



BUDAPESTI MŰSZAKI ÉS GAZDASÁGTUDOMÁNYI EGYETEM

GÉPÉSZMÉRNÖKI KAR

ANYAGTUDOMÁNY ÉS TECHNOLÓGIA TANSZÉK

TUDOMÁNYOS DIÁKKÖRI KONFERENCIA

DANYI ÁKOS

(GÉPÉSZMÉRNÖKI SZAK BSC, 7. FÉLÉV)

Cellás szerkezetű titán ortopéd vázszerkezetek vizsgálata

Konzulens:

Dr. Kemény Alexandra

adjunktus, att

Budapest, 2024

NYILATKOZATOK

Elfogadási nyilatkozat

Ezen dolgozat a Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem Gépészmérnöki Kara által a Tudományos Diákköri Konferenciára előírt valamennyi tartalmi és formai követelménynek, továbbá a célkitűzésekben megfogalmazottaknak maradéktalanul eleget tesz. Ezen dolgozatot a nyilvános bírálatra és nyilvános előadásra alkalmasnak tartom.

A beadás időpontja: 2024. 11. 10.

.....

konzulens

Nyilatkozat az önálló munkáról

Alulírott, *Danyi Ákos* (BZU5IP), a Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem hallgatója, büntetőjogi és fegyelmi felelősségem tudatában kijelentem és sajátkezű aláírással igazolom, hogy ezt a dolgozatot meg nem engedett segítség nélkül, saját magam készítettem, és dolgozatomban csak a megadott forrásokat használtam fel. Minden olyan részt, melyet szó szerint vagy azonos értelemben, de átfogalmazva más forrásból átvettem, egyértelműen, a hatályos előírásoknak megfelelően, a forrás megadásával megjelöltem.

Budapest, 2024. 11. 10.

.....

hallgató

TARTALOMJEGYZÉK

Előszó	3
1. Összefoglalás	4
1.1. Summary	5
2. Bevezetés	6
2.1. Célkitűzések	7
2.2. Áttekintés	7
3. Szakirodalmi áttekintés	8
3.1. Bioanyagok.....	8
3.1.1. Bioanyagok csoportosítása kémiai összetétel szerint	8
3.1.2. Bioanyagok csoportosítása az élő szervezettel kialakított kapcsolat alapján	10
3.2. Titán orvostechnikai alkalmazása.....	10
3.2.1. A titán és ötvözetek fázisai	11
3.2.2. Titánimplantátumok felületkezelése	12
3.3. Cellás szerkezetek.....	13
3.3.1. Ortopéd cellás vázszerkezetek.....	14
3.3.2. Cellás szerkezetek additív gyártása	15
4. Anyagok és Módszerek	16
4.1. Különböző cellastruktúrájú és porozitású vázszerkezetek tervezése és gyártása.....	16
4.2. Alapanyag és Gyártás	16
4.3. Elvégzett vizsgálatok	17
4.3.1. Mikroszerkezeti vizsgálat előkészítése	17
4.3.2. Valós relatív térkitöltési tényező meghatározása	18
4.3.3. Zömítővizsgálat	19
5. Eredmények	20
5.1. Mikroszerkezet	20
5.2. Relatív térkitöltési tényező.....	21
5.3. Zömítővizsgálat eredményei	22
6. Következtetések	25
6.1. Jövőbeli tervek.....	25
7. Felhasznált források	26

ELŐSZÓ

Mindig is érdekelt az egészségügyi ipar és annak ellenére, hogy végül a műszaki pályát választottam, kerestem a lehetőségeket, hogyan tudnék mégis közelebb kerülni ehhez a területhez. Az ehhez vezető utak egyike lehet például implantátumok tervezése, vizsgálata. El is kezdtem érdeklődni a tanszéken ezzel kapcsolatos projektek után és amikor Dr. Kemény Alexandra tanárnő felajánlotta a segítségét egy ortopéd implantátumokkal foglalkozó TDK munka elkészítéséhez rögtön meg is ragadtam a lehetőséget.

* * *

Köszönetnyilvánítás

Ezúton szeretnék köszönetet mondani konzulensemnek, Dr. Kemény Alexandrának a rengeteg segítségért és lelkiismeretes munkáért, amivel hozzájárult ennek a projektnek a megvalósításához; illetve Dr. Mankovits Tamás és Dr. Manó Sándor uraknak a Debreceni Egyetemről, a munkadarabok gyártásában való közreműködésükért.

Budapest, 2024. 11. 10.

Danyi Ákos

1. ÖSSZEFOGLALÁS

Az utóbbi időben a csontrendszeri rendellenességek orvoslását célzó kutatásokban nagy szerepet kap a különböző vázszervezetek vizsgálata. Ezen implantátumok feladata megfelelő környezetet biztosítani az új csontszövet növekedéséhez, vagyis az oszeintegrációhoz, emellett elviselni a fellépő mechanikai igénybevételeket. Ezekre a komplex igényekre adhatnak kielégítő választ a különböző cellás szerkezetű titán ortopéd vázszervezetek, amelyek vizsgálatával én is foglalkozom ebben a kutatásban.

Az elérhető szakirodalom alapján a cellák formája, a cellák mérete és a cellaszerkezet felületi érdessége erősen befolyásolja az implantátum oszeintegrációs képességét és mechanikai tulajdonságait. Ezen szempontok alapján már több cellastruktúra is kifejlesztésre került. Kutatásomban különböző cellaszerkezetű állványokat terveztem giroid és gyémánt egységekből. Mindkét cellatípushoz henger alakú próbatesteket terveztem 15 mm-es átmérővel, és 22,5 mm-es magassággal, valamint 3 mm-es cellamérettel. 30%-os és 50%-os relatív térkitöltési tényezőt vizsgáltam mindkét cellatípus esetén. A próbatestek szelektív lézer olvasztásos (SLM) additív gyártástechnológiával lettek elkészítve a Debreceni Egyetemen, EOS Titanium Ti64 Grade 23 por alapanyagból.

Kutatásom során a mintákon a következő vizsgálatokat végeztem el: a tervezett és a valós relatív térkitöltési tényező összehasonlítása, mikroszerkezet vizsgálat, nyomótulajdonságok meghatározása.

Kulcsszavak: *vázszervezet, cellás szerkezet, titán implantátum, additív gyártás, ortopéd vázszervezet*

1.1. Summary

Recently, research into the treatment of skeletal disorders has focused on the study of different scaffolds. The role of these implants is to provide a suitable environment for the growth of new bone tissue, i.e. osseointegration, and to withstand the mechanical stresses that occur. These complex needs can be met by different titanium orthopaedic scaffolds with cellular structures, which I will investigate in this research.

Based on the available literature, cell shape, cell size and surface roughness of the cell structure strongly influence the osseointegration capacity and mechanical properties of the implant. Several cell structures have been developed based on these aspects. In my research, I have designed scaffolds with different cell structures from gyroid and diamond units. For both cell types, I designed cylindrical specimens with a diameter of 15 mm, a height of 22.5 mm and a cell size of 3 mm. I tested 30% and 50% relative space filling factors for both cell types. The test specimens were fabricated by selective laser melting (SLM) additive manufacturing technology at the University of Debrecen, using EOS Titanium Ti64 Grade 23 powder as the raw material.

During my research I performed the following tests on the samples: comparison of the designed and the real relative filling factor, microstructure analysis, determination of loadbearing properties.

Keywords: *scaffold, cellular structure, titanium implant, additive manufacturing, orthopaedic scaffold*

2. BEVEZETÉS

A betegségek, traumák és az öregedés okozta csontdefektusok széles körének javítása és pótlása évszázadok óta fontos téma. A háború, fertőzés, autóbaleset, daganat és genetika által okozott csonthibák regenerálása mindmáig klinikai kihívást jelent. A csontszövetnek belső regenerációs képességei vannak, de van egy kritikus mérethatára. Ezen a kritikus mérethatáron belül a csonthibák a csontszövet öngyógyító képessége révén javíthatók. Ha azonban a csonthibák meghaladják ezt a kritikus mérethatárt, például trauma, betegség, tumoreltávolítás vagy csontvelőgyulladás következtében, a spontán gyógyulás külső beavatkozás hiányában kihívást jelent. A szegmentális csonthiba olyan folytonossági hiba, amelynek hossza meghaladja átmérőjének másfélszeresét. Jelenleg az ilyen csonthibák leggyakoribb kezelési módszerei az autológ (a beteg saját szervezetéből vételezett) és az allograft (idegen szervezetből vételezett) csontvelő-átültetés. Ezek közül az autológ csontvelő-átültetést tekintik a klinikai gyakorlatban a „gold standardnak”, azaz a leghatékonyabb csontregenerációs módszernek^{1,2}. E két kezelésnek azonban nyilvánvaló korlátai vannak, mint például a korlátozott mennyiségű autogén (saját) csont, a betegek nagyobb fájdalma és az immunkilökődés³. Ennek fényében gyorsan fejlődtek ki alternatív ortopédiai megoldások a klinikai igényeknek megfelelően, többek között koponyaimplantátumok, fogászati implantátumok, testközi fúziós eszközök, combcsontimplantátumok és sípcsontimplantátumok.

