

TESTRESZABOTT HUMÁN IMPLANTÁTUMOK ÉS ORVOSI KÉSZÜLÉKEK ADAPTÍV GYÁRTÁSA

ADAPTIVE MANUFACTURING OF CUSTOMIZED HUMAN IMPLANTS AND MEDICAL DEVICES

Dr. Takács János PhD; egyetemi tanár janos.takacs@gjt.bme.hu

Bán Krisztián PhD; krisztian.ban@gjt.bme.hu

BME Közlekedésmérnöki és Járműmérnöki Kar, Gépjárműtechnológia Tanszék

ÖSSZEFOGLALÁS: A gépészeti szakmakultúra változására jelentős hatást gyakorolt a gyorsprototípus gyártás (RP-Rapid Prototyping) elterjedése, amiről napjaink irodalmában 3D-s nyomtatásként beszélnek. Az elterjedést a terméktervezés és technológia tervezés folyamatának lerövidítésével, a párhuzamos tervezéssel, és a felépítő gyártás (AM-Additiv Manufacturing) anyagainak és technológiáinak fejlődésével, a testépítési sebesség növelésével, az előállítási költségek csökkentésével ösztönözték a fejlesztők. A technológiában 3D testmodellekből szeletelési eljárással stl file előállításán keresztül lesz legyártható a termék, gyakran fém, vagy polimer porokból lézersugaras eljárások segítségével. Az ipari termékeken kívül az egészségügyben is gyorsul a fejlődés, mert a korszerű képalkotó diagnosztikai eljárások adatállománya segítségével kialakíthatóak az egyénre szabott implantátumok vagy készülékek automatizált és minőségbiztosított előállítása.

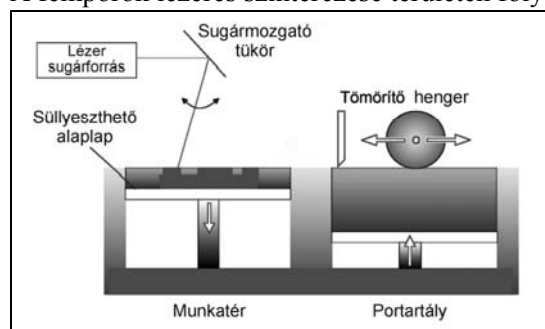
ABSTRACT: Spread of the rapid proto-typing (RP Rapid Prototyping) has an impact on the engineering profession culture according to today's literature about 3D printing. The development of product design and technology planning process time has been shortened by the parallel design. Development of materials, technologies and building speed, has reduced the production costs. As a consequence has developed the technology of Additive Manufacturing (AM). The technology of 3D solid models, create a "stl" file by slicing procedure. It is manufactured through a file on the production of the product, often with a metal or polymer powders using laser techniques. Moreover in the health care industry there are imaging data sets which will facilitate the development of diagnostic procedures. Using the above mentioned methods individual implants can be tailored according to request.

1. BEVEZETÉS

Az additív technológiák eljárásai (egyszerűsítve némileg pontatlanul 3D nyomtatásnak nevezik) az utóbbi években robbantak be a köztudatba, noha az ipar prototípusok vagy egyedi alkatrészek előállítására már évtizedekkel korábban bevezette. Költség- és idő-hatékonyságukkal, valamint a minőség javulásával magyarázható, hogy az iparban már a kis vagy közepes darabszámú alkatrészek gyártásánál is kifizetődő és a hagyományos gyártástechnológiáknál környezettudatosabb technológiáknak számítanak. Alkalmazásuk az implantátumok és egyedi segédeszközök, műtéti készülékek gyártásában kézenfekvő, hiszen a korszerű informatikai rendszereket felhasználva egyénre szabott megoldásokat nyújtanak. A következőkben a 2017-ben indított projekt tervezett feladatai kerülnek bemutatásra. Hazai vállalkozások már megjelentek ebben a szegmensben is, pl. egyedi fogászati segédeszközök gyártásával, de jelentős fejlesztési lehetőségek rejlenek még e területen. Fejleszthető az orvosi diagnosztikát végző intézmények és eszközeik, valamint a segédeszközt gyártó üzemek és berendezései közötti integráció, vagy olyan ma még hazánkban e területen hiányzó eljárás is, mint a fémporok korszerű lézersugaras szinterezése.

