

CELLULÁRIS Ti6Al4V CSONTRÖGZÍTŐ LEMEZEK FÁRADÁSI ÉLETTARTAMÁNAK MEGHATÁROZÁSA KÍSÉRLETI ÉS NUMERIKUS MÓDSZEREKKEL

FATIGUE LIFE PREDICTION OF CELLULAR Ti6Al4V PLATE IMPLANTS USING EXPERIMENTAL AND NUMERICAL METHODS

Garay Richárd*, Manó Sándor**, Mankovits Tamás***

ABSTRACT

In traumatological cases requiring permanent implantation, the high stiffness of concise metal bone plates can lead to an undesirable stress shielding effect. This research presents an implant design approach that reduces plate stiffness through the application of porous structures, thereby promoting bone tissue ingrowth. In the first step, the parameters of the lattice structure were optimized using finite element bending simulations. The resulting specimens were manufactured from Ti-6Al-4V alloy using direct metal laser sintering (DMLS) technology on an EOS M290 metal 3D printer. Subsequently, the specimens were subjected to cyclic fatigue testing. The results are promising, although further optimization and research are required.

A permanens beültetést igénylő traumatológiai esetekben a tömör fém csontlemezek nagy merevsége nemkívánatos feszültségárnyékolás (stress shielding) vezethet. Jelen kutatás egy olyan implantátumtervezési eljárást mutat be, amely porózus struktúrák alkalmazásával csökkenti a lemez merevségét, elősegítve a csontszövet benövését. Első lépésben végelelemes hajlítási szimulációkkal optimalizáltuk a rácsszerkezet paramétereit. Az így kapott rácsszerkezetű mintákat közvetlen lézeres szinterelés (DMLS, direct metal laser sintering) technológiával, EOS M290-es fémnyomtatóval gyártottuk le Ti-6Al-4V ötvözetből. Ezután a mintákat ciklikus fáradástvizsgálatnak vetettük alá. Az eredmények biztatóak, további optimalizálásra és kutatásra van szükség.

1. BEVEZETÉS

A humán csonttörések (különösen a hosszú csöves csontok, mint a sípcsont vagy a felkarcsont) klinikai kezelésének legelterjedtebb módja a csont külső felületére helyezett csontlemezekkel megvalósított ostosynthesis. A hagyományos orvosi implantátumok gyártásához leggyakrabban használt fémötvözet a Ti-6Al-4V titánötvözet, melynek használata az

orvostechikail eszközök iparában már régóta bevett gyakorlat, mivel kiváló biokompatibilitással és mechanikai szilárdsággal rendelkezik. [1]

Ugyanakkor, a tiszta titán és a Ti-6Al-4V titánötvözet sem rendelkezik a csontéhoz hasonló anyagtulajdonságokkal. A Ti-6Al-4V nagyjából kétszer olyan merev, mint az emberi kortikális csont, és körülbelül hétszer akkora nyomószilárdsággal rendelkezik. [2]

Emiatt a merevségbeli különbség miatt jön létre az úgynevezett feszültségárnyékolás (továbbiakban stress shielding effect). A stress shielding effect hatására a merevebb implantátum átvállalja a mechanikai terhelés jelentős részét, így a rögzített csontszövetet nem éri elegendő fiziológiás stimulus, pedig a csontnak az új csontképződéshez rendszeres terhelésre van szüksége. Ez hosszú távon csontfelszívódáshoz, csonttrikuláshoz, az implantátum kilazulásához, sőt, másodlagos törésekhez vezethet. Elengedhetetlen tehát, hogy a titán- és titánötvözet-implantátumok tervezése úgy történjen, hogy azok minél jobban megfeleljenek a csontszövet természetes mechanikai reakciójának. [2, 3]

A csont-implantátum érintkezési felület közelében fellépő stress shielding effect csökkentésének egyik módja az implantátumok könnyítésére irányuló rácsos szerkezet kialakítása, amelynek célja az anyag térfogatmodulusa alapján meghatározott mechanikai tulajdonságok csökkentése. Az additív gyártástechnológiák, különösen a szelektív lézerolvasztás (DMLS) elterjedése lehetővé tette a komplex, mikroszkopikus rácsszerkezetek közvetlen integrálását az implantátumok testébe. [4]

A szakirodalomban vizsgált különböző rácsszerkezetek alkalmazása bizonyítottan csökkenti az implantátum ekvivalens merevségét. A porózus struktúra ráadásul csökkenti a csont és a lemez közötti közvetlen érintkezési felületet, az összekapcsolódó üregrendszer pedig biológiai csatornaként szolgál a tápanyagszállítás, a metabolizmus és a csontszövet benövése (osseointegration) számára, ami stabilabb rögzítést eredményez. [5, 6, 7]

* tanszéki mérnök, Debreceni Egyetem Műszaki Kar Gépészmérnöki Tanszék

** egyetemi docens, Debreceni Egyetem Műszaki Kar Gépészmérnöki Tanszék

*** tanszékvezető egyetemi docens, Debreceni Egyetem Műszaki Kar Gépészmérnöki Tanszék

Bár a nemzetközi szakirodalomban számos numerikus tanulmány foglalkozik porózus lemezek optimalizálásával, a gyártástechnológiai korlátok miatt a kísérleti és validációs adatok száma korlátozott. Jelen kutatás célja egy humán csontlemez rácsszerkezetű változatának tervezése, numerikus homogenizációja, valamint DMLS technológiával történő fizikai megvalósítása és kísérleti vizsgálata. [2, 5, 6, 7, 8, 9]

A munka során meghatároztuk a mintázat ekvivalens mechanikai tulajdonságait, majd a sikeres 3D nyomtatást követően laboratóriumi körülmények között vetettük alá a próbatesteket statikus és ciklikus mechanikai igénybevételeknek. A kapott kísérleti eredmények (fárasztási és statikus törési határadatok) közvetlen kiindulási pontként szolgálnak a testreszabott, csökkentett merevségű implantátumok hazai fejlesztéséhez.

2. ANYAG ÉS MÓDSZER

A kutatásban értékelt csonttrögzítő lemezeket EOS Titanium Ti64 Grade 23 por felhasználásával nyomtattuk. Ez az anyag egy biokompatibilis Ti-6Al-4V ötvözet, amelyet a szabványos Ti64-hez képest alacsonyabb oxigén- és vas-tartalom jellemez, így jobb nyúlást és szilárdságot biztosít. Az ötvözetpor megfelel a nemzetközi szabványoknak, többek között az ASTM B348, az ASTM F136 és az ASTM F3001 szabványoknak, részecskeméret-eloszlása 20-80 μm . Fő jellemzői közé tartozik a kis súly és a nagy szilárdság, a kiváló korrózióállóság, valamint a más könnyűfém-ötvözetekhez képest magas fáradási szilárdság. [10]