Jelenleg az implantátumokhoz használt bioanyagok a következő négy kategóriába tartoznak: fémek és ötvözeteik, polimerek, kerámiák és kompozitok. A fémes anyagok jobb mechanikai szilárdságot és kopásállóságot mutatnak a polimer és kerámia anyagokhoz képest, ezért gyakran előnyt élveznek teherviselő implantátumok anyagválasztásánál⁴. A fémes bioanyagok közül a **Ti6Al4V** titánötvözetet használják széles körben ortopédiai és fogászati implantátumok gyártásához nagy szilárdsága, kis sűrűsége, korrózióállósága, relatív kis rugalmassági modulusa és jó biokompatibilitása miatt^{5,6}. A csontszövet és a fémes implantátumanyagok mechanikai tulajdonságai közötti nagyfokú kontraszt azonban a feszültségárnyékolás nevezetű jelenséghez vezethet⁷, amely korlátozza a csont normális növekedését, és végül az implantátum károsodásához vezet. Ezen felül egy tömör implantátum csak a burkoló felületén keresztül kapcsolódik a környezetéhez, ennek következtében könnyen ki is lazulhat a helyéről⁸. E problémák megoldására merült fel a **cellás szerkezetű titán ortopéd vázszerkezetek** ötlete, amit hatékony szerkezetnek tekintenek a rugalmassági modulus eltérésének mérséklésére. A cellás titánszerkezetek egyesítik a titánötvözetek és a porózus szerkezet előnyeit, és tökéletesebb szerkezetű és teljesítményű implantátumok gyártására használhatók⁹⁻¹².

2.1. Célkitűzések

A kutatás során célom felfedni, hogy az additívan gyártott cellás szerkezetű titán vázszerkezetek térkitöltési tényezőjének és cellastruktúrájának változtatása, miképpen befolyásolja a szerkezet egyes mechanikai tulajdonságait, illetve tönkremenetelének módját. Ezek ugyanis fontos kérdések ortopéd implantátumként való felhasználások esetén.

Vizsgáltam még azt is, hogy milyen pontosan tudjuk előállítani a cellás szerkezeteket a szelektív lézer olvasztásos¹³ (SLM) gyártástechnológiával, amit a tervezett és a valódi térkitöltési tényező összehasonlításával igyekszem szemléltetni.

2.2. Áttekintés

Kutatásom során első lépésben igyekeztem minél széleskörűbb ismereteket szerezni a releváns területeken. Ennek okán szakirodalmi kutatást végeztem a következő területeken: bioanyagok, titán tulajdonságai és orvostechnikai felhasználása, cellás szerkezetek és orvostechnikai felhasználásuk, illetve cellás szerkezetek additív gyártása. Az ebből gyűjtött információkat foglaltam össze röviden a dokumentum 3. pontjában.

Ezt követően ismertetem a próbatetek tervezésének gondolatmenetét, a por alapanyag fontosabb adatait és a gyártás körülményeit. Részletezem az elvégzett vizsgálatokat és eredményeiket.

Végezetül az eredmények értékelését, következtetéseimet és a kutatás folytatására és fejlesztésére kitűzött terveimet tárom az olvasó elé.

3. SZAKIRODALMI ÁTTEKINTÉS

3.1. Bioanyagok

Orvostechnikai értelemben a bioanyagok olyan anyagokat jelölnek, amelyek az orvosi implantátumok, extrakorporális eszközök és fogyóeszközök részét képezik, és amelyeket az orvostudományban, a sebészetben, a fogászatban és az állatorvoslásban, valamint a betegek egészségügyi ellátásának minden területén felhasználnak¹⁴.

Az Amerikai Egészségügyi Intézet (National Institutes of Health) definíciója szerint bioanyag (biomaterial) „minden olyan anyag (a gyógyszerek kivételével) vagy anyagok természetes vagy szintetikus kombinációja, amely egy ideig önállóan vagy egy olyan rendszer részeként használható, amely a szervezet bármely szövetét, szervét vagy funkcióját kezeli, helyettesíti vagy elősegíti a növekedését”¹⁵.

Ilyen anyagokat használnak többek között a különböző testen belül elhelyezett készülékekhez, implantátumokhoz, szövetpótlásokhoz is. Ezeknek a szerkezeteknek az egyik alapvető célja, hogy huzamosabb ideig, akár évekig is a szervezetben maradjanak. Ennél fogva olyan tulajdonságokkal kell rendelkezniük, amelyek a biológiai környezettel való hosszú ideig tartó érintkezés után sem változnak. Ez azt jelenti, hogy az anyag vagy annak termékei nem okoznak sejtthalált, krónikus gyulladást vagy a sejtek funkcióinak károsodását. A bioanyagokkal szemben támasztott követelmények nagyon szigorúak, mivel az emberi szervezetben ki vannak téve a testnedvek (enzimek, szerves savak stb.) és külső tényezők agresszív hatásának. Meg kell jegyezni, hogy az emberi szövetek rendkívül érzékenyek az idegen anyagokra, és lehetséges, hogy mérgezési és kilökődési tüneteket idéznek elő. Az adott anyagnak, szerkezetnek ezen felül természetesen ki kell elégítenie a funkciójának betöltéséhez szükséges mechanikai követelményeket is. A biokompatibilitás kifejezés az orvostechnikai eszköz és a beteg szövetei közötti kölcsönhatásra utal, és számos tényezőtől függ, például az összetevők kémiai és fizikai természetétől, az eszköznek kitett betegszövetek típusától és az expozíció időtartamától^{16,17}.

3.1.1. Bioanyagok csoportosítása kémiai összetétel szerint

Rugalmas természetük és biokompatibilitásuk miatt a **polimerek** széleskörű alkalmazásra találtak a különböző orvostechnikai felhasználásokban. A természetes forrásokból, például kollagénből, albinsavból és mesterséges polimerekből készült polietilén-glikol (PEG) és poli(tejsav-co-glikolsav) (PLGA) polimereket általában a szövetépítés, a gyógyszerhordozó rendszerek, a kötszerek és az orvosi betétek területén használják^{15,16,18,19}.

A **kerámiák** kiváló termékek a bioanyagok osztályában, amelyek nagyszerű mechanikai tulajdonságokkal, bioaktivitással és biokompatibilitással rendelkeznek, így előszeretettel használják őket csontpótlásoknál, csípő-, térd-, fogászati és állkapocs rekonstrukciókban. A hidroxiapatit (HA) és a bioüveg felhasználása széleskörű, mivel ez a két kerámia bioanyag a csontok ásványi részéből áll^{15,16,18,19}.

A bioanyagok egy másik fontos csoportja **fémek**, amelyek kivételes mechanikai tulajdonságaik, korrózióállóságuk és az élő szövetekkel való kompatibilitásuk nélkülözhetetlenné teszik az orvostechika területén, különös tekintettel az implantátumokra. Az ortopéd vázszerkezetek, a szív- és érrendszeri eszközök és készülékek, valamint a fogászati implantátumok a fém bioanyagok gyakori alkalmazási példái, amelyek általában titánból és ötvözeteiből, rozsdamentes acélból és kobalt-króm ötvözetekből készülnek^{15,16,18,19}.

A **kompozit** bioanyagok, amelyek két vagy több, eltérő tulajdonságokkal rendelkező bioanyag kombinációjának tekinthetők, sok figyelmet kaptak a lehetséges felhasználásuk miatt speciális orvostechikai alkalmazásokban, mint például felső és alsó végtagimplantátumok, ortopéd vázszerkezetek, csontcementek, orvosi berendezések és műszerek^{15,16,18,19}.

Néhány anyag orvostechikai alkalmazási területét mutatja be az 1. táblázat.

Anyag	Alkalmazás
titánötvözetek	fogászati implantátumok, csípőprotézis, pacemaker tokok, szívbillentyűk, töréseknél alkalmazott lemezek, gerinc távtartók
kobalt-króm ötvözetek	teherhordó felületek, szívbillentyűk, sztentek, pacemaker vezetékek
platina-csoport ötvözei	elektródák
nikkel-titán ötvözet	alakemlékező alkalmazások
rozsdamentes acél	sztentek, ortopéd implantátumok
alumínium	teherhordó felületek
kalcium-foszfátok	bioaktív felületek, csont kiegészítések
szén	szívbillentyűk
ultranagy molekulatömegű (UHMW) polietilén	teherhordó felületek
poli(éter-éter-ke-ton)	gerinc távtartók
poli(metil-metakrilát) - PMMA	csontcement, szemlencse
szilikonok	lágyszöveti pótlás, szigetelő vezetékek, szemészeti eszközök
poliuretán	pacemaker vezetékek szigetelése
expandált PTFE	érgraftok, szívbillentyűk
poliészter textil	érgraftok, szívbillentyűk
poli(sztírol-blokk-izobutylén-blokk-sztírol) - SIBS	gyógyszer kibocsátó sztent bevonatok

1. táblázat: Anyagválasztás hosszútávú implantátumokhoz és implantált műszerekhez¹⁶

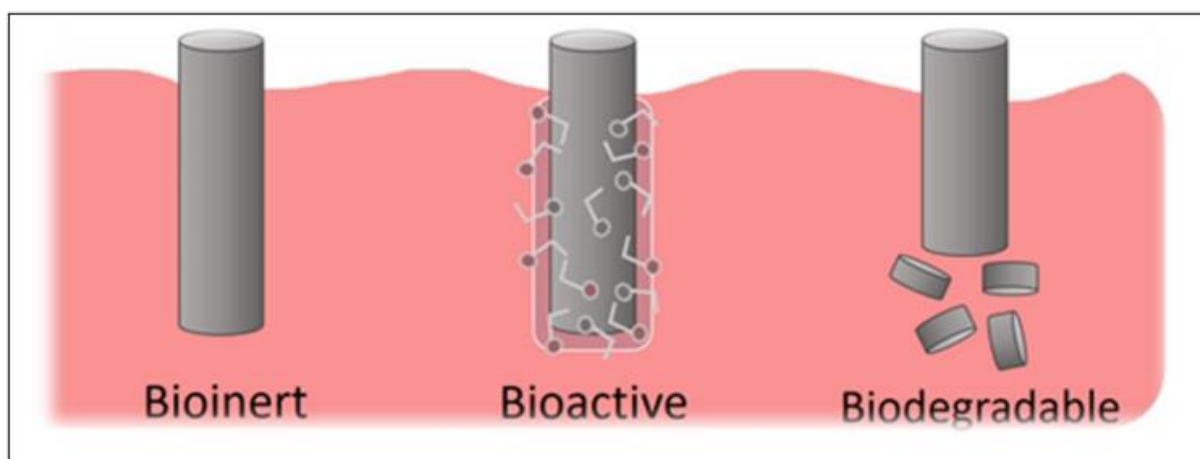
3.1.2. Bioanyagok csoportosítása az élő szervezettel kialakított kapcsolat alapján

A **bioinert** kifejezés olyan anyagra utal, amely az emberi testbe kerülve minimális kölcsönhatásba lép a környező szövetekkel. Általában egy betokosodott terület alakulhat ki a bioinert implantátumok körül, így a biofunkció az implantátumon keresztül történő szöveti integráción alapul. Ilyen anyagok például a rozsdamentes acél, a titán, a részben stabilizált cirkónium-dioxid és az ultranagy molekulatömegű polietilén¹⁸.

