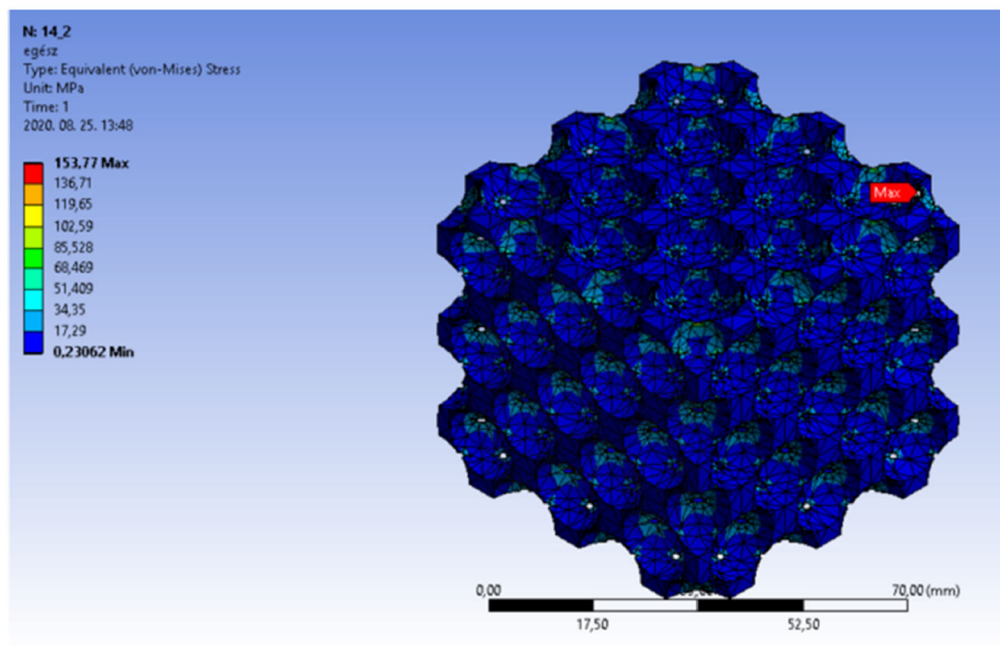
13. ábra. Lapközepes köbös cellaszerkezeti forma 73 %-os porozitási értéknél az egész testben ébredő egyenértékű feszültség eloszlása

A 73 %-os porozitási értéknél keletkező cellaszerkezeti formánál a belső kiskocka területén keletkező legnagyobb feszültség bemutatása az adott síkon, a belső területre vonatkozó legnagyobb értéket kiemeltem a 14. ábrán.



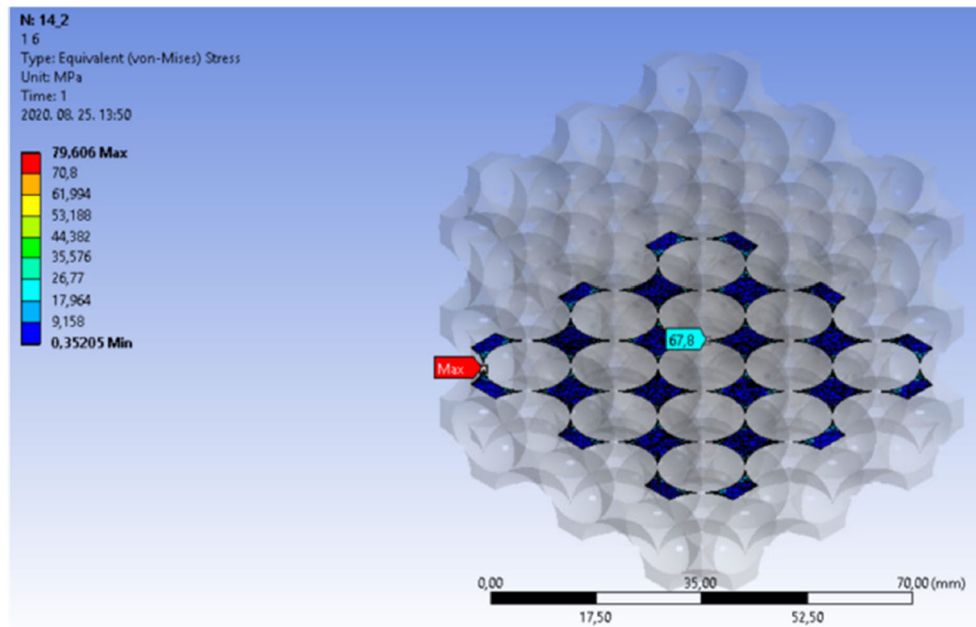
14. ábra. Lapközepes köbös cellaszerkezeti forma 73 %-os porozitási értéknél a test belső területén ébredő egyenértékű feszültség eloszlása

A \emptyset 14,2 mm-es átmérőjű gömbök kivételével létrehozott formánál a porozitás értéke 75 %, melynek az egész testben ébredő egyenértékű feszültség eloszlása látható a 15. ábrán.



15. ábra. Lapközepes köbös cellaszerkezeti forma 47,94 %-os porozitási értéknél az egész testben ébredő egyenértékű feszültség eloszlása

A 75 %-os porozitási értéknél keletkező cellaszerkezeti formánál a belső kiskocka területén keletkező legnagyobb feszültség bemutatása az adott síkon, a belső területre vonatkozó legnagyobb értéket kiemeltem a 16. ábrán.



16. ábra. Lapközepes köbös cellaszerkezeti forma 74,94 %-os porozitási értéknél a test belső területén ébredő egyenértékű feszültség eloszlása

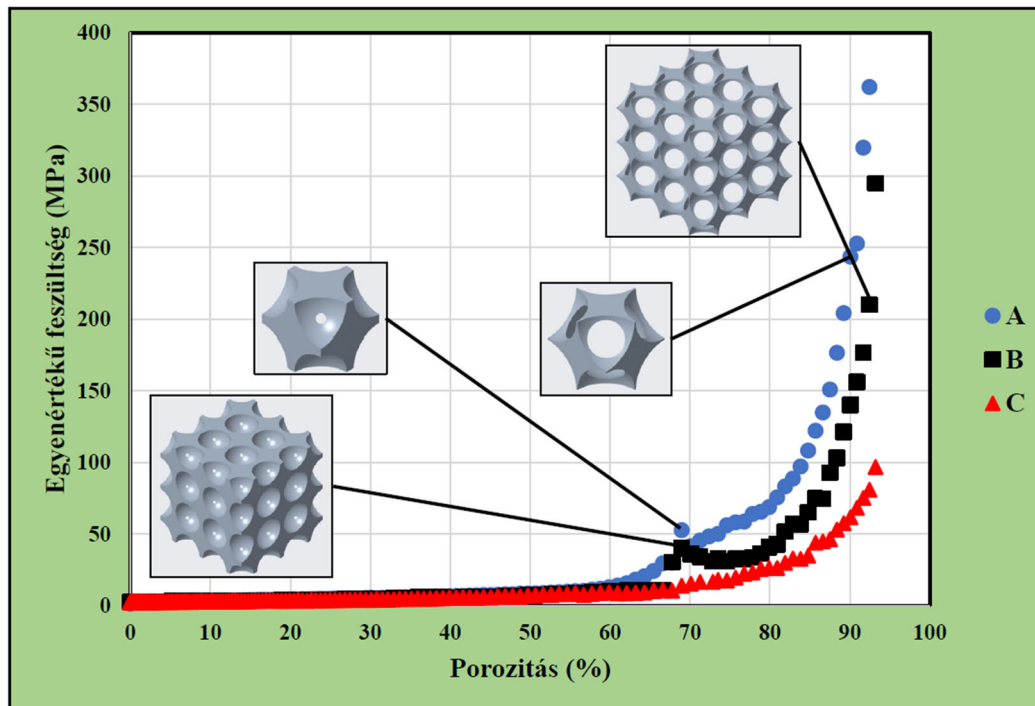
A számítások helyességére utal az a tény, hogy 74%-os porozitásnál válik nyitott cellássá a szerkezet. Hiszen a lapközepes köbös kristályszerkezet térkitöltése 74%, ennél az értéknél érintkező gömbök vannak a szerkezetben. Minél jobban közelítjük a 74%-os értéket, annál jobban vékonyodnak el a falak a gömbök között, majd 74%-os értéknél át is szakadnak.

4.2.3. Térközepes köbös modellek eredményei

A térközepes esetben az egycellás és többcellás szerkezeteknél is 199 szimulációt végeztem, a legkisebb kivett gömb átmérője 0,1 mm, míg a legnagyobb kivett gömb átmérője 19,9 mm. A végelem háló solid186-os másodrendű tetra elemekből épül fel, az egycellás szerkezetnél az átlagos csomópontszám: 37047, az elemszám: 20421, a többcellás szerkezetnél az átlagos csomópontszám: 340390, az elemszám: 119096.

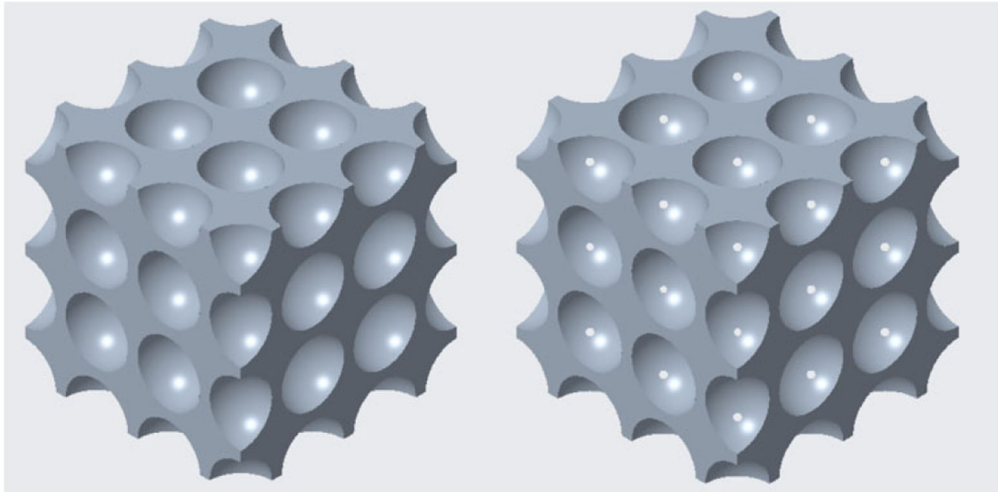
A 17. ábrán látható az egycellás és a több cellás modellekben ébredő egyenértékű feszültségek összehasonlítása. Az előző eseteknél bevezetett jelöléseket alkalmaztam. Az ábrán látható, hogy mindhárom esetben körülbelül 68 %-os porozitás érték mellett válik zárt cellás szerkezetükből

nyíltcellás szerkezetűvé a modellt, ezután az egyenértékű feszültségi értékek növekedése felgyorsul. A három görbe lefutása hasonló, nincsenek számottevő eltérések. A térközepes köbös szerkezet esetében kaptam a legjobb eredményeket, hiszen még 92%-os porozitás mellett is elfogadható feszültségértéket kapunk.



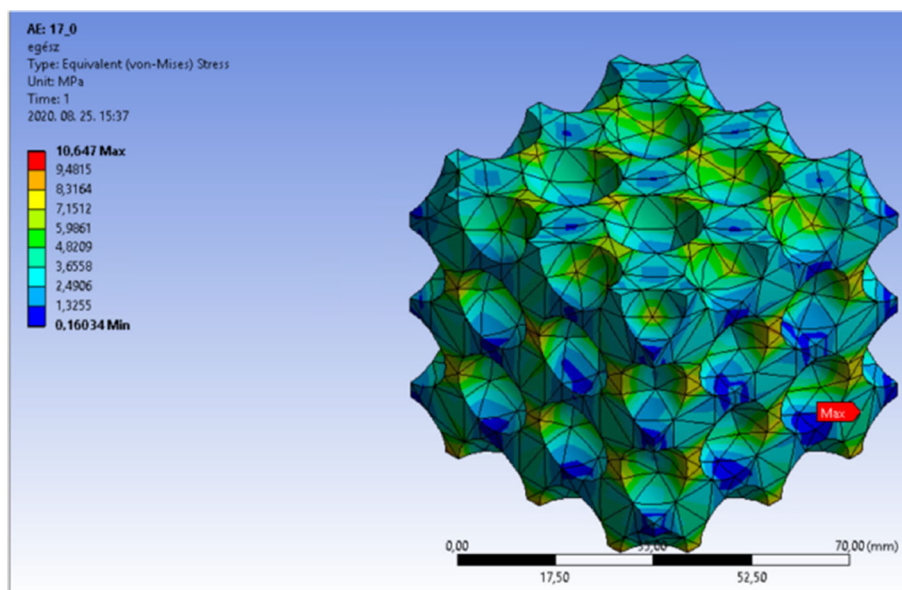
2. ábra. Térközepes köbös egycellás és többcellás testben ébredő egyenértékű feszültség a porozitás függvényében

A térközepes köbös egycellás és többcellás testben ébredő egyenértékű feszültség értékek láthatóan körülbelül 68 %-os porozitást követően a feszültségértékek növekedést mutatnak, ez azért történik, mivel a zárt szerkezetű cellaszereket nyitottá válik. Még zárt cellás a szerkezet esetében a kivett gömb átmérője $\varnothing 17,3$ mm, a $\varnothing 17,4$ mm-es gömbátmérő esetében pedig már a cellaszervezet nyitott, ezek 3D-s modelljei láthatók a 18. ábrán:



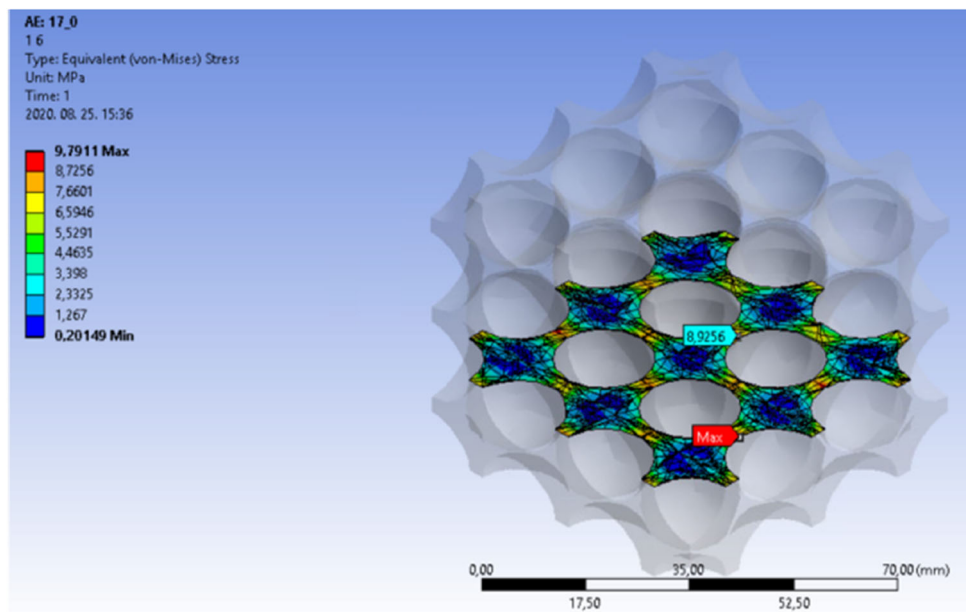
3. ábra. A térközepes köbös elrendezésű, zárt és nyitott cellás szerkezet felépítése

A következőkben az \varnothing 17 mm és \varnothing 17,4 mm nagyságú gömbök esetében keletkezett feszültségeloszlásokat mutatjuk be a cellaszerkezetekben. Az \varnothing 17 mm-es átmérőjű gömbök kivételével létrehozott formánál a porozitás értéke 64 %, melynek az egész testben ébredő egyenértékű feszültség eloszlása látható a 19. ábrán.



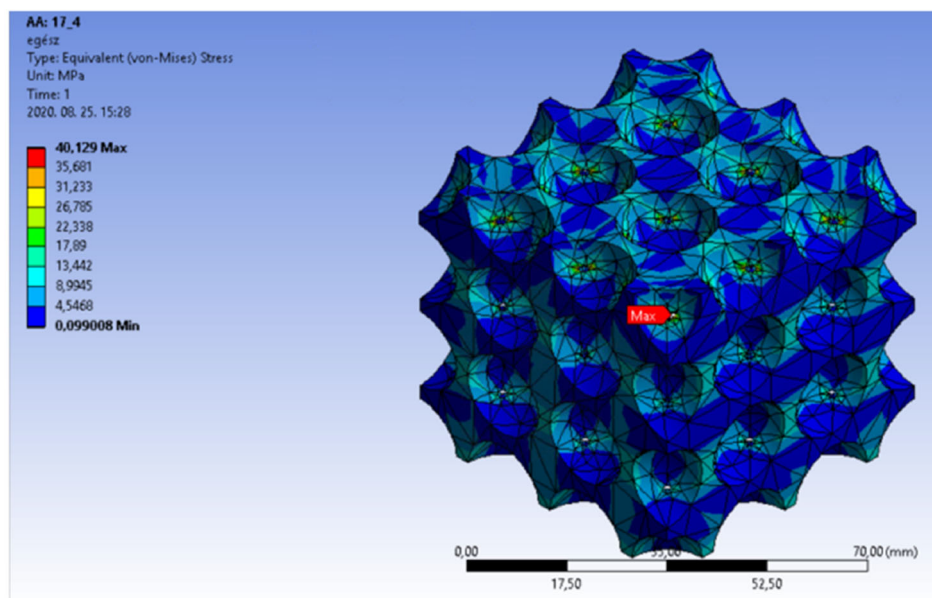
19. ábra. Térközepes köbös cellaszerkezeti forma 64,31 %-os porozitási értéknél az egész testben ébredő egyenértékű feszültség eloszlása

A 64 %-os porozitási értéknél keletkező cellaszerkezeti formánál a belső kiskocka területén keletkező legnagyobb feszültség bemutatása az adott síkon, a belső területre vonatkozó legnagyobb értéket kiemeltem a 20. ábrán.



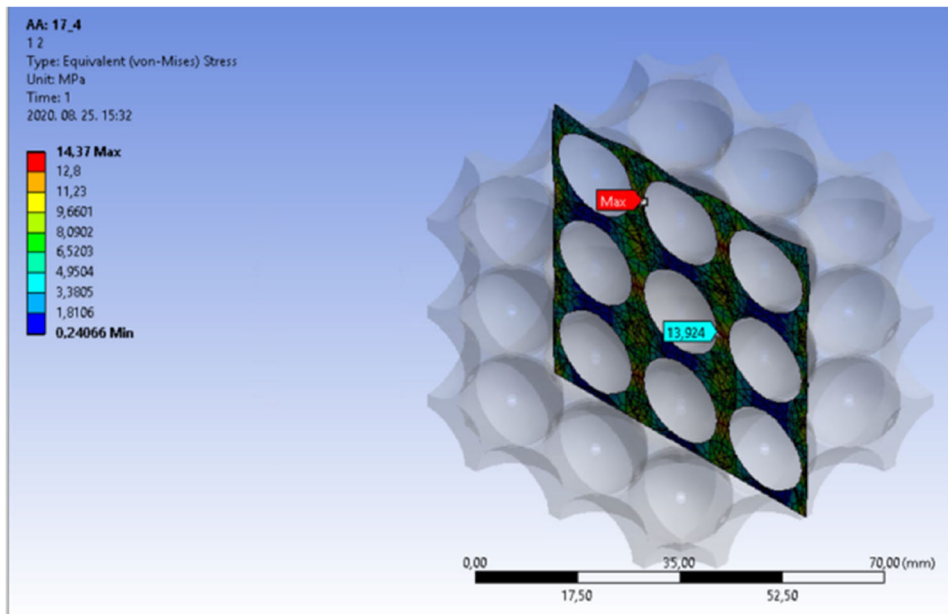
20. ábra. Térközepes köbös cellaszerkezeti forma 64 %-os porozitási értéknél a test belső területén ébredő egyenértékű feszültség eloszlása

Az \emptyset 17,4 mm-es átmérőjű gömbök kivételével létrehozott formánál a porozitás értéke 69 %, melynek az egész testben ébredő egyenértékű feszültség eloszlása látható a 21. ábrán.



21. ábra. Térközepes köbös cellaszerkezeti forma 69 %-os porozitási értéknél az egész testben ébredő egyenértékű feszültség eloszlása

A 69 %-os porozitási értéknél keletkező cellaszerkezeti formánál a belső kiskocka területén keletkező legnagyobb feszültség bemutatása az adott síkon, a belső területre vonatkozó legnagyobb értéket kiemeltem a 22. ábrán.



22. ábra. Térközepes köbös cellaszerkezeti forma 69 %-os porozitási értéknél a test belső területén ébredő egyenértékű feszültség eloszlása

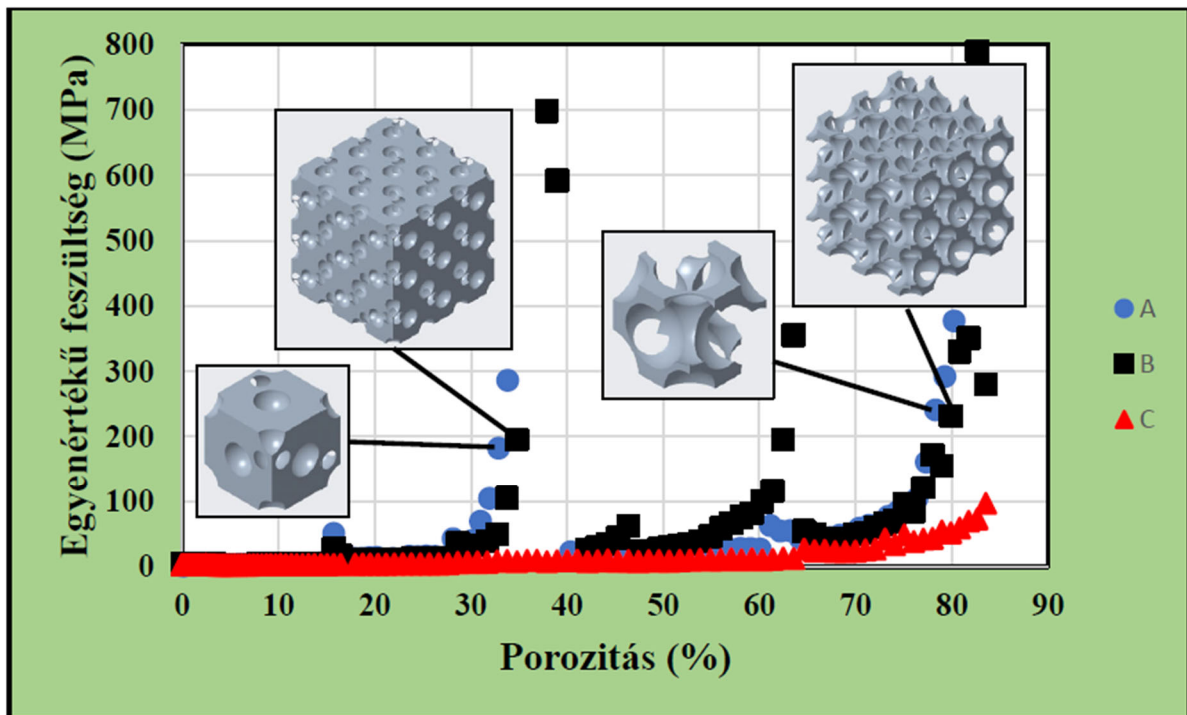
A számítások helyességére utal az a tény, hogy 68 %-os porozitásnál válik nyitott cellássá a szerkezet. Hiszen a térközepes köbös kristályszerkezet térkitöltése 68 %, ennél az értéknél érintkező gömbök vannak a szerkezetben. Minél jobban közelítjük a 68 %-os értéket, annál jobban vékonyodnak el a falak a gömbök között, majd 68 %-os értéknél át is szakadnak.

4.2.4. Gyémántrács alapú modellek eredményei

A gyémántrács modelleknél az egycellás és többcellás eseteknél is 132 szimulációt végeztem, a legkisebb kivett gömb átmérője 0,1 mm, míg a legnagyobb kivett gömb átmérője 13,3 mm. A végeelem háló solid186-os másodrendű tetra elemekből épül fel, az egycellás szerkezetnél az átlagos csomópontszám: 46927, az elemszám: 29757, a többcellás szerkezetnél az átlagos csomópontszám: 428814, az elemszám: 267222.

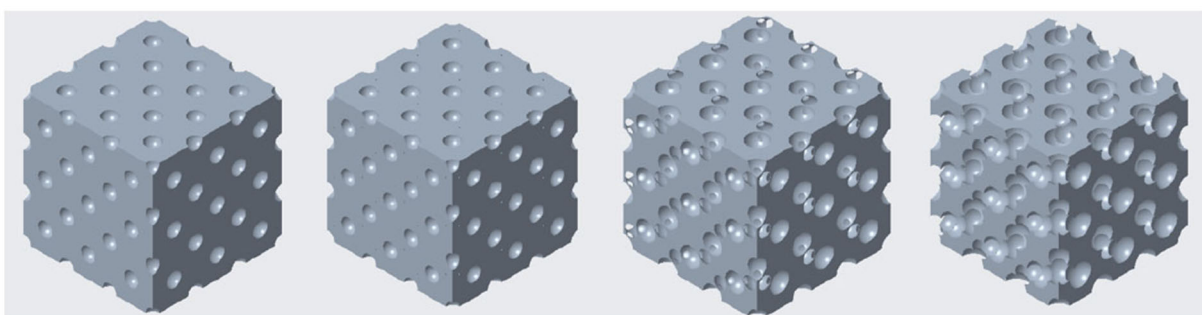
A 23. ábrán látható az egycellás és a többcellás modellekben ébredő egyenértékű feszültségek összehasonlítása. Az előző eseteknél bevezetett jelöléseket alkalmaztam. Ennél a modellenél több felület is átszakad a kivágó gömbök méretnövelésével. Az átszakadások (nyitott cellás szerkezetté alakulás) helyét a diagramon töréspontok, ugrásszerű, vagy hirtelen változások mutatják, hiszen az átszakadás előtt az elvékonyodó felületben keletkező feszültség számottevően megnő. Először a 30%-os porozitás mellett láthatunk ugrásszerű feszültségérték emelkedést, itt válik a modell először nyitottcellás szerkezetté. További hirtelen emelkedés

(felület átszakadás) adódik 46%, 61%-os porozitások mellett is. Az eredményekből szerint körülbelül 78%-os porozitás mellett kapunk még elfogadható feszültségértéket.



23. ábra. Gyémántrács alapú egycellás és többcellás testben ébredő egyenértékű feszültség a porozitás függvényében

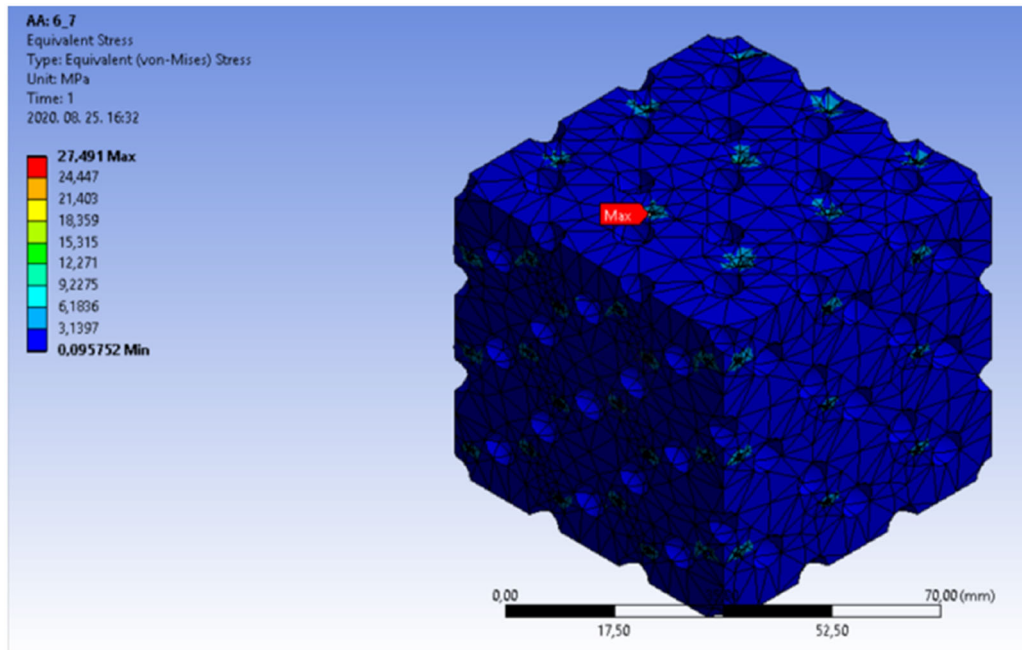
A 24. ábrán látható a zárt, valamint a nyitott szerkezet felépítés, a fenti diagramon is jól látható a feszültségértékek emelkedéséből, hogy 16 %-os porozitás értéket követően válik a zárt cellaszerkezet nyitottá, majd 31%-nál, 59 %-nál és 76%-nál is ugrásszerű feszültségemelkedés látható. A gyémántrács alapú többcellás szerkezet a különleges kialakítása miatt többféle nyílt cellás szerkezet alakul ki.



24. ábra. A gyémántrács elrendezésű, zárt és nyitott cellás szerkezet felépítése

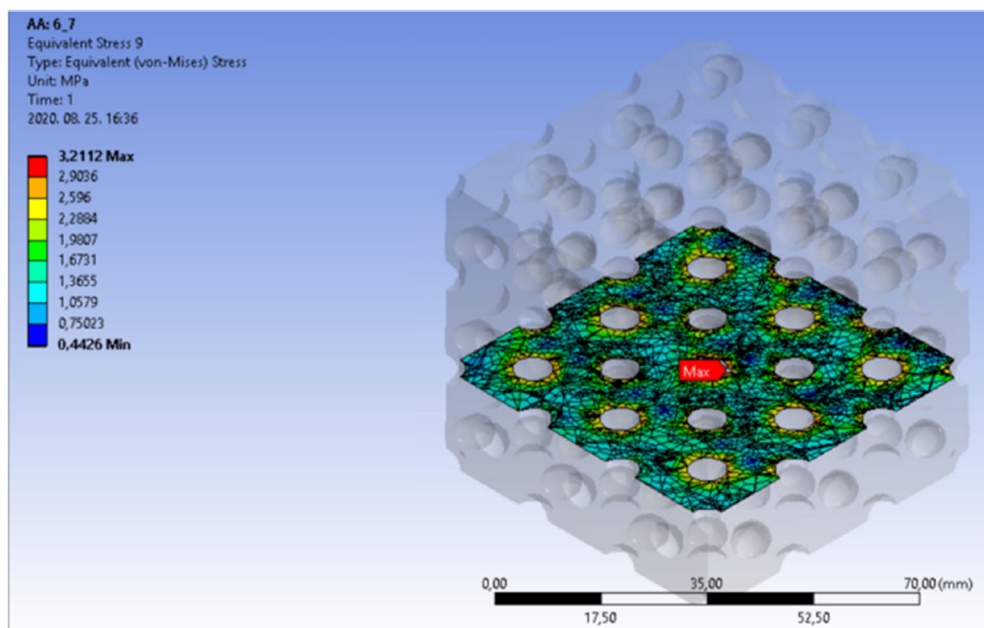
A következőkben az \varnothing 6,7 mm és \varnothing 8,5 mm és \varnothing 9,8 mm nagyságú gömbök esetében keletkezett feszültségeloszlásokat mutatjuk be a cellaszerkezetekben. Az \varnothing 6,7 mm-es átmérőjű gömbök

kivételével létrehozott formánál a porozitás értéke 16 %, melynek az egész testben ébredő egyenértékű feszültség eloszlása látható a 25. ábrán.



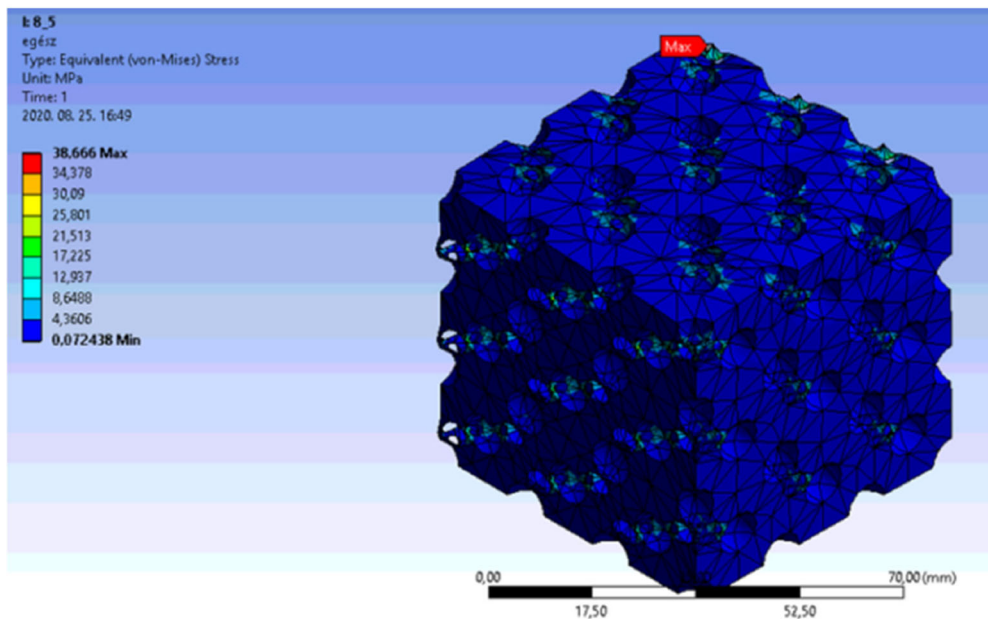
25. ábra. Gyémántrács cellaszerkezeti forma 16 %-os porozitási értéknél az egész testben ébredő egyenértékű feszültségeloszlás

A 16 %-os porozitási értéknél keletkező cellaszerkezeti formánál a belső kiskocka területén keletkező legnagyobb feszültség bemutatása az adott síkon, a belső területre vonatkozó legnagyobb értéket kiemeltem a 26. ábrán.



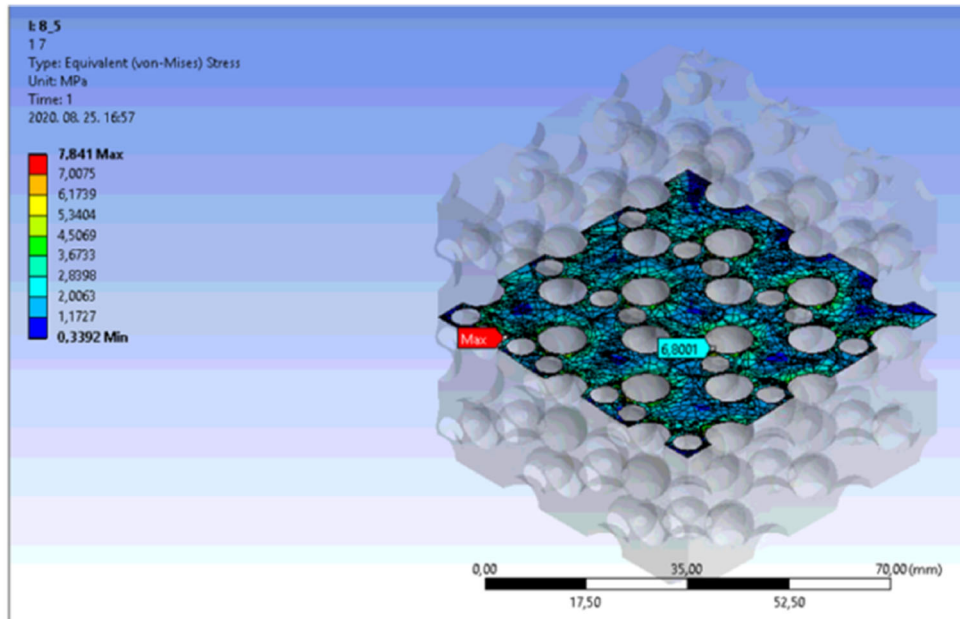
26. ábra. Gyémántrács cellaszerkezeti forma 16 %-os porozitási értéknél a test belső területén ébredő egyenértékű feszültség eloszlása

Az \emptyset 8,5 mm-es átmérőjű gömbök kivételével létrehozott formánál a porozitás értéke 32 %, melynek az egész testben ébredő egyenértékű feszültség eloszlása látható a 27. ábrán.