A tanulmányban optimalizált, rácsszerkezetű mintákat egy ipari minőségű EOS M290 fém 3D-nyomtatóval állítottuk elő. Ez a gyártórendszer a közvetlen fémlézeres szinterelés (DMLS) porágyas fűzés technológián alapul, amely az orvosi biológiai implantátumiparban irányadó szabványnak számít. A rendszer 250 mm x 250 mm x 325 mm-es precíz építési térfogattal rendelkezik, ami bőséges kapacitást biztosít több csonttrögzítő lemez egyidejű gyártásához. A titán-ötvözet-por szabályozott megolvastását egy nagy teljesítményű, 400 W-os Yb-szálás lézer végzi, amelynek fókuszátmérője rendkívül finom, körülbelül 100 μm . A titánhoz hasonló reaktív anyagok biztonságos feldolgozása érdekében a nyomtatási folyamatot egy a környezettől teljesen elzárt építőkamrában, védő argongáz-atmoszférában kell végrehajtani, hogy az oxigénnel való szennyeződést meg lehessen akadályozni. A rétegenkénti építési folyamatot 30 μm -es rétegvastagsággal hajtottuk végre, ami elengedhetetlen a nagy méretpontosság és felületi felbontás biztosításához. [11]



1. ábra EOS M290 DMLS fém 3D nyomtató [11]

A tanulmányhoz tervezett csontlemez teljes hossza 150 mm, szélessége 16 mm, teljes vastagsága pedig 5 mm. A test két csoportban 4-4 horonnyal rendelkezik, az egyes hornyok maximális hossza 10 mm, szélességük pedig 6 mm. Az egymást követő hornyok közötti távolság 16 mm, míg a két horony-csoport között 25 mm távolság van. Minden horony felső szélén egy 50°-os letörést alkalmaztunk, mely 1,3 mm mélységig nyúlik, hogy irányítsa a csavarfej csúszó mozgását a az eltört csontfelek közötti tengelyirányú összenyomás során. A csontlemez méretei a 3. ábrán láthatóak.

A porózus kialakítás szerkezeti összetételének jellemzésére geometriai térfogatelemzést végeztünk, hogy meghatározzuk a rácsszerkezet által elfoglalt terület pontos arányát. A lemez teljes térfogata 12000 mm³.

A horony egy lekerekített sarkú hosszúka alakzat, ahol a szélesség 6 mm, a maximális hosszúság pedig 10 mm. A felső horony esetében, viszont van egy 45 fokos letörés. A hornyok területe tehát:

$$A_{\text{horony}} = (L_e \cdot 2R_l) + \pi R_l^2 = (4 \cdot 6) + (\pi \cdot 3^2) = 52,27 \text{ mm}^2$$

$$A_{\text{felhorony}} = (L_e \cdot 2(R_l + 1.3)) + \pi(R_l + 1.3)^2 = (4 \cdot 8,6) + \pi \cdot 4,3^2 = 92,49 \text{ mm}^2$$

Egy ilyen horony letöréssel ellátott üres térfogatát az egyenes henger és a csonka kúp alakú átmenet kombinálásával határozzuk meg:

$$V_{\text{horony}} = (A_{\text{horony}} \cdot 3,7) + \frac{1,3}{3} \left(A_{\text{horony}} + A_{\text{felhorony}} + \sqrt{A_{\text{horony}} \cdot A_{\text{felhorony}}} \right) = 286,26 \text{ mm}^3$$

Ha a teljes térfogatból kivonjuk a 8 horony teljes térfogatát, megkapjuk a csontlemez vázának nettó hasznos anyagtérfogatát:

$$V_{\text{hasznos}} = V_{\text{teljes}} - (8 \cdot V_{\text{horony}}) = 12000 - (8 \cdot 286,26) = 9709,92 \text{ mm}^3$$

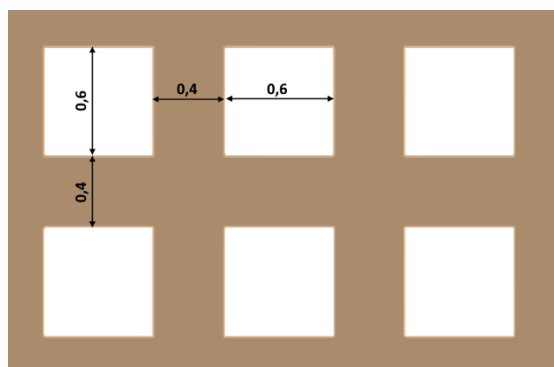
Ezután meghatározásra került a horonyok körüli védőperselyek térfogata is, ahol a $T = 5\text{ mm}$ (vastagság), az $R_{\text{külső}}$, pedig a védőpersely íves részének átmérője:

$$V_{\text{persely}} = 8 \cdot [(L_e \cdot 2R_{\text{külső}}) + \pi R_{\text{külső}}^2] \cdot T - V_{\text{horony}} \\ = 2451,44 \text{ mm}^3$$

Így tehát a lemez teljes rácsos területe, és annak százalékos megoszlása a teljes hasznos lemezhez viszonyítva:

$$V_{\text{rácsos}} = V_{\text{hasznos}} - V_{\text{persely}} = 5556,12 \text{ mm}^3$$

$$R = \frac{V_{\text{rácsos}}}{V_{\text{hasznos}}} \cdot 100 = \frac{5556,12}{9709,84} \cdot 100 = 57,22\%$$

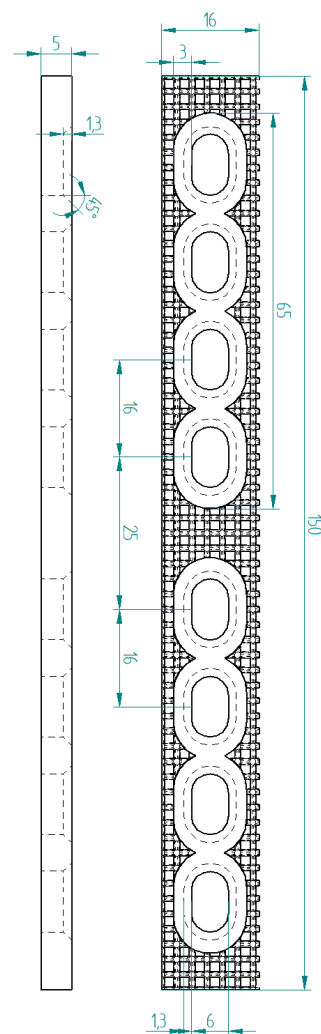


2. ábra A rácsos részek méretei

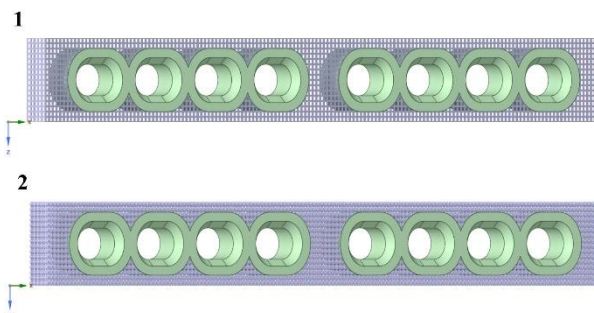
Az implantátum biomechanikai teljesítményére gyakorolt cellaszerkezeti felépítés hatásának értékelése érdekében két különböző szerkezeti konfigurációt vizsgáltunk. A két rácsos-topológiát, a kocka- és a kettős piramis-topológiát, integráltuk a lemez rácsnak meghagyott terébe. A tervezési környezetből kivont végleges geometriai konfigurációkat az 1. táblázat foglalja össze, a 2. ábra mutatja be a topológiák hosszát és vastagságát, a 4. ábra pedig a rácsszerkezetes csontlemezeket jeleníti meg 3D modellként. Az ok, amiért e kettő rácsos-topológia mellett döntöttünk, az egy korábbi kutatás eredménye alapján történt. Azt vizsgálták, hogy különböző rácsszerkezetes csavarokba mennyire tud belenőni a csontszövet, és a választott két rács-topológia hozta a legjobb eredményt az említett kutatás során. [12]