A **bioaktív** anyagok specifikus biológiai választ váltanak ki, és kapcsolatot létesítenek a gazdaszövettel. Ezen anyagok legjobb példái a szintetikus hidroxiapatit [$\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$], az üvegkerámia és a bioüveg^{14,20}.

A **felszívódó bioanyag** (bioresorbable) az emberi testben való elhelyezés után elkezdi feloldódni, és lassan felváltja a fejlődő szövet (például csont). A felszívódó anyagok gyakori példái a trikálcium-foszfát [$\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$], a politejsav-poliglikolsav kopolimerek, a kalcium-oxid, a kalcium-karbonát és a gipsz¹⁹.

A három csoport szervezettel való kölcsönhatását mutatja a 1. ábra.



1. ábra: Bioanyagok csoportosítása, magyarázó ábra¹⁹

3.2. Titán ortostechnikai alkalmazása

Az idősek számának gyors növekedése számos országban egyre nagyobb igényt támaszt a csontimplantátumok iránt. Jelenleg a klinikailag használt implantátumok 70-80%-a fémből készül²¹. A rozsdamentes acél, a kobalt-króm ötvözet és a titán ötvözet az emberi szervezetbe beültethető fémes bioanyagok közé tartozik. Az előbbi bioanyagokat összehasonlítva azonban gyakran a titán ötvözeteket részesítik előnyben kis sűrűségük, kiemelkedő biokompatibilitásuk, jó korrózióállóságuk, nagy szilárdság/tömeg arányuk és jó mechanikai tulajdonságaik miatt^{22,23}.

A Ti alapú csontimplantátum-anyagok első generációja a kereskedelmi forgalomban kapható tiszta titán (commercially pure-Ti) volt. A cp-Ti korlátját azonban a rossz mechanikai tulajdonságok jelentik. E korlátozás leküzdésére Ti-6Al-4V ötvözetet használnak, amelynek mechanikai tulajdonságai már összeegyeztethetőek a jellemző ortopéd alkalmazások, például csípőimplantátumok, térdimplantátumok, csontcsavarok és lemezek igénybevételeivel. Ennek oka, hogy a Ti-6Al-4V ötvözet a cp-Ti-nél nagyobb keménységet és szilárdságot mutat. A vanádium (V) és az alumínium (Al) jelenléte a Ti-6Al-4V ötvözetben azonban aggodalomra ad okot az emberi szervezetre gyakorolt citotoxikus hatásuk miatt²⁴.

Annak ellenére, hogy az $\alpha+\beta$ fázisú Ti-6Al-4V ötvözet a leggyakrabban használt implantátumanyag, a rugalmassági modulusa (110 GPa) még mindig sokkal nagyobb, mint az emberi corticalis csonté (10-30 GPa). Ez a feszültségárnyékolás (stress shielding) jelenségéhez vezet, ami az implantátumok meglazulását és a szomszédos szövetekkel való biológiai kapcsolatuk megszakadását eredményezi. Amint az implantátum meglazul, bekövetkezik a tönkremenetel²⁵.

A Ti-6Al-4V ötvözethez kapcsolódó probléma a titánötvözetek egy új osztályának, a β -Ti ötvözetnek a feltárását kezdeményezte. Ez az ötvözet helyettesítheti a V és az Al-t, valamint β -stabilizátort adhat hozzá, amely a rugalmassági modulus csökkentésére szolgál²⁶.

A pórusgeometria beállításával a mesterséges szerkezetek rugalmassági modulusát és szilárdsági/kifáradási tulajdonságait úgy lehetne szabályozni, hogy azok kompatibilisek legyenek a csontszövettel, így megelőzhető lenne a feszültségárnyékoló hatás egy beteg csontdarab pótlásakor. A gyógyszerek belső terek általi adszorpciója lehetővé tenné az antibiotikus és daganatellenes szerek kibocsátását a környező szövetekbe. A kialakított belső porozitás és felületi érdesség segítheti a csontosodást (osseointegrációt) és az érhalózat kialakulását (vaszkularizációt)²⁷.

3.2.1. A titán és ötvözeiteinek fázisai

A titánötvözeteket három fő kategóriába lehet sorolni a szerkezetükben megjelenő fázis(ok) szerint: alfa (α), alfa-béta ($\alpha+\beta$) és béta (β)²⁸⁻³⁰.

Az α fázist általában nem teherhordó alkalmazásokban használják, ahol kis szilárdságú (240-550 MPa) és jó korrózióállóságú anyagokra van szükség. Ezek közé tartoznak például a fogászati implantátumok, a koponyaimplantátumok, a gerincsebészeti csavarok és kapcsok, a pacemaker tokok és a fúziós gyógyszerpumpák. Az α fázis nagyobb rugalmassági modulusa (116 GPa) a sűrű hexagonális (hexagonal close packed, HCP) kristályszerkezetének köszönhető²⁸⁻³⁰.

Az $\alpha+\beta$ fázisból álló Ti-6Al-4V ötvözet tűnik a legnépszerűbb titánötvözetnek a különböző orvostechikai alkalmazásokban. Ez a fajta titánötvözet kiegyensúlyozott mechanikai tulajdonságokat mutat az α és β fázis között. Emellett mérsékelt szilárdságot (600-900 MPa) és a cp-Ti-nél valamivel kisebb rugalmassági moduluszt (~ 110 GPa) mutat. A Ti-6Al-4V ötvözetet általában csípő- és térdimplantátumokban, törésrögzítő lemezekben és gerincalkatrészekben használják²⁸⁻³⁰.

A titánötvözetek fázisai közül a β -típusú titánötvözetek mutatják a legkisebb rugalmassági moduluszt 50-80 GPa tartományban, a HCP-nél több csúszási rendszerrel rendelkező térben középpontos köbös (TKK) kristályszerkezetüknek köszönhetően. Emellett a β -típusú titánötvözetek tulajdonságai megfelelnek az ortopédiai implantátumokkal szemben támasztott követelményeknek is, mint például a kiváló biokorrózióállóság, az allergiás problémák hiánya és a kiváló biokompatibilitás. Ez az ötvözetcsoporthoz mutatja a legnagyobb szilárdsági tartományt is (650-1100 GPa), amely alkalmas a teherbíró alkalmazásokban, például csípő-, térd-, váll- és könyökimplantátumokban való felhasználásra²⁸⁻³⁰.

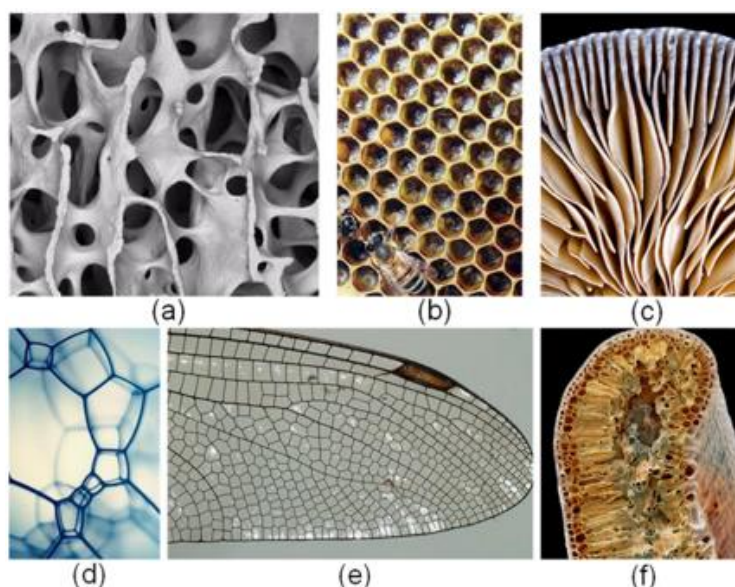
3.2.2. Titánimplantátumok felületkezelése

A fertőzések kockázatának csökkentése érdekében számos antibakteriális hatóanyagot, pl. bioaktív vegyületeket, fémionokat, nanorészecskéket, antimikrobiális peptideket, polimereket stb. építettek be a titán implantátum felületére. Különböző bevonatolási módszerek és felületmódosítási technikák, pl. mikroíves oxidáció (MAO), rétegenkénti (LbL) összeállítás, plazmaelektrolitikus oxidáció (PEO), anodizálás, magnetronos porlasztás és spin coating (pörgetés) segítségével igyekeznek biokompatibilis, antibakteriális titánimplantátum felületet létrehozni, amely egyidejűleg elősegíti a szöveti integrációt az implantátum körül. Az implantátum bevonatok jellege és felületi morfológiája fontos szerepet játszik a baktériumok gátlásában és a gyógyszerbevitelben. A titánimplantátumok felületének nanoszerkezetű anyagokkal, például titán nanocsövekkel történő módosítása fokozza a csontregenerációt. Az antibiotikumokkal töltött antimikrobiális peptidek segítenek a tartós gyógyszerfelszabadulás elérésében és az antibiotikum-rezisztencia kockázatának csökkentésében. A páciensspecifikus porózus titánimplantátumok additív gyártása egyértelmű jövőbeli irányt jelent az antimikrobiális titánimplantátumok fejlesztésében^{29,31}.