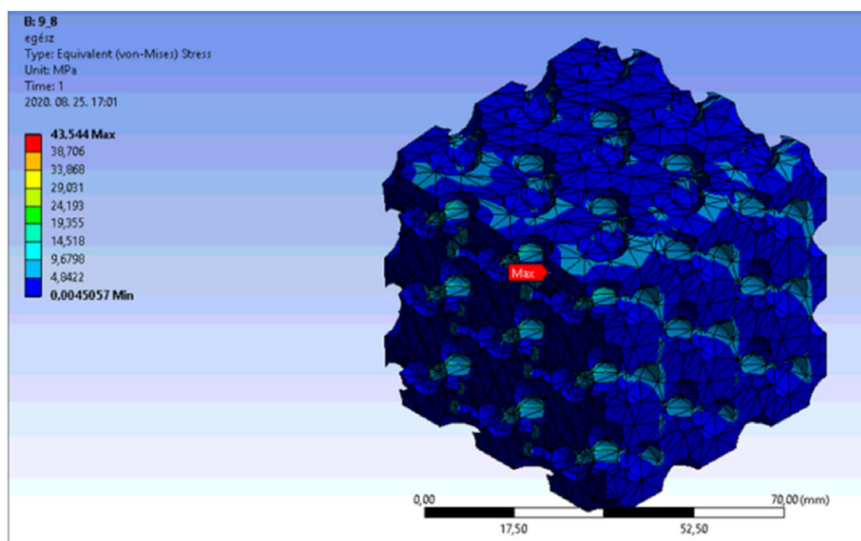
27. ábra. Gyémántrács cellaszerkezeti forma 32 %-os porozitási értéknél az egész testben ébredő egyenértékű feszültség eloszlás

A 32 %-os porozitási értéknél keletkező cellaszerkezeti formánál a belső kiskocka területén keletkező legnagyobb feszültség bemutatása az adott síkon, a belső területre vonatkozó legnagyobb értéket kiemeltem a 28. ábrán.



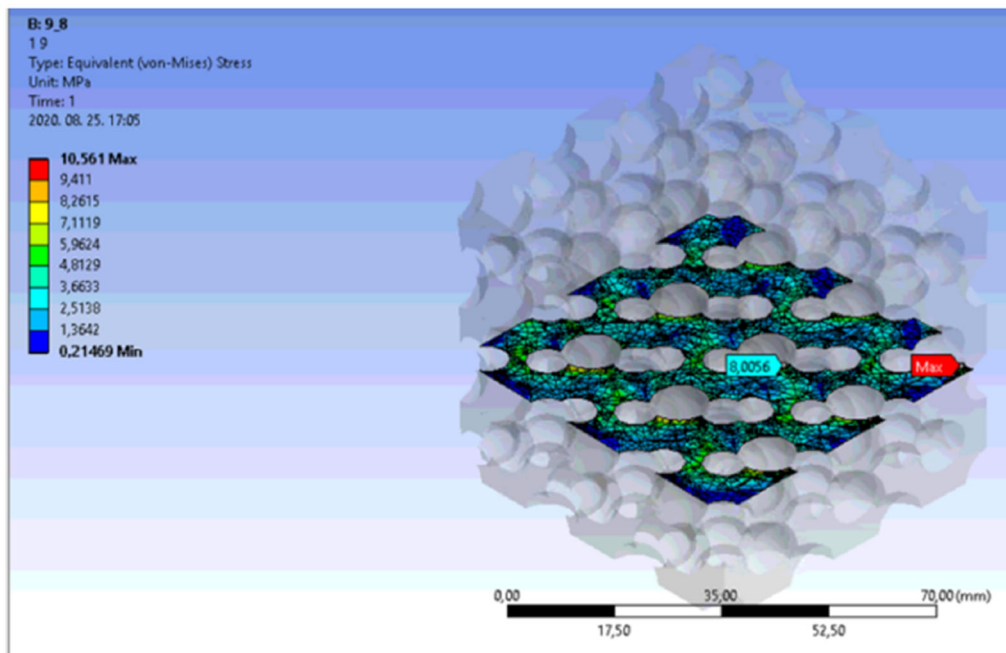
4. ábra. Gyémántrács cellaszerkezeti forma 32 %-os porozitási értéknél a test belső területén ébredő egyenértékű feszültség eloszlása

Az \varnothing 9,8 mm-es átmérőjű gömbök kivételével létrehozott formánál a porozitás értéke 45 %, melynek az egész testben ébredő egyenértékű feszültség eloszlása látható a 29. ábrán.



29. ábra. Gyémántrács cellaszerkezeti forma 45 %-os porozitási értéknél az egész testben ébredő egyenértékű feszültség eloszlás

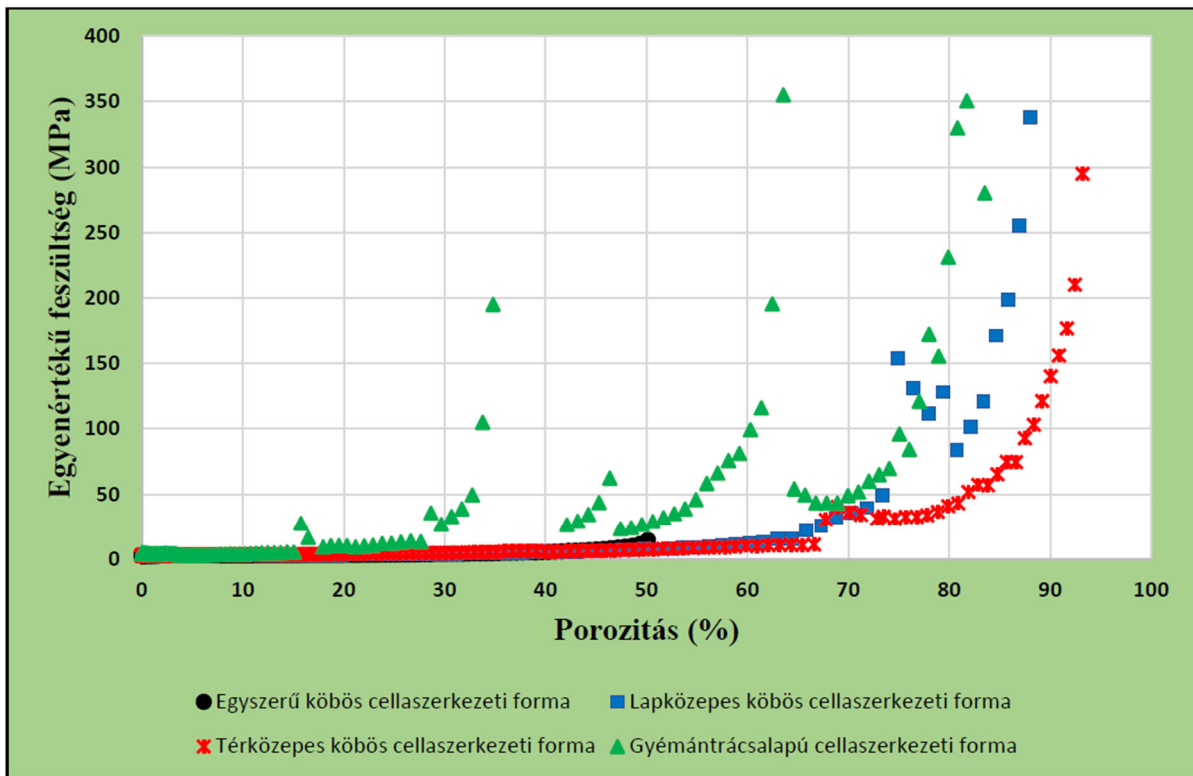
A 45 %-os porozitási értéknél keletkező cellaszerkezeti formánál a belső kiskocka területén keletkező legnagyobb feszültség bemutatása az adott síkon, a belső területre vonatkozó legnagyobb értéket kiemelttem a 30. ábrán.



30. ábra. Gyémántrács cellaszerkezeti forma 45 %-os porozitási értéknél a test belső területén ébredő egyenértékű feszültség eloszlása

4.2.5. Különböző modellek eredményeinek összehasonlítása

Az előzőekben bemutatott eredményeket a 31. ábrán egyesítettem. A grafikonon az egyszerű köbös, a lapközepes köbös, térközepes köbös és gyémántrács alapú többcellás szerkezetekben ébredő maximális egyenértékű feszültség értékei láthatók a porozitás függvényében. A legkevesebb térfogatcsökkentés az egyszerű köbös szerkezeti formánál érhető el, ennél fogva az ébredő egyenértékű feszültség is ennél a megoldásnál a legkisebb, de nincs jelentősége, mivel zárt cellás szerkezet marad. A diagramon látható, hogy a gyémántrács alapú szerkezeti formánál 70-85 %-os porozitás mellett nagyobb feszültségi értékek keletkeznek. A lapközepes köbös szerkezeti formánál 80-85%-os porozitásnál is még elfogadható egyenértékű feszültség értékek keletkeztek. A legjobb megoldást a térközepes köbös szerkezeti forma hozta, ami látható is, hiszen 90-92%-os porozitás mellett is elfogadható eredményeket kaptam a számítások alapján.



31. ábra. Összehasonlítás

4.3. A tudományos eredmények összefoglalása

I. Tézis

Négy különböző kristályszerkezet mintázatai szerint, kivágó gömbökkel porózussá tett modellek mechanikai szimulációival megmutattam, hogy:

- Az egyszerű köbös modell nem alkalmas nyitott cellás porózus szerkezet létrehozására, mert kivágott gömbök sugarainak növelésével az elvárt nyitott cellás szerkezet helyett a szerkezet szétesik.
- A lapközepes köbös modell alkalmas nyitott cellás szerkezet létrehozására. A szerkezet 75 % térkitöltésnél válik nyitott cellássá.
- A térközepes köbös modell alkalmas nyitott cellás szerkezet létrehozására. A szerkezet 69 % térkitöltésnél válik nyitott cellássá
- A gyémántkristályos modell alkalmas nyitott cellás szerkezet létrehozására. A szerkezet több pontban is, több fal átszakadásával is nyitott cellássá válik:
 - 16 % térkitöltésnél,
 - 32 % térkitöltésnél,
 - 45 % térkitöltésnél.

A végeelem szimulációval számított egyenértékű feszültség-porozitás jelleggörbe alkalmas a nyitott cellás szerkezetek kimutatására, megmutattam, hogy a jelleggörbén a szakadási pontok jelölik ki ezen állapotok létrejöttét, a pórusok, sejtek közötti falak átszakadását. Ez az állítás általánosan érvényes kivágó gömbökkel nyitottcellássá tett szerkezetekre.

A témához kapcsolódó publikációk a következők: [201,202]

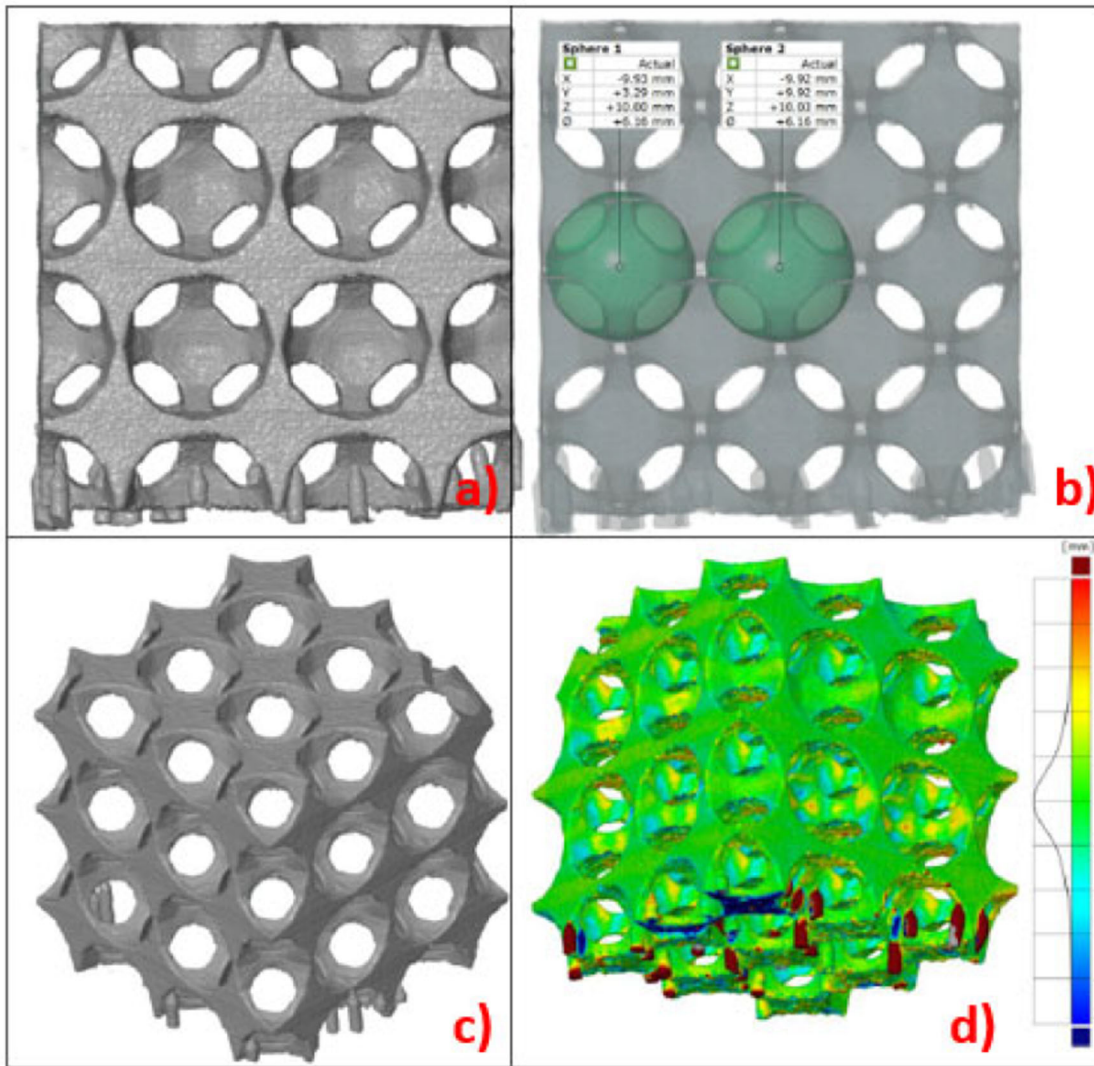
4.4. CT rekonstrukció

Az előbb bemutatott számításokból a legjobb eredményt nyújtó megoldást a térközepes köbös szerkezet hozta. A térközepes köbös szerkezetből kiválasztottam 3 különböző mintadarabot, melyen 3D nyomtatást követően CT rekonstrukciót végeztem. Mindhárom kiválasztott modell nyitottcellás szerkezet, amely alkalmas 3D nyomtatásra (az üregekből a por kifújható), és a számítások szerint még elfogadható a nyomóterhelés hatására kialakuló maximális feszültség. A 3D nyomtatás során a Ti-6Al-4V titánport alkalmaztam. Az 5. táblázat tartalmazza a 3D modellen a kivágott gömbök átmérőit, valamint a CT rekonstrukció által mért átmérő nagyságát mutatja be.

5. táblázat. 3D modell és CT rekonstrukció közötti különbségek

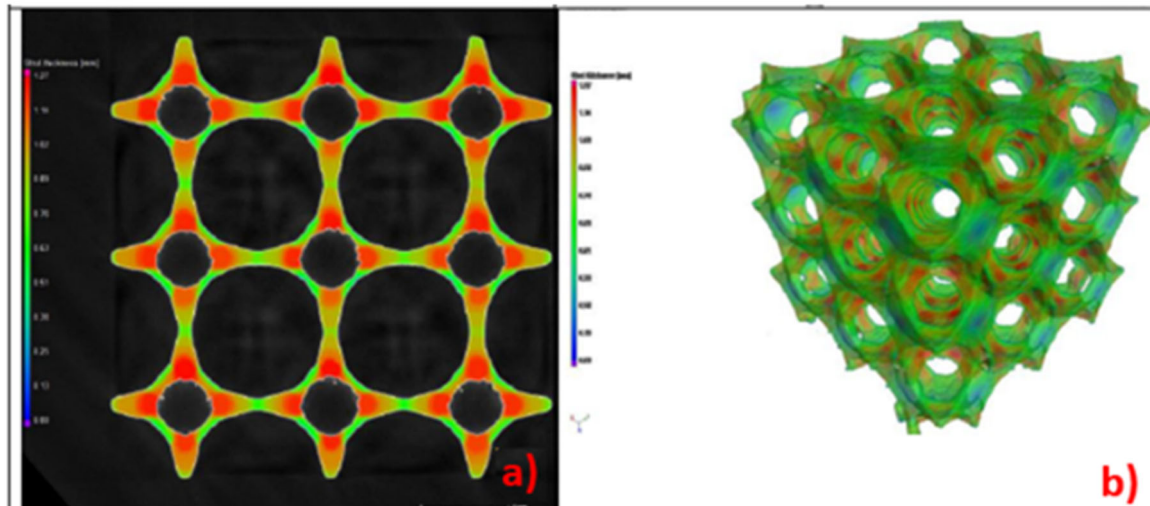
	A 3D modellen mért átmérő nagysága	CT rekonstrukción mért átmérők nagysága
1.sz. minta	Ø 6_0 mm	Ø 5_85 mm
2.sz. minta	Ø 6_2 mm	Ø 6_05 mm
3.sz. minta	Ø 6_3 mm	Ø 6_16 mm

Mindhárom legyártott darab gömbátmérője hasonlóan kisebb volt, mint a CAD megfelelőik. Ezek a méretbeli eltérések 3D nyomtatás után a felületre tapadt porszemcsék (mint felületi érdesség) homokfúvással való eltávolításából adódhatott. A CT rekonstrukciók közül a „C” módozat eredményeit mutatom be. A 32. ábrán látható a 3. sz. minta rekonstruált modelljét mutatom.



32 kivágott gömb átmérőjének mérése c) a CT-vel rekonstruált modell axonometrikus megjelenítése d) 3D modell és nyomtatott minták közötti geometriai eltérés (Geometry szoftverrel kalkulálva)

A rácsszerkezetre jellemző geometriai sajátosságokat is értékeltem, ennek bemutatását a 33. ábra szemlélteti, amely ismét a 3. sz. mintát ábrázolja.



33. ábra. A 3. sz. minta rácsszerkezetének geometriai jellemzői a) a cellafal vastagsági méretei a 2D-s metszeti képen b) a cellafal vastagsági méretei a 3D-s rekonstruált modellen

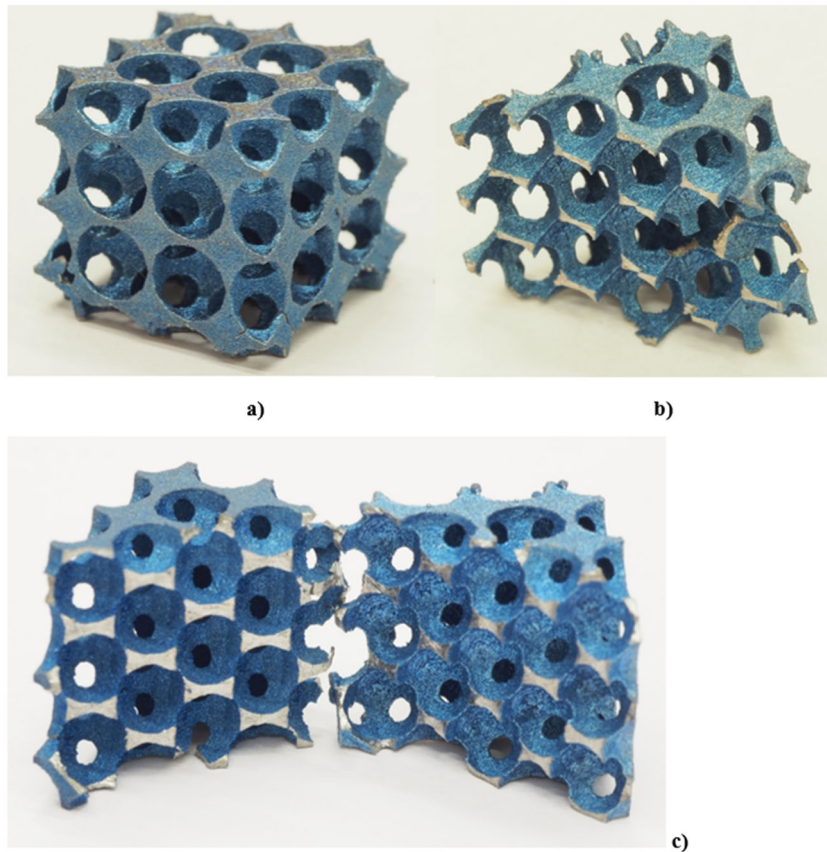
4.5. Nyomóvizsgálat eredménye

Nyomóvizsgálatok eredményeit összehasonlítottam a végeelem módszerrel számított eredményekkel. Az értékek közül a nyomódiagram első szakaszát vizsgáltam, mivel a végeelem analízis az anyagszerkezetben bekövetkezett rugalmas változásokat képes számítani, ezáltal a törést követően összehasonlítani nem lehet, így a maximális nyomóerőig történtek az összehasonlítások. Először a nyomóvizsgálatok eredményeit mutatom be a rugalmas szakasz végéig, majd a végeelem analízis eredményeit. A 3D modell és a nyomtatott próbatestek térkitöltéseit százalékos formában mutatom a 6. táblázatban.

6. táblázat. Porozitás értékek

	A 3D modell porozitás értéke (%)	Nyomtatott minta porozitás értéke (%)
1.sz. minta	75,7	70,7
2.sz. minta	81,9	77,3
3.sz. minta	84,7	80,7

A nyomóvizsgálatokat mindhárom minták elvégeztem. A titán 3D nyomtatás költségeinek csökkentése érdekében a próbatesteket $2 \times 2 \times 2 = 8$ egységcellából álló kockaként készítettem el, az egységkocka élhossza 10 mm volt. A 34. ábrán a próbatestekről a nyomóvizsgálat előtt és után készült fényképeket mutatja be. A nyomóvizsgálati görbéket ugyanazon próbatestekre végeelem analízissel is kiszámítottam.



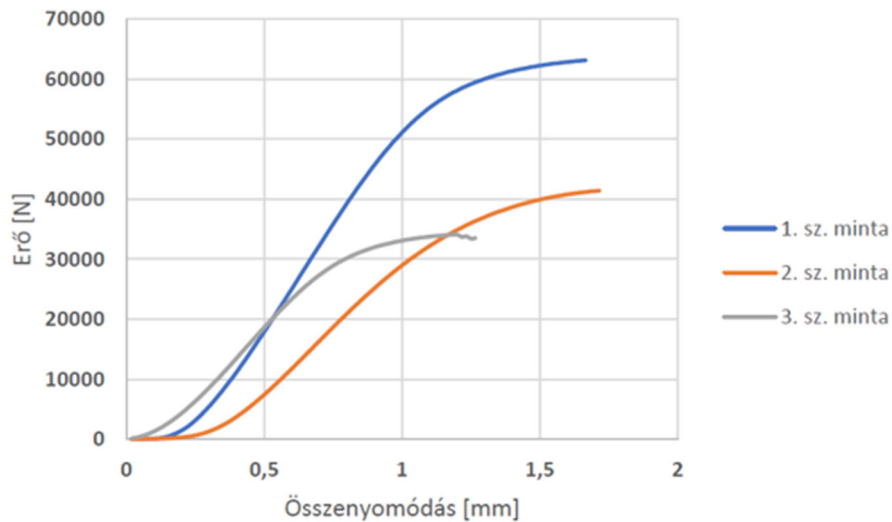
34. ábra. Próbatestekről készült fényképek: a) az 1.sz. minta a nyomáspróba előtt, b) a 2.sz. minta egyik törött fele, c) a 3.számú minta 2 törött darabja

A 7. táblázat mutatja a különböző próbatesteken végzett nyomóvizsgálatok eredményeit.

7. táblázat. A három mintán végzett nyomóvizsgálat eredménye

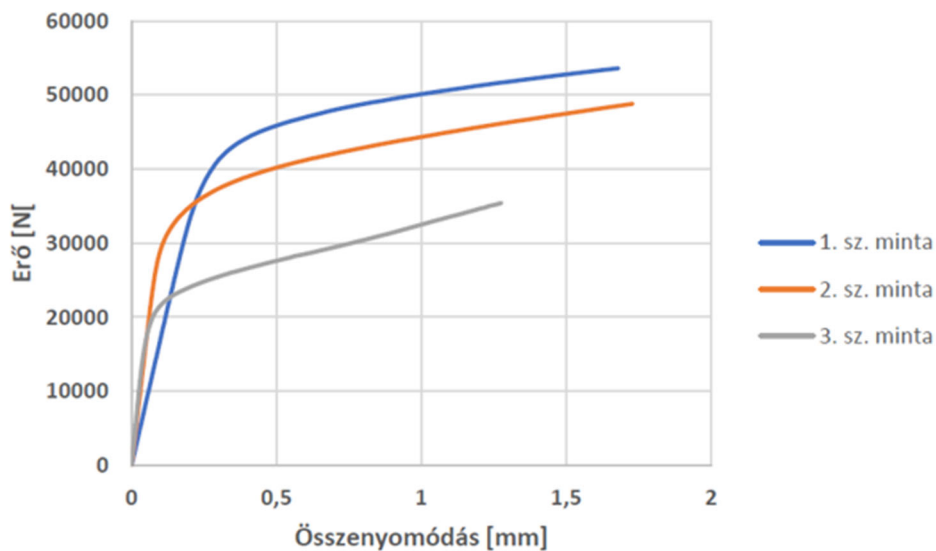
	Maximális nyomóerő [N]	Összenyomódás törésnél [mm]
1.sz. minta	63138,54	1,666752
2.sz. minta	41418,34	1,716437
3.sz. minta	33531,92	1,26664

A 35. ábrán látható a három különböző minta nyomódiagramja a rugalmas szakaszban.



35. ábra. Nyomódiagramok

Az ábrán látható, hogy minél kevesebb a térkitöltés, vagyis minél nagyobb a porozitás annál kevesebb erőre van szükség a töréshez. Az első és második számú minta esetében a nyomóerőnél körülbelül 20000 N erő különbség van, viszont körülbelül a benyomódás értéke ugyanannyi, a harmadik számú mintához kevesebb erő kellett és hamarabb is eltört. A nyomódiagramból a várt eredmények jöttek ki. A 3D modelleken végeelem analízissel számítottam ki az összenyomódás mértékét, amely diagramja látható a 36. ábrán.



36. ábra. Nyomódiagramok végeelem analízissel

Végelem analízissel lefuttatott eredmények is a vártat mutatják, az ábrán látható, hogy minél nagyobb a porozitás annál kevesebb erőre van szükség a töréshez. Az első és második számú

minta esetében csupán körülbelül 5000 N különbség látható, míg az összenyomódás értéke szinte ugyanannyit mutatnak. A harmadik minta hamarabb törik és jóval kevesebb erőre van szükség ehhez.

A végelelemes szimulációval számított értékek és az additív gyártástechnológiával előállított mintákon végzett nyomóvizsgálat eredményeiből készített nyomásdiagramok hasonló lefutásúak, de eltérések vannak az értékekben. A nyomóerők közötti különbségek nagysága elfogadható, és a 3D nyomtatás jellemzőivel magyarázható. Mint fentebb látható, kis különbségek vannak a 3D nyomtatott minták között a 3D modellhez képest. A kezdeti szakaszban ez részben a minták enyhe csúszásával, részben a szakaszos mérés jellegével magyarázható. A végelelemes szimulációk validálása során csak a nyomóerőket vettem figyelembe.

4.6. A tudományos eredmények összefoglalása

II. Tézis

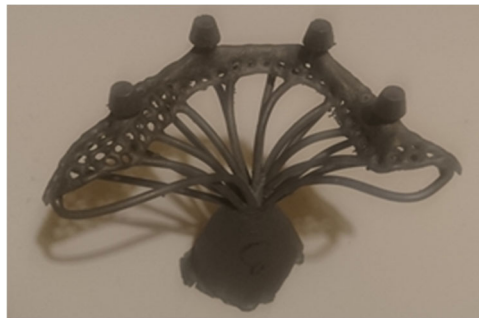
Négy különböző kristályszerkezet szerint porózussá tett modellek szimulációs eredményeinek összehasonlításával megmutattam, hogy azonos nyomóterhelés esetén a térközepes köbös szerkezet a legkedvezőbb, mert itt ébred a legkisebb feszültség azonos porozitás és azonos nyomó igénybevétel esetén.

A gyémánt szerkezet kismértékben elmarad a mechanikai tulajdonságok szerint. Végül a lapközepes szerkezet mutatja a legkevésbé jó mechanikai tulajdonságokat.

A témához kapcsolódó publikációk a következők: [203]

5. Subperiostealis implantátumok fejlesztése

A háromdimenziós képalkotások, technikák gyorsuló fejlődése lehetővé tette, hogy azon páciensek számára is segítséget tudjunk nyújtani, akiknek a hagyományos, csavarimplantátum beültetése nem lehetséges, mivel nincs elegendő csontállományuk. A Dent-Art-Technik Kft.-nél a subperiostealis implantátumokat újra gondolva kezdtük tervezni a korszerűsítést. A Dahl féle implantátumról [105-109] már említést tettem az irodalomkutatásban, ő volt ennek az implantátum fajtának az atyja. Abban az időben ez a fajta implantátum műtéti eljárása nehézkes volt, valamint sokáig tartott és az sem biztos, hogy teljesen megfelelt az adott páciensnek. A műtéti eljárást azzal kezdték, hogy feltárták az ínyt és úgy vettek a csontból lenyomatot, majd a sebet bezárták és ez alapján készítettek gipszmintát, amikor elkészült a váz akkor újból felnyitották az ínyt és ráhelyezték a vázat, melyen található volt egy kinyúló illeszkedési felület, amire a végső fogmű került. Az anyagából (nikkel-kobalt-króm) kifolyólag ez a fajta implantátum soha nem épült be a szervezetbe, így ezt az eljárást sokáig szüneteltették. A Dent-Art-Technik Kft.-nél ezt újra gondolva fejleszteni kezdtem. A fejlődést segítette, hogy digitálisan tudunk felvételt készíteni az emberi csontból, amit CBCT felvétel segítségével valósítunk meg, ezáltal virtuális térben tudjuk megtervezni az egyénre szabott implantátumokat. A 37. ábrán látható a cég által első tervezett subperiostealis implantátum.



37. ábra. Egyfázisú Subperiostealis implantátum

A subperiostealis implantátum előnye, hogy bármely páciensnél alkalmazható több foghiány esetében, ahol ezzel elkerülhető a csontpótlás folyamata. A lyukacsos kialakítás azért fontos, hogy elősegítse a csontba beépülést, vagyis az osseointegrációt. Az eljárás első lépése, hogy a páciensről készült CBCT felvételt feldolgoztuk a fogtechnikussal, rekonstruáltuk a 3D modellt,

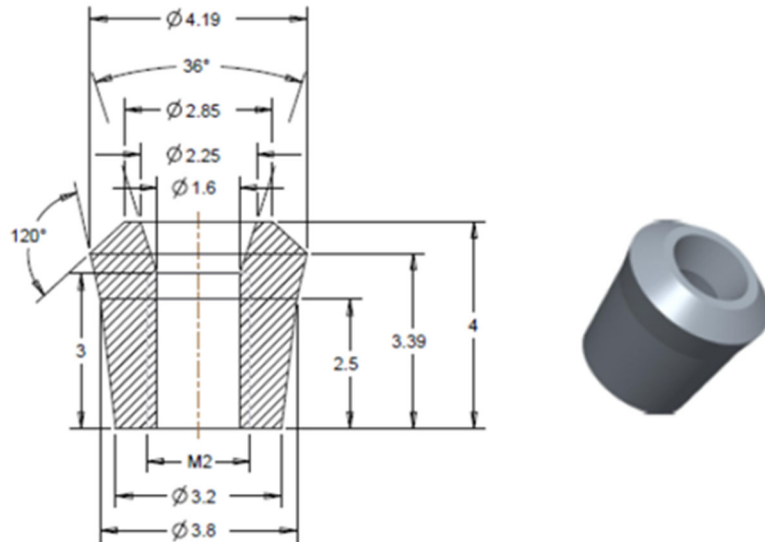
kinyomtattuk műanyagból, amelyről precíziós lenyomatot és harapás mintát vettek. A lenyomat alapján gipszminta segítségével manuálisan tervezték a fogtechnikusok a páciens leendő foghelyzetét, formáját, illetve állását. Ezt követően előterjesztést adtak a virtuális tervezéshez az implantátum formájához, kiterjedéséhez, valamint mennyiségéhez illetően. A tervezést számítógép segítségével valósítottuk meg a páciensről alkotott CBCT felvétel segítségével, ahol az adatokat a CBCT berendezésből DICOM fájlformátumban nyertük ki. A fájlt STL formátummá alakítottuk át, amit 3D tervező szoftverrel kezelni tudtunk. Az elkészített implantátum formát 3D nyomtatás segítségével műanyagból kinyomtattuk, amely pozitív mintaként szolgált az öntéshez. Az öntést precíziós öntési folyamattal végeztük, vákuumnyomásos öntőgéppel öntöttük ki titánból. Az elkészített implantátumot CT röntgen segítségével ellenőriztük, hogy ki tudjuk szűrni a belső zárványokat, illetve a diszlokációt. Az elkészült titán subperiostealis implantátumot közvetlen a csont felszínére helyezik, egy műtéttel elvégezhető a behelyezés és mivel az implantátumon kívül a kiálló csonk is egyből a szájba kerül, így több műtétre nincs szükség, a csonkra került a végleges fogmű, amely 6 hónapra került be. Ez az implantátum egyfázisú implantátum volt, mivel a csonkot is öntéssel valósítottuk meg. Az egyfázisú implantátum hátrányaként megemlíthető, hogy ha a csonk sérült valamitől, akkor az egész implantátumot cserélni kellett. Ennek okán fejlesztettük tovább, és hoztam létre a kétfázisú implantátumot. A tervezés első lépése az volt, hogy egy implantátumot terveztem, ami egy háló volt, ez látható a 38. ábrán.



38. ábra. Subperiostealis implantátum hálója

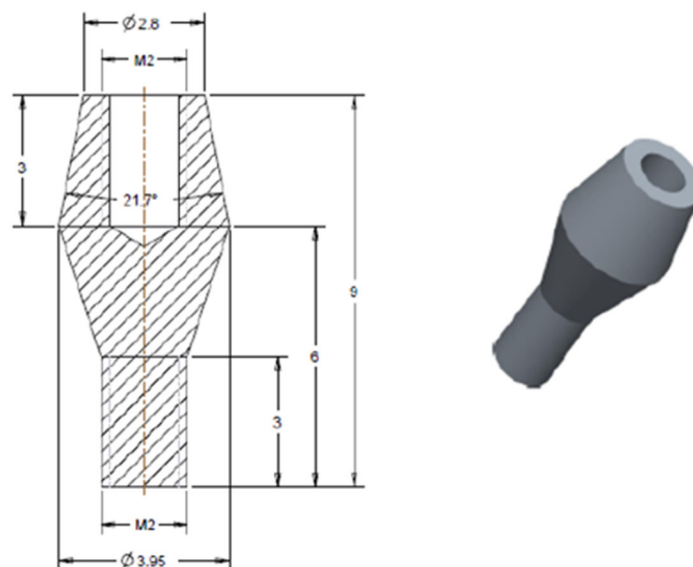
A tervezésnél az implantátumra előre megterveztem a furat nagyságát, amibe a perselyt és abutmentet terveztem. A tervezésnél ezenkívül tudtam, hogy mekkora kell, hogy legyen a persely és abutment nagysága, mindent mást végelemanalízissal terveztem és ellenőriztem. A feladatomban az volt, hogy olyan egyedi kúpszöveget alakítsak ki a persely és abutment között, amely a felfekvő felületek figyelembevételével minimalizálja a kúpos érintkezési felület normál

feszültségeit. A 39. ábrán látható a persely térbeli és keresztmetszeti ábrája. Külső vállat az implantátumhoz való hegesztés miatt kellett kialakítani, ennek szögét 120°-ra választottam. A persely magassága adott volt a fogmú elhelyezkedése miatt, ami 4 mm lett. A furat hossz méretét az M2-es csavar nagysága határozta meg, ezért 3 mm-re választottam.