1. táblázat Rácsos csontlemezek tervezési paramétere

N°	Topológia	Hossz (mm)	Vastagság (mm)	Kitöltési arány (%)
1	Cubic	1	0,4	28,65
2	Double Pyramid	1	0,4	57,17



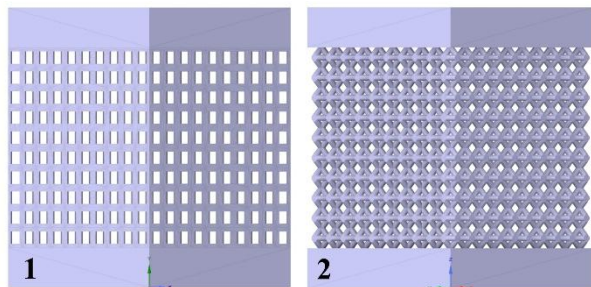
3. ábra A porózus csontlemez próbatest méretei



4. ábra A választott rácsszerkezetek

A csontlemezek mechanikai viselkedésének értékelése érdekében a fizikai additív gyártás megkezdése előtt numerikus végelem-elemzést (FEA) végeztünk az ANSYS Workbench szoftverben (verzió: 2026 R1). A teljes rácsos csontlemezek modellezésének nagy számítási igénye és geometriai bonyolultsága miatt szerkezeti homogenizációs megközelítést alkalmaztunk. Konkrétan a számításiigényes rácsos területet egy ekvivalens tömör térfogattal helyettesítettük, amely homogenizált, izotróp, lineáris rugalmas

anyagjellemzőkkel rendelkezik. Ezt a helyettesítő modellezési technikát az Alkentar és Mankovits által validált módszertan szerint alkalmaztuk, akik bebizonyították, hogy a bonyolult rácsszerkezetek homogenizált helyettesítő modellel történő leváltása több mint százszorosára csökkenti a numerikus szimulációs időt, miközben a mérnöki tervezési alkalmazásokhoz kielégítő pontosságot biztosít. A helyettesítő modellek (továbbiakban nyomó próbatestek) az 5. ábrán láthatóak, az 1. táblázat alapján kell értelmezni a sorszámaikat. A rácsos rész egy 10x10x10 mm-es kocka, alul és felül ez a rácsos kocka csatlakozik 2db 2 mm vastag lemezhez. [13]



5. ábra Nyomó próbatestek

A csontlemezekkel végzett vizsgálatunkat megelőzően a kutatásba bevont nyomó próbatesteket vizsgáltuk meg, hogy validálni tudjuk a csontlemezekre kapott eredményeket. Minden esetben 4 próbatesten végeztünk nyomószilárdság mérést. Ezután meghatároztuk az effektív rugalmassági modulus (Young-modulus) a nyomó próbatesten végzett végeselemes szimuláció alapján. A következő részben szeretném bemutatni a számítás menetét. [13] Először a fajlagos alakváltozást határoztuk meg. A $L = 10$ mm élhosszúságú kockára $\Delta L = 0,1$ mm-es előírt elmozdulásos peremfeltételt alkalmaztam:

$$\varepsilon = \frac{\Delta L}{L} = \frac{0,1 \text{ mm}}{10 \text{ mm}} = 0,01 \quad (1\%)$$

Ezután meghatároztuk a névleges feszültséget. Ez az $A = 10 \cdot 10 \text{ mm} = 100 \text{ mm}^2$ keresztmetszetre ható, a végeselemes szimulációból származó F reakcióerőből adódó feszültség:

$$\sigma = \frac{F}{A} = \frac{F}{100} \quad [\text{MPa}]$$

Ezután a Hooke-törvény alapján meghatároztuk a Young-modulust:

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon} = \frac{\frac{F}{100}}{0,01} = F \quad [\text{MPa}]$$

A választott geometriai méretek ($L = 10$ mm, $A = 100 \text{ mm}^2$) és a terhelési peremfeltétel ($\Delta L = 0,1$ mm)

következtében a szimulációban mért F reakcióerő (Newtonban) számértékeileg közvetlenül megegyezik a homogenizált modell E Young-modulusával (MPa-ban).

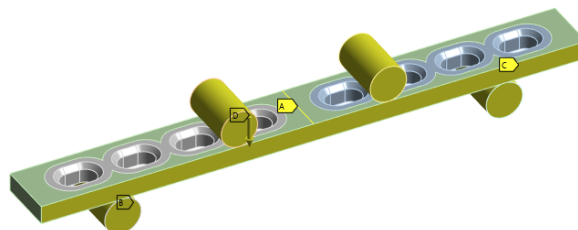
Példaként a „cubic 1-0,4” verzió esetén a szimulációból $F = 12\,813$ N reakcióerő adódott, amiből:

$$\sigma = \frac{12813 \text{ N}}{100 \text{ mm}^2} = 128,13 \text{ MPa}$$

$$E = \frac{128,13 \text{ MPa}}{0,01} = 12813 \text{ MPa}$$

A következő lépése a kutatásnak a csontlemezekre való végeselemes szimuláció elvégzése volt. A nyomó próbatestek kísérleti jellemzését követően a csontlemez végeselem-modelljét finomítottuk úgy, hogy a homogenizált rácsos tartomány anyagmodelljén belül az idealizált analitikus merevséget a tényleges, kísérletileg meghatározott rugalmassági modulusra cseréltük, miközben a Poisson-tényezőt a 0,3-as értéken tartottuk. [6, 7]. A rácsos rész anyagmodelljének beállítása után a szimuláció elrendezését az ASTM F382 szabványnak megfelelően állítottuk össze, mely szabványos keretet ad a csontlemezek négy pontos hajlítási vizsgálatának. A merev görgők geometriai elrendezését a szabvány szerint a következő konfigurációban határoztuk meg: A két felső terhelőgörgő közötti távolságot 41 mm-re állítottuk be, az alsó támasztóhengerek és a legközelebbi felső terhelőhenger közötti távolságot pedig 32 mm-re állítottuk be. A két alsó támasztóhenger közötti teljes távolságot 105 mm-re határoztuk meg. A 6. ábrán látható a görgők elrendezése a csontlemezen. [14]

A vizsgálat során elmozdulás-vezérelt terhelést alkalmaztunk. Azért nem erőt adtunk meg a felső görgőkön, hanem kényszerített elmozdulást, mert ebben az esetben a lemez elkezdene megfolyni (plasztikusan deformálódni), a szimuláció azonnal instabillá válna és leállna. [14, 15]