3.3. Cellás szerkezetek

A cellás szerkezetek lemezek, oszlopok vagy kis egységcellák összekapcsolt hálózatából állnak, és számos egyedi előnnyel bírnak, mint például a nagy szilárdság/tömeg arány, a kiváló energiaehtnyelés és az anyagszükséglet minimalizálása³².

A természet hosszú távon optimális energetikai megoldások elérése érdekében tervezi szerkezeteit, amelyek morfológiájukban rendkívül megfelelőek, jól alkalmazkodnak a környezethez, könnyűek, szerkezetileg és funkcionálisan optimalizáltak. Ezért a természet számára számos, az adott funkción alapuló cellás struktúra használata volt a kulcs a szerkezeteinek megtervezéséhez, mivel ez a fajta porózus felépítés szilárd anyag tekintetében jellemzően alacsony térfogatszázalékkal rendelkezik, ami a természetes terméket nagyon hatékonyá és optimalizáltá teszi (2. ábra). Néhány példa a cellás struktúrákra a méhsejt, a trabekuláris csont és a fa³³.



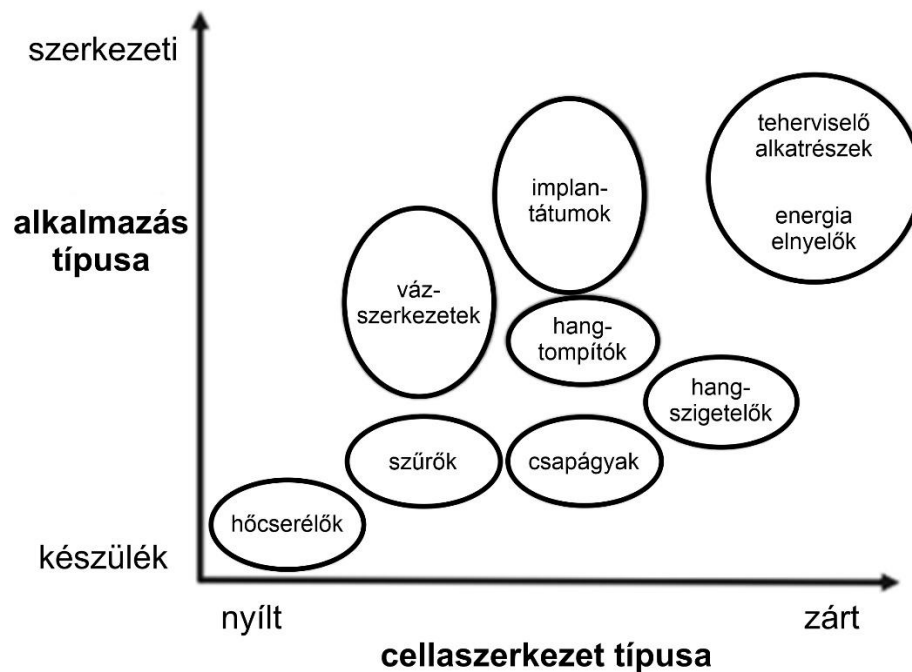
2. ábra: Celás szerkezetek a természetben³² (a) emberi csont pásztázó elektromikroszkóp (SEM) alatt (b) méhsejt (c) kalapos gomba (d) Voronoi-cella buborékokban (e) szitakötő szárnya (f) levél szerkezete

A csont cellás szerkezettel rendelkezik, és mérnöki csodaként emlegetik, mert a saját feszültségterében ugyanolyan szilárdságú, mint az öntöttvas, de olyan könnyű, mint a fa. A parafa egy másik nagyszerű természetes sejtszerkezet, amely a tulajdonságok figyelemre méltó kombinációjával rendelkezik; hő- és hangszigetelő, nagy súrlódási együtthatóval rendelkezik, kémiaiailag stabil és tűzálló, jó az energiaehtyelő képessége, mégis nagyon könnyű³⁴.

A természet által inspirálva a mérnökök és építészek számos rácsgeometriát fejlesztettek ki a létfontosságú iparágakban való alkalmazásra (3. ábra). A Stratasys Ltd. az Aurora repüléstudományi céggel együttműködve olyan pilóta nélküli légi járművet (UAV) tervezett és fejlesztett ki, amelynek szárnyfeszítávolsága 3 m, súlya pedig mindössze 15 kg. Az UAV

alkatrészeinek többsége (80%) szálkiszajtolásos modellezés¹³ (FDM) elvén működő 3D nyomtatóval készült, zárt cellás szerkezettel, amivel jelentős súlycsökkenést sikerült elérniük³⁵. Változó sűrűségű rácsszerkezetek alkalmazásával az Adidas Inc. és a carbon 3D olyan testreszabható cipő középtalpat fejlesztett ki, amely nagy teljesítményt és kényelmet biztosít a sportolónak, és ami a legfontosabb, a költsége majdnem megegyezik a hagyományos módon gyártott középtalpakéval³⁶.

A számos ipari alkalmazás mellett az utóbbi időben nagy hangsúlyt kaptak a cellás szerkezetek a szövetépítés (tissue engineering) területén is, ahol porózus implantátumként biztosítják a megfelelő környezetet a különböző lágy- és keményszövetek regenerációjára³⁷.



3. ábra: Cellás szerkezetek alkalmazásai³²

3.3.1. Ortopéd cellás vázszerkezetek

Annak ellenére, hogy a csontok eredendően képesek az gyógyulásra és újjáépülésre, a regenerációs képességeiknek van egy határa. A kritikus méretű csonthibák (CSBD) esetében a rekonstrukciót segíthetjük cellás vázszerkezetek alkalmazásával¹¹.

Az ideális vázszerkezetnek meg kell felelnie a természetes csontszövet anatómiájának, és olyan egymással összeköttetésben lévő pórusokkal kell rendelkeznie, amelyek segítik a sejtek befelé irányuló növekedését és az érhalózat kialakulását (vaszkularizáció); rendelkezik bizonyos mechanikai tulajdonságokkal, hogy megfelelő alátámasztást biztosítson és elviselje a fellépő fárasztó igénybevételt; elősegíti az összeintegrációt, azaz felülete alkalmas a sejtek megtapadására, növekedésére és szaporodására^{12,38}.

A rendelkezésre álló szakirodalom szerint a vázszerkezetek pórusainak formája, mérete és felületi minősége nagymértékben befolyásolja az implantátumok csontosodási képességét és mechanikai integritását³⁹.

3.3.2. Cellás szerkezetek additív gyártása

A nagyfokú komplexitás miatt a cellaszerkezetek pontos geometriája a hagyományos gyártási módszerekkel (képlékeny alakítás, forrasztás, öntési eljárások, perforált lemezhajlítás stb.) nehezen gyártható. Az additív gyártás (AM) nagyfokú gyárthatósággal rendelkezik, aminek köszönhetően közvetlenül a CAD-modellből, rétegről rétegre történő anyagadagolással, dedikált szerszámok nélkül vagyunk képesek 3D-s tárgyakat előállítani. A szerkezetek gyártásában leggyakrabban alkalmazott két eljárás a szelektív lézer olvasztás (SLM) és az elektronsugaras porágyolvasztás (EBM)^{13,32}.

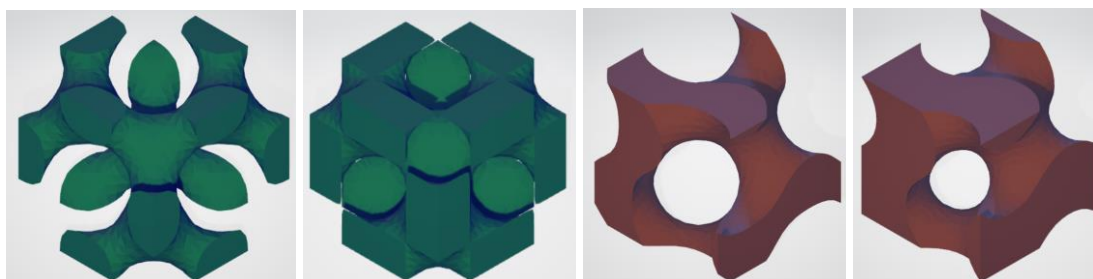
Az SLM-rendszer egy automatikus porrétegző készülékből, egy számítógépes folyamatirányító rendszerből, egy nagy teljesítményű lézerből, egy gázvédelmi rendszerből és egy porágy-előmelegítő rendszerből áll. Az SLM-eljárás során egy $<100\ \mu\text{m}$ rétegvastagságú, vékony porréteget terítenek az építőplatformra, és egy rétegező mechanizmus segítségével kiegyenlítik. Az építőplatformot inert gázzal védik a belső oxigéntartalom csökkentése érdekében. A számítógépről érkező CAD-adatokat követően a lézersugár letapogatja a porágy felületét, és megolvasztja a porszemcséket, hogy rétegenkénti profilt készítsen. A fenti folyamat az alkatrész elkészültéig ismétlődik⁴⁰.

Az elektronsugaras porágyolvasztást (EBM) gyakran alkalmazzák cellaszerkezetek előállítására, főként gyógyászati alkalmazásokhoz. Ebben az eljárásban egy nagy energiájú és fókuszált elektronsugár végigpásztázza a por vékony rétegét, hogy a fémpor részecskék közötti összeolvadást és újraszilárdulást idézze elő a szilárd tárgy előállítása érdekében⁴¹.