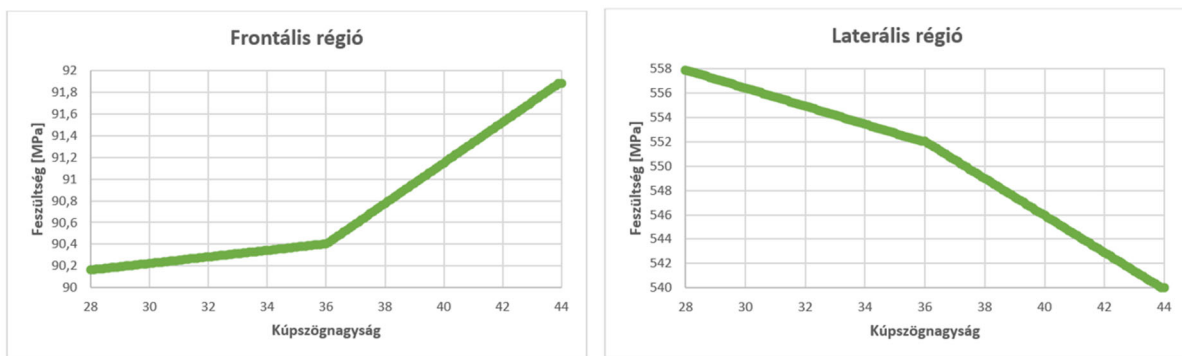
5. ábra. Persely

Az adott perselyhez terveztem az abutment-et, amely látható a 40. ábrán. Az abutment magasságát és fejének átmérőjét fixnek vettük, mivel ez adódott az íny magasság és a rákerülő fogmú nagyságából.



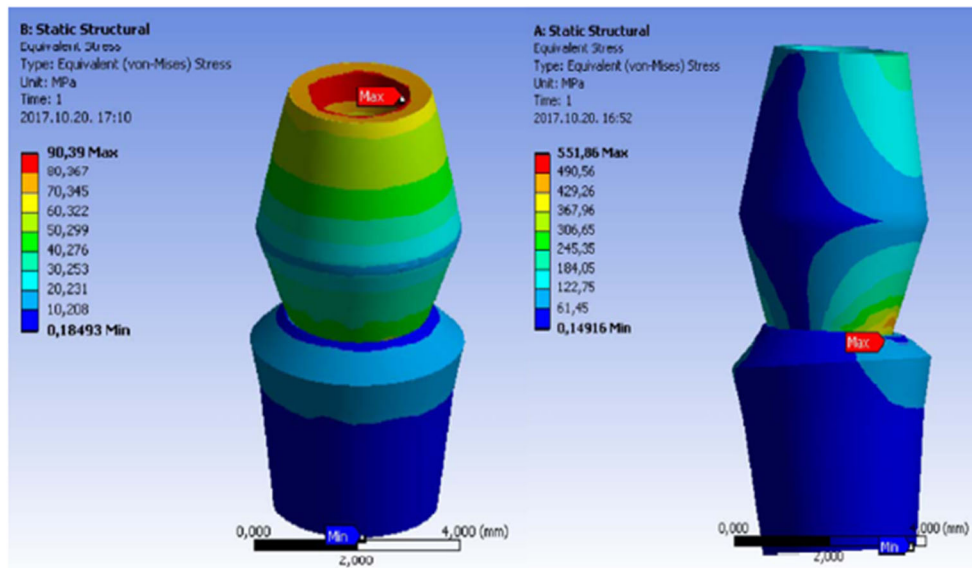
40. ábra. Abutment

Mechanikai végelem analízissel 28° - 44° tartományban vizsgáltam a kúpszöget mindkét régióban. A metszőfogaknál 300 N-nal, a rágófogaknál pedig 550N -os erővel számoltam. A persely alsó területét fix megfogásnak vettem a futtatások során, mivel az hegesztett kötéssel csatlakozik a háléhoz. A végelemláló solid186-os másodrendű tetra elemekből épül fel, a persely csomópont száma: 36045m elemszáma: 24406, míg az abutment csomópont száma: 45973 és elemszáma: 31803. Frontális régióban az erőt függőlegesen lehet venni mechanikailag, laterális régióban főleg ferde hatásvonalú erők hatnak, így azt redukáltam egy adott pontban, így nem a súlypontban hat rá az erő. A frontális és laterális régióban a kúpszög nagyságától függő, a végelem analízissel számított feszültség értékek láthatók diagramon a 41. ábrán. A kúpszögek nagyságát $0,1^{\circ}$ -kal növeltem.



41. ábra. Frontális és laterális régióban ébredő feszültség értékek

Mindkét diagramon látható, hogy a 36° -os kúpszög esetében törés keletkezett, így ezt a megoldást választottam. Természetesen itt figyelembe vettem azt is, hogy szűk felfekvő felület mechanikailag a későbbiekben problémát okozhat, akár törést, repedést. A 42. ábrán látható a végelem analízisekből egy-egy példa, látható, hogy frontális régióban, illetve laterális régióban a súlypontban és ferde hatásvonalú erőknél, amit 20° -ra vettünk, hogyan hatottak a persely és abutment szerkezetre [204].



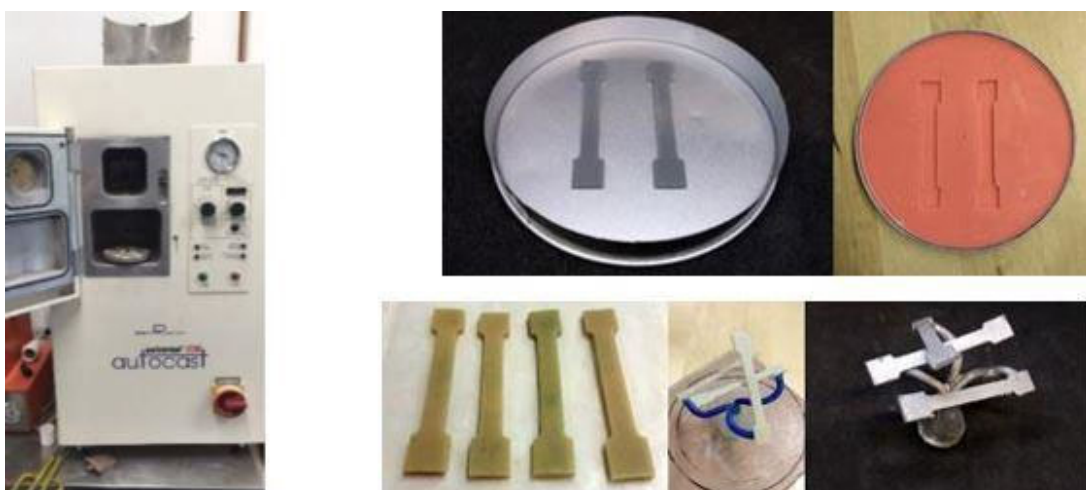
42. ábra. Frontális és laterális régóban ébredő feszültségek

6. Titán ötvözetek szerkezeti analízise

A fogászati implantációs protézisek előállításához alkalmazott alapanyag a Ti-ötvözet (Ti-6Al-4V). A fogászati implantációs protézisek esetében két alapvető gyártástechnológiát különböztetünk meg, amiket összehasonlítunk. A hagyományos, precíziós öntési és a korszerű innovatív 3D nyomtatási technológiákkal Ti-ötvözetekből mintákat és modelleket készítettem. Ez után elvégeztem a mintákból készült csiszolatok mikroszkópos analízisét. A vizsgálatok során a mikro-szerkezetben az alapvető eltéréseket kerestem. Az ily módon létrehozott próbatesszt modelleken szakítópróbát végeztem az összehasonlító vizsgálathoz.

6.1. Minták öntése

A gyártás első lépése, hogy a próbatessztet fotopolimerből 3D nyomtatóval létrehoztam. A viaszveszejtéses öntéséhez szükséges gázosodásmentes és a salakmentesen kiégő organikus viaszból modellt készítettünk precíziós szilikon másolóanyag segítségével. Ezután a modellek felcsapozásra és kerámia beágyazásra kerültek. A nyitott pórusú beágyazóanyag és a benne lévő mintázat kemencében kiégetésre került, majd a kiolvadt mintázat helyére öntéssel (Dentaurum Universal 230 Autocast öntőgép segítségével) állítottuk elő a titán próbatessztet. Az öntés argon védőgázban történt. Ezt követően az öntvényről eltávolítottuk a beágyazóanyagot és megkezdődött a méretek ellenőrzése. (43. ábra)



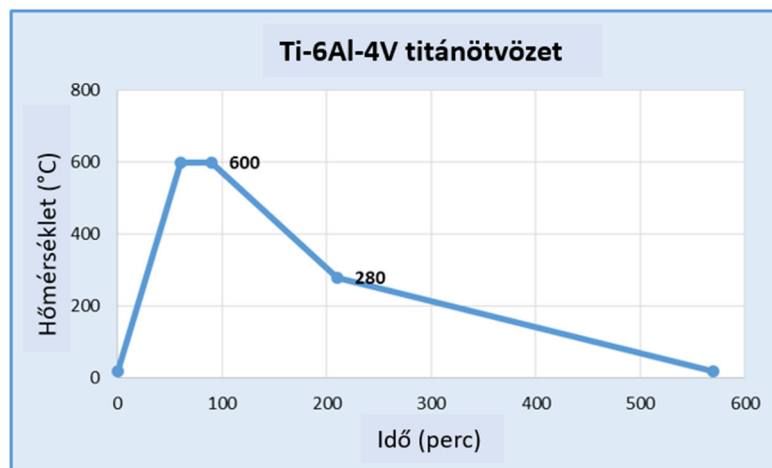
43. ábra. Ti-ötvözetek próbatesszt előállításának lépései öntési technológiáknál

6.2. Minták 3D nyomtatása

Az öntési technológiával való összehasonlítás céljából Sisma Mysint 3D nyomtató segítségével állítottam elő a próbatesteket, 2. ábra. A nyomtatás „Laser Metal Fusion” (LMF) technológiával történik. Egyedi nyomtatási stratégia, és hőelvezető alátámasztások mellé utólagos hőkezelésre telepítettünk egy programozható kemencét. Precíziós utómunkálatokra pedig külön szoftver és marógép áll rendelkezésre. Az additív gyártási eljárást a digitális modell készítése előzi meg. A 3D nyomtatás additív gyártási eljárás, amely fémporrétegek felhordásával és strukturált összeolvasztásával készít tárgyakat.

6.3. Hőkezelés

A modellek előkészítését követően körülbelül négy órát vett igénybe a 3D nyomtatással történő legyártás. A gépből kivett próbatestek az építőplatformról eltávolításra kerültek. A korong és a próbatesteket összekötő támaszanyag eltávolításra kerültek, ezt követően a gyártó által meghatározott paraméterek alapján hőkezelésre kerültek a munkadarabok. A 44. ábra mutatja be a hőkezelés folyamatát.



44. ábra. Hőkezelés menete

6.4. Felhasznált anyagok

A vizsgálatok során Ti-6Al-4V titánötvözetet, valamint kereskedelmileg tiszta titánt alkalmaztam. Szövetszerkezeti vizsgálatok során öntésnél Grade 5 eli („A” jelölésű), 3D

nyomtatás során Grade 23 („B” jelölésű) titánötvözetet használtam fel. Szakítóvizsgálatnál öntött Grade 1-es („C” jelölésű) titánt vizsgáltam meg. A különböző titán és titánötvözetek kémiai összetétele látható a 8. táblázatban.

8. táblázat. A különböző titán, titánötvözetek kémiai összetétele látható

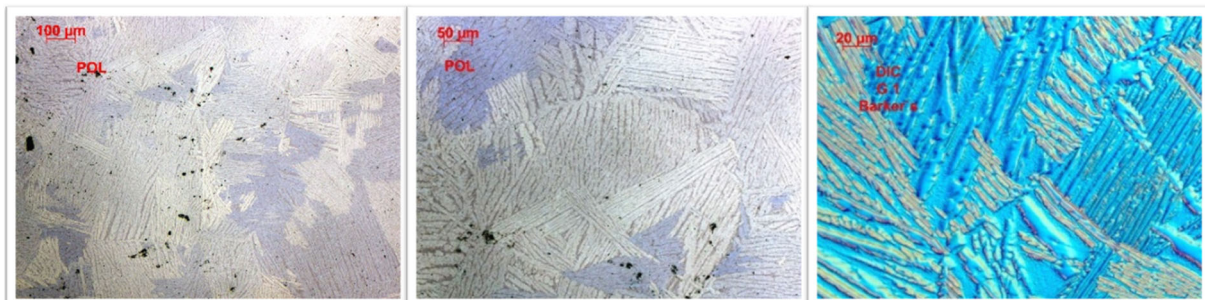
Kémiai összetétel			
Komponens	Százalék [%]		
	„A”	„B”	„C”
Oxigén (O)	0.20	0.13	0.18
Nitrogén (N)	0.05	0.03	0.03
Karob (C)	0.08	0.08	0.08
Hidrogén (H)	0.015	0.0125	0.015
Vas (Fe)	0.4	0.25	0.2
Alumínium (Al)	5.5-6.75	5.5-6.5	0
Vanádium (V)	3.5-4.5	3.5-4.5	0

6.5. Vizsgálatok

Az öntött és nyomtatott próbatesteken mikroszkópos szövetszerkezet analízist és szakítóvizsgálatokat végeztem.

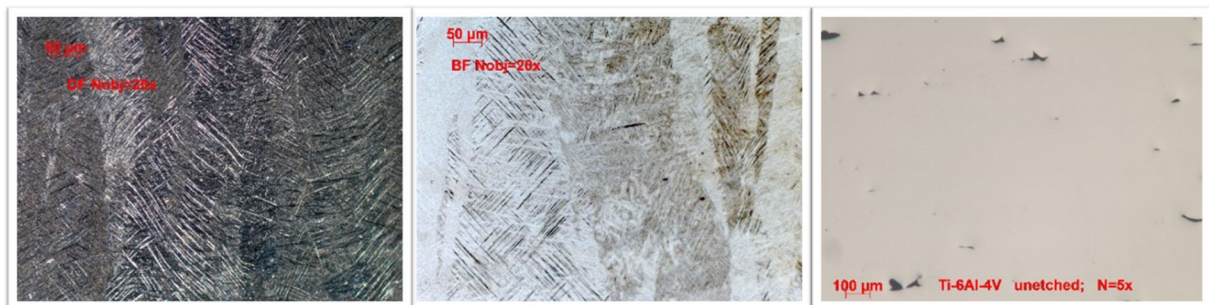
6.5.1. Szövetszerkezeti vizsgálatok

Mikroszkópos felvételeket a Széchenyi István Egyetem Anyagtudományi és Technológia Tanszék Anyagvizsgáló laboratóriumában készültek. Több funkciós Optikai mikroszkóp, mikroszkóp, típusa: ZEISS Axio Imager M 1. Az első vizsgálat a Ti-6Al-4V az öntött és 3D nyomtatással előállított titánötvözet minták összehasonlítása volt.



45. ábra. Öntött minták szövetszerkezete

A 45. ábrán látható képek az öntés utáni szövetszerkezetet mutatják különböző nagyításban. A szemcseszerkezetben nincs anizotrópia, a szemcsék jellemző mérete viszonylag nagy, meghaladja az 50-100 μm -t. A nagyobb nagyításokon (középső és jobboldali képek) jól kivehető az α - β -ötvöztetésű Ti-ötvözetekre jellemző mintázat, az alfa fázis (világos alakzatok) viszonylag szabályos, lemez alakú tartományok formájában jelenik meg, amelyek között vékony béta fázis (sötét alakzat) található. A baloldali és középső felvételeken jól láthatóak az apró fekete kis szemcsék, amelyek azt bizonyítják, hogy az öntés során is maradnak a szerkezetben porozitások.



46. ábra. 3D nyomtatással előállított minták szövetszerkezete

A 46. ábrán látható képek a 3D nyomtatás, majd hőkezelésen átesett minták szövetszerkezetét mutatják. A baloldali és a középső képek különböző megvilágításban készült maratás utáni, míg a jobboldali kép maratás előtti felvételek. A szövetszerkezet a baloldali és a középső képen jellemezhető. A szemcseszerkezet anizotróp. A szemcsék hosszúak, a hosszirány a lézersugaras pásztázással párhuzamos irányú. Az oszlopos szemcsék jellemző vastagsága 50-100 μm között van, megegyezik az öntött minták szemcseméretének nagyságrendjével. A jobboldali képen látható fekete szemcsék apró porozitások. Szemrevételezéssel összességében kb. azonos mennyiségű porozitás adódik, mint az öntött mintáknál.

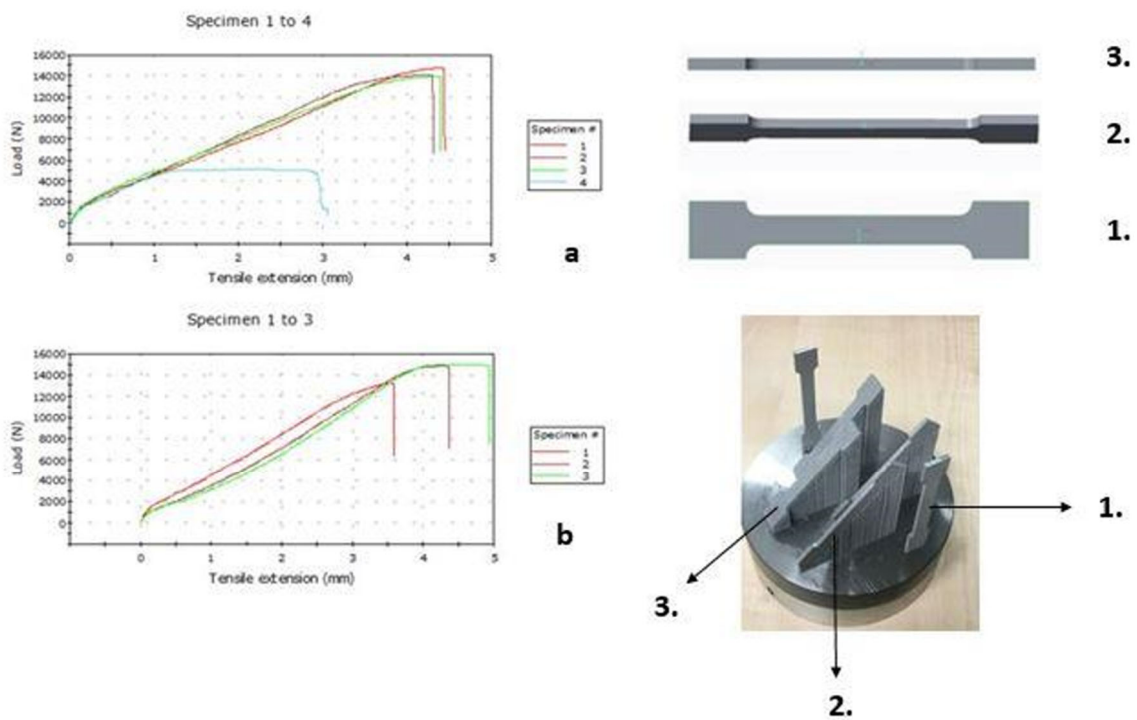
6.5.2. Szakítópróba

A vizsgálat során az előbb bemutatott 3D nyomtatás során felhasznált anyagot hasonlítottam össze kereskedelmileg tiszta titánnal. Szakítógépbe fogjuk a jeltávozott próbatesteket, majd állandó sebesség mellett elszakítottam. A 47. ábrán látható a szakítást követő állapot. A jobboldali képen a törés során keletkezett felületet mutatjuk, észrevehető a rideg törés jellege.



47. ábra. Elszakított próbatest

Az 48. ábrán bemutatjuk a szakítódiagramokat. Az 1-3-ig való számok rendre, 0°, 45° és 90°-os gyártási orientációnak felelnek meg, a 4-es jelölés az öntött próbatestet jelenti.



48. ábra. Az additív gyártástechnológiával készített minták szakítópróbájának diagrammjai, illetve különböző nyomtatási orientációja

A 9 és 10. táblázatban a szakítóvizsgálatokkal meghatározott jellemzőket részletezzük

9. táblázat. A szakítóvizsgálatokkal meghatározott jellemzők az 48.a ábrán mutatott próbatestekre

	Szakítófeszültség a szakítószilárdságnál [MPa]	Modulus (E-modulus) [MPa]	Alakváltozás a szakítószilárdságnál [%]
1	1138	29033,99353	12,49
2	1142	31482,56226	12,06
3	1103	28916,19873	12,44
4	453	27104,83398	5,68

10. táblázat. A szakítóvizsgálatokkal meghatározott jellemzők az 48.b ábrán mutatott próbatestekre

	Szakítófeszültség a szakítószilárdságnál [MPa]	Modulus (E-modulus) [MPa]	Alakváltozás a szakítószilárdságnál [%]
1	1081	29683,76770	10,12
2	1235	19828,68652	12,12
3	1231	15789,66064	12,64

A szilárdságokban a különbség az anizotróp szövetszerkezetből adódik. A fektetett próbatestnél a hosszúkás szemcsék párhuzamosak a terheléssel, ez szilárdsági szempontból kedvező. Az állított próbatestnél a hosszúkás szemcsék merőlegesek a terhelés irányára, több szemcsehatár van, és ez a kedvezőtlen orientáció a szilárdság szempontjából. A 45 fokos orientáció átmenet a két eset között. Észrevehető, hogy a második csoportnál magasabb értékek jöttek létre. A vizsgálat eredményeinek különbözősége további kérdéseket vet fel, a nyomtatás során a rétegek strukturált összeolvastásával és a tárgy orientációjával kapcsolatban.

A 11. táblázat tartalmazza a kereskedelmileg tiszta titán szakirodalomból vett érték, és az általunk öntött próbatestnél kiértékelt érték látható.

11. táblázat. Öntésből származó adatok

	Feszültség [MPa]	Rugalmasági modulus [GPa]
Kereskedelmileg tiszta titán (szakirodalom)	345	103
Kereskedelmileg tiszta titán (öntés)	453	27

A 12. táblázat tartalmazza a Ti-6Al-4V titán ötvözet összehasonlítását a szakirodalomból vett értéket és az általam 3D nyomtatás és hőkezelést követő értékeket. A szakirodalomból vett

értékek szálanyagra jellemző értéke, hengerelt, köszörült szálanyag. Ezt nem vetik hőkezelés alá esztergálás, forgácsolás előtt.

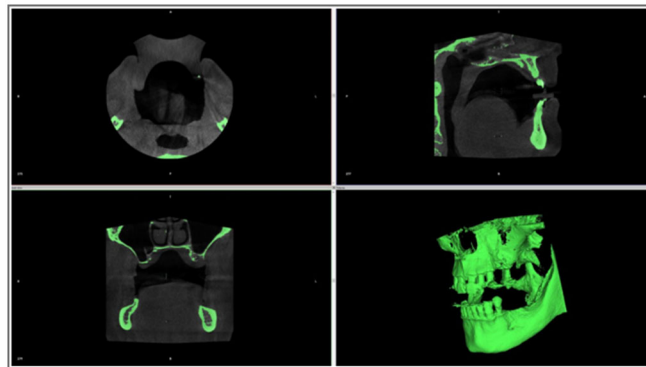
12. táblázat. Szálanyagból és 3D nyomtatásból származó adatok

	Feszültség [MPa]	Rugalmasági modulus [GPa]
Ti-6Al-4V (szakirodalom)	895	114
Ti-6Al-4V (3D nyomtatás)	1138	29

Összefoglalva úgy gondolom, hogy az öntés szerepét átveszi a titán megmunkálásánál a fogászat szakterületén a lézerszinterezés, vagyis a 3D nyomtatás technológiája. Az additív gyártás esetében a létrehozott termékek homogenitása egyenletes, és a megvalósult külső geometria ismert lesz. Mind a szövetszerkezet, mind a szakítópróba esetében is jobb eredmények születtek a lézerszinterezés eljárásnál az öntéssel szemben. Öntési technológia során külső, valamint belső zárványok is kialakulnak. Beágyazó anyaga speciális és drága. Emberi készség szükséges az utómunkálatához, mely nem garantálja a késztermék pontosságát. Lézerszinterezéssel a gyártás pontosabb, gyorsabb megmunkálást biztosít. Ennek köszönhetően az orvostudomány különböző területein egyre jobban terjed el a titán 3D nyomtatása [205].

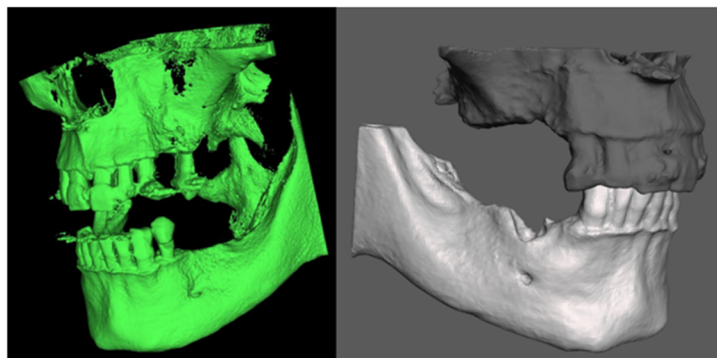
7. Egyedi fogászati implantátum numerikus analízise

A kutatásom első szakaszában az implantátumok térdimenzionált struktúrájának mértékét és az implantátum peremének zártságát vizsgáltam. A tervezés első lépésében a virtuális tervezés történik, ahol a CBCT felvételtől a csont valódi háromdimenziós képét előállítjuk, a CT felvétel feldolgozása, vagyis a csontfelület generálása látható a 49. ábrán.



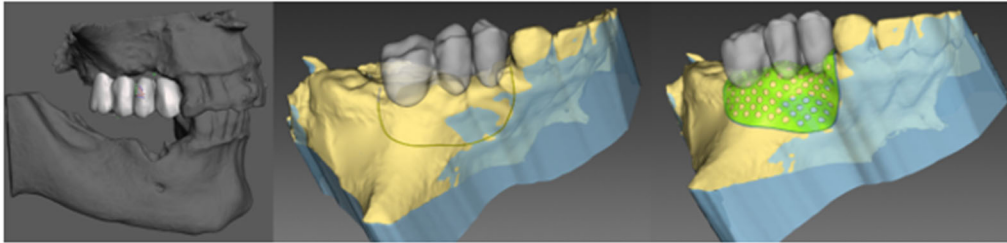
49. ábra. CBCT felvétel feldolgozás és a csontfelület generálása

A CT felvételtől generáljuk az STL fájlt, amivel dolgozunk tovább. A felvétel hibáit kijavítjuk, mely látható az 50. ábrán és ezt követően tudjuk meghatározni a rögzítési, illetve áttörési pontokat az ideális fogmű alapján.



50. ábra. STL fájl generálása és az ideális fogmű tervezése

Ha az STL fájl megfelelő, akkor a subperiostealis implantátumok tervezése következik, először az implantátum határvonalának meghatározása történik, majd a többi paraméter megadása: struktúra, vastagság, ennek folyamata látható az 51. ábrán.



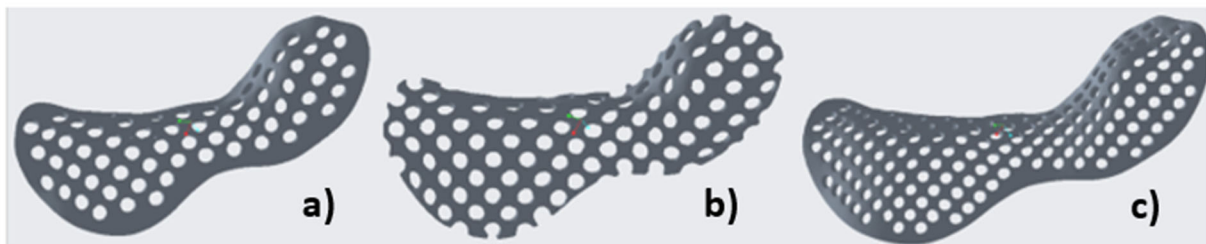
51. ábra. Implantátum határvonalának és paramétereinek megadása

Az orvosok, szájsebészek közül sokan szeretik a beültetést megelőzően látni valóságban az implantátumot, ezért közvetlen vizualizáció miatt a problémás csontterületet és az implantátumot kinyomtattuk, így az orvosok könnyebben észrevették a különböző hibákat, egy vizualizáció látható az 52. ábrán.



52. ábra. Additív gyártástechnológiával előállított vizualizáció

A vizsgálataim során sokféle implantátumot vizsgáltam meg, ezek közül kiemeltem hármat, amit bemutatok, ezek láthatók az 53. ábrán.



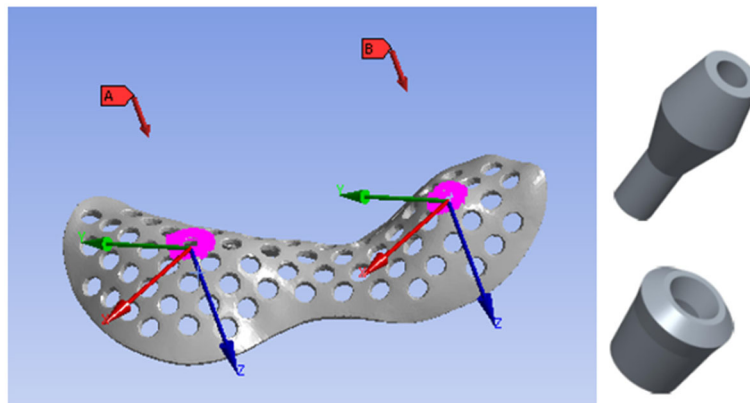
53. ábra. A vizsgált implantátum kialakítások, a) zárt szélű implantátum 1,5 mm strukturáltsággal, b) nem zárt szélű implantátum 1,5 mm strukturáltsággal, c) zárt szélű implantátum 1 mm strukturáltsággal

A 13. táblázatban mutatom be az eredményeket. A Különböző kialakítású implantátumoknál, a széleket vizsgáltam, zárt, vagy nem zárt, valamint a strukturáltságok között eltéréseket, ebben az esetben az 1, illetve 1,5 mm-el számoltam, az implantátumok vastagsága minden esetben 0,65 mm volt. A vizsgálatok során az implantátumban fellépő feszültségeket és alakváltozás mértékét hasonlítottam össze. Az implantátumok alsó részét fix befogásnak vettem, mivel az a csontállományra teljes mértékben illeszkedik. A végelemanalízis során a végeelem háló solid186-os másodrendű tetra elemekből épült fel, csomópont száma: 114625, elemszáma: 58763.

13. táblázat. Vizsgált implantátumok eredményei

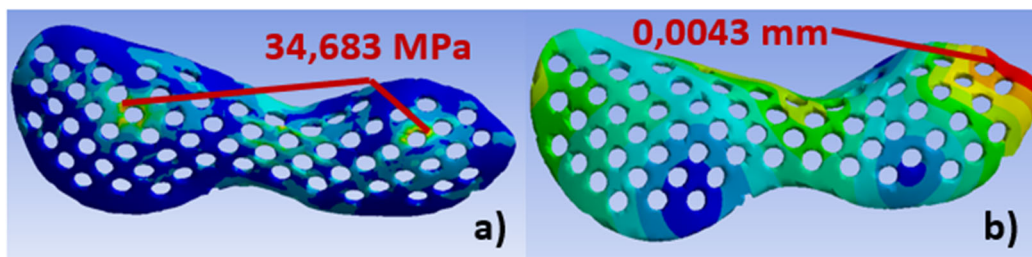
Implantátum	Feszültség [MPa]	Alakváltozás [mm]
Zárt szél, 1,5 mm strukturáltság	34,683	0,0043
Nem zárt szél, 1,5 mm strukturáltság	61,105	0,0427
Zárt szél, 1 mm strukturáltság	183,122	0,1243

A rágó erőt az implantátumtól 11 mm-re vettem fel, azoktól a pontoktól mértem ezt a távolságot, ahova a perselyt hegesztjük bele, amibe az abutment kerül majd, ez látható az 54. ábrán.



54. ábra. Az implantátumra ható erő, persely és felépítmény

A legjobb eredményű implantátum feszültségeloszlását és alakváltozását mutatom be az 55. ábrán. Az ábrán is jól látható, hogy a legnagyobb feszültség ott ébred, ahol az implantátumba van hegesztve a persely, valamint a legnagyobb elmozdulás pedig az oldalsó terület végénél. Az erő természetesen itt sem függőleges, hanem ferde hatásvonalúként van feltüntetve.



55. ábra. a) implantátum feszültség eloszlása, b) implantátum elmozdulás mértéke

A végeelem analízis segítségével kiválasztott implantátumot helyeztek be egy páciensbe, a végeredmény látható az 56. ábrán.

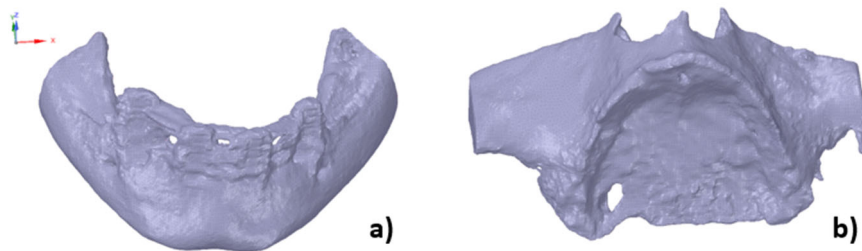


56. ábra. a) implantátum behelyezése műtéti úton, b) végleges rögzített fogmű

Nagyobb kiterjedésű implantátumokat is vizsgáltunk, ennek menetét mutatom be a következőkbe.

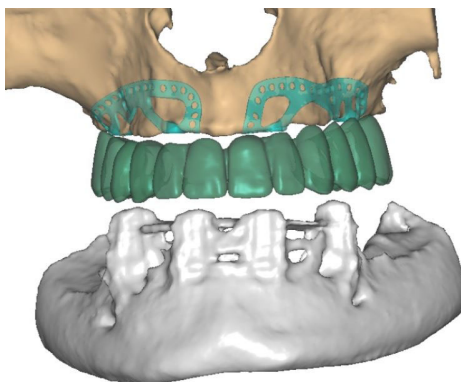
A gyártás additív gyártástechnológiával történt, saját technológiája az LMF (Laser Metal Fusion). Additív gyártástechnológiával komplex belső struktúrák hozhatók létre, rétegről rétegre építi fel a gyártandó darabot. Az általunk használt 3D nyomtató a Mysint 100, lézersugaras olvasztáson alapuló berendezés. Három fő egységre választjuk szét a nyomtatást: az előkészítés, ahol háromdimenziós térbeli modelleket alkotunk, melyekből STL (háromszögelt felületállomány) fájlokat hozunk létre. A második szakasz maga a 3D nyomtatás, melynél a nyomtatót beállítása történik, a harmadik szakasznál pedig az utómunkálatokat végezzük, ahol a modellek platformról való eltávolítása és felület megmunkálás történik.

A subperiostealis implantátumok tervezése a CBCT felvételek feldolgozásával kezdődik. Az 57. ábrán látható a páciens mandibulájának STL fájlja, ami nem más, mint az alsó állkapocs csont, valamint a páciens maxillája, mely a felső állkapocs csont.



57. ábra. a) Mandibula b) Maxilla

Virtuális tervezés eredménye látható az 58. ábrán, melyen szerepel a maxilla, mandibula, a tervezett implantátum és a fogmű.



58. ábra. Virtuális tervezés

A CBCT alapján terveztük meg az elkészült subperiostealis implantátumot. A titánháló tervezésénél figyelembe vettük a mechanikai jellemzőket is.

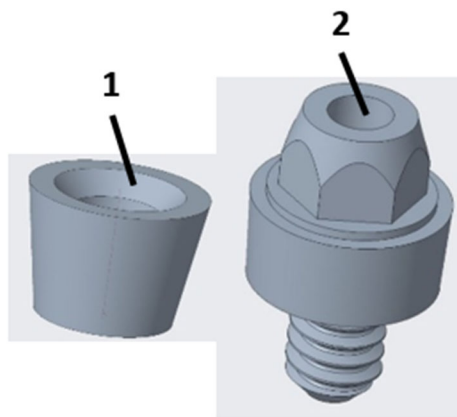
Az 59. ábrán látható az általunk megtervezett titán implantátum STL fájlja, melynek végeelem analízis segítségével vizsgáltam meg a térdimenzionált struktúráját.