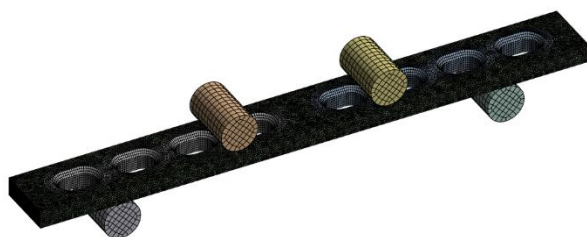
6. ábra A 4 pontos hajlítóvizsgálat elrendezése és az elmozdulásos kényszerek elhelyezkedése (Displacement)

A 6. ábrán látható test alsó és felső görgőinél rozsdamentes acél anyagmodellt használtunk ($E = 200$ GPa; $\nu = 0,3$). A hornyok és a körülöttük lévő tömör környezet esetében Ti-6Al-4V anyagmodellt használtunk ($E = 107$ GPa; $\nu = 0,323$), a rácsos szerkezetnél pedig a nyomó próbatest adatai alapján készítettünk egy saját anyagmodell, ahol az E értéket végül a valós, kinyomtatott nyomó próbatesteken mért eredmények alapján választottuk meg, ezeket a 2. táblázatban lehet

olvasni (cubic 1-0,4 esetében: $E = 2862 \text{ MPa}$; $\nu = 0,3$; double pyramid 1-0,4 esetében: $E = 5318 \text{ MPa}$; $\nu = 0,3$).

A 4 pontos hajlítóvizsgálat végelelemes modelljében a peremfeltételeket előírt elmozdulásos kényszerekkel (Displacement) állítottuk be (7. ábra). A két alsó támasztó görgőt minden szabadságfokban rögzített támaszként határoztuk meg ($U_x = U_y = U_z = 0$). A felső terhelő görgőkre egyenletes lefelé irányuló függőleges elmozdulást írtunk elő a „Remote Displacement” kritériumok alkalmazásával, miközben oldalirányú és tengelyirányú mozgásukat korlátoztuk a test elmozdulásának megakadályozása érdekében. A görgők és a titán csontlemez közötti érintkezési felületekre nemlineáris, súrlódásmentes („Frictionless”) érintkezési modelleket rendeltünk hozzá, hogy a hajlítási alakváltozás során szabad csúszás legyen lehetséges. A valóságban az anyagvizsgáló berendezés edzett acélhengerei és a nyomtatott titánlemez felülete a mérés alatt minimálisan elcsúsznak egymáson, ahogy a lemez behajlik. Ha itt fix („Bonded”) kontaktot adnánk meg, a végelelemes vizsgálatot végző program mesterségesen megnövelné a lemez merevségét (shear lock), ami hibás eredményt adna. [16]

A 7. ábrán látható a végelelemes modell hálózás után. A hálózást globálisan 1,5 mm-es elemekkel végeztük el, másodrendű elemekkel. A rácsos részt finomítottuk, ott 0,5 mm-es elemméretet használtunk.



7. ábra A 4 pontos hajlítóvizsgálat elrendezése és a hálózás utáni állapota

A végelelemes szimulációkat követően, azonos perem- és terhelési feltételek mellett, kísérleti statikus vizsgálatokat is végeztünk az Instron 8874 típusú anyagvizsgáló berendezésen. A görgők távolságát a valóságban is pontosan ugyanúgy állítottuk be, mint a végelelemes szimulációk esetében. A statikus vizsgálatok eredményeit felhasználva állítottuk be a fárasztóvizsgálatot. A ciklikus fárasztóvizsgálatokat állandó 5 Hz-es terhelési frekvencia alkalmazásával végeztük, a kísérletek maximális futásszámát (fárasztási élettartam-bázisát) pedig egységesen 100 000 ciklusban határoztuk meg. [17]

Az elmozdulás-vezérelt ciklikus fárasztóvizsgálatok során a csontlemez szerkezeti degradációjának nyomon követésére a nyers minimum és maximum terhelés értékek helyett a dinamikus merevséget alkalmaztuk. Ennek módszertani oka, hogy elmozdulás-vezérlés mellett a mért erő nem független változó, hanem a próbatest pillanatnyi válaszreakciója, ezen értékek önmagukban nem képesek elkülöníteni a

vizsgálóberendezés löket-ingadozásait az anyag valós fáradásos lágyulásától. Tehát nem a gép által kijelzett nyers erőértékeket figyeltük, hanem a lemez valós ellenállását, vagyis, ha a fix mértékű hajlításhoz a ciklusok során egyre kisebb erő szükséges, az a lemez belső gyengülését (fáradását) jelzi, függetlenül a gép apróbb mozgási ingadozásaitól. Ezen felül a szerkezet belső sérülése és a repedések terjedése során fellépő kontaktvesztések és felütközések olyan dinamikus erőtüskéket produkálnak, amelyek a nyers adatokat eltorzítanak. A merevség számítása ezeket a zajokat hatékonyan kiszűri, és közvetlenül a teherviselő keresztmetszet tényleges csökkenését számszerűsíti. A dinamikus merevséget minden ciklusra az erőtartomány és a hozzátartozó elmozdulás-tartomány hányadosaként határoztuk meg az alábbi összefüggés szerint: [18]

$$K_{\text{dyn}} = \frac{|F_{\text{max}} - F_{\text{min}}|}{|S_{\text{max}} - S_{\text{min}}|}$$

A próbatestek összehasonlíthatósága érdekében az adatokat relatív merevséggé (%) konvertáltuk. A mérések legelső ciklusaiban tapasztalható kezdeti beágyazódási, felületi igazodási (úgynevezett toe-in) hatások kiküszöbölése céljából a bázisértéket (100%) egységesen a szerkezetileg már stabilizálódott 100. ciklus egyedi merevsége jelentette. [18, 19]

3. MÉRÉSI EREDMÉNYEK ÉS SZIMULÁCIÓ

Először a nyomó próbatestek eredményeit szeretném bemutatni. A 2. táblázatban látható adatok a rács topológiánként elvégzett 4-4 mérés átlagai, így megadtam a valós mérések relatív szórását is. Az eltérési arány szemlélteti, hogy a FEA mérés hányszorosa a valós méréseknek. A nyomó próbatestek szimulációs és fizikai valóságban mért eredményei a második táblázatban láthatóak, a kinyomtatott próbatestek pedig a 8. ábrán szerepelnek.

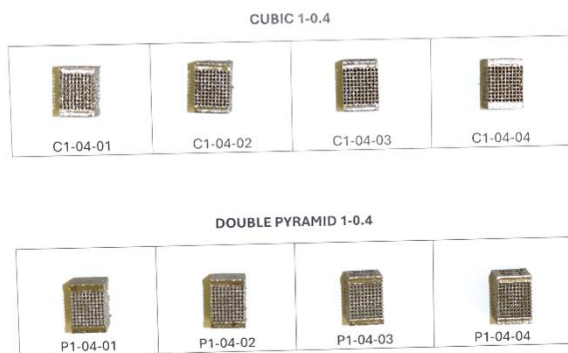
2. táblázat A nyomó próbatestek mérési eredményei

N°	Young Modulus (MPa)	Valós (MPa)	Relatív Szórás (%)	Eltérési arány
1	10254	2862	6,31	3,6
2	14881	5318	6,13	2,8

Az nyomó próbatestek által a szerkezeti merevségre vonatkozó jelentős és szisztematikus túlbecslés minden vizsgált topológiánál nyilvánvaló. Az 1. próbatest (Cubic 1-0,4) esetében az FEA-modell 10 254 MPa rugalmassági moduluszt jósolt, míg a kísérleti nyomóvizsgálat 2 862 MPa tényleges értéket eredményezett, ami 3,6-szoros eltérést jelent. Hasonló tendencia figyelhető meg a 2. mintánál (Double Pyramid 1-0,4) is, ahol a merevség a 14 881 MPa-os numerikus értékről 5318 MPa-os kísérleti értékre csökkent (2,8-szoros csökkenés).