4. ANYAGOK ÉS MÓDSZEREK

4.1. Különböző cellastruktúrájú és porozitású vázszerkezetek tervezése és gyártása

Négy különböző vázszerkezetet terveztem, az orvostechikai alkalmazásokban már gyakran alkalmazott, giroid és gyémánt cellastruktúrával, és 30%, illetve 50% tervezett térkitöltési tényezővel. A négy különböző cellaszerkezetre a következőkben G30, G50, D30, D50 rövidítésekkel hivatkozok, ahol G=giroid, D=diamond (gyémánt), a számok pedig a térkitöltési százalékra utalnak. A tervezéshez és a modellek elkészítéséhez az MSLattice szoftvert használtam. A 15 mm-es átmérővel, 22,5 mm-es magassággal és 3 mm-es cellamérettel rendelkező henger alakú modelleket az 4. ábrán látható egységkockákból építettem fel.



4. ábra Egységkockák balról-jobbra: D3, D5, G3, G5

4.2. Alapanyag és Gyártás

A modellek alapján készült munkadarabok SLM technológiával lettek legyártva EOS Titanium Ti64 Grade 23 por alapanyagból a Debreceni Egyetemen.

Az EOS Titanium Ti64 Grade 23 egy Ti6Al4V ötvözet, amely a standard Ti64 ötvözethez képest kisebb oxigén- és vastartalommal rendelkezik. Az anyag közismerten kiváló mechanikai tulajdonságokkal rendelkezik: kis sűrűség nagy szilárdsággal és kiváló korrózióállósággal. A belőle gyártott alkatrészek főbb alkalmazási területei: orvosi eszközök, implantátumok és egyéb ipari alkalmazások, ahol kis tömegre és nagy szilárdságra van szükség. A porszemcsék méreteloszlása: 20 – 80 (μm). Az alapanyag ötvözet tartalmát az (2. táblázat) mutatja. Az ötvözet titán tartalma a mindenkor maradó anyaghányad.

Al	V	O	N	C	H	Fe	Y	Egyéb
5,50-6,50	3,50-4,50	max. 0,13	max. 0,05	max. 0,08	max. 0,012	max. 0,25	max. 0,005	max. 0,40

2. táblázat: EOS Titanium Ti64 Grade 23 ötvözet tartalma tömegszázalékban

A munkadarabokat EOS M 290 típusú gépen gyártották 40 μm -es rétegvastagsággal és $6,2 \frac{\text{mm}^3}{\text{s}}$ építési sebességgel. A gyártás során védőgázként argont használtak. Technológiai megfontolásokból a munkadarabok felül és alul egy-egy 3, illetve 5 mm-es kiegészítő tömör anyagréteggel kerültek gyártásra. Ezeknek az anyagrétegeknek számottevő része rajta maradt a munkadarabokon azoknak az építőplatformról való eltávolításuk után is (5. ábra), így ezt majd a későbbi számítások során figyelembe kell venni.



5. ábra: Építő platformról levágott munkadarabok

4.3. Elvégzett vizsgálatok

4.3.1. Mikroszerkezeti vizsgálat előkészítése

Beágyazás előtt Struers Discotom-10 vágóberendezéssel kettévágtam egy-egy próbatestet minden típusból a könnyebb kezelhetőség miatt. A daraboláshoz 33A25 típusú, 0.8mm vastagságú vágótárcsát alkalmaztam. Az darabok beágyazását Duracryl Plus kétkomponensű gyantával végeztem. A beágyazott minták felületét fokozatosan csökkenő SiC szemcsenagyságú csiszolópapírok használatával lecsiszoltam, majd Topol emulzió alkalmazásával addig políroztam míg el nem értem a kívánt felületi minőséget. Ezt követően Kroll reagenssel megmaradtam a minták felületét. A Kroll reagens kifejezetten alkalmas titán és ötvözeiből készült minták maratására. 92 e desztillált víz (H_2O), 6 e salétromsav (HNO_3) és 2 e hidrogén-fluorid (HF) elegyből kapjuk, ahol e=egység.

4.3.2. Valós relatív térkitöltési tényező meghatározása

A valós térkitöltési tényezők meghatározásához először digitális tolómérővel megmértem az egyes munkadarabok magasságát és átmérőjét. Fontos megjegyezni, hogy a beágyazáshoz használtakon kívül, minden munkadarabon meghagytam a gyártás után rajta maradt tömör anyagréteget, amit a számításaim során $h_{\text{tömör}}$ jelöléssel veszek figyelembe. A munkadarabok geometriai méreteit a magasság és az átmérő mentén történő 3-3 mérés eredményének átlagaként határoztam meg (1-2. egyenletek).

$$d_{\text{átlag}} = \frac{d_1 + d_2 + d_3}{3} \text{ (mm)} \quad (1.)$$

$$h_{\text{átlag}} = \frac{h_1 + h_2 + h_3}{3} \text{ (mm)} \quad (2.)$$

Az így kapott $d_{\text{átlag}}$ és $h_{\text{átlag}}$ felhasználásával kiszámoltam a tömör anyagrétegekhez tartozó összmagasságot ($h_{\text{tömör}}$) és térfogatot ($V_{\text{tömör}}$), illetve a cellás szerkezetet magába foglaló képzeletbeli henger térfogatát ($V_{\text{cellás}}$). Az ezekhez tartozó számításokat a 3-5. egyenletek szemléltetik, ahol a cellás szerkezet magasságát ($h_{\text{cellás}}$) a tervezett 22,5 mm-rel vettem figyelembe.

$$h_{\text{tömör}} = h_{\text{átlag}} - h_{\text{cellás}} \text{ (mm)} \quad (3.)$$

$$V_{\text{tömör}} = \frac{d_{\text{átlag}}^2 \cdot \pi}{4} \cdot h_{\text{tömör}} \text{ (mm}^3\text{)} \quad (4.)$$

$$V_{\text{cellás}} = \frac{d_{\text{átlag}}^2 \cdot \pi}{4} \cdot h_{\text{cellás}} \text{ (mm}^3\text{)} \quad (5.)$$

Következő lépésként Denver Instruments APX-200 precíziós mérlegen megmértem a munkadarabok tömegét ($m_{\text{összes}}$). A tömör térfogatrészek tömegét ($m_{\text{tömör}}$) megbecsültem $V_{\text{tömör}}$ és az alapanyag névleges sűrűségét ($\rho_{\text{névl.}} = 4,4 \frac{\text{g}}{\text{cm}^3}$) felhasználva. Ezek különbségeként megkaptam a cellás szerkezetet magába foglaló képzeletbeli henger tömegét ($m_{\text{cellás}}$), majd meghatároztam a hozzá tartozó sűrűséget ($\rho_{\text{cellás}}$) (6-8. egyenlet).

$$m_{\text{tömör}} = \frac{V_{\text{tömör}}}{1000} \cdot \rho_{\text{névl.}} \text{ (g)} \quad (6.)$$

$$m_{\text{cellás}} = m_{\text{összes}} - m_{\text{tömör}} \text{ (g)} \quad (7.)$$

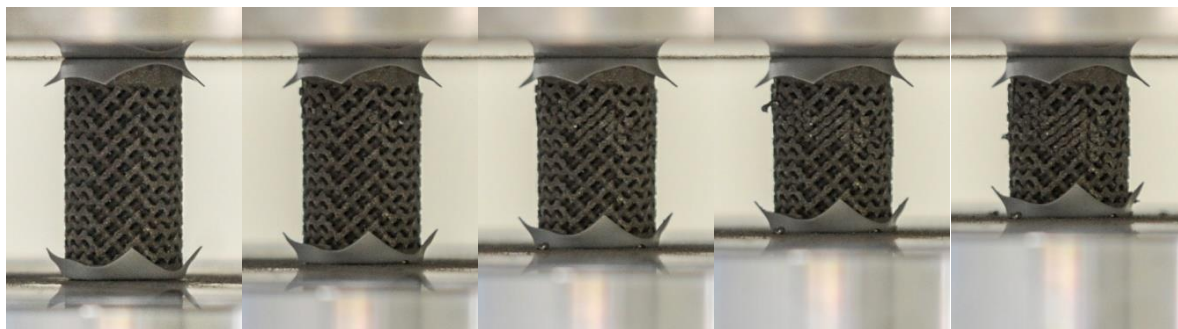
$$\rho_{\text{cellás}} = m_{\text{cellás}} \cdot \frac{1000}{V_{\text{cellás}}} \left(\frac{\text{g}}{\text{cm}^3} \right) \quad (8.)$$

Végezetül ezt a $\rho_{\text{cellás}}$ sűrűségértéket a $\rho_{\text{névl.}}$ -hez viszonyítva megkaptam valódi térkitöltési tényező ($APF_{\text{valós}}$) értékét (9. egyenlet).