6. ábra. Tervezett titán implantátum (subperiostealis implantátum) STL fájlja

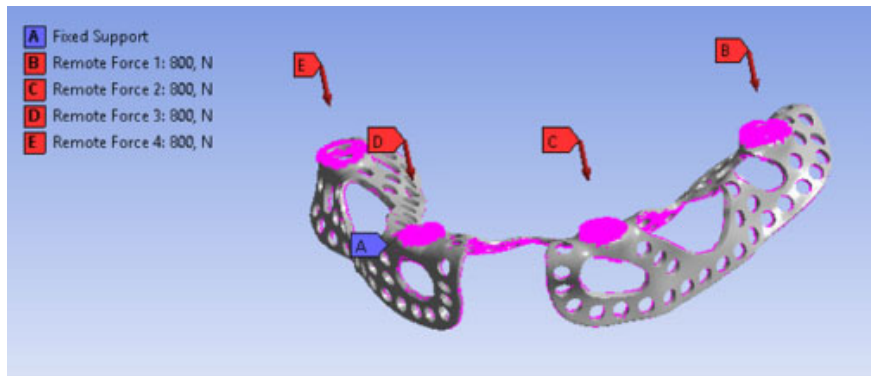
7.1. Végeselem analízis eredménye

Az erők az implantátumra közvetlen négy támadásponton hatnak, mivel a fogművek oda fognak csatlakozni. Az implantátum és fogmű között 4 alkatrész található. Ezek a csatlakozó alkatrészek 3D-s modellje, valamint összeszerelt állapotban látható a 60. ábrán. Az 1-es elem a csavaros persely, mely az alaplemezhez hegesztett kötéssel van rögzítve, a 2-es elem az abutment, mely kettős csavaros rögzítésű, kúpos rész a beszereléshez szükséges hatszög alakú illesztést tartalmazza, az oldalfalának magassága korrigálja az íny szükséges vastagságát. Ez a felület az egyik legfontosabb ebben a rendszerben, ez biztosítja a hámtapadást, a baktérium izolációt a száj és a szövetek között. A 3-as elem a ragasztott interfész, mely csavarozási talppontot tartalmazza, erre ragasztjuk rá magát a koronát. 4-es elem a rögzítő csavar, mely egy hexagonális csavarozási illesztés.



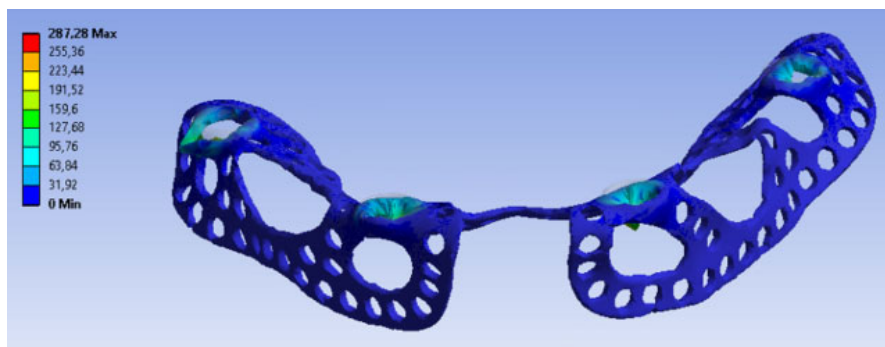
60. ábra. Felhasznált rögzítő elemek

A 61. ábrán látható az általunk vizsgált implantátum a rágóerők és alátámasztás helye. Az erőnél távoli erőt választottam, mivel a fogkoronáról fog hatni az erő az implantátumra. Az implantátumok alsó részét fix befogásnak vettem, mivel az a csontállományra teljes mértékben illeszkedik. A végeselemanalízis során a végeselem háló solid186-os másodrendű tetra elemekből épült fel, csomópont száma: 198425, elemszáma: 101412.



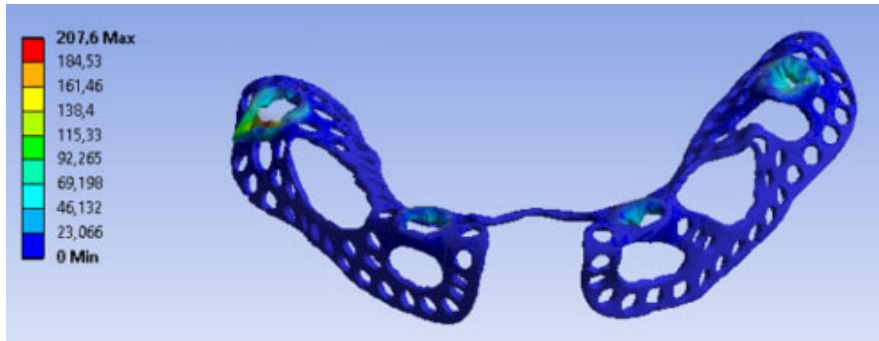
61. ábra. Titán háló megtámasztása és rá ható erők elhelyezése

Az első vizsgálatban a maximális rágóerővel számoltam, vagyis 800 N nagyságú erővel, melynek eredménye látható a 62. ábrán. Észrevehető, hogy csak az erő támadásánál ébred feszültség, melynek értéke a maximális rágóerő nagyság mellett 287,28 MPa feszültség.



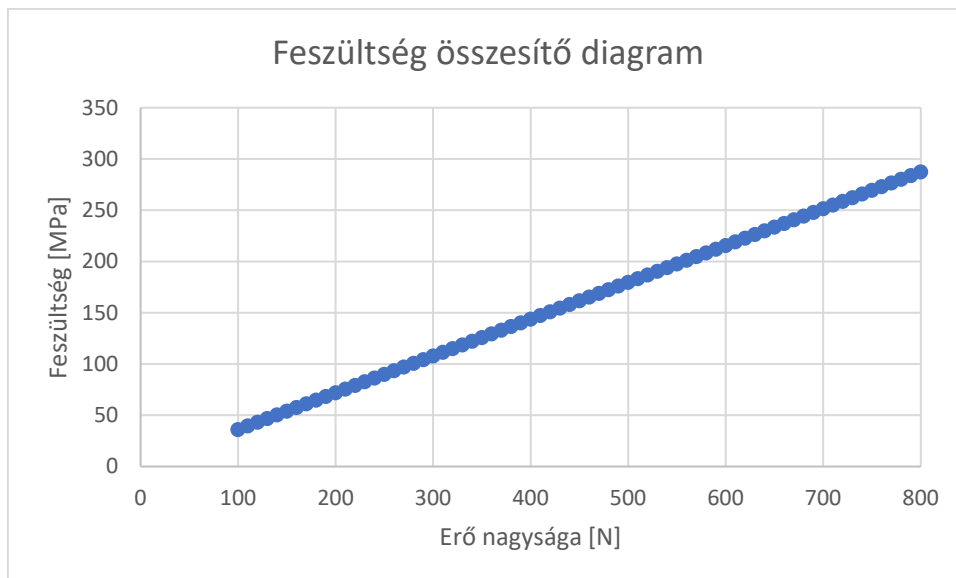
62. ábra. Maximális erőből származó eredmény

Vizsgáltam egy másik megoldást, megnéztem milyen eredmény jön ki, ha az implantátum elején a legkisebb és az implantátum hátsó területén a legmagasabb rágóerővel számolok. Az eredmény ennél a variációnál látható a 63. ábrán, az ébredő maximális feszültség 207,6MPa. Észrevehető, hogy ebben az esetben az implantátum hátsó erőtámadásoknál hat a maximális feszültség.



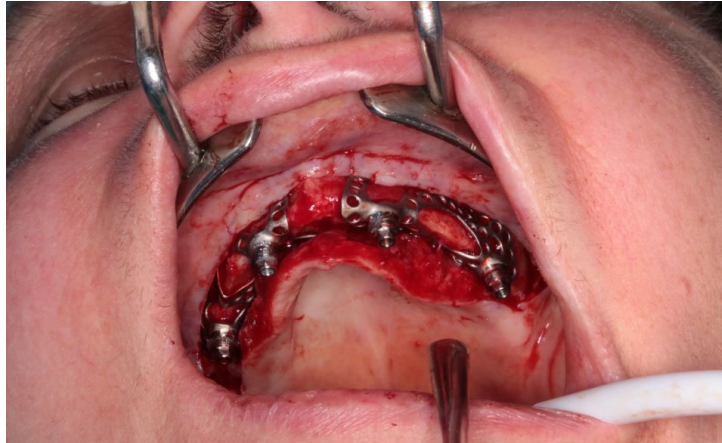
63. ábra. Rágóerő változtatásából származó eredmény

A minimális erő nagyságától a maximális erő nagyságáig végig számoltuk a különböző erő variációkat. A 64. ábrán látható, hogy teljesen lineáris az eredmények halmaza. A maximális erő mellett a legnagyobb ébredő feszültség 287,28 MPa.



64. ábra. Feszültség összesítő diagram

Az általam vizsgált implantátum gyártást követően beültetésre került, a 65. ábrán látható az implantátumok a páciens csontjára való illesztést.



65. ábra. Implantátum beültetése

A vizsgálataink során a maximális erő mellett a legnagyobb feszültség értéke 287,28 MPa volt. A Ti-6Al-4V Grade 2-es titánötvözet folyáshatára 760 MPa, így, ha 2-es biztonsági tényezővel számolom a megengedett feszültséget, akkor is megfelel. A térfogatcsökkentés sikeres volt, ezáltal csökkent a páciensbe való beültetés során a titánötvözet tömege. További vizsgálatok várhatók, így próbálom tovább csökkenteni a felhasznált alapanyagot [206].

8. Tesztpad szubperioszteális implantátumok mechanikai vizsgálatára

A célom az volt, hogy egy olyan tesztpadot hozzak létre, amely segítségével szubperioszteális implantátumokon a felépítménnyel együtt tudjam elvégezni a mechanikai terhelési kísérleteket. A tesztpad megtervezésének, megépítésének a gondolata onnan jött, hogy mivel a szubperioszteális implantátumok egyediek, egyénre szabottak, vagyis megrendelésre készült orvostechikai eszközök, ezért a végeselemes analízis segítségével a mechanikai vizsgálatok hosszúak lennének, hisz minden egyes implantátum esetében más és más beállításokra, kényszerekre lenne szükség, valamint az ilyen programokban mindig tökéletes körülményeket hozunk létre. A rágás anatómiáját, mechanizmusát sem egyszerű végeselemes programokban megadni. Az új tesztpad egy olyan berendezés, ami a rágás anatómiáját képes utánozni. A szubperioszteális implantátumokat felépítménnyel együtt tudom vizsgálni. Az adott erőt pneumatikus rendszer segítségével adom meg, és erőmérő cellákkal határozom meg az implantátumra és felépítményre ható valós erő nagyságát. A tesztpaddal ki lehet küszöbölni a gyártási hibákat, a rossz összeszerelést. PLC segítségével programozható a tesztpad, statikus, illetve dinamikus terhelhetőségre képes. A tesztpadon végzett első kísérletek eredményeit is bemutatom.

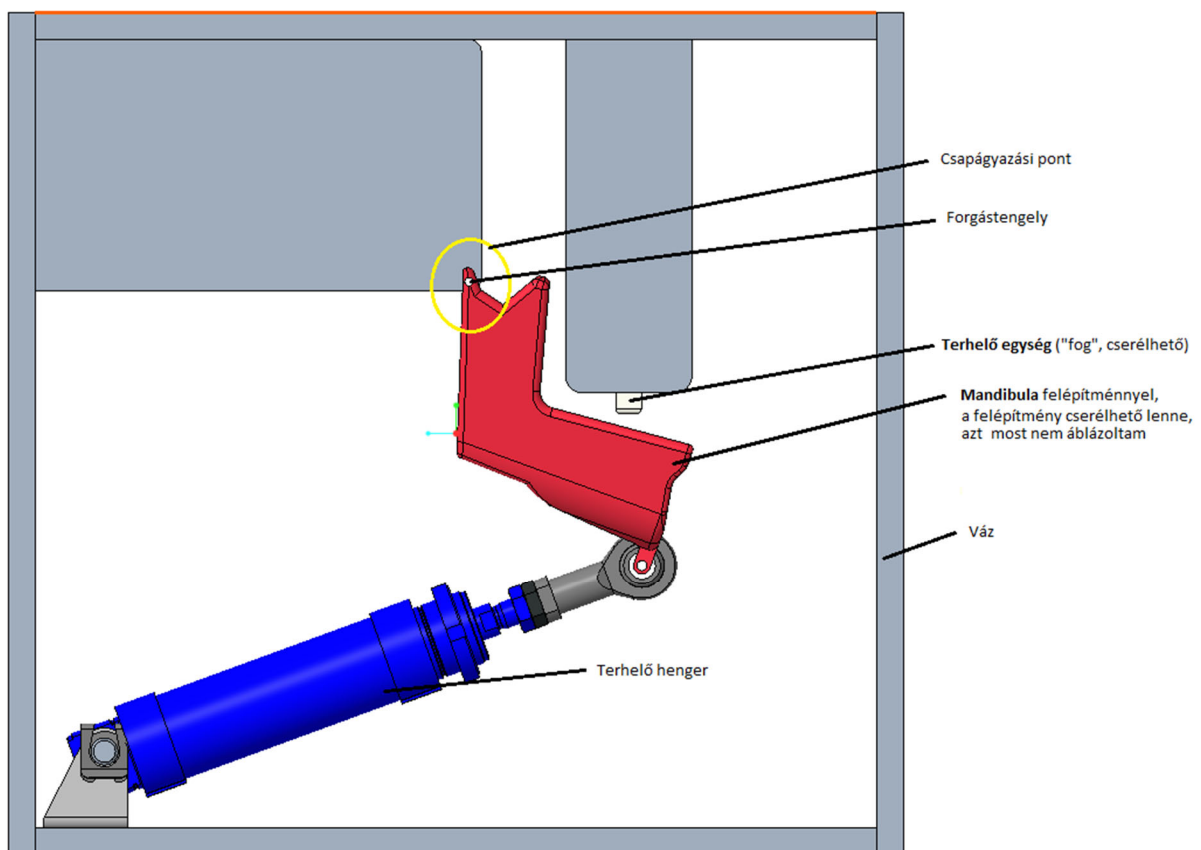
8.1. Tesztpad tervezés fázisai

A célkitűzésem a tesztpad felé az implantátumot és a hozzá tartozó felépítmény terhelésének szimulálása. Különböző axiómákat, elvárásokat támasztottam a tervezés során, ezek a következők voltak: úgy véltem, hogy elegendő az alsó állkapocs zárás előtti és utolsó 20 mm mozgását figyelembe venni, mivel ez helyettesíthető egy sima forgó mozgással, melynek tengelye a mandibula felső részén található. A felső állkapcsot fixnek vettem, így csak az alsó állkapocs mozgását vizsgálom. A rágó erőt beszabályoztam, melynek nagysága nem lehet nagyobb, mint 800 N. A tervemben szerepelt, hogy a mandibula is képes alakváltozni, így a terhelés egy részét leveszi az implantátumról, valamint a hozzá tartozó felépítményről. Különböző terhelési módokat vizsgálok, 1,2,3 vagy 4 ponton terhelném a felépítményt, statikus, illetve dinamikus terhelésre is képes legyen a szerkezet.

A tervem az volt, hogy olyan tesztpadot hozzak létre, amelyen valós körülmények között tudjam tesztelni az egyedi, rendelésre készült orvostechikai eszközt, a szubperioszteális

implantátumot. Az első koncepcióm az volt, hogy az alsó állkapocs fixen lett volna rögzítve egy állványra és egy sínes vezető kocsi segítségével mozgattam volna egy darabot, melyen elhelyezkedett volna egy cserélhető darab, ezt a darabot egy pneumatikus hengerrel mozgatta volna, melyhez tartozott volna egy nyomásmérő, illetve egy nyomás szabályozó. Ez a koncepció annyit tudott volna, hogy fel-le mozog, így 1,2,3 stb. ponton meg tudtam volna terhelni és rekonstruálnunk kellett volna 3D szkenneléssel vagy CT segítségével. Ezt a koncepciót az egyszerűsége miatt elvettem.

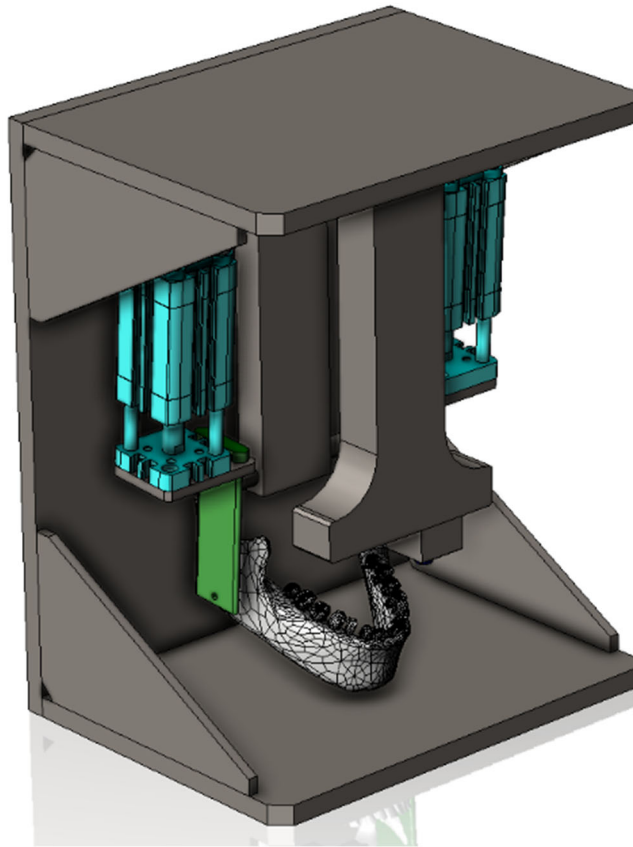
A második koncepciónál (66. ábra) az utolsó 20 mm-es nyitás-zárás ciklust utánozta volna, mivel ezáltal elegendő lett volna az alsó állkapocs jobb, illetve bal oldalán egy-egy ponton a forgástengelynél csapágyazni a minta tesztdarabomat. A csapágy párnáknak köszönhetően a mandibula egyik és másik oldala egymáshoz viszonyítva képes lett volna alakváltozni, valamint elmozdulni akár csak az ízületek.



66. ábra. Második koncepciónál a mandibula mozgatása

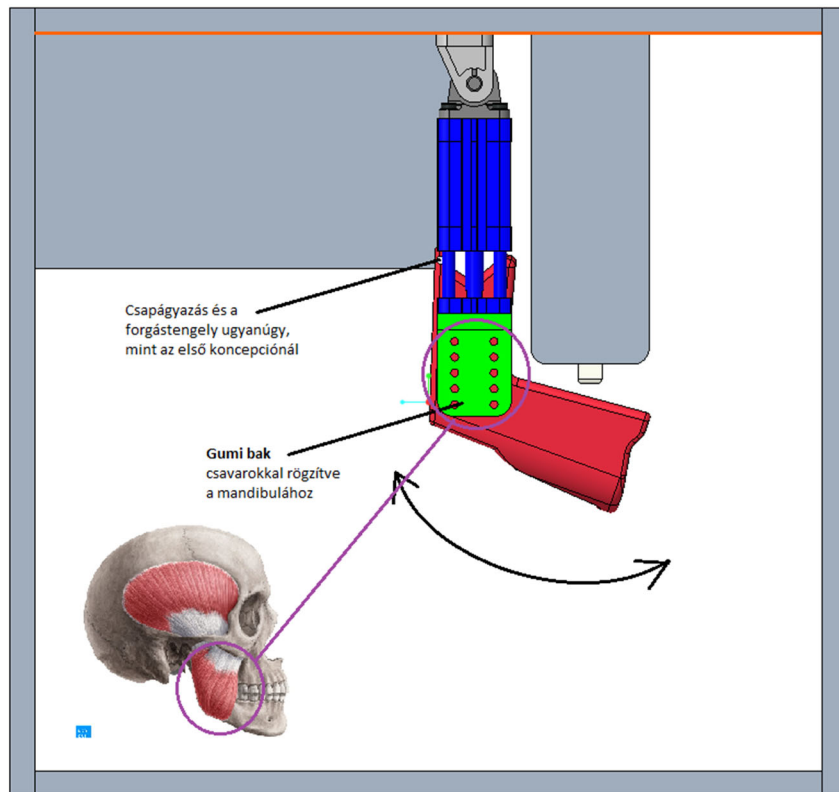
A harmadik koncepciónál (67. ábra) az alap kiinduló feltételek, vagyis a csapágyazás, forgómozgás ugyanazok voltak, mint a második koncepció esetében, annyi különbséggel, hogy

ennél a variációnál ténylegesen ott terheltük volna az állkapcsot, ahol az izmoktól is kapná a valóságban a terhelő erőt.



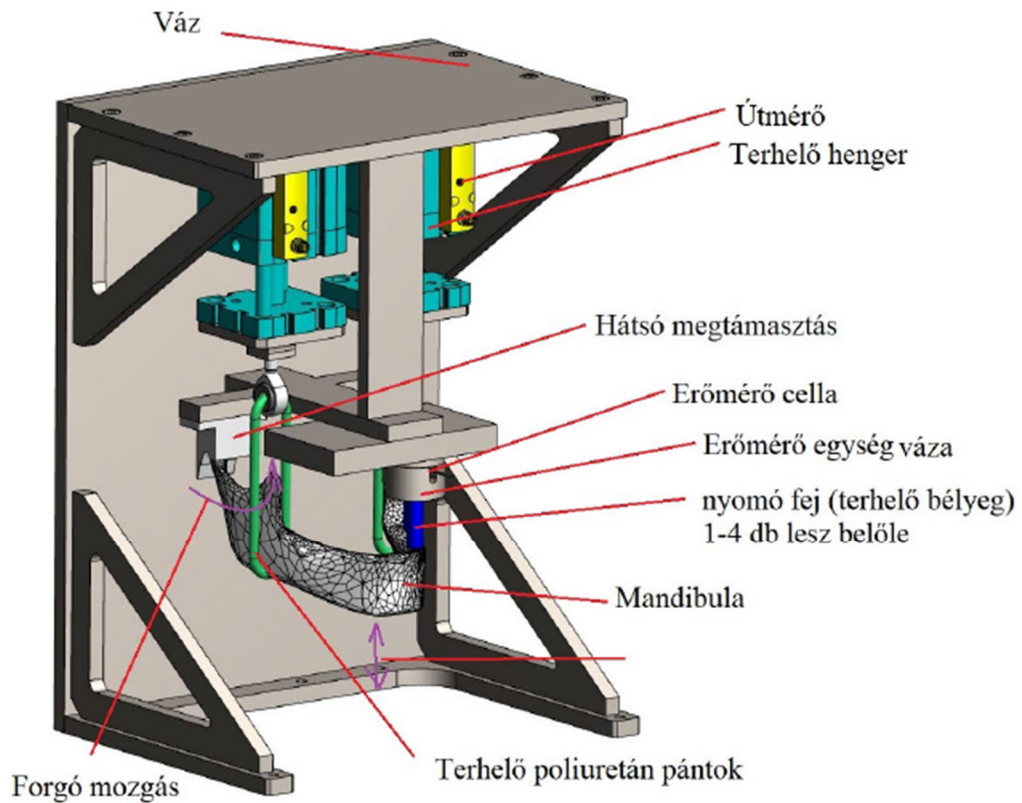
7. ábra. Harmadik koncepció

Az izmok helyettesítését oldalanként egy-egy gumibakkal (68. ábra) oldottam volna meg, melyeket az állkapocshoz csavarokkal és/vagy ragasztással rögzítettem volna, ezáltal az állkapocs torzulása hitelesebbé vált volna. A mozgást, illetve a terhelést két darab pneumatikus henger végezte volna.



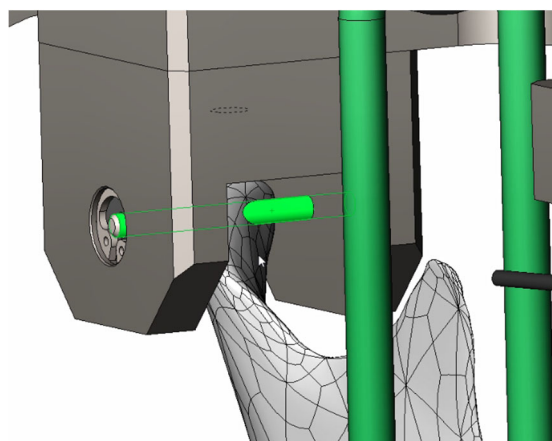
68. ábra. Izmok helyettesítése

A negyedik variációnál (69. ábra) a harmadik variációt annyival bővítettem ki, hogy egy-egy útmérőt kapott a két pneumatikus henger. A hengerek erejét tudjuk változtatni, tehát például az egyik oldalt 500 N-os erővel, míg a másik oldalt csak 200 N-os erővel tudnám terhelni.



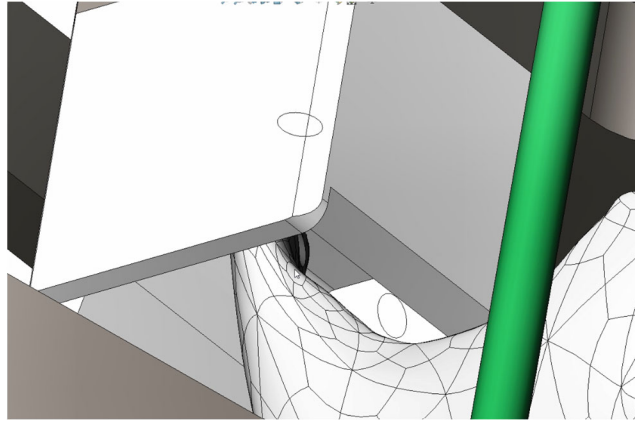
8. ábra. Végző terv

Tervezés során a mandibula befogását kétféleképpen alakítottam ki. Az első megoldásnál egy csap át van rajta ütve és ezen tud íves mozgást végezni, így önmagában is tud torzulni a minta állkapocs, ami látható a 70. ábrán.



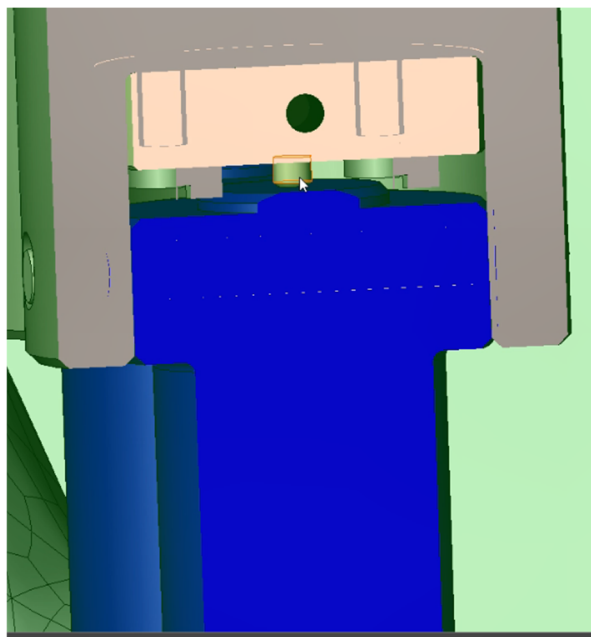
70. ábra. Mandibula csapos megoldása

A másik megoldásunk az lenne, hogy a csap helyett egy nyomtatott egységet szerelek be, melyben a mandibula csúszkálni tudna, így szabad mozgást biztosítanék neki, ez látható a 71. ábrán.



71. ábra. Mandibula megfogása nyomtatott egységgel

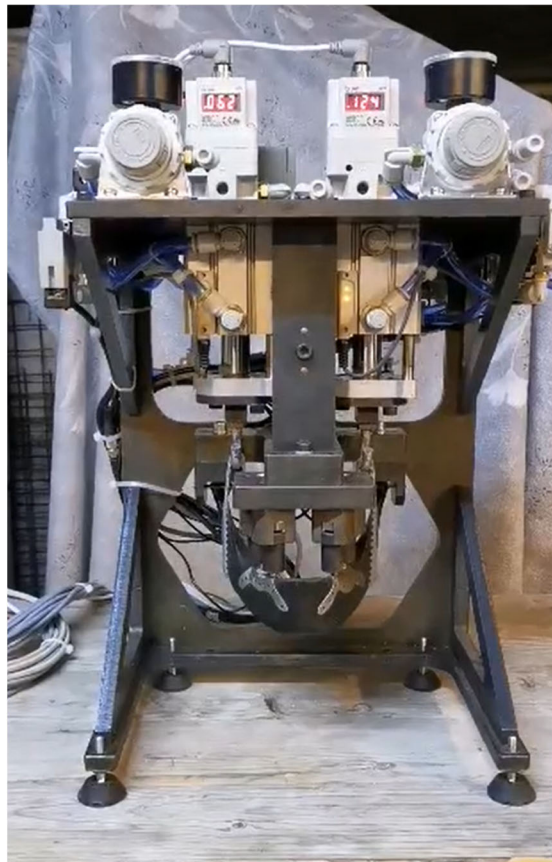
Négy darab erőmérő cellát helyeztem a konstrukcióba, melynek a közepén található egy csap, amit nyom a 72. ábrán látható kék egység. Ez fel-le mozog, nyilván csak annyit tud fel-le mozogni a csapolás miatt, hogy körülbelül egy tized milliméterre távolodjon el ettől a csaptól, vagyis nem lenne egy alapterhelése mindig az erőmérő cella felé. Viszont amikor ezt megnyomja alulról a felépítmény, akkor ez a négy cella külön mérni fog egy-egy erőt.



72. ábra. Erőmérő cella

Tesztelési programot úgy terveztem meg, hogy statikus, illetve dinamikus terhelést is képes legyen lefuttatni. A statikus terhelés esetében folyamatosan rajta hagyom a beállított erőt és azzal nyomjuk ezt a szerkezetet, majd megvizsgálom, hogy milyen elmozdulások léptek fel az erő hatására és eközben mennyire változik az erő nagysága. A dinamikus terhelésnél pedig meg tudok adni különböző erő nagyságot különböző ciklusszámok esetében, például: az első ciklusnál 10-szer ismételve meg, hogy 2 másodpercig terhelve legyen az egyik oldal 100 N-nal a másik oldal pedig 400 N-nal és így tovább, mindeközben pedig például minden ötödik terhelést követően mérjen egyet. A program ki tudja menteni a főbb adatokat, például, hogy mekkora erővel akartam terhelni, a proporcionális szelepek mekkora erőt fejtenek ki, mekkora erővel próbálják dolgoztatni a hengereket, valamint le tudom mérni a 2 darab útmérőnek a pozícióját a terhelés alatt és a négy erőmérő cella mért értékeit is ki tudom menteni a programból. A PLC segítségével ki tudom menteni ezeket Excelben, majd diagramokat tudok belőlük készíteni.

A 73. ábrán látható maga a tesztpad megépítést követően.



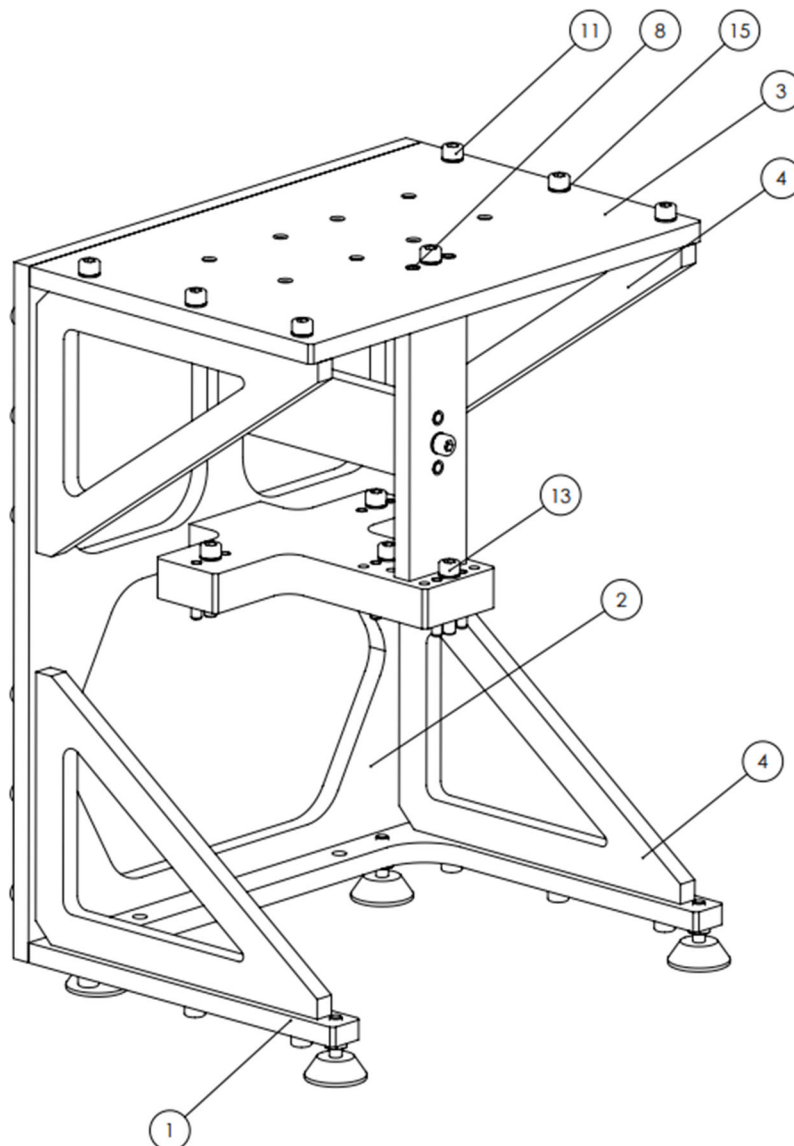
73. ábra. Tesztpad

8.2. A tesztgép felépítése

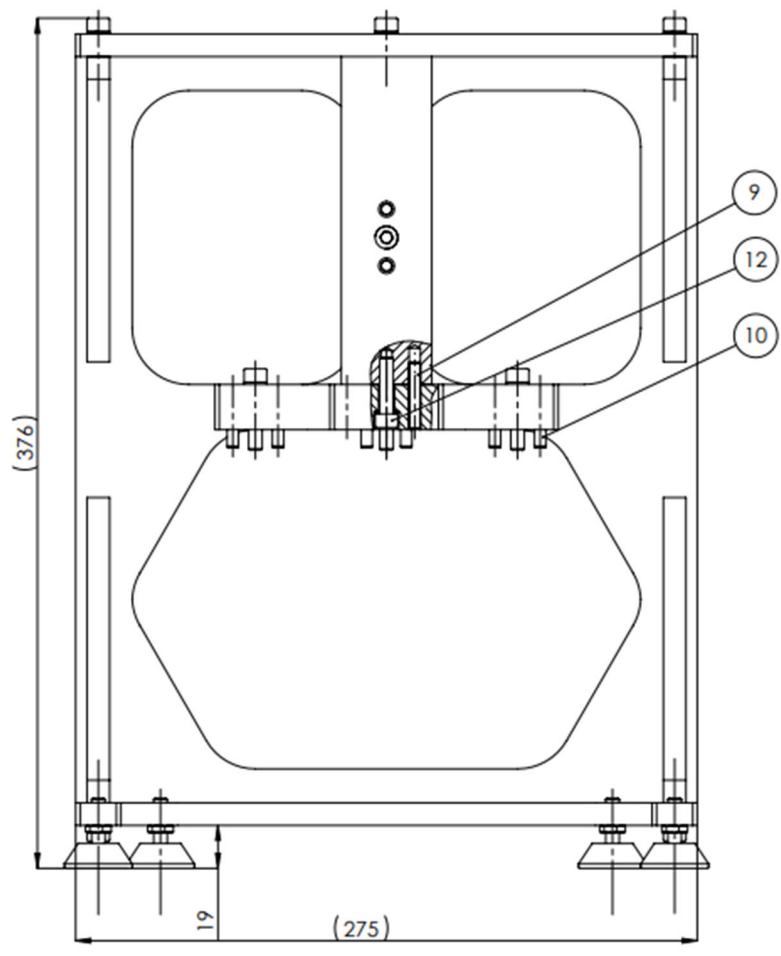
A váz egység tartalmazza a gép alap-, építő-, és merevítő lapjait, a géptalpakat és az ezen elemek megfelelő illesztésére és kapcsolódására használt kötőelemeket (illesztőszegek, alátétek, csavarok).

Ezen darabok összessége adja a gépvázat, amely feladata a fellépő mechanikai igénybevételeknek való ellenállás, valamint a gép többi alkotóeleme is ezen egységhez csatlakozik csavar kötésekkel.