2. A LÉZERES SZINTEREZÉS

A fémporok lézers szinterezése területén folytak

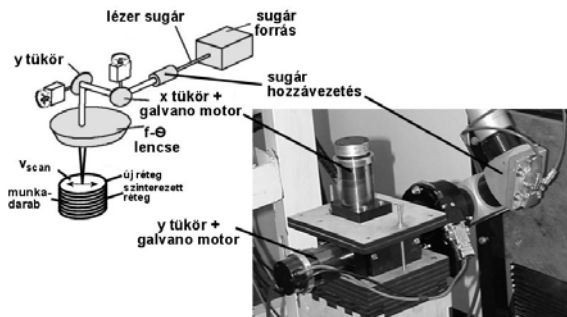


1. ábra: A lézeres szinterezés vázlata [1] BME Keszte R.

hazai megalapozó kutatások [BME] és egy ipari feladatokra alkalmas kötött paraméterezésű berendezéssel rendelkezik a SZIE Győrben.

A lézeres szinterelési technológiai eljárás vázlatát a fémpor terítést az 1. ábra mutatja be.

A korábbi kutatásokban a BME Járműgyártás és Javítás Tanszéken megépített kísérleti modell berendezés (2. ábra) adott lehetőséget a folyamatjellemzők jobb megismerésére.



2. ábra: Kísérleti lézer szinterező berendezés a lézersugár mozgásával [6] BME Herczeg.

A BME kutatásokban a technológiát befolyásoló jellemzők és paramétereik voltak a vizsgálatok fókuszában, feltárva a pásztázás átfedéseinek, sebességének, lézer teljesítményének, a por anyagának, szemcse átmérőinek hatását a szemcseszerkezetre, porozításra (3. ábra). A BME több szervezeti egységében számos megalapozó kutatás folyt, amelyekről az irodalomjegyzékben ([14].... [24]) található háttér információkat. A projekt eredményeként a Varinex Zrt. (hosszú idő óta a hazai RP technológia bevezetésének elterjesztésének legaktívabb szereplője) egy mintagyárként készül fel a feladatok megvalósítására hosszú távú együttműködésben a BME nyolc egységével.