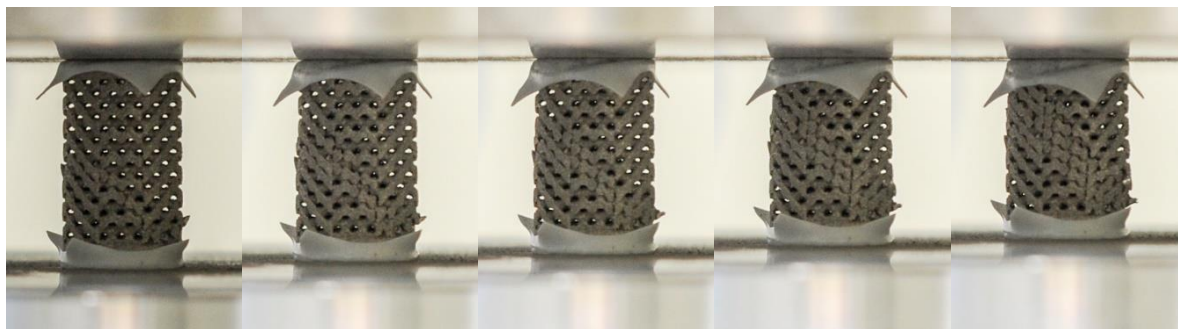
$$APF_{\text{valós}} = \frac{\rho_{\text{cellás}}}{\rho_{\text{névl.}}} \cdot 100 \text{ (\%)} \quad (9.)$$

4.3.3. Zömítővizsgálat

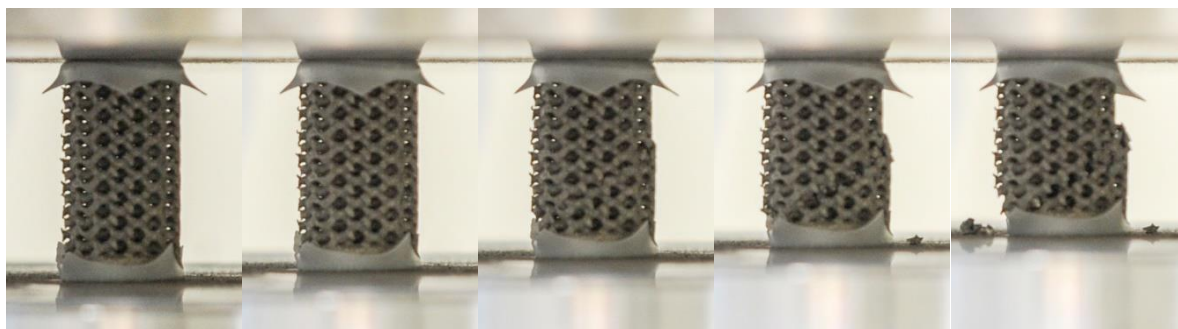
A próbatestek teherbíró képességének meghatározásához és tönkremeneteli módjának vizsgálatához MTS 810 mérőberendezésen végeztem kvázi-statisztikus nyomóvizsgálatokat (6-9. ábrák). A mérések során $3 \frac{mm}{min}$ mérési sebességgel dolgoztam. Szilárd kenőanyagként pedig 0,25 mm vastagságú teflon fóliát helyeztem a próbatestek két vége és a szerszámfelek közé.



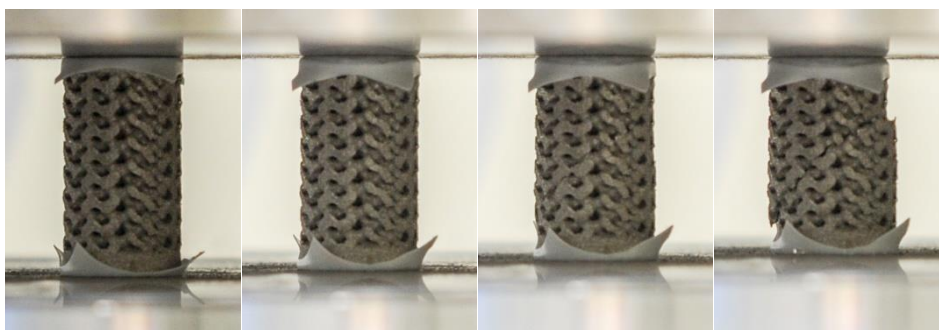
6. ábra: D3 zömítővizsgálata



7. ábra: D5 zömítővizsgálata



8. ábra: G3 zömítővizsgálata

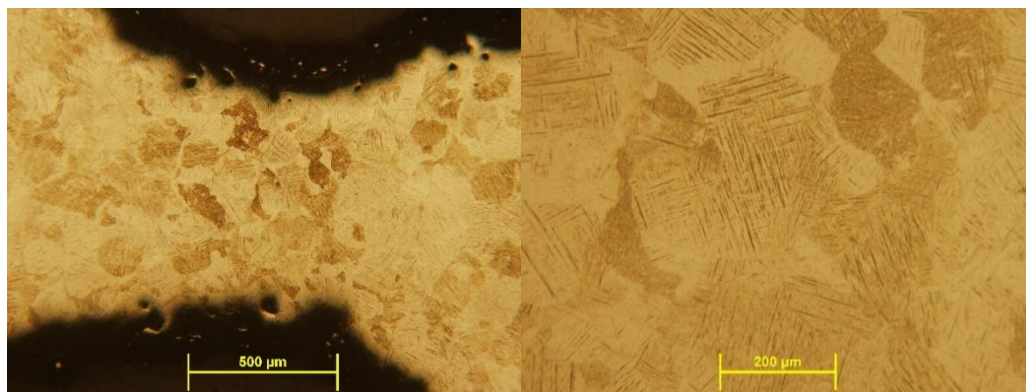


9. ábra: G5 zömítővizsgálata

5. EREDMÉNYEK

5.1. Mikroszerkezet

A mikroszerkezet vizsgálatát Olympus PMG3 fémmikroszkóppal végeztem. A különböző nagyítások mellett készített képeken (10. ábra) mind jól látható a titán α' (alfa-vessző) martenzit szerű, rideg fázisra utaló tűs szövetszerkezet. Ez a szövetszerkezet az alkalmazott gyártástechnológiából következik.



10. ábra: Szövetszerkezet képe 5x és 20x nagyításnál

A mikroszkópi vizsgálattal feltárt szövetszerkezet nem a kívánt $\alpha+\beta$ titán fázisra jellemző. Ebből következik, hogy kiegészítő hőkezelésre van szükség, amihez a porgyártó tesz is konkrét javaslatokat. A javasolt hőkezeléshez nagyon tiszta vákuumkemencére van szükség, máskülönben a magas (800°C) hőmérséklet mellett bármilyen szennyeződés beoldódhatna az anyagba. Ez sajnos nehezítő körülmény megfelelő hőkezelő partner keresésénél, így erre várhatóan november végén kerül sor. Ezután a hőkezelt darabokon további zömítő és mikroszerkezeti vizsgálatot hajtok végre, ami után messzemenőbb következtetéseket lehet levonni.

5.2. Relatív térkitöltési tényező

A korábban kifejtett számítások eredményeit táblázatos formában jelenítem meg (3-4. táblázat).

	D3	D5	G3	G5
d_1 (mm)	15,09	14,98	15,06	15,00
d_2 (mm)	15,03	15,07	15,05	15,02
d_3 (mm)	15,03	15,03	15,06	15,05
d_átl. (mm)	15,05	15,03	15,06	15,02
h_1 (mm)	27,37	27,9	27,6	27,55
h_2 (mm)	27,36	27,83	27,65	27,47
h_3 (mm)	27,39	27,93	27,7	27,45
h_átl. (mm)	27,37	27,89	27,65	27,49
h_tömör (mm)	4,87	5,39	5,15	4,99
V_tömör (mm ³)	866,94	955,29	916,97	884,55
V_cellás (mm ³)	4002,63	3990,23	4006,18	3988,46

3. táblázat: Munkadarabok geometriai méretei

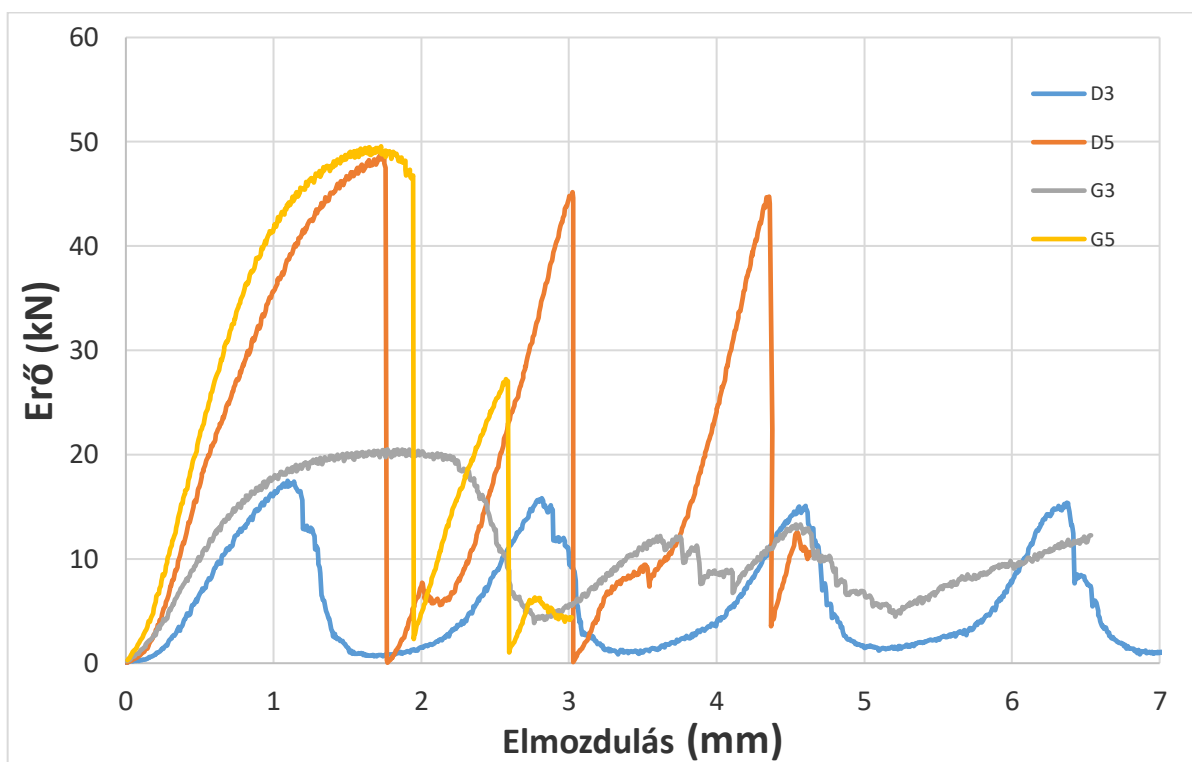
	D3	D5	G3	G5
m_össz (g)	8,7559	12,4978	8,9103	12,1936
m_tömör (g)	3,8145	4,2033	4,0347	3,8920
m_cellás (g)	4,9414	8,2945	4,8756	8,3016
ρ_cellás (g/cm ³)	1,23	2,08	1,22	2,08
APF_valós (%)	28,06	47,24	27,66	47,30

4. táblázat: A valós relatív térkitöltési tényező meghatározása

A valós relatív térkitöltési tényező néhány százalékkal az elméleti érték alatt van, ugyanakkor ez teljes mértékben összhangban van a szakirodalomban olvasható tapasztalatokkal. Sajnos egyelőre nem végeztem elég mérést ahhoz, hogy következtetni tudjak arra, hogy ez milyen mértékben befolyásolja a szerkezet mechanikai tulajdonságait, azonban a hőkezelési ciklus elvégzése után további eredményeim lesznek.