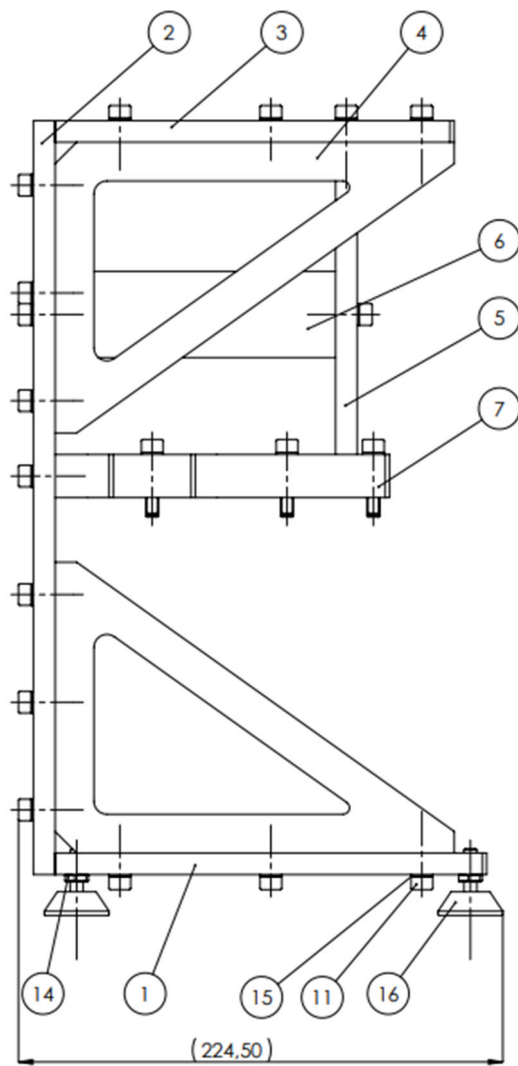
A váz felépítése a 74., 75. és 76. ábrán látható, építőelemei pedig a 14. táblázatban.



74. ábra. Gépváz



75. ábra. Gépváz szemből nézetből



76. ábra. Gépváz oldalnézetből

14. táblázat. Váz elemei

2022-002-100_Váz					
Sorszám	Mennyiség	Index	Rajzszám / Cikkszám	Leírás	Anyag
1	1	-	2022-002-100-01	Alsó lap	St37-2
2	1	-	2022-002-100-02	Hátsó lap	St37-2
3	1	-	2022-002-100-03	Felső lap	St37-2
4	4	-	2022-002-100-04	Borda	St37-2
5	1	-	2022-002-100-05	Első merevítő	St37-2
6	1	-	2022-002-100-06	Középső merevítő	St37-2
7	1	-	2022-002-100-07	Csatlakozó lap	St37-2
8	14	-	DIN EN 28734 - 5x20	Illesztőszeg	Acél
9	2	-	DIN EN 28734 - 5x30	Illesztőszeg	Acél
10	6	-	DIN EN 28734 - 5x28	Illesztőszeg	Acél
11	28	-	DIN912 - M6x20	Csavar	10.9
12	1	-	DIN912 - M6x28	Csavar	10.9
13	4	-	DIN912 - M6x30	Csavar	10.9
14	4	-	DIN439 - M6	Anyá	10
15	33	-	DIN912 - M6x25	Csavar	10.9
16	4	-	K0674.3006X020	Géptalp	M6x31xD30

A tesztpad felépítése a következő szerint történik:

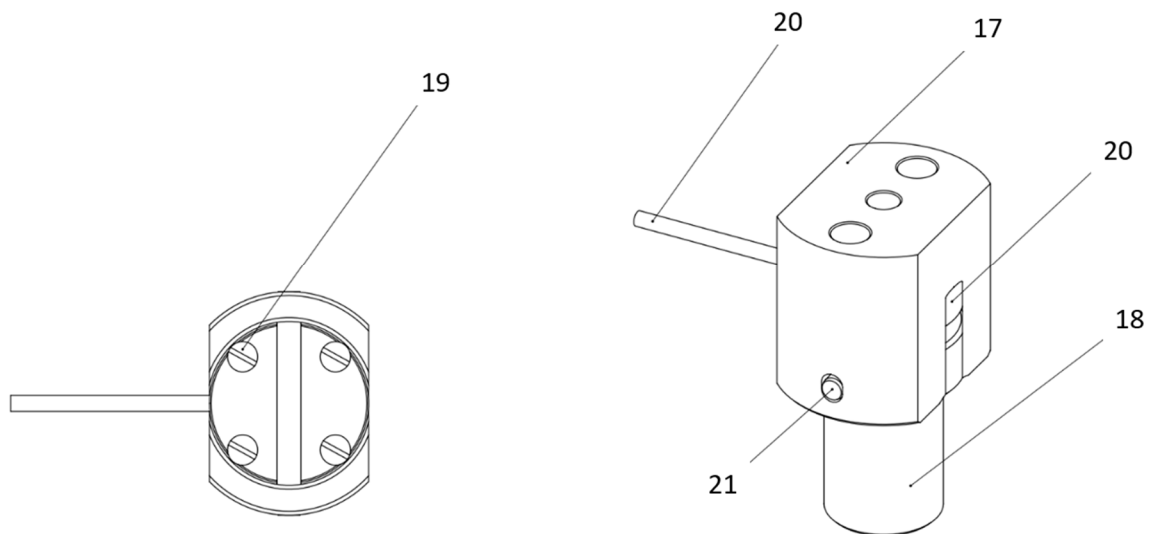
Az alsó lapba (1) és hátsó lapba (2) illesztőszeg található (8), majd a felsőlapba (3) is és csavarokkal (11) és anyákkal (14) rögzítve van a borda (4). Az első merevítő (5) is rögzítve van. A középső merevítőt (6) is rögzítve van különböző kötőelemekkel, különböző méretű csavarokkal (11), (13), anyával (14), és illesztőszeggel (8). A csatlakozó lap (7) rögzítése különböző kötelmekkel illesztőszeggel (9), csavarokkal (12), (13) és anyával (14). A váz utolsó része a géptalp (16), amit csavarral (15) rögzítünk. A váz (17) alapkonstrukciója ezáltal épült fel.

Különálló részként kezelendő az erőmérő egység, amely illesztőszegekkal és egy csavarral csatlakozik a gép vázához.

Ezen szerelvényből 4 darab található a berendezésen. Ezek feladata a teszt közben a vizsgálati pontokon (melyek száma maximálisan 4) ébredő erők mérése. A négy egységben található 4 db erőmérő cella egymástól teljesen függetlenül működik.

Attól függően, hogy hány egység van felszerelve a gépre maximálisan, 4 elkülönített pontban lehet mérést végezni. Gyakorlatilag ezen egységek végzik a terhelést is, tehát ezek számától

függ az is, hogy a pneumatikus munkahengerek által kifejtett erő hány pontban fejt terhelést a vizsgált darabon. Az egység felépítése a 77 ábrán, elemei a 15. táblázatban láthatóak.



77. ábra. Erőmérő egység

15. táblázat. Erőmérő egység elemei

Darabjegyzék 2022-002-200-V2					
Sorszám	Mennyiség	Index	Rajkszám / Cikkszám	Leírás	Anyag
1	1	-	2022-002-200-02	Csap tartó	1.7131 (16MnCr5)
2	1	-	2022-002-200-01	Terhelő csap	1.7131 (16MnCr5)
3	4	-	DIN 84 10.9 M2,5x8	Csavar	St37-2
4	1	-	Kaliber Kft. 6021 100 kg	Erőmérő cella 6021 100 kg	-
5	1	-	ISO 8734 3x28	Illesztőszeg	Acél

Az erőmérő egységnél (22) a terhelő csap (18) az erőmérő cella (20) és a csaptartó (17) csavarral (19) és illesztőszeggel (21) van rögzítve.

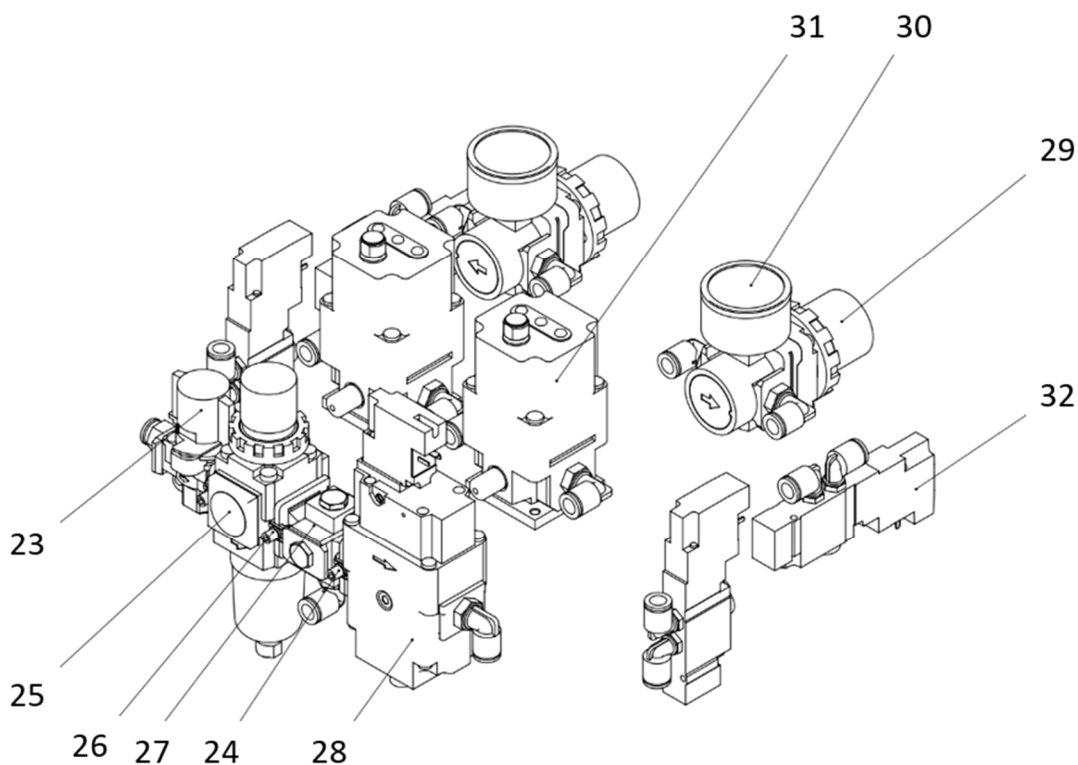
A gép harmadik elkülöníthető része a pneumatikai egység (43), amely három részre tagolható. Ezen részek elemei a 78. ábrán tekinthetők meg.

- Levegő előkészítő egység, ami a következőkből áll: kézi elzáró (23), szerelőlemez, T alakú (24), szűrő, nyomásszabályozó (25), kétfajta szerelő lemez (26), (27) és lágyindító szelep (28),

- Manuális (csak statikus) PLC nélküli teszteléshez szükséges eszközök: kézi nyomásszabályozó (29), nyomásmérő óra (30),
- PLC vezérelt elemek: proporcionális szelep (31) és mágnesszelep (32).

A felhasznált indító csatlakozók, gyors csatlakozók és elosztó elemek, valamint az összekötő csövezet nem képezik az ábra részét, ugyanakkor típusuk és darabszámuk megtekinthető a táblázatban.

A levegőelőkészítő egység (78. ábra) feladata a berendezés megfelelő nyomású, mennyiségű és milyenségű (szűrt) sűrített levegővel való ellátása. A gép alapvetően már 5 bar nyomással képes megfelelően üzemelni (ez a proporcionális szelepek felső áteresztési határa), azonban a zavarmentes és kiegyensúlyozott működés érdekében az ajánlott bejövő nyomás értéke **7-8 bar**. A 23-as elemmel helyezhető nyomás alá a készülék. A kettes elem feladata a levegő szűrése, valamint a nyomás szabályozása, alapvetően érdemes a nyomást 6 bar-ra állítani. A 28-os egység feladata a nyomás lassú felfuttatása a rendszerben, ezzel egyenletessé téve a működést. Amennyiben nem akarjuk a PLC vezérlést használni (például meghibásodás esetén), akkor lehetőség van (csupán a levegő nyomásának beállításával a két 29-es elem) statikus tesztek elvégzésére. Ehhez a pneumatikus elemek átkötésére van szükség, az ezen funkció használatához szükséges teendőket a pneumatikus kapcsolási rajz tartalmazza. Alapvetően ezek az egységek nincsenek levegőnyomás alá helyezve, hogy ne zavarják a PLC vezérelt gép normál működését. A 31-es elemek az elektromos jellel vezérelt proporcionális szelepek. Ezen szelepek a munkahengerekben felépülő nyomást változtatják, ezzel biztosítva, hogy a terhelő erőnk dinamikusán változhasson. A 32-es elemek a mágnesszelepek, amelyek vezérlik a terhelő hengerek mozgását. Pneumatika darabjegyzékét a 16. táblázat mutatja be.



9. ábra. Pneumatika

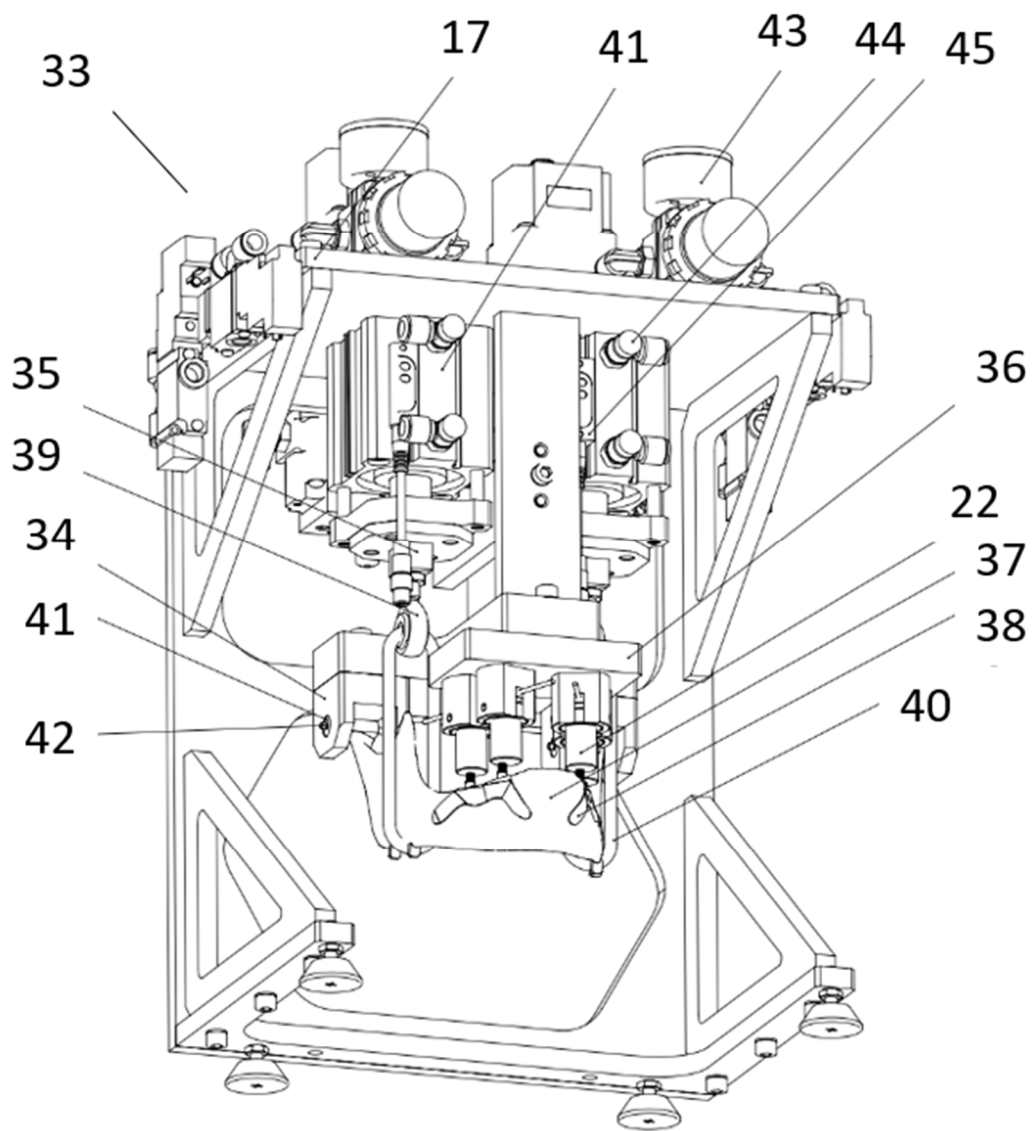
16. táblázat. Pneumatikus rendszer elemei

Darabjegyzék 2022-001-300_Pneumatika				
Sorszám	Mennyiség	Index	Rajzsám / Cikkszám	Leírás
23	1	-	SMC VHS20-F02A-S	Kézi elzáró
24	2	-	SMC Y200T-A_AC-B	Szerelő lemez, T alakú
25	1	-	SMC AW20-F02EH-B	Szűrő, nyomásszabályzó
26	1	-	SMC Y200-A_AC-B	Szerelő lemez
27	1	-	SMC Y24-F02-A	Szerelő lemez
28	1	-	SMC AV2000-F02-5YOB-A	Lágyindító szelep
29	2	-	SMC AR20-F02H-A	Kézi nyomásszabályzó
30	2	-	SMC G46-10-01	Nyomás mérőóra
31	2	-	SMC ITV2030-33F2N	Proporcionális szelep
32	4	-	SMC SY513-5YO-01F-Q_SU	Mágnesszelep
33	10	-	SMC KQ2L08-02AS	Indító csatlakozó
34	8	-	SMC KQL08-01AS	Indító csatlakozó
35	1	-	SMC KQ2H08-01AS	Indító csatlakozó
36	3	-	SMC 2611-1/8	Záródugó
37	1	-	TU0805BU-20 (20m)	Pneumatika cső
38	5	-	G46-10-01	Y elosztó

A gép többi része nem bontható külön csoportokba, a fennmaradó egységeket és az eddig tárgyalt részeket a tesztelő egység (33), másnéven tesztpad foglalja össze. Ez berendezés legfelső összeállítása. Elemei a 79. ábrán láthatóak. Ezen összeállítás legfontosabb részei, a terhelést végző munkahengerek (46), a terhelést a vizsgált darabnak átadó poliuretán szíjak (40), a vizsgált darab (38), ami a mandibulára (37) van rögzítve, az erőmérő egység (22) és ami tartja, a terhelés tartó (36), pneumatika (43), a fojtó-visszacsapó szelep (44), lineáris útmérő (45), valamint a vázhoz (17) rögzítéshez szükséges további elemek.

A munkahengereket (46) csavarok rögzítik a váz (17) felső lapjához. A hengerek vezetett szárúak, amely biztosít elfordulás ellen, valamint védi a henger dugattyúrúdját. Ezen hengerek végén egy kampó tartó lap (35) látható, amelyet csavarok rögzítenek a hengerekhez, a lap alsó részén pedig egy menetes kampó (39) látható. Ezen kampóhoz csatlakoznak majd a szíjak (40), amelyek átadják a terhelést a vizsgált darabnak, az implantátumnak (38).

A vizsgált darab az állkapocs felső részén van csapágyazva. A csapágyak (41) a mandibula tartó (34) egységekben helyezkednek el, melyek csavar és illesztőszeg rögzít a vázhoz (17). A csapágyak és a vizsgált darab egymáshoz történő menesztését 2 db tengely (42) végzi, melyek pozícióját biztosító gyűrűk rögzítik. A tesztgép felépítése a 79. ábrán, elemei a 17. táblázatban láthatóak.



10. ábra. Tesztpad

17. táblázat. Tesztpad elemei

2022-002-000_Tesztelő					
Sorszám	Mennyiség	Index	Rajzszám / Cikkszám	Leírás	Anyag
17	1	-	2022-002-100	Váz	-
22	4	V2	2022-002-200-v2	Erőmérő egység	-
34	2	-	2022-002-000-01-A	Tartó	1.7131 (16MnCr5)
35	2	-	2022-002-000-02	Tartó	St37-2
36	1	-	2022-002-000-03	Terhelés tartó	St37-2
37	1	-	-	Human Jaw	3D printed Plastic
38	1	-	2022-001-100	SubGen	Titan Grad 3
39	2	-	-	M8 kampó	Steel
40	2	-	-	Maedler szíj	Erősített Poliuretán
41	4	-	Norelem 23800-100301004 (FAG623-2Z)	Csapágy	-
42	2	-	2022-002-000-07	Tengely	-
43	1	-	2022-002-300	Pneumatika	-
44	4	-	SMC AS2201F-01-08SA	Fojtó-visszacsapó szelep	-
45	2	-	-	Lineár útmérő	-
46	8	-	RA 2,3 DIN6799	Biztosító gyűrű	Acél
47	2	-	DIN 439 M8	Anya	10
48	8	-	ISO 8734 D5x20	Illesztőszeg	Acél
49	4	-	ISO 8734 D5x28	Illesztőszeg	Acél
50	4	-	DIN 912 M4x10	Csavar	10.9
51	2	-	DIN 912 M630	Csavar	10.9
52	2	-	DIN 125 A5.3	Alátét	Acél

Tesztpad villamos szerelése

A villamos szekrény kivitelezésénél elsőként a beépítendő kereskedelmi áruk típusainak, fizikai méreteinek és elrendezésének a meghatározása történt. A mechanikából adódik, hogy a pneumatikus mozgás szabályozott, így proporcionális szelepekre van szükség, útméréssel. A tesztdarabon pedig erőmérő cellákkal mérünk. Mivel ezt a ki/bemeneti és analóg csatornaszámot önmagában egyetlen kompakt PLC sem képes lekezelni, ezért moduláris PLC-re esett a választás: A Siemens által gyártott S7-1200as család kellően rugalmas, megfelelő teljesítményű. A professzionális nagyteljesítményű PLC-khez képest kedvező árú, bővíthetősége sokféle kiegészíthető modullal, akár terepi eszközzel megoldható. A fejlesztőkörnyezete pedig a folyamatosan fejlődő Siemens TIA Portal.

A PLC kiválasztásánál az S7-1214-es típusra esett a választás (6ES7214-1AG40-0XB0), ez a legkisebb tagja a családnak, amely már 4 modullal bővíthető a backplane buszon keresztül. Több mint 100Kbyte belső tárhellyel bír, ami több mint elegendő. De későbbiekben bővíthető Siemens SD kártyával, ha szükséges. 16 digitális bemenettel rendelkeznek, amiből 6db gyors bemenet (HSC) és 10 digitális kimenettel, amelyből 4db Pulse Train (100kHz-es) kimenet így képes kár szervóhajtás szabályzását is megvalósítani. Mivel a CPU integrált kimeneteinek megtáplálása nem tagolható, így szükségünk volt egy ki és bemeneti bővítő modulra, amely nem vezérlőfeszültségről, hanem tehertápfeszültségről üzemel (véskör). 6ES7223-1BL32-0XB0 backplane buszra csatlakoztatható 16 ki- és 16 bemeneti számmal rendelkező modulra esett a választás. A mérőcellák mérőerősítőjét analóg kártyákra kell helyezni, a Siemens 1200-as családjában az SM 1231 kártya található meg. (6ES7231-5ND32-0XB0) A kártya konfigurálható +/-10 V, +/-5 V, +/-2.5 V, +/-1.25 vagy 0-20 mA/4-20 mA tartományú működésre, 15 bit+előjeles felbontásban. Amely az alkalmazásunkhoz több, mint elegendő. A proporcionális szelepek szabályzásához az analóg SM1232 kártyát választottam (6ES7232-4HD32-0XB0). Szintén konfigurálható, feszültség üzemmódban 14bit, áram üzemmódban 13bit felbontással. Mivel a szabályzás, mérőcellák kalibrálásának lehetősége, mért adatok tárolása, adatgyűjtése összetett feladat, ezért a kezelést egy Simenes HMI-ről valósítottam meg. Ehhez a kedvező árú KTP400-as típust választottam. A külső Ethernet csatlakozás, a két profinetes eszköz (CPU és HMI) megkövetelt egy switchet is, amelyet el kellett helyezni a szekrényben. Moxa industrial ethernet switchre esett a választás. A külső perifériák fele Wieland sorkapcsokon keresztül csatlakozunk, kedvező árú mellett jó minőségűek. A kaliber mérőcellákhoz tartozó mérőerősítőket is a szekrényben helyeztük el, kellően védett helyen (ME94/A). Villamos tápfeszültségről Meanwell NDR-240-24 típusú 24V tápfeszültségen 10A-t biztosító tápegység gondoskodik. Primer és szekunder oldalán a megszakítást Schrack kismegszakítók végzik. Helyt kapott még szervíz aljzat, amely a szabvány szerint előírt áramvédő kapcsolót is kapott. Tehertáp egy Schneider kontaktoron került továbbításra. Villamos szekrény hűtéséről egy 80x80as Fandis hűtőventillátor, túloldalán 80x80as Fandis szellőzőrács gondoskodik. Rittal SK3110.000 hőmérsékletszabályzós termosztát vezérli. Vezetékek elrendezését OBO Bettermann LK4-es fésűs kábelcsatorna segíti. A készülékek elrendezését követően a szekrényméret és a beépítési mélységet figyelembe véve a Rittal AX1058.000 (800x600x250) szekrényre esett a választás, a kábelátvezetést gumimembrános alsó lemezzel oldottam meg (Rittal ASZ 2564.300)

Program leírása

A PLC program a Siemens TIA V15.1 es fejlesztőkörnyezetben készült. Amely magába foglalja a HMI programozásához szükséges WinCC flexible modult is. A tesztpad hatékony használatához és tesztekhez szükséges volt mind kézi és automata üzemet leprogramozni, lépéslánc lefutással. Kézi üzemben a kimeneti funkciók egyesével a HMI-n keresztül vezérelhetőek míg automata üzemmódban egy előre, a receptkezelő által meghívott programlefutás zajlik. A receptkezelést a Siemens HMI KTP400-as gyári beépített receptkezelője valósítja meg.

A fő program egy fb-n belül lett megírva. Itt található az induláskori inicializálás rész is, amely a kézi és az automata lépésláncot nullás lépésbe rakja be, majd kirakja kézi és automata üzemmódból is.

Az analóg perifériák lekezelése SCL programnyelvben készült 3 folyamaton keresztül. Ezek a normalizálás, skálázás és egy kalibrációs lehetőség. A kalibráció az egyenes egyenletével történik, azaz offset és erősítés értéket adhatunk meg.

Külön programrészben foglal helyet a státuszok kezelése, olyanok, mint az alaphelyzet, statikus és dinamikus teszt választása. Illetve a hiba törlés, amely a hiba szavak „nullázásával” történik. A készülék alaphelyzetre hozásához szükséges volt leprogramozni egy alaphelyzeti lépésláncot, ennek lefutása egyszerű: a már meglévő lépésláncokat nullás lépésre rakja, státuszukat törli, várakozik startjelre, majd a szelepeket elengedi Automata lépésláncban hasonló a működés. Az elindulást követően letölti a receptet, amelyből megnézi, hogy mit kell megvalósítani. Ha végzett a folyamat ciklusa a recept sorában a következő lépésre lép, ha van és szintűgy végrehajtja.

Külön funkcióblokkban szerepel még az útmérő nullpont beállítása, amelyet szükséges a mérések előtt elvégezni, illetve a működéshez szükséges időzítők beállítása

Tartalmaz adatmentés funkcióblokkot, hogy a mérési eredmények elmentésre kerüljenek. A tárolt adatok a PLC load memóriájába kerülnek elmentésre, figyelve a szabad memória terület méretére. Amennyiben megtelt, figyelmeztetést küld a HMI-re. Az SD kártya foglalaton keresztül ez a memória méret bővíthető, ez esetben erre a területre történik az adatmentés.

Mivel a CPU képes webszerveren keresztül kommunikálni, így Etherneten keresztül webserver alkalmazással letölthetőek a mentett adatok. Hibakezelésnél a hibáüzenetek Wordben tároltak és hibakód esetén ezek a paraméterek kerülnek átküldésre a HMI fele.

8.3. Tesztpad működése

A berendezés alapvetően képes a géphez rögzített vizsgált állkapocs terhelésére, azzal, hogy a mintadarabot (a csapágyakkal a vázhoz rögzített állkapocsot) elmozdítja a csapágyazás tengelye körül az óramutató járásával ellentétben, ezzel szimulálva a harapás folyamatát.

Az állkapocs két oldalán található szíjak viszik át a rágás erejét a darabra. Az állkapocs két oldalát külön-külön lehet mozgatni, eltérő erővel. A terhelő erők nagyságának beállítása a munkahengerekben ébredő nyomás változtatásával érhető el. A nyomás (0-5 bar között) dinamikus változtatása a PLC vezérlés feladata a proporcionális szelepek segítségével, így a két terhelő erő külön-külön 0-900 N (megfelelő pontossággal 200-850 N) között állítható.

A munkahengerekre szerelt lineáris útmérő egységek segítségével látható, hogy az egyes oldalakon a henger meddig tudott mozogni. Ezen értékek naplózásával megfigyelhető, az állkapocs esetleges torzulása.

A hengerek „be” vezérlésével (dugattyúrúd behúz) mozgatható az állkapocs felfelé (harapás) irányba. A hengerek „ki” (dugattyúrúd ki) mozgatásával megszüntethető a terhelés. A hengerek által okozott terhelés a teszt darab azon pontjain lép fel, amelyek érintkeznek az erőmérő egység terhelő csapjával. Ezen csapok a terheléseket közvetítik az erőmérő celláknak, így a fellépő (hengerek által generált) terhelő erők mérhetőek.

A berendezés szempontjából a bal és jobb oldal mindig az állkapocs elhelyezkedésétől függ. Tehát a berendezés jobb oldala például az állkapocs jobb oldala (mintha a berendezést hátulról figyelnénk).

8.3.1. Statikus teszt

A feladat alapvetően egy statikus tesztek (pusztán egy harapás) elvégzésére alkalmas berendezés konstruálása és megépítése volt. A statikus tesztek esetén csak oldalanként egy bizonyos erővel történő terhelés történik, egy előre definiált idő intervallumban. Mintavételezés (adatrögzítés) ilyenkor csak a teszt végén egyetlen egyszer történik.

Statikus tesztek elvégzésére a berendezéssel kétféle lehetőség is adott.

Az első koncepciók PLC vezérlés nélkül készültek, amennyiben a pneumatik rajzon megadott módon a PLC vezérelt szelepeket leválasztjuk a rendszerről és a hengerek vezérlését pusztán a kézi nyomásszabályzókra bízuk, lehetőség van manuális vezérlés nélküli tesztek elvégzésére. Ez a funkció akkor lehet alternatíva, ha a vezérlés vagy a szelepek közül egy vagy több darab

meghibásodna. Természetesen a PLC vezérlés használatával programból is kivitelezhető már ezen tesztek lefuttatása.

A statikus teszt alkalmas:

- Fárasztó vizsgálatokra, egyetlen harapás által,
- Töréstartesztre (maximális terhelés meghatározása),
- Egy adott erővel rendelkező harapás alatt ébredő terhelése meghatározására,
- Vizsgálat darab torzulásának vizsgálatára.

Változtatható paraméterek:

- Bal oldali terhelő erő [N],
- Jobb oldali terhelő erő [N],
- Harapási idő [sec].

Mért adatok:

- Bal út [mm] (*baloldali henger útmérő*),
- Bal hátsó erő [N] (*bal hátsó erőmérő cellán ébredő erő*),
- Bal első erő [N] (*bal első erőmérő cellán ébredő erő*),
- Jobb út [mm] (*jobb oldali henger útmérő*),
- Jobb hátsó erő [N] (*jobb hátsó erőmérő cellán ébredő erő*),
- Jobb első erő [N] (*jobb első erőmérő cellán ébredő erő*).

8.3.2. Dinamikus teszt

A tervezési szakasz közben merült fel egy igény, miszerint jó lenne dinamikus vizsgálatokat is végezni, gyakorlatilag leképezve a rágás folyamatát. Ez azokat a követelményeket támasztotta, hogy lehetőség legyen a harapási folyamat többszöri előre definiált számú egymás utáni elvégzésére, változtatható paraméterek (terhelő erők, harapások száma, harapási idő, relaxációs idő) mentén.

Emiatt elengedhetlenné vált a gép tisztán kézi működtetésű verziójának automatizálására. Ekkor került be a rendszerbe a két proporcionális szelep (nyomásszabályzó), a mágnesszelepek, valamint a komplett PLC vezérlés.

Így már a berendezés alkalmas több, maximum 8 különböző rágási ciklus egymás utáni lefuttatására. Ezen tesztek alatt változtatható az is, hogy milyen gyakran (minden X-edik harapásnál) történik mintavételezés.

A teszt alkalmas:

- Fárasztó vizsgálatokra, rágási ciklusok segítségével,

- Töréskeresztre (maximális terhelés meghatározása),
- Több rágási ciklus alatt ébredő terhelések meghatározására,
- Több rágási ciklus alatti torzítások meghatározására.

Változtatható paraméterek:

- Aktív ciklusok száma (db),
- Bal oldali terhelő erő [N],
- Jobb oldali terhelő erő [N],
- Harapási idő [sec],
- Relaxációs idő [sec] *(két harapás közötti idő)*,
- Ismétlések száma *(ennyi harapás lesz egy cikluson belül)*,
- Mintavételezések száma *(minden X-edik darabnál)*.

Mért adatok:

- Bal út [mm] *(baloldali henger útmérő)*,
- Bal hátsó erő [N] *(bal hátsó erőmérő cellán ébredő erő)*,
- Bal első erő [N] *(bal első erőmérő cellán ébredő erő)*,
- Jobb út [mm] *(jobboldali henger útmérő)*,
- Jobb hátsó erő [N] *(jobb hátsó erőmérő cellán ébredő erő)*,
- Jobb első erő [N] *(jobb első erőmérő cellán ébredő erő)*.

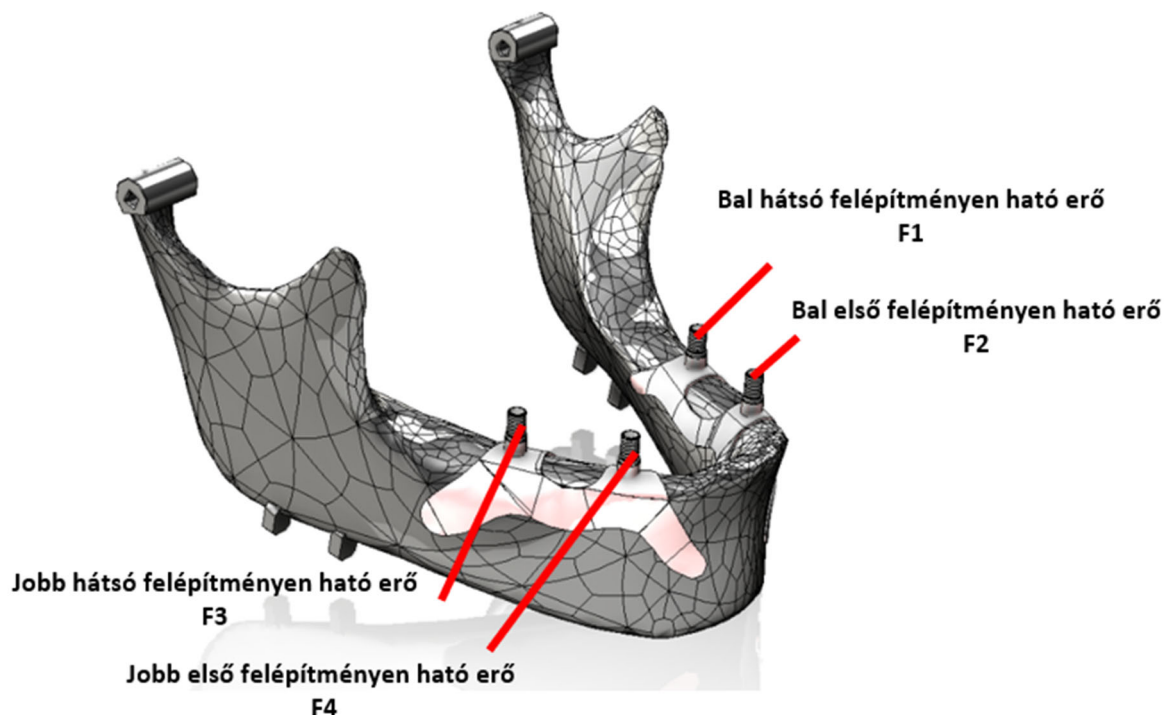
8.4. Tesztpad tesztelése és eredményei

Különböző implantátumokat vizsgáltam meg, ezek láthatóak a 80. ábrán. Az állkapcsot többféle anyagból állítottam elő. Az első anyag Magna Dental Model volt, a következő Ultracur3D Photocentric EPD 4006. A harmadik anyag Tough 2000 Resin. Az első kettő anyagból nyomtatott állkapcsot, illetve a TI-6AL-4V titánból additív gyártástechnológiával előállított implantátumokat a DENT-ART-TECHNIK KFT., illetve a PREMET KFT. szolgáltatta. A harmadik nyomtatott állkapcsot a PAB ENGINEERING Kft. nyomtatta, ezt az állkapcsot használtuk fel a tesztelésem során.