Ezeket a nagy különbségeket sok tényező okozhatja. A FEA elemzések feltételezik a teljesen tökéletes próbatestet, de sajnos a valóságban ilyen nem létezik. A nagy különbséget az eredményekben okozhatja például a próbatestek tárgyasztalról való eltávolítása, a nyomtatás közben beszorult por, a támasztékok határain tapadó, meg nem olvasztott vagy részlegesen zsugorított porrészecskék és a helyi hőtorzulás. Ahogyan azt Çalışkan és munkatársai, illetve Kaymaz és munkatársai is hangsúlyozták, a gyártási folyamatból adódó eltérések és a mikroszerkezeti heterogenitás miatt a rácsos alkatrészek névleges tervezése és a tényleges teljesítménye között mindig szisztematikus eltérés áll fenn. [7, 16] Tehát a többszintű validáció elengedhetetlen a kutatás sikerességéhez. [20] Tovább vizsgálva a mért eltérések okát, olvashatjuk, hogy Van Bael és munkatársai alapvető mikro-CT vizsgálatai szerint az additív gyártással előállított támasztékok keresztmetszeti vastagsága következetesen nagyobb a tervezettnél (gyakran meghaladja a $+112\mu\text{m}$ -es eltérést). Ennek három oka van: a lézersugár fókuszánál kialakuló kiterjedt olvadámedence (melt pool), a ferde rudak lépcsőzési effektusa (staircase effect) és a környező laza por ráragadása miatt. [21]

Ezen felül a fizikai nyomószilárdsági vizsgálat során a próbatest és a nyomólemez közötti érintkezési felületen bekövetkező kezdeti nemlineáris beállási fázis („toe-in” viselkedés) mesterségesen felfelé torzíja a rögzített elmozdulási adatokat, ami a számítógépes modellekben alkalmazott merev, matematikailag tökéletes határfeltételekhez képest jelentősen lefelé tolja a számított kísérleti Young-modulust. [22, 23]



8. ábra Nyomtatott nyomó próbatestek

Végül 6db csontlemezt sikerült kinyomtatnunk, ezek a 8-as ábrán láthatóak. A kutatás egyik fő technológia célja egy nem hagyományos, nyitott határokkal (kifutó rácsokkal) rendelkező csontlemez nyomtathatósági tartományának vizsgálata volt. Ez azt jelenti, hogy a rácsos szerkezet közvetlenül a külső hosszanti éleken végződik, anélkül, hogy szilárd külső burkolófal határolná. A gyártás során kiderült, hogy ez a burkolat nélküli elrendezés súlyos gyártási korlátokkal jár. A szilárd külső perem hiánya miatt rendkívül nehéz volt megfelelő mechanikai rögzítést és stabil érintkezési felületeket biztosítani az ideiglenes támasztószervezetek

számára. Ennek eredményeként csak az első számú próbatestet, a Cubic 1-0,4 konfigurációt sikerült elfogadható szerkezeti integritással legyártani. Az alternatív rácsváltozatoknál vagy helyi szerkezeti összeomlás következett be a rétegenkénti lézeres olvasztási folyamat során, vagy végzetes törés történt a maradékfeszültség-koncentrációk hatására a gyártóplatformról történő leválasztási művelet során. Mindazonáltal a Cubic 1-0,4 lemez sikeres legyártása bebizonyította, hogy a támasztóelemek vastagságának egy meghatározott küszöbértéke elegendő szerkezeti stabilitást biztosít ahhoz, hogy ellenálljon ezeknek a gyártási feszültségeknek. Következésképpen ezt az egyetlen, robusztus változatot használtuk fel az összes későbbi kísérleti validáláshoz, ami rendkívül megbízható és reprezentatív adatokat szolgáltatott a nyitott határokkal rendelkező tervezési koncepcióhoz.

Az első két lemezen, a C1-04-01B-n és a C1-04-02B-n az optimális fásasztási terhelési tartomány meghatározása érdekében, előzetes, statikus vizsgálatok végeztünk. A szabvány alapján megmértük 2 mm/min sebességgel, hogy mekkora a hajlítószilárdság, illetve mekkora erő szükséges a tönkremenetelhez. Ezen előteszt célja tehát a rácsszerkezet fáradási karakterisztikájának kísérleti feltérképezése és a későbbi, nagy ciklusszámú vizsgálatok peremfeltételeinek pontosabb kalibrálása volt. Ezek alapján a csontlemezek átlagosan 231 N terhelés alatt törtek el, ami 1,41 mm-es aktuátor-elmozdulásnak felelt meg, miközben a nominális, alakhibáktól mentes végeselemes analízis (FEA) csak 463 N-nál jelzett strukturális tönkremenetelt. A végeselemes vizsgálatnál a második fejezetben említett módszert használva, a rácsos rész Young-modulusának a valóságban mért értéket adtuk meg ($E_{\text{real}} = 2862 \text{ MPa}$).

Ez a viselkedés a gyártás során keletkező geometriai tökéletlenségekre vezethető vissza. A csontlemezekben a nyomtatás után U-alakú vetemedést lehetett észlelni. Ez az alakhiba szoros összefüggésben áll a DMLS (Direct Metal Laser Sintering) technológiára jellemző hőmérséklet-gradiens mechanizmussal (TGM). A Ti-6Al-4V por lokális lézeres olvasztása és az azt követő gyors lehűlés jelentős hosszirányú maradó húzófeszültségeket generált a munkadarab felső rétegeiben. Amennyiben a gyártást követően, a tárgyasztalról való eltávolítás előtt, nem történik meg a belső feszültségek teljes körű termikus relaxációja (feszültségmentesítő hőkezelése), a mechanikai leválasztás pillanatában a felhalmozódott feszültségek felszabadulnak. Ez a rugalmas relaxáció okozza a lemez széleinek felhajlását, azaz a dokumentált 0,6 mm-es U-alakú hosszirányú vetemedést.