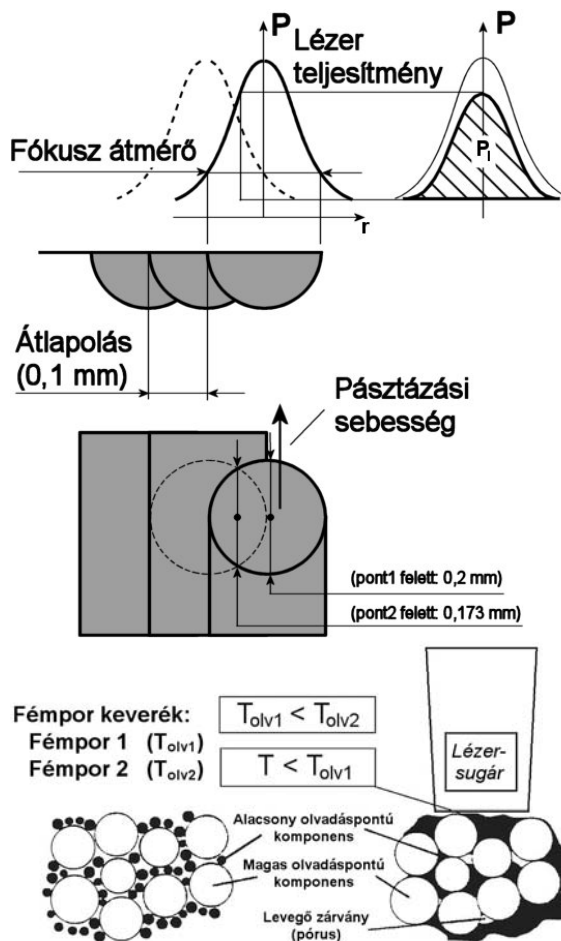
3. A PROJEKT ÁLTALÁNOS CÉLJA

Az életminőséget javító, egyénre szabott orvostechnikai eszközök új generációjának fejlesztése az additív gyártástechnológiai eljárások komplex rendszerének fejlesztésével (adatgyűjtés, -feldolgozás, modellezés, virtuális gyártás, végelem analízis, méréseken alapuló validálás, 3D nyomtatás). A projekt eredménye a humán gyógyászat terén egyénre szabott, egyedileg gyártott implantátumok, eszközök előállítása, amelyek mentesek az egyének eltérő sajátosságai okán a gyógyászatban folyamatosan alkalmazott kompromisszumos szükségmegal-

dásoktól. A 4. ábrán a projekt folyamatábrája foglalja össze a tervezett tevékenységeket.

A lézeres additív technológiákra fókuszálva olyan kutató-fejlesztő, gyártó mintarendszert és (smart) üzemet tervezünk kialakítani orvostechnikai eszközök gyártására, amely az eddigi, zömmel egyedi kezdeményezésű, apróbb fejlesztéseket rendszer szinten törekszik integrálni, az ipari fejlesztés és egyetemi kooperáció kiépítésével és tartós fenntartásával.

A kutatás várható eredménye olyan technológiai folyamat és módszer (know-how) kidolgozása, amely alkalmas testreszabott orvosi implantátumok, ill. segédeszközök (műtéti készülékek) legyártására és minősítésére, az egyedi gyártás átfutási idejének csökkentésével, a magas szintű minőségi követelmények biztosításával, a modern informatikai lehetőségek felhasználásával, kapcsolódva az „ipar 4.0” feltételeinek kialakításához.



3. ábra: A lézeres szinterezés sugár pásztázási mechanizmusa és a hatásra a fémpor szinterződésére [6] BME Herczeg.

A kutatás célja versenyképes, hosszabb távon költség- és időkímélő minőségi gyártás

létrehozása, ill. a hazai hozzáadott érték növelése.

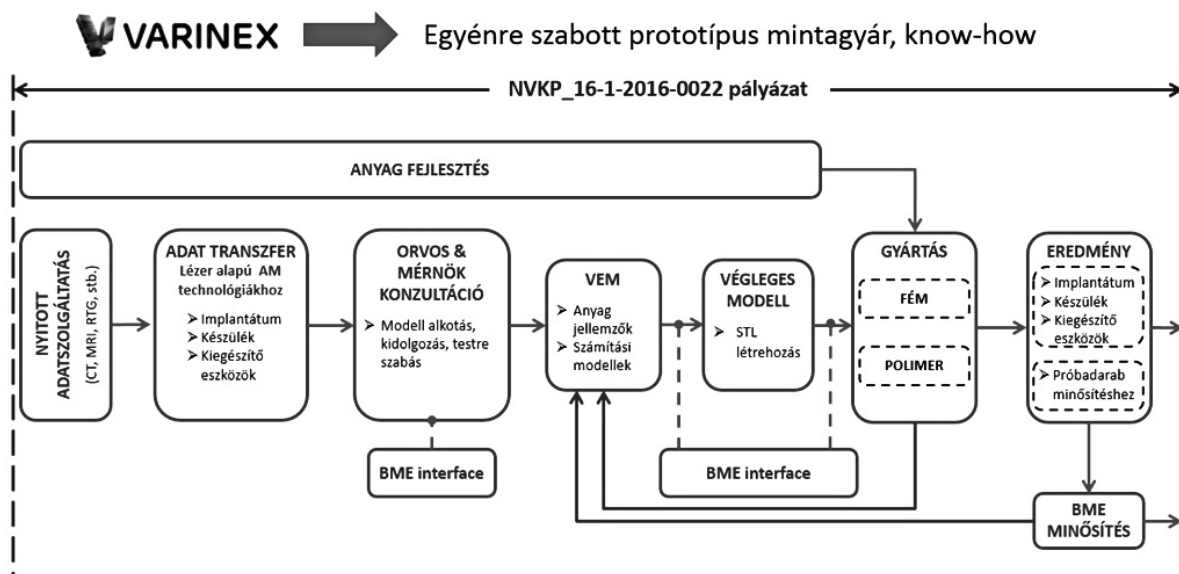
Megoldandó feladatok:

- komplett gyártási folyamat kidolgozása, kiépítése, az egyén orvos diagnosztikai felvételétől a kész, személyre szabott implantátumig, ill. segéd- készülékig;
- technológiai mintarendszer kialakítása a kutatáshoz, fejlesztéshez és a gyártáshoz, ezzel biztosítva a projekt futamideje utáni K+F folytatását,
- a minősítési protokollok kidolgozása, fém és polimer termékekre vonatkozóan: a termékekkel egy időben elkészülő vizsgálati mintákra alapozva.

-implantátum, ill. segédeszköz konstrukció (geometriai, szilárdsági, beépülési stb.) optimalása az anyagok és eljárások alapján.

Az additív technológiák (pl. a 3D nyomtatás) bevezetése az orvostechnikába lehetővé teszi személyre szabott, egyedi orvosi segédeszközök gyártását, amellyel az orvosi beavatkozás utáni minél jobb életminőség elérése válik jobban megvalósíthatóvá.

A hagyományos orvosi segédeszköz- és implantátumgyártásban a nem személyre szabott eszközök valamilyen méretválasztékban érhetőek el. Az additív technológiák előnye a testre szabott geometriai kialakításban jelentkezik, valamint az informatikai oldalról nagyfokú rugalmasság jellemzi. Ennek köszönhetően a



4. ábra: A tervezett projekt folyamatábrája

További részfeladatok:

- az orvosi bemeneti oldalról, megrendelői specifikációkra nyitott rendszer létrehozása;
- CT és/vagy MRI felvételek egyénre szabott sajátosságai alapján, technológiai szempontú konverzió meghatározása és ez alapján az adott implantátum megtervezése és optimalizálása;
- a lézertechnológia fejlesztési lehetőségének megteremtése, párhuzamosan a gyártási feltételrendszerrel (azonos technológiai feltételekkel dolgozó kutató berendezés);
- alapanyagok kiválasztása, fejlesztése vagy a választék körének bővítése, hazai előállítási lehetőségek vizsgálata;
- az additív technológia optimalizálása (technológia fejlesztés) fém és polimer termékhez; mintagyártás;
- vizsgálati minták meghatározása, elemzése (mechanikai, anyagszerkezeti tulajdonságok, biokompatibilitás stb.), a fejlesztési lehetőségek és alkalmazási területek folyamatos feltárása,

technológia feltételeinek megfelelő (pl. pontosság), de eltérő CT berendezések kimeneti adatai a gyártók informatikai rendszereivel illeszkedően átvehető, majd gyártásba vihető. Olyan esetekben, ahol csak testre szabott megoldás választható, az additív technológiák előnye a csökkenő átfutási időben és a minőségi megoldás minél teljesebb megvalósításában rejlik. Például a hagyományos technológiákkal gyártott, de egyedi, testre szabott implantátumok több technológiai lépésen keresztül jutnak el a felhasználóhoz. Egy öntéssel gyártott implantátum esetében a mintavétel, a mintakészítés (amely készülhet additív technológiával is), a formázás, majd az öntés, és végül az utómunkálások lépésein halad át. Additív technológiákkal több lépés kihagyható, és ezek átfutási ideje megtakarítható. Az integrált rendszer előnye, hogy a minőségbiztosítás is a rendszerbe kapcsolható, hiszen a termékkel egy időben legyártott vizsgálati mintadarabokon a

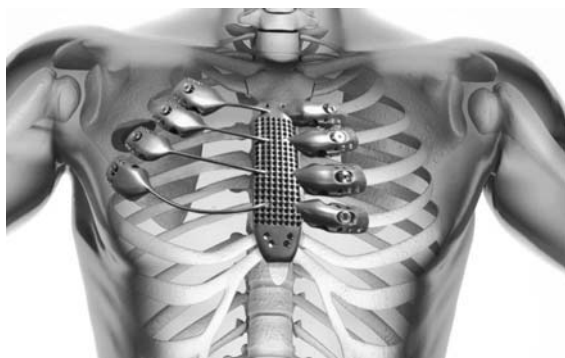
megfelelő vizsgálatok elvégezhetők, a gyártói minőségazonossági bizonyítványok ez alapján kiadhatók, és a beültetésről vagy felhasználásról döntés születhet, mindezt a 4. ábra szemlélteti.