80. ábra. Nyomtatott állkapocs és titán implantátumok

Kétféle tesztelést tudok a tesztpadon elvégezni, az egyik az egyszerű statikus mechanikai tesztelés másik pedig a dinamikus tesztelés. A 81. ábrán látható módon vannak az implantátum található felépítmények elhelyezkedése. A számítások során a bal hátsó felépítményen keletkező valós erő jelölése az F1, a bal első felépítményen keletkező valós erő jelölése az F2, a jobb hátsó felépítményen keletkező valós erő jelölése az F3, a jobb első felépítményen keletkező valós erő jelölése az F4.



81. ábra. Felépítmények elhelyezkedése az implantátumon

Statikus tesztelés esetében egy fix erőt hagytam a gépen és megadtam a harapási időt. Ez látható az 18. táblázatban. A terhelési erőket úgy határoztuk meg, hogy különböző nagyságú erők legyenek az állkapocs két oldalán.

18. táblázat. Statikus paraméterek

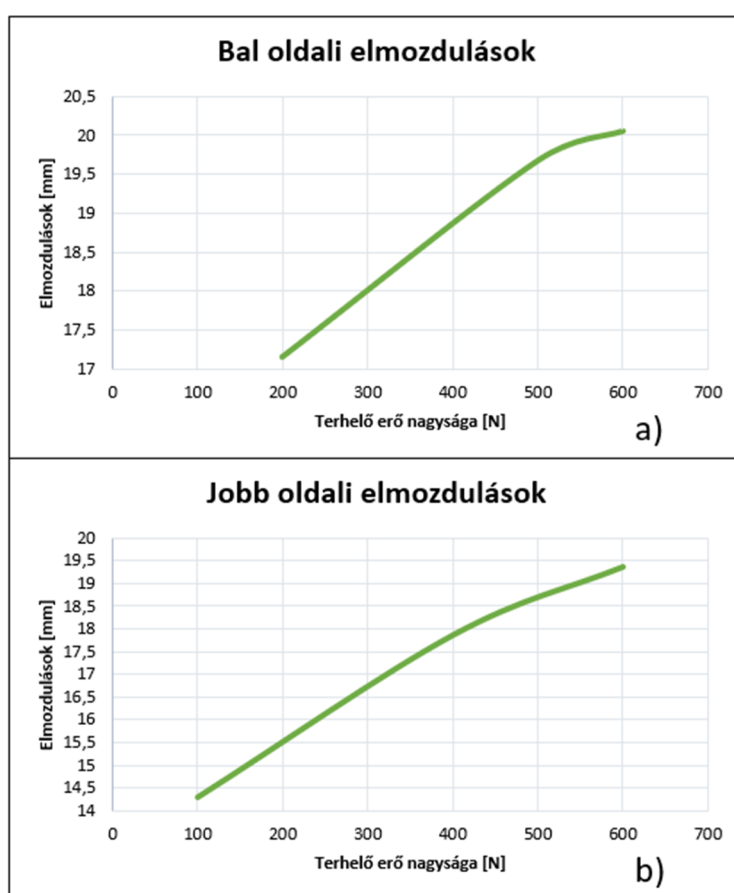
Paraméterek	1. Tesztelés	2. Tesztelés	3. Tesztelés
Jobb oldali terhelő erő [N]	400	100	600
Bal oldali terhelő erő [N]	600	500	200
Harapási idő [s]	40	120	180

A tesztelések során kimentettem a jobb, illetve bal elmozdulásokat, vagyis az állkapocs mozgását vizsgáltam, valamint a különböző pontokon mért erőket (F_1 , F_2 , F_3 , F_4). A szakirodalmakból tudjuk, hogy az állkapocsnak a rágásból származó erő nagyrészt el kell vezetnie. A statikus terhelés eredményeit látjuk a 19. táblázatban. A tesztpad során szembesültünk azzal a problémával, hogy ha gyártás során minimális eltérések vannak a felépítmények magasságban, akkor a nyomóbélyeg csak a magasabb felépítményeket éri el, ezért keletkeztek az első tesztelések esetében feltűnően kicsi erők, például az F_4 erő a t_2 teszt esetében.

19. táblázat. Statikus terhelés eredményei

Tesztelések	Bal		Jobb			
	elmozdulás [mm]	F1 erő [N]	F2 erő [N]	elmozdulás [mm]	F3 erő [N]	F4 erő [N]
1.Tesztelés	20,06	1,6	188,2	17,87	0,23	86,64
2.Tesztelés	19,68	1,02	168,42	14,31	0,3	0,23
3.Tesztelés	17,16	0,15	0,41	19,37	0,34	242,38

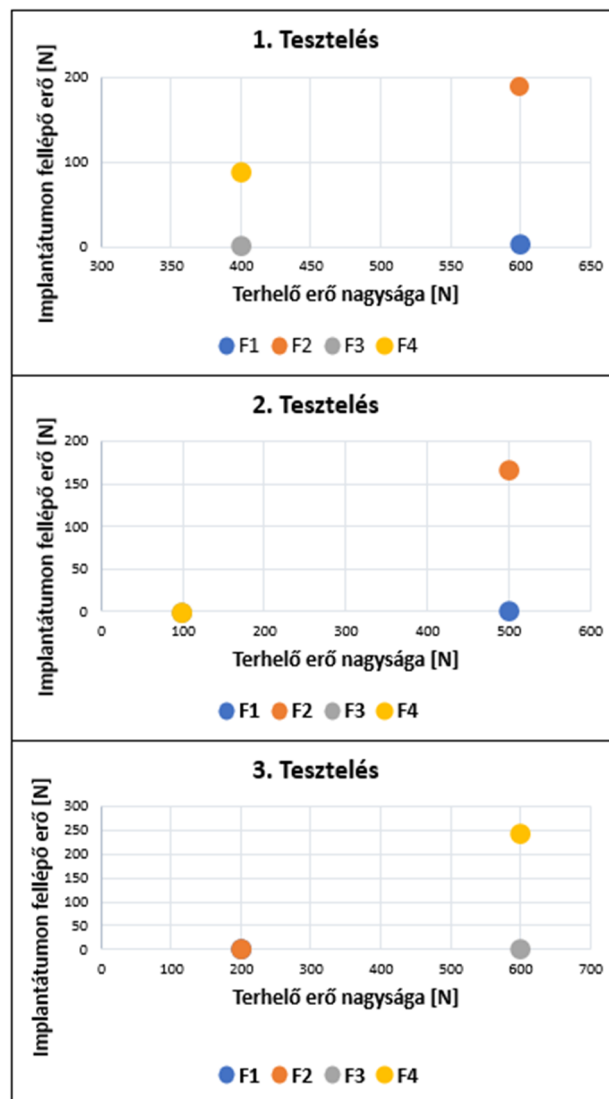
A 82. ábrán látható ez elmozdulások alakulása, mind a jobb, mind a bal oldalán az állkapocsnak. Látható, hogy mindkét oldal elmozdulása hasonló tendenciát vesz fel.



82. ábra. a) Bal oldali elmozdulások diagramja, b) Jobb oldali elmozdulások diagramja

A négy felépítményen keletkező erők nagyságát a 83. ábra mutatja. Az első teszt esetében (ahol a jobb és a bal oldali erő 400 N és 600 N volt) az látható, hogy a rágás az első mandibula első részében történik, ez abból adódik, hogy tervezés során az első két felépítmény magasabban helyezkedik el, mint a hátsó. A bal első felépítmény a rá ható erőnek 31,37%-át veszi fel, a többi részt (68,63 %) a mandibula elvezeti a rágás anatómiájának köszönhetően, míg a jobb oldalán

a felépítmény 21,66%-ot vesz fel (78,34 %-ot a mandibula vezeti el). A második tesztelés során (ahol a jobb és a bal oldali erő 100 N és 500 N volt) a rágási funkciót csak a bal első felépítmény veszi fel: a ráható erő 33,68%-át veszi fel. A harmadik teszt esetében (ahol a jobb és bal oldali erő 600 N és 200 N volt) a jobb első felépítmény veszi fel a rágási funkciót, a ráható erőnek 40,4 %-át veszi fel.



83. ábra. A felépítményekben ébredő erő nagysága a tesztelések során

A tesztelés következő szakasza a dinamikus tesztelés volt, melynek paramétereit a 20. táblázat tartalmazza.

20. táblázat. Dinamikus tesztelés paramétere

Paraméterek	Ciklus szám			
	Első ciklus	Második ciklus	Harmadik ciklus	Negyedik ciklus
Jobb oldali terhelő erő [N]	600	500	400	300
Bal oldali terhelő erő [N]	500	100	400	200
Harapási idő [s]	6	6	15	5
Relaxációs idő [s]	2	2	2	2
Ismétlések száma	10	5	3	15
Mintavételezés minden X. darabnál	1	1	1	3

A dinamikus teszt eredményei megtalálhatók a 21. táblázatban. A nyomófejek nagysága, hosszúságuk ebben az esetben ugyanakkora volt. Az implantátumra helyezett felépítmények magassága között pár milliméter különbség volt, ezáltal a vizsgálat során csak a jobb első felépítményre hatott az erő. Első ciklusban 600 N-os erővel terheltem, ebből csupán 191,76 N és 215,56 N közötti erők ébredtek a felépítményeken, amely a rá ható erő 31,96%-a, valamint 35,93%-a, a többi erőt az állkapocs elviszi. Második ciklusban 500 N-os erővel terheltem, ebből csupán 156,78 N és 162,21 N közötti erők ébredtek a felépítményeken, amely a rá ható erő 31,36%-a, valamint 32,44%-a. A harmadik ciklusban 400 N-os erővel terheltem, ebből csupán 128,79 N és 154,79 N közötti erők ébredtek a felépítményeken, amely a rá ható erő 32,19%-a, valamint 38,7%-a. A negyedik ciklusban 300 N-os erővel terheltem, ebből csupán 130,38 N és 135,15 N közötti erők ébredtek a felépítményeken, amely a rá ható erő 43,46%-a, valamint 45,05%-a. Az eredményekből is jól látható, hogy átlagban 30-45% közötti értéket vesz fel az implantátum, a maradék 55-70%-ot az állkapocs mozgásának köszönhetően maga a mandibula veszi át.

21. táblázat. Dinamikus tesztelés eredményei

Tesztelések	Bal			Jobb		
	elmozdulás [mm]	F1 erő [N]	F2 [N]	elmozdulás [mm]	F3 erő [N]	F4 erő [N]
Első ciklus	14,73	0,2	0,83	19,05	0,7	216,17
	14,77	0,2	0,9	19,13	0,74	215,56
	14,79	0,2	0,86	19,19	0,74	212,01
	14,80	0,24	0,86	19,20	0,74	206,77
	14,81	0,17	0,9	19,22	0,7	202,86
	14,80	0,2	0,86	19,23	0,74	199,86
	14,82	0,2	0,9	19,26	0,7	198,7
	14,82	0,2	0,9	19,3	0,74	196,7
	14,80	0,17	0,86	19,28	0,74	191,83
	14,81	0,2	0,9	19,3	0,74	191,76
Második ciklus	14,83	0,2	0,93	18,72	0,77	162,21
	14,83	0,24	0,93	18,72	0,74	161,19
	14,88	0,2	0,97	18,73	0,77	157,83
	14,88	0,2	0,97	18,71	0,81	156,78
	14,88	0,24	0,9	18,74	0,85	156,85
Harmadik ciklus	18,79	0,39	0,94	17,99	0,77	128,79
	18,83	0,64	0,91	18,03	0,88	145,43
	18,82	0,49	0,91	18,02	0,81	154,79
Negyedik ciklus	17,01	0,28	0,25	17,19	0,81	134,29
	16,99	0,28	0,24	17,17	0,77	134,10
	16,94	0,42	0,21	17,12	0,85	135,15
	16,93	0,24	0,23	17,11	0,81	132,48
	16,93	0,42	0,24	17,10	0,92	130,38

A második dinamikus tesztelést nagyobb terhelő erőkkel végeztük. Ebben az esetben a nyomóbélyeg a bal, illetve jobb első felépítményt érte el, így mindkettőben keletkezett erő. A másik két felépítményen ezáltal nem, mivel kisebbek voltak, mint a másik kettő. A tesztek paramétereit a 22. táblázat tartalmazza.

22. táblázat. Dinamikus teszt eredményei

Paraméterek	Ciklus szám			
	Első ciklus	Második ciklus	Harmadik ciklus	Negyedik ciklus
Jobb oldali terhelő erő [N]	600	500	600	400
Bal oldali terhelő erő [N]	800	200	600	700
Harapási idő [s]	60	120	150	60
Relaxációs idő [s]	1	2	1	1
Ismétlések száma	10	5	5	10
Mintavételezés minden X. darabnál	2	1	1	2

A dinamikus teszt eredményei megtalálhatók a 23. táblázatban. Ebben az esetben a nyomóbélyeg a bal, illetve jobb első felépítményt érte el, így ezekben keletkezett az erő. Az első ciklusban a bal oldali terhelő erő 800 N, amelyből átlagosan 32,27%-ot vesz fel az implantátum

felépítmény, a jobb oldali terhelő erő 600 N, amelyből átlagosan a felépítmény 25%-ot vesz fel. A második ciklusban az adott terhelő erőből a bal oldalon 32,95%-ot vesz fel, a jobb oldalon 46,67%-ot. A harmadik ciklusban az adott terhelő erőből a bal oldalon átlagosan 24,74%-ot vesz fel, a jobb oldalon 33,69%-ot. A negyedik ciklusban az adott terhelő erőből a bal oldalon átlagosan 38,23%-ot vesz fel, a jobb oldalon 16%-ot. Megállapítható, ha két abutmentet, felépítményt ér az erő akkor átlagosan az összes erőből (jobb és bal oldalt együttesen nézve) 29,16%-ot, 42,47%-ot, 29,21%-ot, illetve 30,15%-ot. A fent bemutatott első dinamikus eredményei, ami átlagban 30-45% között volt, most 29-43% között alakult. Minimálisan de ha két része osztódik az erő, vagyis két oldalra, akkor csökken az implantátumra ható erő.

23. táblázat. Dinamikus teszt eredménye

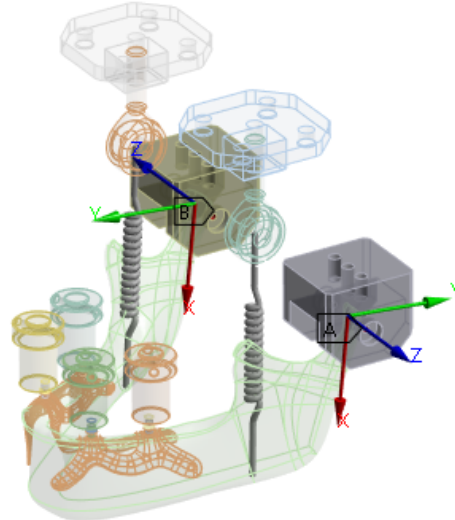
Tesztelések	Bal			Jobb		
	elmozdulás [mm]	F1 erő [N]	F2 [N]	elmozdulás [mm]	F3 erő [N]	F4 erő [N]
Első ciklus	21,4	0,92	282,36	19,5	0,32	147,94
	21,56	2,14	254,51	19,66	0,5	152,79
	21,67	2,76	243,19	19,75	0,54	151,99
	21,67	2,47	251,22	19,84	0,68	149,17
	21,85	2,14	259,64	19,9	0,79	148,09
Második ciklus	18,25	0,37	62,29	19,21	0,87	240,46
	17,87	0,41	70,93	19,17	1,01	232,11
	17,81	0,41	62,85	19,18	1,05	229,29
	17,73	0,48	65,14	19,22	1,15	228,13
	17,72	0,52	68,32	19,22	1,26	226,94
Harmadik ciklus	20,78	2,65	143,76	19,88	1,37	209,47
	20,92	2,65	144,64	19,94	1,48	203,53
	20,96	2,58	146,94	19,95	1,55	203,1
	21,01	2,47	150,52	20	1,59	198,33
	21,05	2,4	150,6	20,02	1,81	196,19
Negyedik ciklus	21,44	2,25	262,75	18,96	1,81	68,66
	21,48	2,22	270,89	18,91	1,88	64,54
	21,51	2,14	271,94	18,93	1,95	62,19
	51,54	2,07	267,17	18,93	2,02	63,09
	51,54	2,14	265,39	18,92	2,06	61,61

8.5. Végelemanalízis eredményei

Végelemanalízis segítségével statikus vizsgálatokat végeztünk el. A vizsgálat során a tesztpad modelljét alkalmaztam. Végelemanalízissel próbáltuk teljesen a valós tesztpad mozgását lemásolni. A teszteléshez tökéletes modellek kellettek, teljesen hibátlan illeszkedés, pontosság. Az előkészületekkel nagyon sok idő ment el, amíg minden darabnál sikerült a pontos

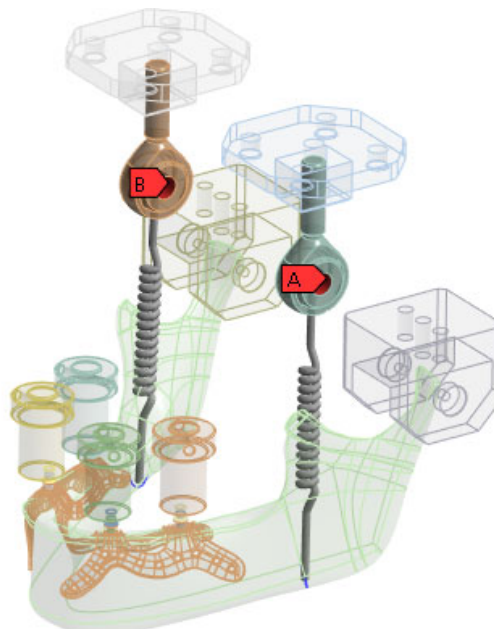
illeszkedés, hisz a különböző darabokat különböző szoftverekkel tudtam előállítani. A hálózást követően peremfeltételek következtek, ügyelve arra, hogy a valós tesztpad mozgását valósítsuk meg. A 84. ábrán látható a mandibula csúcsának befogása, ahol az x és y irányt lekötöttem, csak forgómozgást engedélyeztem.

A Revolute - 2022-002-000-01-A_Holder\Solid1 To SYS-2\Patch body
B Revolute - 2022-002-000-01-A_Holder\Solid1 To SYS-2\Patch body



84. ábra. Peremfeltétel, "z" tengely körüli forgás megengedett

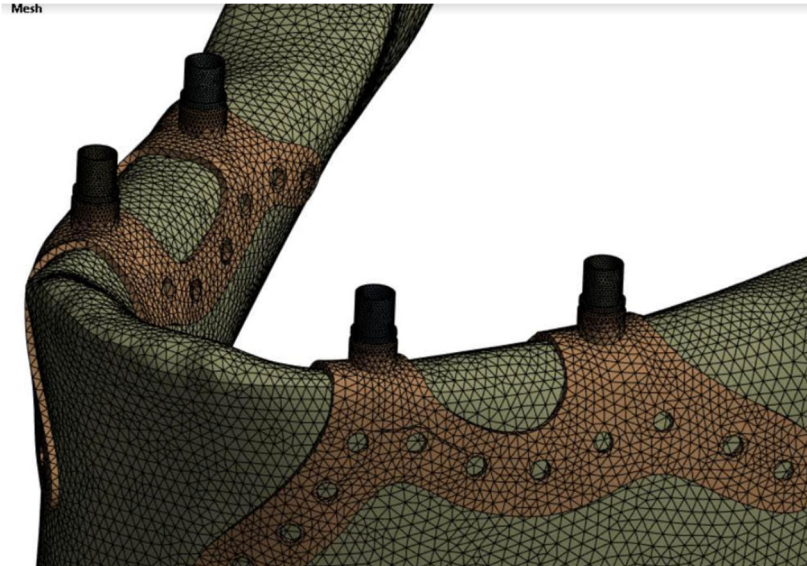
A tesztpadon a valóságban egy szíjjal rögzítettem az alsó állkapcsot, amit vége-selemanalízisben csak helyettesíteni tudok, egy rugót helyeztem be, ami látható a 85. ábrán.



85. ábra. Rugóerevség a szíj modellezésére

Közvetlenül erőbevitel a kis perselyek felső felületén, így el tudnak mozdulni a perselyek minden irányban, ezáltal tudjuk biztosítani a rágási funkcióból adódó elmozdulásokat. A 86.

ábrán látható az állkapocs és az implantátum hálózása. A csomópontszám: 210 678, az elemszám: 263 934. A kontakterő lekérdezésénél 2-3 érintkező elemsorral és másodrendű elemekkel valósítottuk meg. Az állkapocs elsőrendű elemekkel került hálózásra a modellméret csökkentésének érdekében.



86. ábra. Az állkapocs és szubperiosteális implantátum hálózása

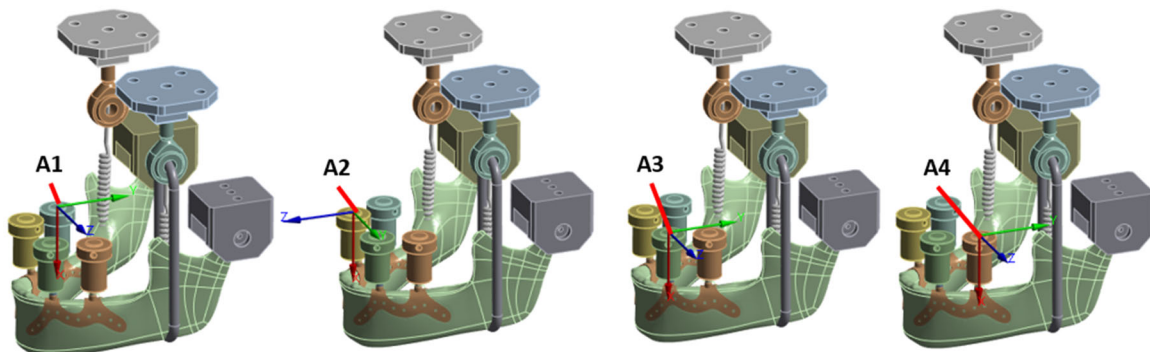
A számítások során azokat az értékeket kapjuk meg, amelyek a terhelő erő ráadásától számított pillanatban éri az implantátumot, felépítményt. A statikus tesztelés paramétereit a 24. táblázatban találhatók meg.

24. táblázat. Statikus paraméterek

Paraméterek	1. Tesztelés	2. Tesztelés	3. Tesztelés
Jobb oldali terhelő erő [N]	400	100	600
Bal oldali terhelő erő [N]	600	500	200

A 87. ábrán látható a vizsgált terület, a nyomófelületek.

Jobb hátsó nyomófelület (A1) Jobb első nyomófelület (A2) Bal első nyomófelület (A3) Bal hátsó nyomófelület (A4)



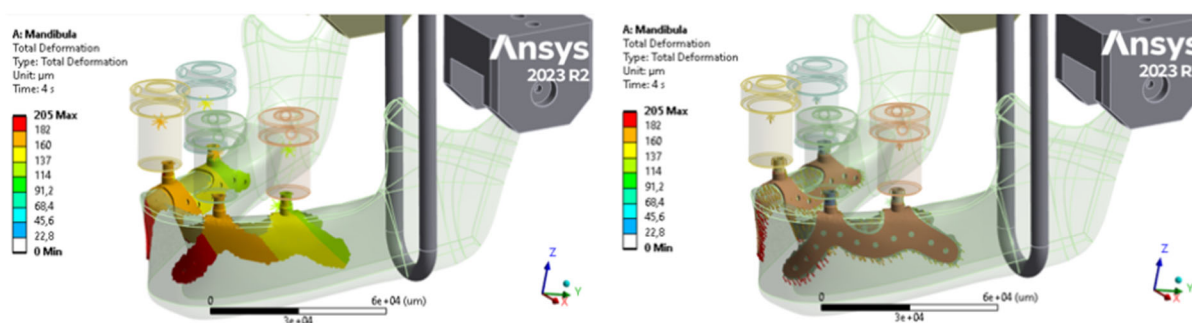
87. ábra. Nyomófelületek függőleges elmozdulásának helyei

A nyomófelület függőleges elmozdulásának mértéke a terhelő erő ráadását követő pillanatban a 25. táblázatban látható.

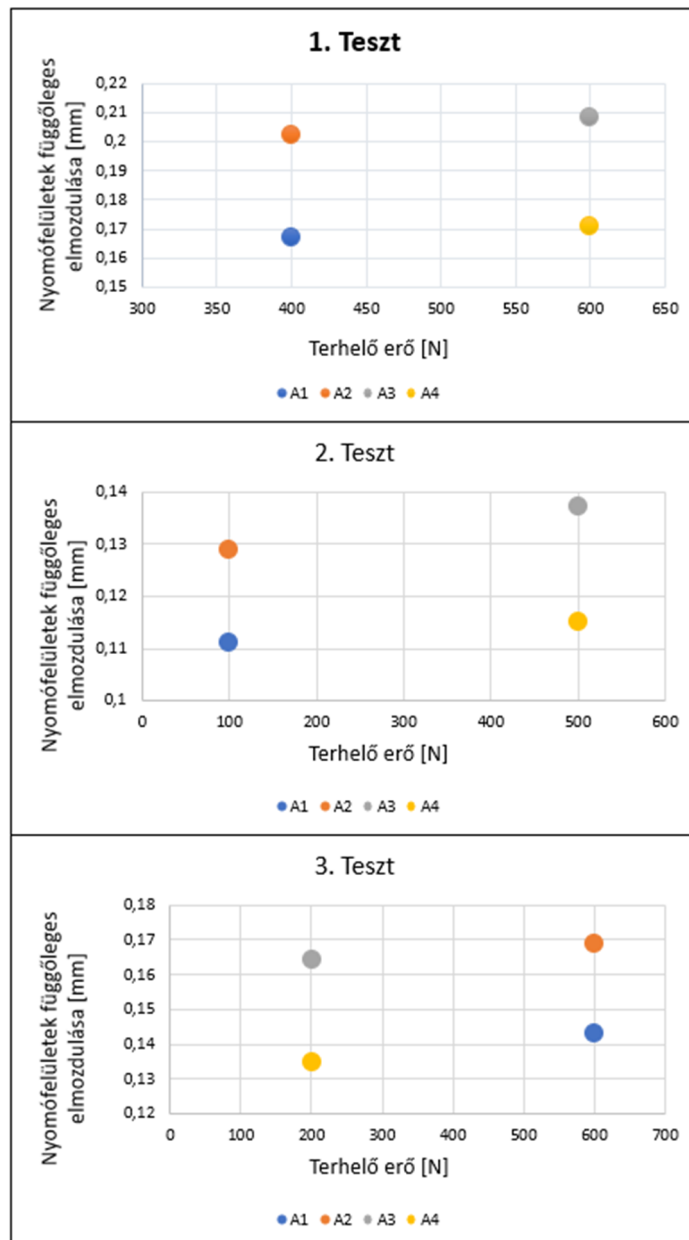
25. táblázat. Nyomófelület függőleges elmozdulása

Tesztelés	A1 elmozdulás [mm]	A2 elmozdulás [mm]	A3 elmozdulás [mm]	A4 elmozdulás [mm]
1.Tesztelés	0,167	0,202	0,208	0,171
2.Tesztelés	0,111	0,129	0,137	0,115
3.Tesztelés	0,143	0,169	0,164	0,135

A 88. ábrán láthatóak a nyomófelület függőleges elmozdulásai. A végeselem analízis esetében látható a tökéletes elmozdulás metódusa. Nagyobb erőnél az elmozdulások nagyobbak, mint a kisebb erő hatására. Minden esetben az első felépítmények mozdulnak el jobban, ez megegyezik a valóságos mozgással, ez látható a 89. ábrán.

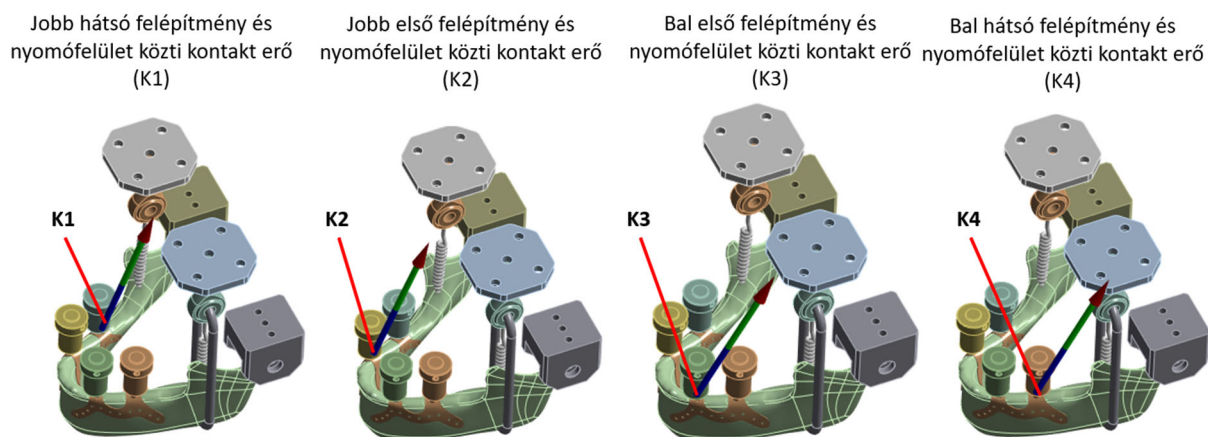


11. ábra. Implantátumok, állkapocs elmozdulása



12. ábra. Nyomófelület függőleges elmozdulása

Az erőket is vizsgáltam az implantátum és abutment csatlakozásánál, ezek támadáspontjai láthatóak a 90. ábrán. Ez az eredmény is tökéletes csatlakozást mutat, hisz minden nyomófejből származó terhelő erő eléri a felépítményt, tehát végeelem analízissel nem tudjuk kiszűrni azokat a hibákat, mint ami előjött a tesztpad esetében. A 26. táblázat mutatja be a felépítményen keletkező erőket statikus vizsgálat esetén, ami közvetlenül a nyomóerő ráadását követő pillanatban keletkeznek.

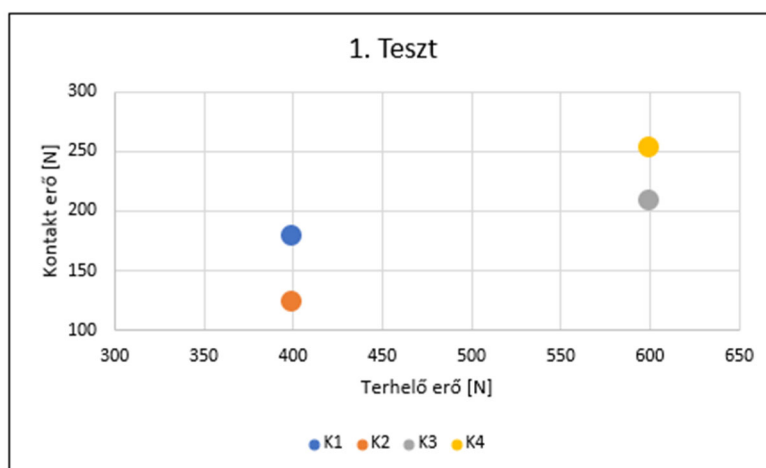


90. ábra. Felépítmények és nyomófelület közti kontakt erő ébredésének helyei

26. táblázat. Persely és nyomófelület közti kontakterő

Tesztelés	K1 kontakt erő [N]	K2 kontakt erő [N]	K3 kontakt erő [N]	K4 kontakt erő [N]
1.Tesztelés	239,4	265,2	336,3	319,6
2.Tesztelés	71,5	91,5	238,3	223,2
3.Tesztelés	299,4	325,6	124,8	133,6

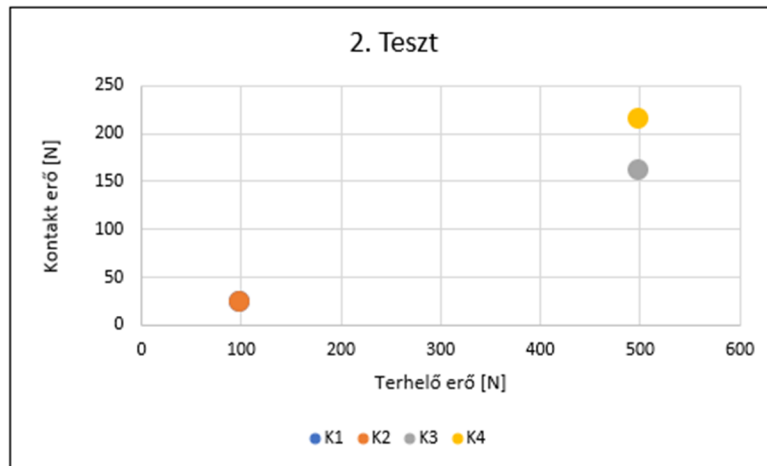
A 91. ábrán látható az első tesztelés eredménye. A jobb hátsó felépítményre a terhelő erő 44,74 %-a, a jobb első felépítményre 30,86 %-a hat. A bal hátsó felépítményre a terhelő erő 42,01 %-a hat, míg a bal első felépítményre 34,71 %. Látható, hogy a pillanatnyi kontakterők 30 – 40 % közötti értékeket hoztak, vagyis a környezet itt 60 – 70 %-át viszi el a környezet, azaz az állkapocs.



91. ábra. Első statikus teszt eredménye

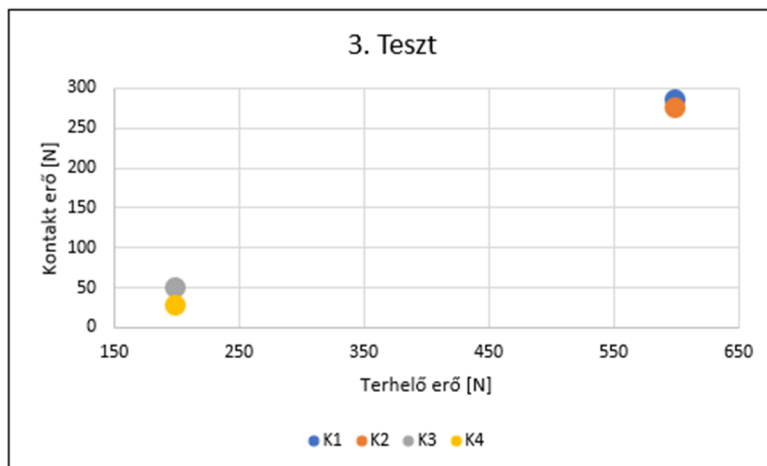
Második teszt eredményei a 92. ábrán láthatóak. A jobb hátsó felépítményre a terhelő erő 23,43 %-a, a jobb első felépítményre 22,82 %-a hat. A bal hátsó felépítményre a terhelő erő 43,09 %-a hat, míg a bal első felépítményre 32,24 %. Látható, hogy a pillanatnyi kontakterők 22 - 44 %

közötti értékeket hoztak, vagyis a környezet itt 56 - 78 %-át viszi el a környezet, azaz az állkapocs.



92. ábra. Második statikus teszt eredménye

Harmadik teszt eredményei a 93. ábrán láthatóak. A jobb hátsó felépítményre a terhelő erő 49,9 %-a, a jobb első felépítményre 54,27 %-a hat. A bal hátsó felépítményre a terhelő erő 66,8 %-a hat, míg a bal első felépítményre 62,4 %. Látható, hogy a pillanatnyi kontakterők 49 - 67 % közötti értékeket hoztak, vagyis a környezet itt 37 - 51 %-át viszi el a környezet, azaz az állkapocs.