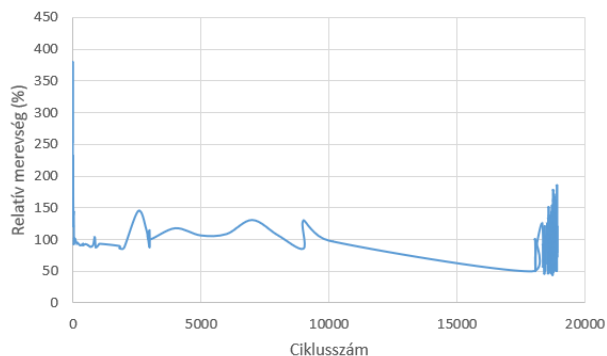
Amint a végeselemes modellt pontosítottuk és a 0,6 mm-es vetemedést is hozzáadtuk a szimulációhoz, a valós eredményhez nagyon közeli 238 N terhelés alatti törést kaptunk (3,4%-os eltérés). A 9-es ábrán a csontlemezek által a lapra vetett árnyékból is látható a hosszirányú vetemedés. [24, 25]



9. ábra A kinyomtatott Cubic1-0,4 típusú csontlemezek

Ezután fárasztóvizsgálatnak vetettük alá a maradék 4 próbatestet. Az előtesztet tapasztalatait felhasználva a maximum terhelést -208 N-ban határoztuk meg (miután lefelé terheljük a lemezeket), a minimumot pedig -50 N-ban határoztuk meg, a szabványnak megfelelően.

A korábban említett -208 N-os terhelést az első fárasztóvizsgálatra szánt próbatesten próbáltuk ki (C1-04-03BF). A próbatest 18 898 ciklus után tört el.

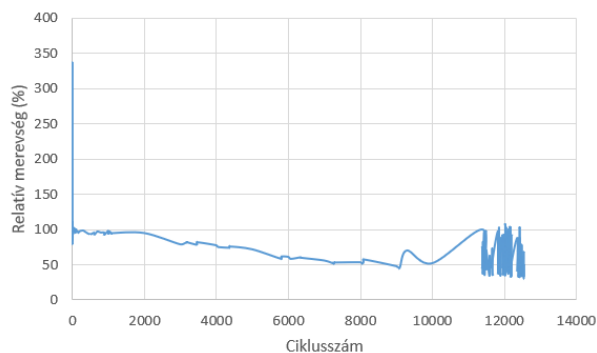


10. ábra C1-04-03BF próbatest relatív merevsége

A 10. ábrán látható az 03BF próbatest relatív merevsége, itt láthatjuk, hogy nagyjából 10 000 ciklusig aránylag állandó a merevség, majd utána szép lassan csökken a merevségéből a lemez. A 18 000 ciklushoz közelítve viszont a csontlemez makroszkopikus törést szenvedett, és elcsúszott a görgők alatt. A felemelkedő görgők teljesen elhagyták a próbatestet, majd a visszaút során erejű ütések mértek a lemezre (a legnagyobb az 18889. ciklusban történt, egy +185 N-os ütés). Tehát a

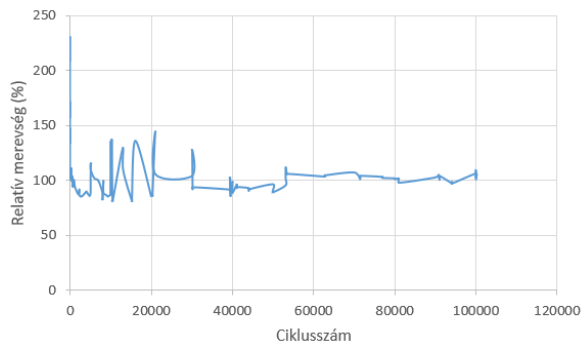
diagramm végén látható kaotikus zóna már nem a lemez valós merevségét mutatja. A lemezek fárasztás utáni statikus teherbírását is elemeztük, az első próbatest 108 N-t bírt még el.

A következő próbatest a C1-04-04BF csontlemez, melynek relatív merevsége a 11. ábrán látható. A fárasztóvizsgálat lefolyása hasonló az előző próbatestnél tapasztaltakhoz, a kaotikus zóna körülbelül 11 400 ciklus után következik be. annyi különbséggel, hogy a -208 N terhelés helyett, itt csak -184 N-t adtunk meg, remélve, hogy a próbatest jobban fogja bírni a vizsgálatot. Az előző próbatesthez képest, kisebb terhelésen 12 540 ciklust bírt csak a 04BF próbatest. A 04BF próbatest maradó statikus teherbírása 86,6 N volt.



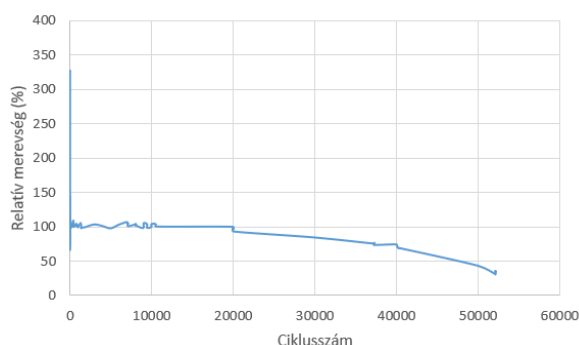
11. ábra C1-04-04BF próbatest relatív merevsége

A következő C1-04-05BF próbatest esetén drasztikusan lecsökkentettük a terhelést, mindössze -130 N-nal terheljük meg a testet. A 12. ábrán jól látható, hogy a fárasztóvizsgálat szépen végigfutott és a próbatest teljesítette a 100 000 ciklust. Ami viszont még érdekesebb, hogy a fárasztás közben a csontlemez merevsége javult, sőt a maradó statikus teherbírása 326,4 N volt. Ez az eredmény a geometriai beágyazódásnak köszönhető, melynek során a görgők alatti mikroszkopikus felületi érdességek plasztikusan elsimultak. Mivel a lemez enyhén beágyazódott a szerszám alá, a terhelés eloszlása sokkal homogénebbé vált. A ciklikus mozgások ráadásul segítettek feloldani a gyártásból visszamaradt lokális feszültségcsúcsokat anélkül, hogy repedést indítottak volna el. [24, 25]



12. ábra C1-04-05BF próbatest relatív merevsége

Az utolsó fárasztóvizsgálatnak kitett C1-04-06BF próbatest merevségi adatai a 13. ábrán láthatóak. Ez a próbatest 52 152 ciklust bírt, itt 162 N-os terhelést helyeztünk a lemezre. Nagyon hosszú, stabil merevséget kapunk ebben az esetben, 20 000 ciklus után kezd el lassan csökkenni a merevség. A lemezben nem egy-két kritikus pont hibásodott meg hirtelen, hanem a fáradás által okozott repedések homogén módon oszlottak el a teljes térfogatban. Végül a maradó statikus teherbírása csak 70 N volt, tehát a próbatest sokáig bírta a ciklusokat, de a teszt végére a belső anyagszerkezet szinte teljesen elroncsolódott, nem hagyva statikus tartalékot. A 14. ábrán a próbatestek törési pontjai láthatóak a statikus törésvizsgálat után.