5.3. Zömítővizsgálat eredményei

A vizsgáló berendezés által felvett mérési pontokhoz tartozó erő, illetve elmozdulás adatokból generált görbéket a 11. ábrán szemléltetem.



11. ábra: Erő-elmozdulás diagram

Az erő-elmozdulás görbék karakterisztikájáról következtethetünk az adott cellás szerkezet tönkremenetelének módjára. A cella típusa a meghatározó tényező, ahogyan ez a 6-9. ábrákon is megfigyelhető. Ebből a szempontból ideálisabb a gyémánt cellákból felépülő szerkezet, ahol megfigyelhető, hogy a rétegek egymás után mennek tönkre miután felvesznek majdnem ugyanakkora terhelést, mint az előző réteg. Eközben a giroid cellastruktúrájú szerkezetek az első lokális csúcsban bekövetkező tönkremenetel után már nem képesek hasonló terhelések elviselésére. Ezen kívül még megállapítható, hogy a nagyobb térkitöltéssel rendelkező szerkezetek ridegebben viselkedtek.

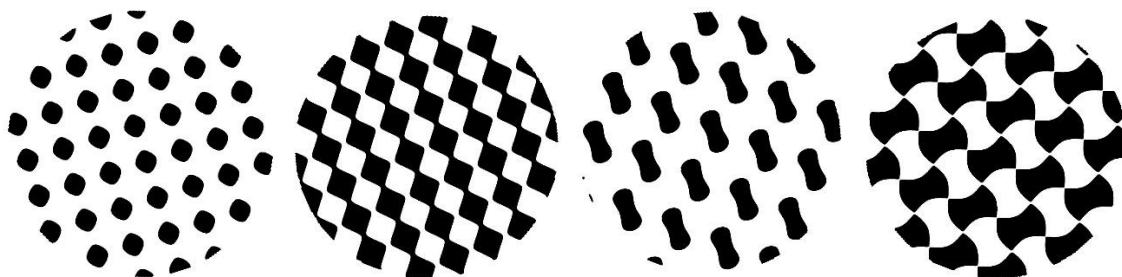
A görbék csúcspontjaihoz tartozó erő értékeket a (5. táblázat) mutatja.

	D3	D5	G3	G5
Csúcs1 (N)	17494	48660	20501	49565
Csúcs2 (N)	15801	45158	12175	27212
Csúcs3 (N)	15086	44744	8933	
Csúcs4 (N)	15374			

5. táblázat: Terhelési csúcsok erő értékei

A zömítővizsgálat eredményeit tekintve már több fontos következtetést is le tudunk vonni. Maximális teherviselés szempontjából a kétfajta cella típus (gyémánt (D) és giroid (G)) közül a giroid valamivel jobban teljesít. A relatív térkitöltési tényező változtatása azonban sokkal jelentősebb eltérésekhez vezet. Ugyanakkor, ismerjük fel, hogy még a „leggyengébben” teljesítő szerkezet is képes a gyakorlati alkalmazáskor felléphetőnél jócskán nagyobb nyomó igénybevétel elviselésére.

A 12. ábra értelmezéséhez fontos megjegyezni, hogy a cellás szerkezeteink esetében a valódi teherviselő felület a mindenkor legkisebb keresztmetszet (S_{min}). Ezeket a keresztmetszeteket az ImageJ szoftver segítségével a 3D modelleken megkerestem (12. ábra) és meghatároztam a nagyságukat. A terhelés irányával merőleges látszólagos, illetve legkisebb keresztmetszetek nagyságát az 6. táblázatban rögzítettem.



12. ábra: Legkisebb keresztmetszet, balról-jobbra: D3, D5, G3, G5

	D3	D5	G3	G5
S_0 (mm ²)	177,89	177,42	178,13	177,19
S_{min} (mm ²)	46,86	88,65	50,97	88,03

6. táblázat: Látszólagos és legkisebb keresztmetszetek

Ezt követően feszültségértékeket számoltam S_0 és S_{min} -re fajlagosítva (10-11. egyenlet). A 12. egyenlet alapján számított mérnöki alakváltozás (ε_m) értékek segítségével pedig létrehoztam a 13. ábra által szemléltetett két diagramot.

$$\sigma_l = \frac{F}{S_0} \text{ (MPa)} \quad (10.)$$

$$\sigma_m = \frac{F}{S_{min}} \text{ (MPa)} \quad (11.)$$

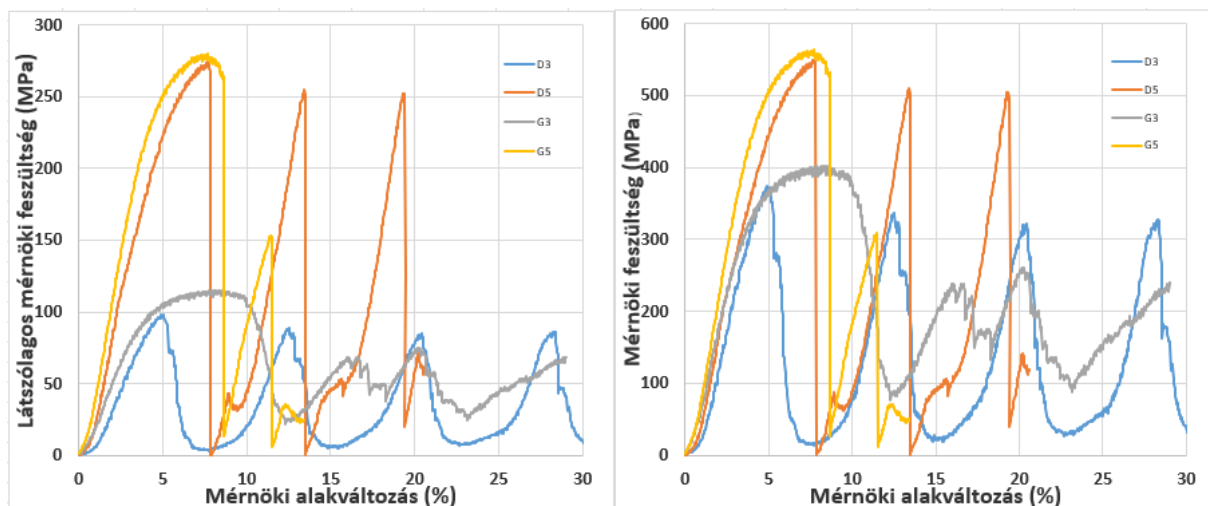
$$\varepsilon_m = \frac{\Delta h}{h_{cellás}} \quad (12.)$$

, ahol: σ_l – látszólagos mérnöki feszültség – (MPa)

σ_m – mérnöki feszültség - (MPa)

F – a zömítő vizsgálat erő értékei – (N)

Δh – a zömítő vizsgálat elmozdulás értékei – (mm)



13. ábra: Látszólagos mérnöki feszültség - Mérnöki alakváltozás és Mérnöki feszültség - Mérnöki alakváltozás diagram

A mérnöki feszültség – mérnöki alakváltozás diagramokat vizsgálva megbizonyosodhatunk róla, hogy a maximális feszültségek a legkisebb keresztmetszeteknél ébredtek. Az S_{min} -re fajlagosított feszültségcsúcsok a látszólagosakhoz képesti elmozdulása összhangban van a relatív térkitöltési tényezők egymáshoz viszonyított arányával. Az egyes munkadarabokhoz tartozó ismétlődő feszültségcsúcsoknak elméletben teljesen azonosnak kéne lenniük, ám esetünkben szemmel látható eltéréseket tapasztalhatunk, amit azzal lehet magyarázni, hogy a tönkremenetel nem minden esetben az általunk meghatározott S_{min} keresztmetszet mentén történt. Ezt a zömítővizsgálat során készült képek is jól mutatják, ahol láthatjuk, hogy a törési síkok a vízszintessel bizonyos ($\sim 45^\circ$ -os) szöget zárnak be.

6. KÖVETKEZTETÉSEK

A kutatás eredményeiből összességében arra következtethetünk, hogy a cellás titán vázszerkezetek esetén a cella típus és a relatív térkitöltési tényező jelentős befolyásoló tényező a szerkezetek teherviselő képessége és tönkremeneteli módjának szempontjából. A két vizsgált cella típus közül a gyémánt tűnik az ideálisnak, hiszen közel azonos teherbíró képesség mellett, sokkal kedvezőbb tönkremeneteli folyamatokat mutat. Kvázi-statikusság igénybevételre adott válaszuk alapján mindegyik változat alkalmasnak tűnik teherviselő ortopéd implantátumként való felhasználásra. Ugyanakkor a legtöbb, ilyen alkalmazásnál kritérium feltétel a fárasztó igénybevételekkel szemben mutatott jó ellenálló képesség is. Ezt szem előtt tartva, további vizsgálatok alkalmával javasolt erre is kitérni és különböző fárasztó vizsgálatoknak alávetni a munkadarabokat. A kutatás mindemellett azt is megerősíti, hogy a szelektív lézer olvasztásos (SLM) additív gyártástechnológia jó választás a hasonló cellás szerkezetek elkészítéséhez.