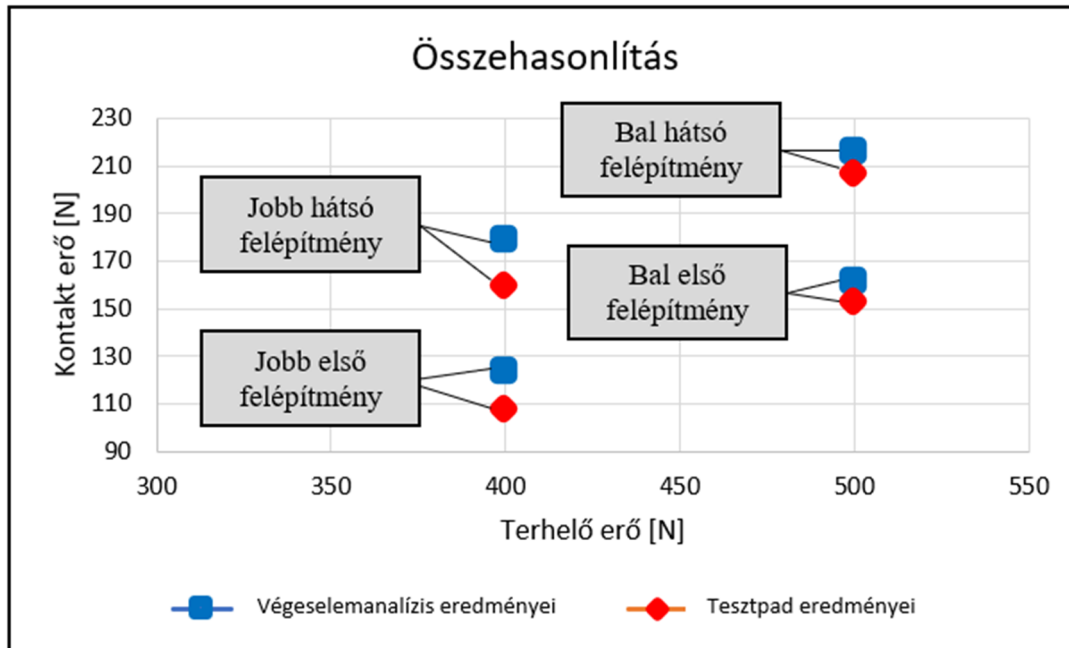


93. ábra. Harmadik statikus teszt eredménye

Az implantátum rendszer gyenge pontja ott van, ahol a persely csatlakozik a felépítménnyel, abutmenttel. A persely felső peremén fog ébredni a maximum erő, mivel itt a nyomóerő, a csavar erő is hat rá, valamint csatlakozó felület, viszont jól látható, hogy ez kis területet érint.

8.6. Kísérleti és elméleti módszer összehasonlítása

A 94. ábrán mutatjuk be a végelemanalízis és a tesztpaden kapott eredményeket. Ebben az esetben a jobb oldalon 400 N terhelő erőt adtunk rá, míg a bal oldalon 500 N nagyságú erőt adtunk rá.



94. ábra. Kísérleti és elméleti módszer összehasonlítása

Az ábrán is jól látható, hogy a végelemanalízis, valamint a tesztpaden végzett kísérletek eredményei jól korrelálnak egymáshoz. Az új tesztpad és a végelemanalízis segítségével megállapítható, hogy a valós rágóerőből mennyit vesz fel az implantátum és a felépítmény. A tesztpad segítségével kiküszöbölhetőek a különböző gyártási hibák, méretkülönbségek, ami a numerikus analízissel, mivel a végelemanalízissel tökéletes 3D modelleket, pontos csatlakozási felületeket követel, ami a valóságban a gyártásnál nem mindig kivitelezhető. Mind a végelemanalízissel, mind a tesztpad segítségével meghatározható az implantátumon a rágóerőből ébredő valós erő nagysága, valamint az elmozdulások mértéke. A tesztpad előnye a végelemanalízis szimulációval szemben, hogy nyomtatást követően a statikus és dinamikus tesztek is elvégezhetőek rajta, valamint a gyártási hibák kiküszöbölhetőek a tesztelés során, így a tesztpaddal gyorsabban kapunk eredményeket és jól nyomon követhető a kialakult deformáció az implantátumon.

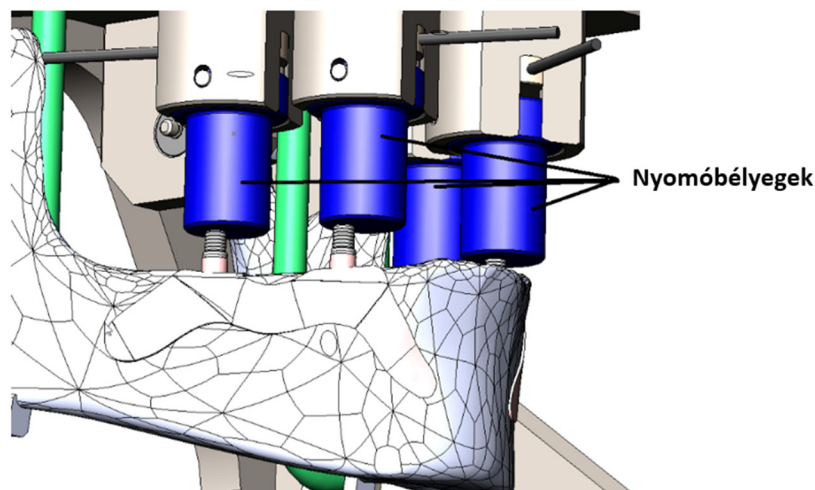
Konklúzió

Új, egyedi tesztpad segítségével megoldottuk szubperiosteális implantátumok mechanikai vizsgálatait, amellyel:

- Lehetővé vált a terhelő erőkből (rágóerőkből) adódó erők reális megoszlásának a meghatározása az implantátum felépítmények és a mandibula között.
- Lehetővé vált a gyártási hibák, elsősorban az abutmentek eltérő magasságaiból adódó hibák kiküszöbölése.
- Lehetővé vált a hegesztési, csavarozási problémák feltárása.

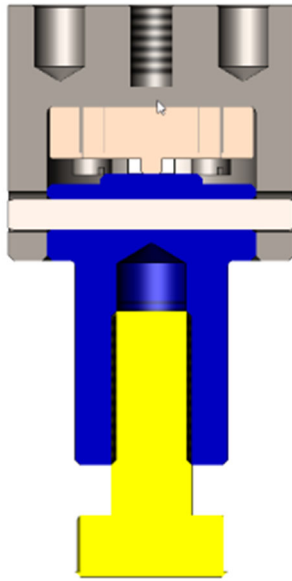
Mindezekre végeelem analízisben nem találtunk megfelelő megoldást.

A tesztpadon a nyomóbélyegek nagyságának változtatása lehet a megoldás arra, hogy az abutmentek különböző hosszát kiküszöbölni tudjuk. Tehát ha gyártás során pár milliméter különbség van az abutmentek között, akkor megfelelő állásra tudjuk helyezni a nyomóbélyegeket ahhoz, hogy elérjék mind a négy abutmentet. A nyomóbélyegek és abutmentek helyzete látható a 95. ábrán.



95. ábra. Nyomóbélyegek

A nyomóbélyegek hosszát úgy tudjuk állíthatóvá tenni, ha a fentebb mutatott nyomóbélyegek helyett a 96. ábra szerinti menetes, csapos kialakítást alkalmazunk. A hossz méretet ezáltal menettel és hézagoló alátéttel lehetne állítani, ami segítségével mi magunk tudjuk az abutmenttel való érintkezési pontot beállítani.



96. ábra. Csap kialakítása a nyomóbélyegben

8.7. A tudományos eredmények összefoglalása

III. Tézis

Megterveztem és megalkottam egy olyan tesztpadot, amivel szubperiosteális implantátum és felépítményének, abumentjének mechanikai vizsgálata végezhető el. A tesztpad segítségével megállapítható, hogy a valós rágóerőből mennyit vesz fel az implantátum és felépítmény. A tesztpad segítségével kiküszöbölhetőek a különböző gyártási hibák, méretkülönbségek.

A témához kapcsolódó publikáció és szabadalom a következők: [207,208]

IV. Tézis

Az új tesztpadon kísérletekkel validáltam a szubperiosteális implantátum és felépítményének, abumentjének mechanikai szimulációit. Megmutattam, hogy a végelemanalízissel valós környezetet tudunk vizsgálni, tökéletes 3D modellel, pontos csatlakozási felületekkel, ami a valóságban a gyártásnál nem mindig kivitelezhető. Megmutattam a végelemanalízis és a tesztpad közötti különbséget, a számított és mért értékek közötti különbséget.

A témához kapcsolódó publikáció a következő: [207]

9. Új tudományos eredmények összefoglalása

I. Tézis

Négy különböző kristályszerkezet mintázatai szerint, kivágó gömbökkel porózussá tett modellek mechanikai szimulációival megmutattam, hogy:

- Az egyszerű köbös modell nem alkalmas nyitott cellás porózus szerkezet létrehozására, mert kivágott gömbök sugarainak növelésével az elvárt nyitott cellás szerkezet helyett a szerkezet szétesik.
- A lapközepes köbös modell alkalmas nyitott cellás szerkezet létrehozására. A szerkezet 74,94 % térkitöltésnél válik nyitott cellássá.
- A térközepes köbös modell alkalmas nyitott cellás szerkezet létrehozására. A szerkezet 68,95 % térkitöltésnél válik nyitott cellássá
- A gyémántkristályos modell alkalmas nyitott cellás szerkezet létrehozására. A szerkezet több pontban is, több fal átszakadásával is nyitott cellássá válik:
 - 15,74 % térkitöltésnél,
 - 31,7 % térkitöltésnél,
 - 45,29 % térkitöltésnél.

A végeelem szimulációval számított egyenértékű feszültség-porozitás jelleggörbe alkalmas a nyitott cellás szerkezetek kimutatására, megmutattam, hogy a jelleggörbén a szakadási pontok jelölik ki ezen állapotok létrejöttét, a pórusok, sejtek közötti falak átszakadását. Ez az állítás általánosan érvényes kivágó gömbökkel nyitottcellássá tett szerkezetekre.

II. Tézis

Négy különböző kristályszerkezet szerint porózussá tett modellek szimulációs eredményeinek összehasonlításával megmutattam, hogy azonos nyomóterhelés esetén a térközepes köbös szerkezet a legkedvezőbb, mert itt ébred a legkisebb feszültség azonos porozitás és azonos nyomó igénybevétel esetén.

A gyémánt szerkezet kismértékben elmarad a mechanikai tulajdonságok szerint. Végül a lapközepes szerkezet mutatja a legkevésbé jó mechanikai tulajdonságokat.

III. Tézis

Megterveztem és megalkottam egy olyan tesztpadot, amivel szubperioszteális implantátum és felépítményének, abumentjének mechanikai vizsgálata végezhető el. A tesztpad segítségével megállapítható, hogy a valós rágóerőből mennyit vesz fel az implantátum és felépítmény. A tesztpad segítségével kiküszöbölhetőek a különböző gyártási hibák, méretkülönbségek.

IV. Tézis

Az új tesztpadon kísérletekkel validáltam a szubperioszteális implantátum és felépítményének, abumentjének mechanikai szimulációit. Megmutattam, hogy a végelemanalízissel valós környezetet tudunk vizsgálni, tökéletes 3D modellel, pontos csatlakozási felületekkel, ami a valóságban a gyártásnál nem mindig kivitelezhető. Megmutattam a végelemanalízis és a tesztpad közötti különbséget, a számított és mért értékek közötti különbséget.

10. Konklúzió és jövőbeli tervek

Munkám során a szubperioszteális implantátum fejlesztésével, mechanikai vizsgálatával foglalkoztam. Az orvostudomány területén folyamatos a fejlődés manapság, megjelentek az innovatív kutatások, a legújabb 3D technikák területén, a 3D tervezés, modellezés és szimulációk, valamint fém 3D nyomtatás területén. Ezeknek köszönhetően az orvostechikai eszközök, kifejezetten az egyénre szabott, egyedi termékeknél lelhető fel nagyfokú fejlődés. A kutatásom során az egyénre szabott, rendelésre készült szubperioszteális implantátumokra helyeztem a hangsúlyt, ezen belül a mechanikai vizsgálatokra. Minél többet foglalkoztam a témával, annál több ötlet jött szóba, mint további kutatási területek. Az általam bemutatott és vizsgált nyitott cellás porózus titán mintákat a különböző implantátumok térkitöltésére lehetne alkalmazni, ami még inkább elősegítené az összeintegrációt, természetesen a megfelelő felületi technológiák alkalmazásával. A megvalósítást követően mechanikai vizsgálatokkal alátámasztani a legfelelőbb megoldást.

Az általam megvalósított tesztpad fejlesztése is szóba jött, ezt a munkám során bemutattam, hogy a nyomóbélyegek nagyságának változtatását megoldjuk, hogy ezeknek a nagyságát változtatni tudjuk, tehát ha gyártás során pár milliméter különbség van az abutmentek között, akkor ezzel nulla állásra tudjuk helyezni a nyomóbélyegeket. Ezeknek a hosszát úgy tudjuk állíthatóvá tenni, ha a mostani nyomóbélyegeket kiszedjük a tesztpadból a végéből leesztergálunk és egy menetet kap az aljába és 4 darab csapot gyártunk, amelyek menettel kapcsolódnának a darabhoz. A távolságot ezáltal menettel és hézagoló alátéttel lehetne állítani, ami segítségével mi magunk tudjuk a null pontot beállítani. Ezenfelül szeretném még pontosabbá tenni a tesztpadot, valamint minél több mérést elvégezni, amire eddig nem volt lehetőség. A tesztpad esetleg másik implantátumcsalád esetében is alkalmazható, ennek megtervezése, továbbfejlesztése is tervben van, valamint olyan tesztpad létrehozása, ami a felső állkapocscsont vizsgálatát végzi.

A végelemanalízis nehézségei is újabb fejlesztési lehetőséget biztosítanak az egyénre szabott implantátumok esetében a különböző mechanikai vizsgálatok alapjául. Az elsődleges feladat a csontszövet pontos másának létrehozása (amivel már több tanulmány, disszertáció foglalkozott az elmúlt években) és annak általánosítása egyénre szabottan, CBCT felvétel alapján, majd ezáltal megtervezve erőhatásokat, feszültségeket figyelembevéve a páciens egyedi implantátumát. Kifejleszteni a Maxillofaciális implantátumok területére.

Irodalomjegyzék

- [1] Gittens, R.A.; Scheidler, L.; Rupp, F.; Hyzy, S.L.; Schwarz, Z.; Boyan, B.D.: A review on the wettability of dental implant surfaces II: biological and clinical aspects. *Acta Biomaterialia*, 10/7 (2014), 2907-2918. <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2014.03.032>
- [2] Van Noort, R.: Titanium: the implant material of today. *Journal of Materials Science*, 22/11 (1987), 3801-3811. https://www.researchgate.net/publication/226298872_The_Implant_Material_of_Today
- [3] Rack, H.J.; Quazi, J.I.: Titanium alloys for biomedical applications. *Materials Science and Engineering: C*, 26/8 (2006), 1269-1277. <https://doi.org/10.1016/j.msec.2005.08.032>
- [4] Long M.; Rack H. J.: Titanium alloys in total joint replacement – a materials science perspective. *Biomaterials*, 19/18 (1998), 1621-1639. [https://doi.org/10.1016/S0142-9612\(97\)00146-4](https://doi.org/10.1016/S0142-9612(97)00146-4)
- [5] Khanlou, H.M.; Ang, B.C.; Barzani, M.M.; Silakhori, M.; Talebian, S.: Prediction and characterization of surface roughness using sandblasting and acid etching process on new non-toxic titanium biomaterial: adaptive-network-based fuzzy inference system. *Neural Computing and Applications*, 26 (2015), 1751-1761.
- [6] Revathi A, Borrás A D, Muñoz A, Richard C and Manivasagam G 2017 Degradation mechanisms and future challenges of titanium and its alloys for dental implant applications in oral environment. *Materials Science and Engineering: C*, 76 (2017), 1354-1368
- [7] Cheng, A.; Humayun, A.; Cohen, D.J.; Boyan, B.D.; Schwartz, Z.: Additively manufactured 3D porous Ti-6Al-4V constructs mimic trabecular bone structure and regulate osteoblast proliferation, differentiation and local factor production in a porosity and surface roughness dependent manner. *Biofabrication*, 6/4 (2014), 1-12. <https://doi.org/10.1088/1758-5082/6/4/045007>
- [8] Zhao, G.; Zinger, O.; Schwartz, U.; Wieland, M.; Landolt, D.; Boyan, B.D.: Osteoblast-like cells are sensitive to submicron-scale surface structure. *Clinical Oral Implant Research*, 17/3 (2006), 258-264. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2005.01195.x>
- [9] Zinger, O.; Zhao, G.; Schwartz, Z.; Simpson, J.; Landolt, D.; Boyan B.: Differential regulation of osteoblasts by substrate microstructural features. *Biomaterials*, 26/14 (2005), 1837-2847. <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2004.06.035>
- [10] Fontana, M.G.: Perspectives on corrosion of materials. *The 1970 Campbell Memorial Lecture The American Society for Metal*, 1 (1970), 3251-3266.
- [11] Cheng, C.; Roscoe, S.G.: Corrosion behavior of titanium in the presence of calcium phosphate and serum proteins. *Biomaterials*, 26/35 (2005), 7350-7356. <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2005.05.047>
- [12] Adell, R.; Lekholm, U.; Rockler, P.I.; Bränemark P.I.: A 15 year study of osseointegrated implants in treatment of edentulous jaw. *International Journal of Oral Surgery*, 10/6 (1981), 387-416. [https://doi.org/10.1016/S0300-9785\(81\)80077-4](https://doi.org/10.1016/S0300-9785(81)80077-4)
- [13] Kovacs, P.; Davidson J.A.: Chemical and electrochemical aspects of the biocompatibility of titanium and its alloys "Konferenciakiadvány". *Medical application of titanium and its alloys: The material and biological issue*, West Conshohocken (1996), 163-178.
- [14] Zitter, H.; Plenck, H.: The electrochemical behavior of metallic implant materials as an indicator of their biocompatibility. *Journal of Biomedical Materials Research*, 21 (1987), 881-896.
- [15] Hoepfner, Q.W.; Chandrasekaran, V.: Fretting in orthopaedic implants: A review. *Wear*, 173/1-2 (1994), 189-197. [https://doi.org/10.1016/0043-1648\(94\)90272-0](https://doi.org/10.1016/0043-1648(94)90272-0)

- [16] Sinha, A.; Sanyal, S.; Bandyopadhyay, N.R.: Thermal Treatment for Strengthening Titanium Alloys. *Comprehensive Materials Finishing*, 2 (2017), 288-336. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-803581-8.09193-1>
- [17] Borrás; V.A.; Femenía, J.L.; Mata, A.A.; Escuder, Á.V.: Titanium, Titanium Alloys and Composites. *Encyclopedia of Materials: Metals and Alloys*, 1 (2022), 179-199. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-819726-4.00044-2>
- [18] Bania, P.J.: Beta titanium alloys and their role in the titanium. *The Journal of The Minerals, Metals & Materials Society*, 46 (1994), 16-19.
- [19] Schutz, R.W.: An overview of beta titanium alloy environmental behavior. *The Journal of The Minerals, Metals & Materials Society*, 25/12 (1993), 75-91.
- [20] Jacobs, J.J.; Gilbert, J.L.; Urban, R.M.: Corrosion of metal orthopaedic implants. *The Journal of bone and joint surgery*, 80/2 (1998), 262-282. DOI: 10.2106/00004623-199802000-00015
- [21] Smialowska, Z.Sz.; Czachor, M.J.: The analysis of electrochemical methods for the determination of characteristic potentials of pitting corrosion. *Corrosion Science*, 11/12 (1971), 901-914. [https://doi.org/10.1016/S0010-938X\(71\)80035-5](https://doi.org/10.1016/S0010-938X(71)80035-5)
- [22] Prando, D.; Brenna, A.; Diamanti, M.V.; Beretta, S.; Bolzoni, F.; Ormellese, M.; Pedferri M.P.: Corrosion of Titanium: Part 1: Aggressive Environments and Main Forms of Degradation. *Journal of Applied Biomaterials & Functional Materials*, 15/4 (2017), 291-302. DOI: 10.5301/jabfm.5000387
- [23] Sieradzki, K.; Newman, R.C.: Stress-corrosion cracking. *Journal of Physics and Chemistry of Solids*, 48/11 (1987), 1101-1113. [https://doi.org/10.1016/0022-3697\(87\)90120-X](https://doi.org/10.1016/0022-3697(87)90120-X)
- [24] Galvele, J.R.: A stress corrosion cracking mechanism based on surface mobility. *Corrosion Science*, 27/1 (1987), 1-33. [https://doi.org/10.1016/0010-938X\(87\)90117-X](https://doi.org/10.1016/0010-938X(87)90117-X)
- [25] Corne, P.; De March, P.; Cleymand, F.; Geringer, J.: Fretting-corrosion behavior on dental implant connection in human saliva. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 94 (2019), 86-92. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2019.02.025>
- [26] Lucas, L.C.; Lemons, J.E.: Biodegradation of Restorative Metallic Systems. *Advances in Dental Research*, 6/1 (1992), 32-37. DOI:10.1177/08959374920060011301
- [27] Kubie, L.S.; Shults, G.M.: Studies on the relationship of the chemical constituents of blood and cerebrospinal fluid. *Journal of Experimental Medicine*, 42/4 (1925) 565-591. <https://doi.org/10.1084/jem.42.4.565>
- [28] Scales, J.T.; Winter, G.D.; Shirley, H.T.: Corrosion of orthopaedic implants, screws, plates, and femoral nail-plates. *The Journal of bone and joint surgery*, 41B/4 (1959), 810-820. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.41B4.810>
- [29] Williams, D.F.: Review-Tissue-biomaterial interactions. *Journal of Materials Science*, 22 (1987), 3421-3445. <https://doi.org/10.1533/9780857093301.2.174>
- [30] Joshua, J.J.; Gilbert, J.L.; Urban, R.M.: Current concepts review corrosion of metal orthopaedic implants. *The Journal of Bone and Joint Surgery, Incorporated*, 80/2 (1998), 268-282.
- [31] Atkinson, J.R., Jobbins, B.: Properties of engineering materials for use in body, In: *Dowson D, Wright V, Eds. Introduction to biomechanics of joint and joint replacement*. London: Mechanical Engineering Publications (1981), 141-1455.
- [32] Chu, P.K.; Chen, J.Y.; Wang, L.P.; Huang, N.: Plasma-surface modification of biomaterials. *Materials Science and Engineering: R: Reports*, 36/5-6 (2002), 143-206. [https://doi.org/10.1016/S0927-796X\(02\)00004-9](https://doi.org/10.1016/S0927-796X(02)00004-9)

- [33] Okabe, Y.; Kurihara, S.; Yajima, T.; Seki, Y.; Nakamura, I.; Takano, I.: Formation of super-hydrophilic surface of hydroxyapatite by ion implantation and plasma treatment. *Surface and Coating Technology*, 196/1-3 (2005), 303-306. <https://doi.org/10.1016/j.surfcoat.2004.08.190>
- [34] Pazzaglia, U.E.; Beluffi, G.; Colombo, A.; Marchi, A.; Coci, A.; Ceciliani, L.: Myositis ossificans in the newborn. A case report. *The Journal of Bone and Joint Surgery, Incorporated, American volumen*, 68/3 (1986), 456-458.
- [35] Williams, D.F.: Biomaterials and tissue engineering in reconstructive surgery. *Sadhana*, 28 (2003), 563-574.
- [36] Urban, R.M.; Jacobs, J.J.; Gilbert, J.L.; Galante, J.O.: Migration of corrosion products from modular hip prostheses. Particle microanalysis and histopathological findings. *The Journal of Bone and Joint Surgery, Incorporated, American volumen*, 76/9 (1994), 1345-1359. DOI: 10.2106/00004623-199409000-00009
- [37] Aksakal, B., Yildirim, Ö.S.; Gul, H.: Metallurgical failure analysis of various implant materials used in orthopedic applications. *Journal of Failure Analysis and Prevention*, 4/3 (2004), 17-23.
- [38] Blackwood, D.J.: Biomaterials: past successes and future problems. *Corrosion Reviews*, 21/2-3 (2003), 97-124. <https://doi.org/10.1515/CORRREV.2003.21.2-3.97>
- [39] Park, J.B.; Lakes, R.S.: Hard tissue replacement II: joints and teeth, in: *Biomaterials: An introduction. 2nd ed.* New York: Plenum 1992, 317-354.
- [40] Okazaki, Y.: Effect of friction on anodic polarization properties of metallic biomaterials. *Biomaterials*, 23/9 (2002), 2071-2077.
- [41] Manivasagam, G., Mudali, U.K.; Asokamani, R.; Raj, B.: Corrosion and microstructural aspects of titanium and its alloys. *Corrosion Reviews*, 21 (2003), 125-159. <https://doi.org/10.1515/CORRREV.2003.21.2-3.125>
- [42] Okazaki, Y.; Gotoh, E.: Implant applications of highly corrosionresistant Ti-15Zr-4Nb-4Ta alloy. *Materials Transactions*, 43/12 (2002), 2943-2948.
- [43] Barril, S.; Debaud, N.; Mischler, S., Landolt, D.: A tribo-electrochemical apparatus for in vitro investigation of fretting-corrosion of metallic implant materials. *Wear*, 252/9-10 (2002), 744-754. [https://doi.org/10.1016/S0043-1648\(02\)00027-3](https://doi.org/10.1016/S0043-1648(02)00027-3)
- [44] Jun, K.; Noriyuki, H.; Yosuke, O.: The corrosion/wear mechanisms of Ti-6Al-4V alloy for different scratching rates. *Wear*, 263/1-6 (2007), 412-418. <https://doi.org/10.1016/j.wear.2006.11.025>
- [45] Walker, P.R.; LeBlanc, J.; Sikorska, M.: Effects of aluminum and other cations on the structure of brain and liver chromatin. *Biochemistry*, 28/9 (1989), 3911-3915. DOI: 10.1021/bi00435a043
- [46] Long, M.; Rack, H.J.: Titanium alloys in total joint replacement- a materials science perspective. *Biomaterials*, 19/18 (1998), 1621-1639. DOI: 10.1016/s0142-9612(97)00146-4
- [47] Sumner, D.R.; Galante, J.O.: Determinants of stress shielding: design versus materials versus interface. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 274 (1992), 202-212.
- [48] Yu, J.; Zhao, Z.J.; Li, L.X.: Corrosion fatigue resistance of surgical implant stainless steels and titanium alloy. *Corrosion Science*, 35/1-4 (1993), 587-591. [https://doi.org/10.1016/0010-938X\(93\)90193-K](https://doi.org/10.1016/0010-938X(93)90193-K)
- [49] Aragon, P.J.; Hulbert, S.E.: Corrosion of Ti-6Al-4V in simulated body fluids and bovine plasma. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, 6/3 (1972), 155-164. <https://doi.org/10.1002/jbm.820060304>
- [50] Kobayashi, E.; Wang, T.J.; Doi, H.; Yoneyama, T.; Hamanaka, H.: Mechanical properties and corrosion resistance of Ti-6Al-7Nb alloy dental castings. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 9 (1998), 567-574.

- [51] Long, Z.Y.; Mitsuo, N.; Toshikazu, A.; Hisao, F.; Hiroyuki, T.: Corrosion resistance and biocompatibility of Ti-Ta alloys for biomedical applications. *Materials Science and Engineering: A*, 398/1-2 (2005), 28-36. <https://doi.org/10.1016/j.msea.2005.03.032>
- [52] Geetha, M.; Singh, A.K.; Asokamani, R.; Gogia, A.K.: Ti based biomaterials, the ultimate choice for orthopaedic implants – A review. *Progres in Materials Science*, 54/3 (2009), 397-425. <https://doi.org/10.1016/j.pmatsci.2008.06.004>
- [53] Rondelli, G.: Corrosion resistance tests on NiTi shape memory alloy. *Biomaterials*, 17/20 (1996), 2003-2008. [https://doi.org/10.1016/0142-9612\(95\)00352-5](https://doi.org/10.1016/0142-9612(95)00352-5)
- [54] Chaturvedi, T.P.: An overview of the corrosion aspect of dental implants (titanium and its alloys). *Indian Journal of dental research: official publication of Indian Society for Dental Research*, 20/1 (2009), 91-98. DOI:10.4103/0970-9290.49068
- [55] Clerc, C.O.; Jedwab, M.R.; Mayer, D.W.; Thompson, P.J.; Stinson, J.S.: Assessment of wrought ASTM F1058 cobalt alloy properties for permanent surgical implants. *Journal of Biomedical Materials Research*, 38/3 (1997), 229-234. DOI: 10.1002/(sici)1097-4636(199723)38:3<229::aid-jbm7>3.0.co;2-r
- [56] Probst, L.; Dent, M.; Lin, W.L.; Huttenmann, H.: Effect of fluoride prophylactic agents on titanium surfaces. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 7/3 (1992), 390-394.
- [57] Branemark, P.; Hansson, B.O.; Adell, R.; et al.: Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw: Experience from a 10 year period. *Scandinavian Journal of Plastic Reconstructive Surgery. Supplementum*, 16 (1997), 1-132.
- [58] Sullivan, R.M.: Implant dentistry and the concept of osseointegration: a historical perspective. *Journal of the California Dental Association*, 29/11 (2001), 737-745. DOI:10.1080/19424396.2001.12223235
- [59] Mijiritsky, E.; Mazor, Z.; Lorean, A.; Levin, L.: Implant diameter and length influence on survival: interim results during the first 2 years of function of implants by a single manufacturer. *Implant Dentistry*, 22/4 (2013), 394-398. DOI:10.1097/ID.0b013e31829afac0
- [60] Gupta, A.; Dhanraj, M.; Sivagami, G.: Status of surface treatment in endosseous implant: a literary overview. *Indian Journal of Dental Research: official publication of Indian Society for Dental Research*, 21/3 (2010), 433-438. DOI: 10.4103/0970-9290.70805
- [61] Seth, S.; Kalra, P.: Effect of dental implant parameters on stress distribution at bone-implant interface. *International Journal of Science and Research*, 2/6 (2013), 121-124.
- [62] Lee, J.H.; Frias, V.; Lee, K.W.; Wright, R.F.: Effect of implant size and shape on implant success rates: a literature review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 94/4 (2005), 377-381. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2005.04.018>
- [63] Vajdovics, I.: Dentális implantológia – gyakorló fogorvosok részére. *Semmelweis Kiadó*, Budapest (2008).
- [64] Forrai, J.: Pierre Fauchard paradigmaváltása a fogászatban, esettanulmány. *Művelődés-, Tudomány- és Orvostörténeti Folyóirat*, 6/10 (2015), 270-283. DOI: 10.17107/KH.2015.10.270-283
- [65] Branemark, P.I.: Osseointegration and its experimental background. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 50/3 (1983), 399-410. DOI:10.1016/S0022-3913(83)80101-2
- [66] Hobo, S.; Ichida, E.; Garcia, L.T.: Osseointegration and occlusal rehabilitation. *Quintessence, Tokyo* (1990) 3-4.

- [67] Brunski, J.B.: In vivo response to biomechanical loading at the bone/dental implant interface. *Advances in Dental Research*, 13/1 (1999), 99-119. DOI:10.1177/08959374990130012301
- [68] Jokstad, A., Brägger, U.; Brunski, J.B.; Carr, A.B.; Naert, I.; Wennerberg, A.: Quality of dental implants. *International Dental Journal*, 53/6-2 (2003), 409-443. DOI:10.1111/j.1875-595X.2003.tb00918.x
- [69] Adell, R.; Lekholm, U.; Rockler, B.; Bränemark, P.I.: A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *International Journal of Oral Surgery*, 10/6 (1981), 387-416. DOI:10.1016/S0300-9785(81)80077-4
- [70] Esposito, M.; Hirsch, J.M.; Lekholm, U.; Thomsen, P.: Biological factors contributing to failures of osseointegrated implants (I). Success criteria and epidemiology. *European Journal of Oral Sciences*, 106/1 (1998), 527-551. DOI:10.1046/j.0909-8836..t01-2-.x
- [71] Quirynen, M.; De Soete M.; van Steenberghe, D.: Infectious risks for oral implants: a review of the literature. *Clinical Oral Implants Research*, 13/1 (2002), 1-19. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0501.2002.130101.x>
- [72] Bränemark, P.I.; Adell, R.; Breine, U.; Hansson, B.O.; Lindstrom, J.; Ohlsson, A.: Intraosseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery*, 3/2 (1969), 81-100. DOI:10.1097/00006534-197107000-00067
- [73] Hansson, H.A.; Albrektsson, T.; Bränemark, P.I.: Structural aspects of the interface between tissue and titanium implants. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 50/1 (1983), 108-113. DOI:10.1016/0022-3913(83)90175-0
- [74] Albrektsson, T.; Bränemark, P.I.; Hansson, H.A.; Lindstrom, J.: Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 52/2 (1981), 155-170. DOI:10.3109/17453678108991776
- [75] Cochran, D.: Implant therapy I. *Annals of Periodontology*, 1/1 (1996), 707-791. DOI: 10.1902/annals.1996.1.1.707
- [76] Esposito, M.; Hirsch, J.; Lekholm, U.; Thomsen, P.: Differential diagnosis and treatment strategies for biologic complications and failing oral implants: a review of the literature. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 14/4 (1999), 473-490.
- [77] Jovanovic, S.A.: The management of peri-implant breakdown around functioning osseointegrated dental implants. *Journal of Periodontology*, 64/11 (1993), 1176-1183. DOI:10.1902/jop.1993.64.11s.1176
- [78] Albrektsson, T.; Zarb, G.A.; Worthington, P.; Eriksson, A.R.: The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 1/1 (1986), 11-25.
- [79] Esposito, M.; Hirsch, J.M.; Lekholm, U.; Thomsen, P.: Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants (II). Etiopathogenesis. *European Journal of Oral Sciences*, 106/3 (1998), 721-764. DOI:10.1046/j.0909-8836..t01-6-.x
- [80] Tonetti, M.S.; Schmid, J.: Pathogenesis of implant failures. *Periodontology*, 4/1 (2000), 127-138. DOI:10.1111/j.1600-0757.1994.tb00013.x
- [81] Bain, C.: Influences of smoking on the periodontium and dental implants. *Dental Update*, 24/8 (1997), 328-330.

- [82] Hutton, J.E.; Heath, M.R.; Chai, J.Y.; et al.: Factors related to the success and failure rates at 3-year follow-up in a multicenter study of overdentures supported by Branemark implants. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 10/1 (1995), 33-42.
- [83] Sennerby, L.; Roos, J.: Surgical determinants of clinical success of osseointegrated oral implants: a review of the literature. *The International Journal of Prosthodontics*, 11/5 (1998), 408-420.
- [84] Shaffer, M.D.; Juruaz, D.A.; Haggerty, P.C.: The effect of periradicular endodontic pathosis on the apical region of adjacent implants. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontology*, 86/5 (1998), 578-581. DOI:10.1016/S1079-2104(98)90349-3
- [85] Kaiser, A.B.: Antimicrobial prophylaxis in surgery. *New England Journal of Medicine*, 315/18 (1986), 1129-1138. DOI:10.1056/NEJM198610303151805
- [86] Garg, A.K.; Reddi, S.N.; Chacon, G.E.: The importance of asepsis in dental implantology. *The Implant Society*, 5/3 (1994), 8-11.
- [87] Ivanoff, C.J.; Sennerby, L.; Lekholm, U.: Influence of soft tissue contamination on the integration of titanium implants. An experimental study in rabbits. *Clinical Oral Implants Research*, 7/2 (1996), 128-132.
- [88] Scharf, D.R.; Tarnow, D.P.: The effect of crestal versus mucobuccal incisions on the success rate of implant osseointegration. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 8/2 (1993), 187-190.
- [89] Dent, C.D.; Olson, J.W.; Farish, S.E.; et al.: The influence of preoperative antibiotics on success of endosseous implants up to and including stage II surgery: a study of 2,641 implants. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 55/12 (1997), 19-24. [https://doi.org/10.1016/S0278-2391\(16\)31193-4](https://doi.org/10.1016/S0278-2391(16)31193-4)
- [90] Veksler, A.E.; Kayrouz, G.A.; Newman, M.G.: Reduction of salivary bacteria by pre-procedural rinse with chlorhexidine 0.12%. *Journal of Periodontology*, 62/11 (1991), 649-651. DOI:10.1902/jop.1991.62.11.649
- [91] Lambert PM, Morris HF, Ochi S. The influence of 0.12% chlorhexidine digluconate rinses on the incidence of infectious complications and implant success. *Journal of Oral Maxillofacial Surgery: official Journal of the American*, 55/12(5) (1997), 25-30. DOI:10.1016/S0278-2391(16)31194-6
- [92] Noiri, Y., Okami, Y.; Narimatsu, M.; Takahashi, T.; Kawahara, T.; Ebisk, S.: Effects of chlorhexidine, minocycline, and metronidazole on *Porphyromonas gingivalis* strain 381 in/ biofilms. *Journal of Periodontology*, 74/11 (2003), 1647-1651. DOI:10.1902/jop.2003.74.11.1647
- [93] Fürst, M.M.; Salvi, G.E.; Lang, N.P.; Persson, G.R.: Bacterial colonisation immediately after installation on oral titanium implants. *Clinical Oral Implants Research*, 18/4 (2007), 501-508. DOI: 10.1111/j.1600-0501.2007.01381.x
- [94] Mangano, C.; Mangano, F.; Shibli, J.A.; Ricci, M.; Sammons, R.L.; Figliuzzi, M.: Morse taper connection implants supporting “planned” maxillary and mandibular bar-retained overdentures: A 5-year prospective multicenter study. *Clinical Oral Implants Research*, 22/10 (2011), 1117–1124. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2010.02079.x>
- [95] Müller, F.; On behalf of the Roxolid Study Group; Al-Nawas, B.; Storelli, S.; Quirynen, M.; Hicklin, S.; Castro-Laza, J.; Bassetti, R.; Schimmel, M.: Small-diameter titanium grade IV and titanium-zirconium implants in edentulous mandibles: Five-year results from a double-blind, randomized controlled trial. *BMC Oral Health*, 15/1 (2015) 123.