13. ábra C1-04-06BF próbatest relatív merevsége



14. ábra A Cubic1-0,4 típusú csontlemezek a statikus törésvizsgálatok után

4. ÖSSZEFOGLALÁS ÉS KÖVETKEZTETÉSEK

Ez a tanulmány végérvényben egy integrált kísérleti és numerikus keretrendszert hozott létre a 3D-nyomatott DMLS Ti-6Al-4V csontlemezek fáradási viselkedésének és szerkezeti integritásának értékelésére. A főbb következtetések közül az egyik, hogy a csontlemez tárgyasztalról való eltávolításával okozott, 0,6 mm-es U-alakú deformáció figyelembevétele a helyettesítő modell hibáját ~50%-ról 3,4%-ra csökkentette, megerősítve, hogy a nyomtatás/gyártás torzulásait be kell építeni az FEA modellbe a prediktív megbízhatóság biztosítása érdekében. A kutatás során mi is bizonyítottuk, hogy sokszorosával rövidíthető a szimulációs idő, ha helyettesítő modellt használunk. [13, 26]

A különböző meghibásodási módok ellenére (amelyek a teljes töréstől a merevség javulásáig terjednek) minden lemez esetében megfigyelhető volt egy közös kezdeti beállási fázis, amelyet egy stabil, állandósult merevségi szint követett, ami alátámasztja, hogy a dinamikus merevség megbízható károsodási mutatóként szolgál. [27]

A fáradás utáni statikus vizsgálat feltűnő kettős viselkedést tárt fel. A sérült lemezek szilárdsága a kiindulási érték 30-47%-ára csökkent, míg a C1-04-05BF próbatest 326,4 N maradó szilárdságot mutatott (a kiindulási érték 141,3%-a), ami ciklikus alakváltozásos keményedést és a geometriai beágyazódás pozitív hatásait mutatja be. A 3. táblázat a próbatestek összefoglaló adatait hivatott bemutatni.

3. táblázat Összefoglaló táblázat a csontlemezekről

Próbatest	C1-04-03BF	C1-04-04BF	C1-04-05BF	C1-04-06BF
Elért Ciklusszám	18 898	12 540	100 001	52 152
Végső Relatív Merevség	79,80%	30,60%	101,40%	36,10%
Maradó Statikus Teherbírás	108,7 N (47,1%)	86,6 N (37,5%)	326,4 N (141,3%)	70,2 N (30,4%)
Maximum Terhelés	208 N	184 N	130 N	162 N

Míg a kutatás során feldolgozott más kutatások nagyrészt vagy a kezdeti feszültségi állapotokból levezetett, tisztán elméleti fáradási élettartam-előrejelzésekre támaszkodnak [9], vagy a geometriai bizonytalanságok kiküszöbölésére szolgáló komplex valószínűségi ciklusokra [7], ez a munka egy közvetlen, kalibrált, helyettesítő FEA-munkafolyamatot mutat be, amelyet fizikai vizsgálatokkal validáltunk. A nyomtatás utáni integritást kizárólag statikus törésvizsgálatokkal értékelő szabványos szerkezeti optimalizálási módszerekkel ellentétben [5, 6], mi fárasztóvizsgálatot is végeztünk, ami egy egyedi jelenséget is feltárt. A 100 000 ciklusig tartó ciklikus terhelés nem rontja egyenletesen a DMLS Ti-6Al-4V rácsszerkezeteket,

inkább a ciklikus alakváltozásos keményedés és a geometriai beágyazódás révén 141,3%-os ugrást eredményezhet a statikus maradó teherbírásban, egy olyan teljesítményugrást, amelyet a standard numerikus modellek természetüknél fogva figyelmen kívül hagynak.

5. SUMMARY AND CONCLUSIONS

This study established an integrated experimental and numerical framework for evaluating the fatigue behavior and structural integrity of 3D-printed DMLS Ti-6Al-4V bone plates. One of the main conclusions is that accounting for the 0.6 mm U-shaped deformation caused by removing the bone plate from the build plate reduced the surrogate model's error from ~50% to 3.4%, confirming that manufacturing/printing distortions must be incorporated into the FEA model to ensure predictive reliability. In our research, we also demonstrated that simulation time can be reduced by a factor of several times when using a surrogate model. [13, 26]

Despite the various failure modes (ranging from complete fracture to an increase in stiffness), a common initial settling-in phase was observed for all plates, followed by a stable, steady-state stiffness level, which supports the notion that dynamic stiffness serves as a reliable indicator of damage. [27]

The static test conducted after fatigue revealed a striking dual behavior. The strength of the damaged plates decreased to 30-47% of the initial value, while the C1-04-05BF test specimen exhibited a residual strength of 326.4 N (141.3% of the initial value), demonstrating cyclic strain hardening and the positive effects of geometric embedding. Table 3 presents a summary of the test specimens' data.

Table 3. Summary table of bone plates

Specimen	C1-04-03BF	C1-04-04BF	C1-04-05BF	C1-04-06BF
Cycles to Failure	18 898	12 540	100 001	52 152
Final Relative Stiffness	79.80%	30.60%	101.40%	36.10%
Residual Static Strength	108.7 N (47.1%)	86.6 N (37.5%)	326.4 N (141.3%)	70.2 N (30.4%)
Maximum Load	208 N	184 N	130 N	162 N

While the studies reviewed in this research largely rely either on purely theoretical fatigue life predictions derived from initial stress states [9] or on complex probabilistic cycles designed to eliminate geometric uncertainties [7], this work presents a direct, calibrated, surrogate FEA workflow that has been validated through physical testing. In contrast to standard structural optimization methods that evaluate post-print integrity

exclusively through static fracture tests [5, 6], we also conducted fatigue testing, which revealed a unique phenomenon. Cyclic loading up to 100,000 cycles does not degrade DMLS Ti-6Al-4V lattice structures uniformly. But rather, through cyclic strain hardening and geometric embedding, can result in a 141.3% increase in static residual load-bearing capacity, a performance leap that standard numerical models, by their very nature, fail to account for.

6. KÖSZÖNETNYILVÁNTÁS

Ezúton szeretnénk megköszönni Csámér Lórándnak a fém 3D nyomtatásban nyújtott segítségét, Nemes Dánielnek és Huri Dávidnak a hasznos szakmai konzultációkat, valamint File Máténak a végeselemes modell beállításához nyújtott támogatását.

7. IRODALOM

- [1] OSHIDA Y.: *Bioscience and Bioengineering of Titanium Materials*, Elsevier, 2010
- [2] MCGREGOR M., PATEL S., MCLACHLIN S., VLASEA M.: *Architectural bone parameters and the relationship to titanium lattice design for powder bed fusion additive manufacturing*, Additive Manufacturing, Vol. 46, 2021, 102273, <https://doi.org/10.1016/j.addma.2021.102273>
- [3] TONINO A. J., DAVIDSON C. L., KLOPPER P. J., LINCLAU L. A.: *Protection from stress in bone and its effects. Experiments with stainless steel and plastic plates in dogs*, The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume, Vol. 58-B, No. 1, 1976, pp. 107–113, <https://doi.org/10.1302/0301-620X.58B1.1270486>
- [4] ARABNEJAD S., JOHNSTON B., TANZER M., PASINI D.: *Fully porous 3D printed titanium femoral stem to reduce stress-shielding following total hip arthroplasty*, Journal of Orthopaedic Research, Vol. 35, No. 8, 2017, pp. 1774–1783, <https://doi.org/10.1002/jor.23445>
- [5] JIA D., LI F., ZHANG C., LIU Y.: *Design and simulation analysis of Lattice bone plate based on finite element method*, Mechanics of Advanced Materials and Structures, Vol. 28, No. 13, 2021, pp. 1311–1321, <https://doi.org/10.1080/15376494.2019.1665759>
- [6] XU S., DING X., XIONG M., DUAN P., ZHANG H., LI Z.: *The optimal design of 3D-printed lattice bone plate by considering fracture healing mechanism*, International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering, Vol. 39, No. 3, 2023, e3682, <https://doi.org/10.1002/cnm.3682>
- [7] KAYMAZ I., YAVUZ O., MURAT F., KORKMAZ I. H.: *Designing a Novel Porous Fixation Plate with a Gyroid Lattice Structure for Humerus Fractures Using a Probabilistic Approach*, Advanced Engineering Materials, Vol. 26, No. 2, 2024, 2300911, <https://doi.org/10.1002/adem.202300911>