6.1. Jövőbeli tervek

A jövőre vonatkozó tervek között első helyen a munkadarabok megfelelő hőkezelése szerepel. A hőkezelt darabokon mikroszerkezeti, zömítő, illetve fárasztó vizsgálatok elvégzését tervezem. Mindemellett folyamatban van egy a sugár mentén szabályosan változó relatív térkitöltési tényezőjű vázszerkezet tervezése is, ami még jobban utánozza a csontszövet felépítését és a remények szerint megvalósítja a kemény héj és szívós mag kombinációját.

7. FELHASZNÁLT FORRÁSOK

1. García-Gareta, E., Coathup, M. J. & Blunn, G. W. Osteoinduction of bone grafting materials for bone repair and regeneration. *Bone* **81**, 112–121 (2015).
2. Sun, Q. *et al.* Improving intraoperative storage conditions for autologous bone grafts: An experimental investigation in mice. *J Tissue Eng Regen Med* **13**, 2169–2180 (2019).
3. Donkiewicz, P., Benz, K., Kloss-Brandstädter, A. & Jackowski, J. Survival rates of dental implants in autogenous and allogeneic bone blocks: A systematic review. *Medicina (Lithuania)* vol. 57 Preprint at <https://doi.org/10.3390/medicina57121388> (2021).
4. Tsai, C. H. *et al.* Improved bioactivity of 3D printed porous titanium alloy scaffold with chitosan/magnesium-calcium silicate composite for orthopaedic applications. *Materials* **12**, (2019).
5. Zhang, B. *et al.* The biomimetic design and 3D printing of customized mechanical properties porous Ti6Al4V scaffold for load-bearing bone reconstruction. *Mater Des* **152**, 30–39 (2018).
6. Chowdhury, S. & Arunachalam, N. Surface functionalization of additively manufactured titanium alloy for orthopaedic implant applications. *Journal of Manufacturing Processes* vol. 102 387–405 Preprint at <https://doi.org/10.1016/j.jmapro.2023.07.015> (2023).
7. Raffa, M. L., Nguyen, V. H., Hernigou, P., Flouzat-Lachaniette, C. H. & Haiat, G. Stress shielding at the bone-implant interface: Influence of surface roughness and of the bone-implant contact ratio. *Journal of Orthopaedic Research* **39**, 1174–1183 (2021).
8. Wang, S. *et al.* Pore functionally graded Ti6Al4V scaffolds for bone tissue engineering application. *Mater Des* **168**, (2019).
9. Zhao, L. *et al.* Bionic design and 3D printing of porous titanium alloy scaffolds for bone tissue repair. *Compos B Eng* **162**, 154–161 (2019).
10. Zhang, L. C., Liu, Y., Li, S. & Hao, Y. Additive Manufacturing of Titanium Alloys by Electron Beam Melting: A Review. *Advanced Engineering Materials* vol. 20 Preprint at <https://doi.org/10.1002/adem.201700842> (2018).

11. Kelly, C. N. *et al.* Functional repair of critically sized femoral defects treated with bioinspired titanium gyroid-sheet scaffolds. *J Mech Behav Biomed Mater* **116**, (2021).
12. He, S. *et al.* Effect of 3D-Printed Porous Titanium Alloy Pore Structure on Bone Regeneration: A Review. *Coatings* vol. 14 Preprint at <https://doi.org/10.3390/coatings14030253> (2024).
13. Messer Hungarogáz Kft & Halász Gábor. *A FÉM ADDITÍV GYÁRTÁS AKTUÁLIS HELYZETE , ÚJDONSÁGOK ÉS FEJLESZTÉSI TRENDEK.*
14. Suvaneeth P. & Nair N. D. BIOMATERIALS AND BIOCOMPATIBILITY. *World J Pharm Res* **Volume 7**, 161–171 (2018).
15. Kiradzhyska, D. D. & Mantcheva, R. D. Overview of Biocompatible Materials and Their Use in Medicine. *Folia medica* vol. 61 34–40 Preprint at <https://doi.org/10.2478/folmed-2018-0038> (2019).
16. Williams, D. F. On the mechanisms of biocompatibility. *Biomaterials* **29**, 2941–2953 (2008).
17. Boretos, J. W., Eden, M. & Fung, Y. C. Contemporary Biomaterials: Material and Host Response, Clinical Applications, New Technology and Legal Aspects. *J Biomech Eng* **107**, (1985).
18. Salaam, A. *et al.* Bio Materials, Biocompatibility & its Advancements in Medical. in *E3S Web of Conferences* vol. 552 (EDP Sciences, 2024).
19. Mahdi, N. M. S., Hassan, A. K., Al-Hasani, F. J. & Al-Jawher, W. A. M. Classification Of Biomaterials and Their Applications. *Journal Port Science Research* **7**, 281–299 (2024).
20. Hench, L. L. *Biomaterials: A Forecast for the Future.* *Biomaterials* vol. 19 (1998).
21. Li, Y. *et al.* New developments of ti-based alloys for biomedical applications. *Materials* vol. 7 1709–1800 Preprint at <https://doi.org/10.3390/ma7031709> (2014).
22. de Viteri, V. S. & Fuentes, E. Titanium and Titanium Alloys as Biomaterials. in *Tribology - Fundamentals and Advancements* (InTech, 2013). doi:10.5772/55860.
23. Khorasani, A. M., Goldberg, M., Doeven, E. H. & Littlefair, G. Titanium in biomedical applications—properties and fabrication: A review. *Journal of Biomaterials and Tissue Engineering* vol. 5 593–619 Preprint at <https://doi.org/10.1166/jbt.2015.1361> (2015).

24. Ho, W. F., Pan, C. H., Wu, S. C. & Hsu, H. C. Mechanical properties and deformation behavior of Ti-5Cr-xFe alloys. *J Alloys Compd* **472**, 546–550 (2009).
25. Niinomi, M., Liu, Y., Nakai, M., Liu, H. & Li, H. Biomedical titanium alloys with Young's moduli close to that of cortical bone. *Regenerative Biomaterials* vol. 3 173–185 Preprint at <https://doi.org/10.1093/RB/RBW016> (2016).
26. Ahmad, F., Zuhailawati, H. & Ahmad, F. N. *A Brief Review on the Properties of Titanium as a Metallic Biomaterials*. <https://www.researchgate.net/publication/346493744>.
27. Kiselevskiy, M. V. *et al.* Development of Bioactive Scaffolds for Orthopedic Applications by Designing Additively Manufactured Titanium Porous Structures: A Critical Review. *Biomimetics* vol. 8 Preprint at <https://doi.org/10.3390/biomimetics8070546> (2023).
28. Arifin, A., Sulong, A. B., Muhamad, N., Syarif, J. & Ramli, M. I. Material processing of hydroxyapatite and titanium alloy (HA/Ti) composite as implant materials using powder metallurgy: A review. *Materials and Design* vol. 55 165–175 Preprint at <https://doi.org/10.1016/j.matdes.2013.09.045> (2014).
29. Nhlapo, N., Dzogbewu, T. C. & De Smidt, O. A systematic review on improving the biocompatibility of titanium implants using nanoparticles. *Manuf Rev (Les Ulis)* **7**, (2020).
30. Geetha, M., Singh, A. K., Asokamani, R. & Gogia, A. K. Ti based biomaterials, the ultimate choice for orthopaedic implants - A review. *Progress in Materials Science* vol. 54 397–425 Preprint at <https://doi.org/10.1016/j.pmatsci.2008.06.004> (2009).
31. Akshaya, S., Rowlo, P. K., Dukle, A. & Nathanael, A. J. Antibacterial Coatings for Titanium Implants: Recent Trends and Future Perspectives. *Antibiotics* vol. 11 Preprint at <https://doi.org/10.3390/antibiotics11121719> (2022).
32. Nazir, A., Abate, K. M., Kumar, A. & Jeng, J. Y. A state-of-the-art review on types, design, optimization, and additive manufacturing of cellular structures. *International Journal of Advanced Manufacturing Technology* **104**, 3489–3510 (2019).
33. Wester, T. Nature Teaching Structures. *International Journal of Space Structures* **17**, 135–147 (2002).
34. Gibson, L. J. & Ashby, M. F. *Cellular Solids*. (Cambridge University Press, 1997). doi:10.1017/CBO9781139878326.

35. Pearson, A. World's first jet-powered, 3D printed UAV tops 150 mph with lightweight Stratasys materials. *Hozzáférvé:* 2024/11/07 <https://www.stratasys.com/en/resources/blog/aurora-uav-3d-printing/>.
36. The Perfect Fit_ Carbon and adidas Collaborate to Upend Athletic Footwear. *Hozzáférvé:* 2024/11/07 <https://www.carbon3d.com/resources/case-study/adidas>.
37. Pina, S. *et al.* Scaffolding strategies for tissue engineering and regenerative medicine applications. *Materials* vol. 12 Preprint at <https://doi.org/10.3390/ma12111824> (2019).
38. Vetrik, M. *et al.* Porous Heat-Treated Polyacrylonitrile Scaffolds for Bone Tissue Engineering. *ACS Appl Mater Interfaces* **10**, 8496–8506 (2018).
39. Wubneh, A., Tsekoura, E. K., Ayranci, C. & Uludağ, H. Current state of fabrication technologies and materials for bone tissue engineering. *Acta Biomaterialia* vol. 80 1–30 Preprint at <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2018.09.031> (2018).
40. Gu, D. *Laser Additive Manufacturing of High-Performance Materials*. *Laser Additive Manufacturing of High-Performance Materials* (Springer Berlin Heidelberg, 2015). doi:10.1007/978-3-662-46089-4.
41. Gibson, I., Rosen, D. & Stucker, B. *Additive Manufacturing Technologies: 3D Printing, Rapid Prototyping, and Direct Digital Manufacturing, Second Edition*. *Additive Manufacturing Technologies: 3D Printing, Rapid Prototyping, and Direct Digital Manufacturing, Second Edition* (Springer New York, 2015). doi:10.1007/978-1-4939-2113-3.