- [96] Mangano, C.; Iaculli, F.; Piattelli, A.; Mangano, F. Fixed restorations supported by Morse-taper connection implants: A retrospective clinical study with 10–20 years of follow-up. *Clinical Oral Implants Research*, 26/10 (2015), 1229–1236. <https://doi.org/10.1111/clr.12439>
- [97] Esposito, M.; Ardebili, Y.; Worthington, H.V.: Interventions for replacing missing teeth: Different types of dental implants. *The Cochrane Database of Systematic Reviews*, 22/7: CD003815 (2014), 7. <https://doi.org/10.1002/14651858.CD003815.pub4>
- [98] Rocchietta, I.; Fontana, F.; Simion, M.: Clinical outcomes of vertical bone augmentation to enable dental implant placement: A systematic review. *Journal of Clinical Periodontology*, 35/8 (2008), 203–215. <https://doi.org/10.1111/j.1600-051X.2008.01271.x>
- [99] Aloy-Prósper, A.; Peñarrocha-Oltra, D.; Peñarrocha-Diago, M.; Peñarrocha-Diago, M.: The outcome of intraoral onlay block bone grafts on alveolar ridge augmentations: A systematic review. *Medicina Oral, Patología Oral & Cirugía Bucal*, 20/2 (2015), 251–258. doi:10.4317/medoral.20194
- [100] Felice, P.; Marchetti, C.; Iezzi, G.; Piattelli, A.; Worthington, H.; Pellegrino, G.; Esposito, M.: Vertical ridge augmentation of the atrophic posterior mandible with interpositional bloc grafts: Bone from the iliac crest vs. bovine anorganic bone. Clinical and histological results up to one year after loading from a randomized-controlled clinical trial. *Clinical Oral Implants Research*, 20/12 (2009), 1386–1393. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2009.01765.x>
- [101] Schneider, D.; Weber, F.E.; Grunder, U.; Andreoni, C.; Burkhardt, R.; Jung, R.E.: A randomized controlled clinical multicenter trial comparing the clinical and histological performance of a new, modified polylactide-co-glycolide acid membrane to an expanded polytetrafluorethylene membrane in guided bone regeneration procedures. *Clinical Oral Implants Research*, 25/2 (2014), 150–158. <https://doi.org/10.1111/clr.12132>
- [102] Baas, E.M.; van Gemert, B.P.; Bierenbroodspot, F.; Milstein, D.M.; de Lange, J.: Patient discomfort and other side effects after bilateral sagittal split osteotomy or distraction osteogenesis of the mandible: A randomized clinical trial. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Surgery*, 44/9 (2015), 1119–1124. <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2015.05.016>
- [103] Mangano, C.; Hamis, S.; Perrotti, V.; Shibli, J.A.; Mangano, F.; Ricci, L.; Piattelli, A.; Iezzi, G.: Maxillary sinus grafting with biphasic calcium phosphate ceramics: Clinical and histologic evaluation in man. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 28/1 (2013), 51–56. DOI: 10.11607/jomi.2667
- [104] Mangano, C.; Sinjari, B.; Shibli, J.A.; Mangano, F.; Hamisch, S.; Piattelli, A.; Iezzi, G.: A Human Clinical, Histological, Histomorphometrical, and Radiographical Study on Biphasic HA-Beta-TCP 30/70 in Maxillary Sinus Augmentation. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 17/3 (2015), 610–618. <https://doi.org/10.1111/cid.12145>
- [105] Linkow, L.I.; Wagner, J.R.; Chanavaz, M.: Tripodal mandibular subperiosteal implant: Basic sciences, operational procedures, and clinical data. *The Journal of Oral Implantology*, 24/1 (1998), 16–36. doi: 10.1563/1548-1336(1998)024<0016:TMSIBS>2.3.CO;2.
- [106] Linkow, L.I.; Ghalili, R.: Ramus hinges for excessive movements of the condyles: A new dimension in mandibular tripodal subperiosteal implants. *The Journal of Oral Implantology*, 25/1 (1999), 11–17. doi:10.1563/15481336(1999)025<0011:RHFEMO>2.3.CO;2.

- [107] Linkow, L.I.: Use of a tripod mandibular subperiosteal implant with ramus hinges for facial asymmetry. *The Journal of Oral Implantology*, 26/2 (2000), 120–123. DOI: 10.1563/1548-1336(2000)26<120:CR>2.0.CO;2
- [108] Silvestri, K.D.; Carlotti, A.E.: Subperiosteal implant: Serving the dental profession for over 50 years. *Rhode Island Dental Journal*, 28/1 (1995), 11–23.
- [109] Kurtzman, G.M.; Schwartz, K.: The subperiosteal implant as a viable long-term treatment modality in the severely atrophied mandible: A patient's 40-year case history. *The Journal of Oral Implantology*, 21/1 (1995), 35–39.
- [110] Bodine, R.L.; Yanase, R.T.; Bodine, A.: Forty years of experience with subperiosteal implant dentures in 41 edentulous patients. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 75/1 (1996), 33–44. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(96\)90414-X](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(96)90414-X)
- [111] Moore, D.J.; Hansen, P.A.: A descriptive 18-year retrospective review of subperiosteal implants for patients with severely atrophied edentulous mandibles. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 92/2 (2004), 145–150. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2004.05.018>
- [112] Weiss, C.M.; Reynolds, T.: A collective conference on the utilization of subperiosteal implants in implant dentistry. *The Journal of Oral Implantology*, 26/2 (2000), 127–128. DOI: 10.1563/1548-1336(2000)26<127:SR>2.0.CO;2
- [113] Schou, S.; Pallesen, L.; Hjorting-Hansen, E.; Pedersen, C.S.; Fibaek, B.: A 41-year history of a mandibular subperiosteal implant. *Clinical Oral Implants Research*, 11/22 (2000), 171–178. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0501.2000.110210.x>
- [114] van Steenberghe, D.; Brånemark, P.I.; Quirynen, M.; De Mars, G.; Naert, I.: The rehabilitation of oral defects by osseointegrated implants. *Journal of Clinical Periodontology*, 18/6 (1991), 488–493. <https://doi.org/10.1111/j.1600-051X.1991.tb02321.x>
- [115] van Noort, R.: The future of dental devices is digital. *Dental Materials*, 28/1 (2012), 3–12. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2011.10.014>
- [116] Colombo, M.; Mangano, C.; Mijiritsky, E.; Krebs, M.; Hauschild, U.; Fortin, T.: Clinical applications and effectiveness of guided implant surgery: A critical review based on randomized controlled trials. *BMC Oral Health*, 17/1 (2017), 1–9. DOI: 10.1186/s12903-017-0441-y
- [117] Antohi, C.; Salceanu, M.; Aminov, L.; Martu, M.A.; Dascalu, C.G.; Dodi, G.; Stoica, G.; Bandol, G.; Iancu, D.; Dobrovat, B.; et al.: Assessment of Systemic and Maxillary Bone Loss in Cancer Patients with Endo-Periodontal Lesions Using Dkk-1 Biomarker and Dental Radiological Examinations. *Applied Sciences*, 12/10:5235 (2022). 1–11. <https://doi.org/10.3390/app12105235>
- [118] Dumitrescu, A.; Martu, M.A.; Nemtoi, A.; Sirghe, A.; Chelaru, L.; Tatarciuc, D.; Dumitrescu, A.-M.; Haba, D.: Association between Cone-Beam Computed Tomography and Histological and Immunohistochemical Features in Periapical Lesions Correlated with Thickened Maxillary Sinus Mucosa. *Medicina*, 57/8:840 (2021), 1–15. <https://doi.org/10.3390/medicina57080840>
- [119] Martu, C.; Martu, M.A.; Maftei, G.-A.; Diaconu-Popa, D.A.; Radulescu, L.: Odontogenic Sinusitis: From Diagnosis to Treatment Possibilities—A Narrative Review of Recent Data. *Diagnostics*, 12/7:1600 (2022), 1–15. DOI: 10.3390/diagnostics12071600

- [120] Imburgia, M.; Logozzo, S.; Hauschild, U.; Veronesi, G.; Mangano, C.; Mangano, F.G.: Accuracy of four intraoral scanners in oral implantology: A comparative in vitro study. *BMC Oral Health*. 17/1 (2017), 1-13. DOI:10.1186/s12903-017-0383-4
- [121] Joda, T.; Zarone, F.; Ferrari, M.: The complete digital workflow in fixed prosthodontics: A systematic review. *BMC Oral Health*. 17/1 (2017), 124-33. DOI: 10.1186/s12903-017-0415-0
- [122] Sonmez, N.; Gultekin, P.; Turp, V.; Akgungor, G.; Sen, D.; Mijiritsky, E. Evaluation of five CAD/CAM materials by microstructural characterization and mechanical tests: A comparative in vitro study. *BMC Oral Health*, 18/1 (2018), 5-18. DOI: 10.1186/s12903-017-0458-2
- [123] Mangano, F.; Chambrone, L.; Van Noort, R.; Miller, C.; Hatton, P.; Mangano, C.: Direct metal laser sintering titanium dental implants: A review of the current literature. *International Journal of Biomaterials*, 2014/461534 (2014), 1-12. <https://doi.org/10.1155/2014/461534>
- [124] Cucchi, A.; Giavatto Ma Giannatiempo, J.; Lizio, G.; Corinaldesi, G.: Custom-Made Titanium Mesh for Maxillary Bone Augmentation With Immediate Implants and Delayed Loading. *Journal of Oral Implantology*, 45/1 (2019), 59–64. <https://doi.org/10.1563/aaid-joi-D-18-00141>
- [125] Connors, C.A.; Liacouras, P.C.; Grant, G.T.: Custom Titanium Ridge Augmentation Matrix (CTRAM): A Case Report. *The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 36/5 (2016), 707–714. DOI: 10.11607/prd.2620
- [126] Mangano, F.G.; De Franco, M.; Caprioglio, A.; Macchi, A.; Piattelli, A.; Mangano, C.: Immediate, non-submerged, root-analogue direct laser metal sintering (DLMS) implants: A 1-year prospective study on 15 patients. *Lasers in Medical Science*, 29 (2014), 1321–1328.
- [127] Mangano, F.; Bazzoli, M.; Tettamanti, L.; Farronato, D.; Maineri, M.; Macchi, A.; Mangano, C.: Custom-made, selective laser sintering (SLS) blade implants as a non-conventional solution for the prosthetic rehabilitation of extremely atrophied posterior mandible. *Lasers in Medical Science*, 28 (2013), 1241–1247.
- [128] Maftei, G.A.; Martu, M.A.; Martu, M.C.; Popescu, D.; Surlin, P.; Tatarciuc, D.; Popa, C.; Foia, L.G.: Correlations between Salivary Immuno-Biochemical Markers and HbA1c in Type 2 Diabetes Subjects before and after Dental Extraction. *Antioxidants*, 10/11 (2021), 1741-1755. DOI: 10.3390/antiox10111741
- [129] Martu, M.A.; Surlin, P.; Lazar, L.; Maftei, G.A.; Luchian, I.; Gheorghe, D.N.; Rezus, E.; Toma, V.; Foia, L.G.: Evaluation of Oxidative Stress before and after Using Laser and Photoactivation Therapy as Adjuvant of Non-Surgical Periodontal Treatment in Patients with Rheumatoid Arthritis. *Antioxidants*, 10/2 (2021), 226-240. <https://doi.org/10.3390/antiox10020226>
- [130] Nicolae, V.; Chiscop, I.; Cioranu, V.S.I.; Martu, M.A.; Luchian, A.I.; Martu, S.; Solomon, S.M. The use of photoactivated blue-o toluidine for periimplantitis treatment in patients with periodontal disease. *Rev. Chim. (Bucharest)*, 66/12 (2015), 2121–2123.
- [131] Beall, R. A.; Wood, F.W.; Borg J.O.; Gilbert, H.L.: Production of Titanium Castings. *United States department of the Interior, Washigton* (1956), 42.
- [132] Eylon, D.; Froes, F.H.: Titanium Net Shape Technologies. *Physical & Mechanical Metallurgy*, 36 (1984), 155-178.
- [133] Martin, L.: The Investment Casting Institute. *Advanced Materials and Processes*, 160/1 (2002), 49.

- [134] Atkinson, H.V.; Davies, S.: Fundamental Aspects of Hot Isostatic Pressing: An Overview. *Metallurgical and Materials Transactions*, 31/12 (2000), 2981-3000. DOI:10.1007/s11661-000-0078-2
- [135] Magnuson J.: Repair of Titanium Airframe Castings by Hot Isostatic Pressing. *Metallography*. 10/2 (1977), 223-232. [https://doi.org/10.1016/0026-0800\(77\)90011-8](https://doi.org/10.1016/0026-0800(77)90011-8)
- [136] Cotton J. D.; Clark, L.P.; Reinhard, T.R.; Spear, W.S.: Inclusions in Ti-6Al-4V Investment Castings. *American Institute of Aeronautics and Astronautics, Atlanta*, (2000), 1-9. DOI:10.2514/6.2000-1464
- [137] Veeck, S.; Lee, D.; Tom, T.: Titanium Investment Casting. *Advanced Materials and Processes*, 160/1 (2002), 59-62.
- [138] Levy, G.N.: The role and future of the Laser Technology in the Additive Manufacturing environment. *Physics Procedia*, 5/A (2010), 65- 80.
- [139] Kruth, J.: Material Increment Manufacturing by Rapid Prototyping Techniques. *CIRP Annals*, 40/2 (1991), 603-614. [https://doi.org/10.1016/S0007-8506\(07\)61136-6](https://doi.org/10.1016/S0007-8506(07)61136-6)
- [140] Kruth, J.P.; Levy, G.; Klocke, F.; Childs, T.H.C.: Consolidation phenomena in laser and powder-bed based layered manufacturing. *CIRP Annals*, 56/2 (2007), 730-759. <https://doi.org/10.1016/j.cirp.2007.10.004>
- [141] Vrancken, B.; Thijs, L.; Kruth, J.P.; Humbeeck, J.V.: Heat treatment of Ti6Al4V produced by Selective Laser Melting: Microstructure and Mechanical properties. *Journal of Alloys and Compounds*, 541 (2012), 177-185. <https://doi.org/10.1016/j.jallcom.2012.07.022>
- [142] Murr, L. E.; Quinones, A.; Gaytan, S.M.; Lopez, M.I.; Rodela, A.; Martinez, E.Y.; Hernandez, D.H.; Materinez, E.; Medina, F.; Wicker, R.B.: Microstructure and mechanical behavior of Ti-6Al-4V produced by rapid-layer manufacturing, for biomedical applications. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2/1 (2009), 20-32. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2008.05.004>
- [143] Facchini, L.; Magalini, E.; Robitti, P.; Molinari, A.; Hoges, S.; Wissenbach, K.: Ductility of a Ti-6Al-4V alloy produced by selective laser melting of prealloyed powders. *Rapid Prototyping Journal*, 16/6 (2010), 450-459. DOI:10.1108/13552541011083371
- [144] Facchini, L.; Magalini, E.; Robitti, P.; Molinari, A.: Microstructure and mechanical properties of Ti-6Al-4V produced by electron beam melting of pre-alloyed powders. *Rapid Prototyping Journal*, 15/3 (2009), 171-178. <https://doi.org/10.1108/13552540910960262>
- [145] Thijs, L.; Verhaeghe, F.; Craeghs, T.; Van Humbeeck J.; Kurth, J.P.: A study of the micro structural evolution during selective laser melting of the Ti-6Al-4V. *Acta Materialia*, 58/9 (2010), 3303- 3312. <https://doi.org/10.1016/j.actamat.2010.02.004>
- [146] Chlebus, E.; Kuznicka, B.A.; Kurzynowski T.; DybaÅ B.A.: Microstructure mechanical behaviour of Ti-6Al-7Nb alloy produced by selective laser melting. *Materials Characterization*, 62/5 (2011), 488- 495. DOI:10.1016/j.matchar.2011.03.006
- [147] Morgan, R.; Sutcliffe, C.J.; O'Neill, W.: Density analysis of direct metal laser remelted 316L stainless steel cubic primitives. *Journal of Materials Science*, 39/4 (2004), 1195-1205. DOI:10.1023/B:JMSC.0000013875.62536.fa
- [148] Yadroitsev I.; Smurov, I.: Surface Morphology in Selective Laser Melting of Metal Powders. *Physics Procedia*, 12/A (2011), 264-270. <https://doi.org/10.1016/j.phpro.2011.03.034>

- [149] Yasa, E.; Deckers, J.; Kruth, J.P.: The investigation of the influence of laser remelting on density, surface quality and microstructure of selective laser melting parts. *Rapid Prototyping Journal*, 17/5 (2011), 312-327. DOI:10.1108/13552541111156450
- [150] Spiering, A.B.; Herres, N.; Kruth, J. P.: Influence of the particle size distribution on surface quality and mechanical properties in AM steel parts. *Rapid Prototyping Journal*, 17/3 (2011), 195-202. DOI:10.1108/13552541111124770
- [151] Mercelis, P.; Kruth, J.P.: Residual stresses in selective laser sintering and selective laser melting. *Rapid Prototyping Journal*, 12/5 (2006), 254-265. DOI:10.1108/13552540610707013
- [152] Li, Y.; Yang, C.; Zhao, H.; Qu, S.; Li, X.; Li, Y.: New Developments of Ti-Based Alloys for Biomedical Applications. *Materials*, 7/3 (2014) 1709–1800.
<https://doi.org/10.3390/ma7031709>
- [153] Wen, C.E.; Yamada, Y.; Shimojima, K.; Chino, Y.; Hosokawa, H.; Mabuchi, M.: Novel titanium foam for bone tissue engineering. *Journal of Materials Research*, 17/10 (2002) 2633-2639.
<https://doi.org/10.1557/JMR.2002.0382>
- [154] Huttmacher D.W.: Scaffold design and fabrication technologies for engineering tissues – states of the art and future perspectives. *Journal of Biomaterials Science, Polymer Edition* 12/1 (2001), 107-124.
<https://doi.org/10.1163/156856201744489>
- [155] Goulet R.W.; Goldstein, S.A.; Ciarelli, M.J.; Kuhn, J.L.; Brown, M.B; Feldkapm, L.A.: The relationship between the structural and orthogonal compressive properties of trabecular bone. *Journal of Biomechanics*, 27/4 (1994), 379-389. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(94\)90014-0](https://doi.org/10.1016/0021-9290(94)90014-0)
- [156] Ahmadi S.M.; Campoli, G.; Yavari, S.M.; Sajadi, B.; Wauthle, R.; Schrooten, J.; Weinans, H.; Zadpoor, A.A.: Mechanical behaviour of regular open-cell porous biomaterials made of diamond lattice unit cells. *Journal of the Mechanical Behaviour of Biomedical Materials*, 34/1 (2014), 106-115.
<https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2014.02.003>
- [157] Amin, Y.S.; Ahmadi ,S.M.; van der Stok, J.; Wauthle, R.; Riemsdag, A.C.; Janssen, M.; Schrooten, J.; Weinans, H.; Zadpoor, A.A.: Effects of bio-functionalizing surface treatments on the mechanical behavior of open porous titanium biomaterials. *Journal of The Mechanical Behaviour of Biomedical Materials*, 36/1 (2014), 109-119. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2014.04.010>
- [158] Van der Stok, J.; Van der Jagt, O.P.; Amin, Y. S.; De Haas, M.F.; Waarsing, J.H.; Jahr, H.; Van Lieshout, E.M.; Patka, P.; Verhaar, J.A.; Zadpoor, A.A.; Weinans, H.: Selective laser melting-produced porous titanium scaffolds regenerate bone in critical size cortical bone defects. *Journal of Orthopaedic Research*, 31/5 (2013), 792-799. <https://doi.org/10.1002/jor.22293>
- [159] Mironov, V.; Trusk, T.; Kasyanov, V.; Little, S.; Swaja, R.; Markwald, R.: Biofabrication: a 21st century manufacturing paradigm. *Biofabrication*, 1/2:022001 (2009). <https://doi.org/10.1088/1758-5082/1/2/022001>
- [160] Murr, L.E.; Gaytan, S.M.; Medina, F.; Lopez, H.; Martinez, E.; Machado, B.I.; Hernandez, D.H.; Martinez, L.; Lopez, M.I.; Wicker, R.B.; Bracke, J.: Next-generation biomedical implants using additive manufacturing of complex, cellular and functional mesh arrays. *Philosophical Transactions of the Royal Society a Mathematical, Physical and Engineering Sciences*, 368 (2010) 1999-2032. <https://doi.org/10.1098/rsta.2010.0010>

- [161] Hatos, I.; Fekete, I.; Ibriksz, T.; Kovács, J.G.; Maros, M.B.; Hargitai, H.: Surface Modification and Wear Properties of Direct Metal Laser Sintered Hybrid Tools Used in Moulds. *Strojniški vestnik - Journal of Mechanical Engineering*, 64/2 (2018), 121-129.
<https://doi.org/10.5545/sv-jme.2017.4942>
- [162] Chen, S.Y.; Huang, J.C.; Pan, C.T.; Lin, C.H.; Yang, T.L.; Huang, Y.S.; Ou, C.H.; Chen, L.Y.; Lin, D.Y.; Lin, H.K.; Jang, J.S.C.; Yang, C.C.: Microstructure and mechanical properties of open-cell porous Ti-6Al-4V fabricated by selective laser melting. *Journal of Alloys and Compounds*, 713 (2017) 248-254.
<https://doi.org/10.1016/j.jallcom.2017.04.190>
- [163] Ahmadi S.M.; Yavari, S.A.; Wauthle, R.; Pouran, B.; Schrooten, J.; Weinans, H.; Zadpoor, A.A.: Additively Manufactured Open-Cell Porous Biomaterials Made from Six Different Space-Filling Unit Cells: The Mechanical and Morphological Properties. *Materials*, 8/4 (2015), 1871-1896. <https://doi.org/10.3390/ma8041871>
- [164] [13] El-Sayed, M.A.; Essa, K.; Ghazy, M.; Hassanin, H.: Design optimization of additively manufactured titanium lattice structures for biomedical implants. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, 110 (2020), 2257–2268.
<https://doi.org/10.1007/s00170-020-05982-8>
- [165] [14] Zumofen, L.; Kopanska, K.S.; Bono, E.; Kirchheim, A.; De Haller, E.B.; Graf-Hausner, U.: Properties of Additive-Manufactured Open Porous Titanium Structures for Patient-Specific Load-Bearing Implants. *Frontiers in Mechanical Engineering*, 7:830126 (2022), <http://doi.org/10.3389/fmech.2021.830126>
- [166] Hudák, R.; Schnitzer, M.; Králová, Z.O.; Gorejová, R.; Mitrik, L.; Rajt'úková, V.; Tóth, T.; Kovačević, M.; Riznič, M.; Oriňaková, R.; et al.: Additive Manufacturing of Porous Ti6Al4V Alloy: Geometry Analysis and Mechanical Properties Testing. *Applied Sciences*, 11/6:2611 (2021). <https://doi.org/10.3390/app11062611>
- [167] Soro, N.; Attar, H.; Brodie, E.; Veidt, M.; Molotnikov, A.; Dargusch, M.S.: Evaluation of the mechanical compatibility of additively manufactured porous Ti-25Ta alloy for loadbearing implant applications. *Journal of the Mechanical Behaviour of Biomedical Materials*, 97 (2019), 149–158.
<https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2019.05.019>
- [168] [17] Soro, N.; Attar, H.; Wu, X.; Dargusch, M.S.: Investigation of the structure and mechanical properties of additively manufactured Ti-6Al-4V biomedical scaffolds designed with a Schwartz primitive unit-cell. *Materials Science and Engineering: A*, 745 (2019), 195–202.
<https://doi.org/10.1016/j.msea.2018.12.104>
- [169] Attar, H.; Ehtemam-Haghighi, S.; Soro, N.; Kent, D.; Dargusch, M.S.: Additive manufacturing of low-cost porous titanium-based composites for biomedical applications: Advantages, challenges and opinion for future development. *Journal of Alloys and Compounds*, 827 (2020), 154263.
<https://doi.org/10.1016/j.jallcom.2020.154263>
- [170] Rachmiel, A.; Shilo, D.; Blanc, O.; Emodi, O.: Reconstruction of complex mandibular defects using integrated dental custom-made titanium implants, *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 55/4 (2017), 425-427, <https://doi.org/10.1016/j.bjoms.2017.01.006>
- [171] Ramakrishnaiah, R.; Al kheraif, A.A.; Mohammad, A.; Divakar, D.D.; Kotha, S.B.; Celur, S.L.; Hashem, M.I.; Vallittu, P.K.; Rehman, I.U.: Preliminary fabrication and characterization of electron beam melted Ti-6Al-4V customized dental implant. *Saudi Journal of Biological Sciences*, 24/4 (2017), 787–796.
<http://dx.doi.org/10.1016/j.sjbs.2016.05.001>

- [172] Delikanli, Y.E.; Kayacan, M.C.: Design, manufacture, and fatigue analysis of lightweight hip implants, *Journal of Applied Biomaterials & Functional Materials*, 17/2 (2019), 1–8. <https://doi.org/10.1177/2280800019836830>
- [173] Ghavidelnia, N.; Bodaghi, M.; Hedayati, R.: Femur Auxetic Meta-Implants with Tuned Micromotion Distribution. *Materials*, 14:114 (2021). <https://doi.org/10.3390/ma14010114>
- [174] Palmquista, A.; Shah, F.A.; Emanuelssona, L.; Omara, O.; Suska, F.: A technique for evaluating bone ingrowth into 3D printed, porous Ti6Al4V implants accurately using Xray micro-computed tomography and histomorphometry. *Micron*, 94 (2017), 1–8. <http://dx.doi.org/10.1016/j.micron.2016.11.009>
- [175] Klavovasilakis, N.; Tsongas, K.; Tzetzis, D.: Finite Element Analysis of Orthopaedic Hip Implant with Functionally Graded Bioinspired Lattice Structures. *Biomimetics*, 5/3:44 (2020). <https://doi.org/10.3390/biomimetics5030044>
- [176] Cosma, C.; Moldovan, C.; Campbell, I.; Cosma, A.; Balci, N.: Theoretical analysis and practical case studies of powder-based additive manufacturing. *Acta Technica Napocensis, Series: Applied Mathematics, Mechanics, and Engineering*, 61/III (2018), 369-378. <https://www.researchgate.net/publication/328496855>
- [177] Pałka, K.; Pokrowiecki, R.: Porous Titanium Implants: A Review. *Advanced Engineering Materials*, 20/5:1700648 (2018). <https://doi.org/10.1002/adem.201700648>
- [178] Das, S.; Sutradhar, A.: Multi-physics topology optimization of functionally graded controllable porous structures: Application to heat dissipating problems. *Materials & Design*, 193:108775 (2020). <https://doi.org/10.1016/j.matdes.2020.108775>
- [179] Li, X.; Wang, C.; Tian, C.; Fu, S.; Rong, Y.; Wang, L.: Digital design and performance evaluation of porous metal-bonded grinding wheels based on minimal surface and 3D printing, *Materials & Design*, 203:109556 (2021). <https://doi.org/10.1016/j.matdes.2021.109556>
- [180] Zhang, Q.; Mao, J.; Li, C.; Han, H.; Lin, J.; Wang, F.; Wang, L.: Bamboo-inspired lightweight tape suture with hollow and porous structure for tendon repair, *Materials & Design*, Volume 193.108843 (2020). <https://doi.org/10.1016/j.matdes.2020.108843>
- [181] Gao, H.; Yang, J.; Jin, X.; Qu, X.; Zhang, F.; Zhang, D.; Chen, H.; Wei, H.; Zhang, S.; Jia, W.; Yue, B.; Li, X.: Porous tantalum scaffolds: Fabrication, structure, properties, and orthopedic applications, *Materials & Design*, 210:110095 (2021). <https://doi.org/10.1016/j.matdes.2021.110095>
- [182] Yu, G.; Li, Z.; Li, S.; Zhang, Q.; Hua, Y.; Liu, H.; Zhao, X.; Dhaidhai, D.T.; Li, W.; Wang, X.: The select of internal architecture for porous Ti alloy scaffold: A compromise between mechanical properties and permeability. *Materials & Design*, 192:108754 (2020). <https://doi.org/10.1016/j.matdes.2020.108754>
- [183] Kandasamy, S.; Greene, C.S.; Rinchuse, D.J.; Stockstill, J.W.; Szerk., TMD and Orthodontics: A clinical guide for the orthodontist. *Cham: Springer International Publishing*, (2015), 16-33. doi: 10.1007/978-3-319-19782-1.
- [184] Koolsrta, J.H.: Dynamics of the human masticatory system. *Critical Reviews on oral Biology and Medicine*, 13/4 (2002), 366-376. doi: 10.1177/154411130201300406

- [185] Ahlgren, J.; Öwall, B.: Muscular activity and chewing force: A polygraphic study of human mandibular movements. *Archives of Oral Biology*, 15/4 (1970), 271-280. doi: 10.1016/0003-9969(70)90053-1.
- [186] Anusavice, K.J.: Phillips' Science of Dental Materials - eBook. *Elsevier Health Sciences*, 2003.
- [187] Takanobu, H.; Maruyama, T.; Takanishi, A.; Ohtsuki, K.; Ohnishi, M.: Mouth opening and closing training with 6-DOF parallel robot, in Proceedings 2000 ICRA. *Millennium Conference. IEEE International Conference on Robotics and Automation, San Francisco*, (2000), 1384–1389. doi: 10.1109/ROBOT.2000.844791.
- [188] Alemzadeh, K.; Jones, S.B.; Davies, M.; West, N.: Development of a Chewing Robot With Built-in Humanoid Jaws to Simulate Mastication to Quantify Robotic Agents Release From Chewing Gums Compared to Human Participants. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, köt. 68/2 (2020), 492-504. doi: 10.1109/TBME.2020.3005863.
- [189] Wen, H.; Cong, M.; Zhang, Z.; Wang, G., Zhuang, Y.: A Redundantly Actuated Chewing Robot Based on Human Musculoskeletal Biomechanics: Differential Kinematics, Stiffness Analysis, Driving Force Optimization and Experiment. *Machines*, 9/8:171 (2021). doi: 10.3390/machines9080171.
- [190] Raabe, D.; Harrison, A.; Ireland, A.; Alemzadeh, K.; Sandy, J.; Dogramadzi, S.; Melhuish, C.; Burgess, S.: Improved single- and multi-contact life-time testing of dental restorative materials using key characteristics of the human masticatory system and a force/position-controlled robotic dental wear simulator. *Bioinspiration & Biomimetics*, 7/1:016002 (2012). doi: 10.1088/1748-3182/7/1/016002.
- [191] Negrini, G.: Development of a test protocol for the mechanical analysis of custom-made sub-periosteal dental implants: numerical – experimental integrated approach., *Politecnico Milano 1863* (2021).
- [192] Altıparmak, N., Polat, S.; Onat, S.: Finite element analysis of the biomechanical effects of titanium and Cfr-peek additively manufactured subperiosteal jaw implant (AMSJI) on maxilla. *Journal of Stomatology, Oral and Maxillofacial Surgery*, 124/1: 101290 (2023). doi: 10.1016/j.jormas.2022.09.011.
- [193] De Moor, E.; Huys, S.E.F.; Van Lenthe, G.H.; Mommaerts, M.Y.; Vander Sloten, J.: Mechanical evaluation of a patient-specific additively manufactured subperiosteal jaw implant (AMSJI) using finite-element analysis. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 51/3 (2022), 405-411. doi: 10.1016/j.ijom.2021.05.011.
- [194] Chang, Y.; Tambe, A.A.; Maeda, Y.; Wada, M.; Gonda, T.: Finite element analysis of dental implants with validation: to what extent can we expect the model to predict biological phenomena? A literature review and proposal for classification of a validation process. *International Journal of Implant Dentistry*, 4/1:7 (2018). doi: 10.1186/s40729-018-0119-5.
- [195] Cepic, L.Z.; Frank, M.; Reisinger, A.G.; Sagl, B.; Pahr, D.H.; Zechner, W.; Schedle, A.: Experimental validation of a micro-CT finite element model of a human cadaveric mandible rehabilitated with short-implant-supported partial dentures. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 126:105033 (2022). doi: 10.1016/j.jmbbm.2021.105033.
- [196] Cerea, M.; Dolcini, G.A.: Custom-Made Direct Metal Laser Sintering Titanium Subperiosteal Implants: A Retrospective Clinical Study on 70 Patients. *BioMed Research International Int*, 3/1 (2018), 1-11. doi: 10.1155/2018/5420391
- [197] Gellrich, N.C.; Rahlf, B.; Zimmerer, R.; Pott, P.C.; Rana, M.: A new concept for implant-borne dental rehabilitation; how to overcome the biological weak-spot of conventional dental implants? *Head & Face Medicine*, 13/1:17 (2017). doi: 10.1186/s13005-017-0151-3.

- [198] Gellrich, N.C.; Zimmerer, R.M.; Spalthoff, S.; Jehn, P.; Pott, P.C.; Rana, M.; Rahlf, B.: A customised digitally engineered solution for fixed dental rehabilitation in severe bone deficiency: A new innovative line extension in implant dentistry. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 45/10 (2017), 1632-1638. doi: 10.1016/j.jcms.2017.07.022.
- [199] Watanabe, T.; Kawahara, D.; Ionue, E.; Kato, T.; Ishihara, N.; Kamiya, H.; Bessho, K.: Squamous cell carcinoma around a subperiosteal implant in the maxilla and the association of chronic mechanical irritation and peri-implantitis: a case report. *International Journal of Implant Dentistry*, 2/1:10 (2022). doi: 10.1186/s40729-022-00409-3.
- [200] Mounir, M.; Atef, M.; Abou-Elfetouh, A.; Hakam, M.M.: Titanium and polyether ether ketone (PEEK) patient-specific sub-periosteal implants: two novel approaches for rehabilitation of the severely atrophic anterior maxillary ridge. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 47/5 (2018), 658-664. doi: 10.1016/j.ijom.2017.11.008.
- [201] Kulcsár, K.; Kónya, J.; Zsoldos, I.: Mechanical property evaluation of closed and open-cell foam structures with finite element method. *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, 903/012010 (2020). doi:10.1088/1757-899X/903/1/012010
- [202] Kulcsár, K.; Kónya, J.: Evaluation of Closed and Open-cell Structural Lattices with Finite Element Analysis. *Acta Materialia Transylvanica* 3/1. (2020), 26–32. <https://doi.org/10.33924/amt-2020-01-05>
- [203] Kulcsár, K.; Buzgo, M.; Costa, P.F.; Zsoldos, I.: Optimal microstructure and mechanical properties of open-cell porous titanium structures produced by selective laser melting. *FRONTIERS IN BIOENGINEERING AND BIOTECHNOLOGY*, 10 (2022), 1-18. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2022.1022310>
- [204] Kulcsár, K.; Kónya, J.: Modernization of cortically supported individual implants. *Műszaki Tudományos Közlemények*, 8 (2018), 51-60. DOI: <https://doi.org/10.33894/mtk-2018.08.06>
- [205] Kulcsár, K.; Kónya, J.; Zsoldos, I.: Structural analysis of titanium alloys. *IOP CONFERENCE SERIES: MATERIALS SCIENCE AND ENGINEERING*, 426/012029 (2018). doi:10.1088/1757-899X/426/1/012029
- [206] Kulcsár, K.; Kónya, J.: NUMERICAL ANALYSIS OF ADDITIVELY MANUFACTURED, INDIVIDUAL TITANIUM IMPLANTS DESIGNED IN A VIRTUAL ENVIRONMENT. *Műszaki Tudományos Közlemények*, 10 (2019), 41-48. DOI: <https://doi.org/10.33894/mtk-2019.10.05>
- [207] Kulcsár, K.; Zsoldos, I.: Mechanical studies of subperiosteal implants. *Periodica Polytechnica Mechanical Engineering* (Kiadás alatt)
- [208] Kulcsár, K.: Egyedi tesztpad rendelésre készült (egyéni) szubperiosteális implantátumok mechanikai vizsgálatához. Szabadalom. Bejelentés száma: P2300326