- [8] SUBASI O., KARAISSMAILIOGLU B., ASHKANI-ESFAHANI S., LAZOGLU I.: *Investigation of lattice infill parameters for additively manufactured bone fracture plates to reduce stress shielding*, Computers in Biology and Medicine, Vol. 161, 2023, 107062, <https://doi.org/10.1016/j.compbiomed.2023.107062>
- [9] MEHBOOB A., MEHBOOB H., OULDYEROU A., BARSOUM I.: *Computational biomechanical analysis of Ti-6Al-4V porous bone plates for lower limb fractures*, Materials & Design, Vol. 240, 2024, 112842, <https://doi.org/10.1016/j.matdes.2024.112842>
- [10] EOS GMBH: *EOS Titanium Ti64 Grade 23 Material Data Sheet*, EOS GmbH Electro Optical Systems, Krailling/Munich, 2026, <https://www.eos.info> (elérve: 2026.07.14)
- [11] EOS GMBH: *EOS M 290 - Mid-size Metal 3D Printer for Industrial Production*, EOS GmbH Electro Optical Systems, Krailling/Munich, <https://www.eos.info/metal-solutions/metal-printers/eos-m-290> (elérve: 2026.07.14)
- [12] KOVÁCS Á. É., CSERNÁTONY Z., CSÁMER L., MÉHES G., SZABÓ D., VERES M., BRAUN M., HARANGI B., SERBÁN N., ZHANG L., et al.: *Comparative Analysis of Bone Ingrowth in 3D-Printed Titanium Lattice Structures with Different Patterns*, Materials, Vol. 16, No. 10, 2023, 3861, <https://doi.org/10.3390/ma16103861>
- [13] ALKENTAR R., MANKOVITS T.: *Development of Surrogate Model for Patient-Specific Lattice-Structured Hip Implant Design via Finite Element Analysis*, Applied Sciences, Vol. 15, No. 7, 2025, 3522, <https://doi.org/10.3390/app15073522>
- [14] ASTM F382-99: *Standard Specification and Test Method for Metallic Bone Plates*, ASTM International, West Conshohocken, PA, 2003, <https://doi.org/10.1520/F0382-99R03E01>
- [15] ZHANG C., ZHANG L., LIU L., LV L., GAO L., LIU N., WANG X., YE J.: *Mechanical behavior of a titanium alloy scaffold mimicking trabecular structure*, Journal of Orthopaedic Surgery and Research, Vol. 15, 2020, 40, <https://doi.org/10.1186/s13018-019-1489-y>
- [16] CHANDRA G., PANDEY A.: *Biomechanical evaluation on a novel design of biodegradable embossed locking compression plate for orthopaedic applications using finite element analysis*, Biomechanics and Modeling in Mechanobiology, Vol. 21, No. 5, 2022, 1371–1392, <https://doi.org/10.1007/s10237-022-01596-z>
- [17] ASTM F382-99: *Standard Specification and Test Method for Metallic Bone Plates*, ASTM International, West Conshohocken, PA, 2003, <https://doi.org/10.1520/F0382-99R03E01>
- [18] RIVAS I., SAINZ-AJA J. A., FERREÑO D., CARRASCAL I., CASADO J., DIEGO S.: *Influence of Aging Conditions on the Dynamic Stiffness of EPDM and EVA Rail Pads*, Applied Sciences, Vol. 15, No. 8, 2025, 4394, <https://doi.org/10.3390/app15084394>
- [19] MAGINO N., KÖBLER J., ANDRÄ H., WELSCHINGER F., MÜLLER R., SCHNEIDER M.: *Accounting for viscoelastic effects in a multiscale fatigue model for the degradation of the dynamic stiffness of short-fiber reinforced thermoplastics*, Computational Mechanics, Vol. 71, 2023, 493–515, <https://doi.org/10.1007/s00466-022-02246-y>
- [20] DEMIRAL M., OTKUR M.: *From Mechanics to Machine Learning in Additive Manufacturing: A Review of Deformation, Fatigue, and Fracture*, Technologies, Vol. 14, No. 4, 2026, 218, <https://doi.org/10.3390/technologies14040218>
- [21] VAN BAELE S., KERCKHOFS G., MOESEN M., PYKA G., SCHROOTEN J., KRUTH J.P.: *Micro-CT-based improvement of geometrical and mechanical controllability of selective laser melted Ti6Al4V porous structures*, Materials Science and Engineering A, Vol. 528, No. 24, 2011, 7423–7431, <https://doi.org/10.1016/j.msea.2011.06.045>
- [22] ISO 13314: *Mechanical testing of metals — Compression test for porous and cellular metals*, International Organization for Standardization, Geneva, 2011.
- [23] YAN C., HAO L., HUSSEIN A., RAYMONT D.: *Evaluations of cellular lattice structures manufactured using selective laser melting*, International Journal of Machine Tools & Manufacture, Vol. 62, 2012, 32–38, <http://dx.doi.org/10.1016/j.ijmachtools.2012.06.002>
- [24] DE LEON E., VILLA R., RIENSCHKE A., BEVANS D. D., BILLINGS C., WATERMAN J., SIDDIQUE Z., LIU Y.: *Part scale prediction of residual stress through thermomechanical modeling of additively manufactured Ti-6Al-4V*, The International Journal of Advanced Manufacturing Technology, Vol. 144, 2026, 8089–8114, <https://doi.org/10.1007/s00170-026-18300-5>
- [25] FU C. H., GUO Y. B.: *Three-Dimensional Temperature Gradient Mechanism in Selective Laser Melting of Ti-6Al-4V*, Journal of Manufacturing Science and Engineering, Vol. 136, No. 6, 2014, 061004, <https://doi.org/10.1115/1.4028539>
- [26] ZHANG C., JIN G., YE T., ZHANG Y.: *Harmonic response analysis of coupled plate structures using the dynamic stiffness method*, Thin-Walled Structures, Vol. 127, 2018, 402–415, <https://doi.org/10.1016/j.tws.2018.02.014>
- [27] LI H., ZHANG T., LI Z., WEN B., GUAN Z.: *Modeling of the nonlinear dynamic degradation characteristics of fiber-reinforced composite thin plates in thermal environment*, Nonlinear Dynamics, Vol. 98, No. 1, 2019, 819–839, <https://doi.org/10.1007/s11071-019-05232-x>