A kifejlesztett technológiai folyamat meghonosodása függ az orvosi diagnosztika műszerparkjának és informatikai rendszerének fejlődésétől. Ebben a jövőben további előrelépés várható.

A projekt egyik célja a kifejlesztett lézersugaras additív technológiákkal (kiemelten a fémpor szintereléssel) gyártott termékek alkalmazási területeinek feltárása. A nemzetközi fejlesztési trendek szintén ebben az irányban mutattak az utóbbi években eredményeket (5.; 6.; 7.; 8. ábra).



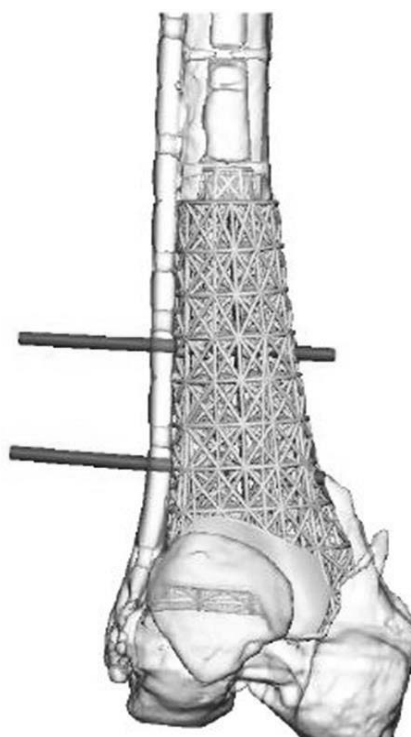
5. ábra: Koponyacsont pótlás szinterelt betéttel [9]



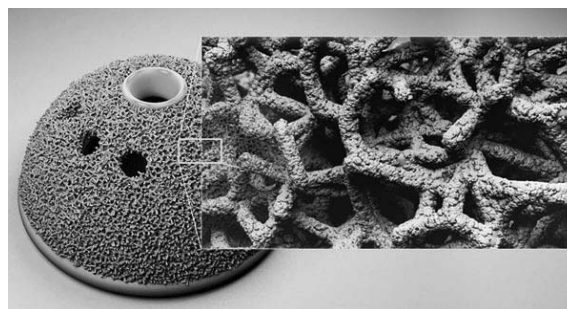
6. ábra: Összetett csontimplantátum csonttrögzítésekkel [10]

A projektben nagy hangsúllyal szerepel a technológiai folyamat és annak előnyeinek megismertetése az orvosi szakmával, kiemelve azokat a területeket, ahol az additív technológiák előnyösen alkalmazhatók. Az additív gyártástechnológiák – beleértve a 3D nyomtatás különféle eljárásait – általános alkalmazása a 2010-es években paradigmaváltást eredményezett az egyedi szerkezeti elemek,

valamint a komplex működő részegységek gyártása területén. Az alkalmazási területek tekintetében a 2015-ös adat alapján az orvostechnikai a maga 15,1%-os részesedésével a harmadik helyen áll. Azonban ha megnézzük, hogy 2006-ban ugyanez az adat 14,1% volt, akkor jól érzékelhető, hogy az elmúlt több mint tíz évben nagy változás nem volt megfigyelhető. Ennek több oka is van, egyrészt azok a berendezések, amelyek ilyen célra alkalmasak, igen magas árral és üzemeltetési költséggel rendelkeznek, a másik, hogy biokompatibilis alapanyagok korlátozottan érhetőek el additív technológiák szempontjából elterjednek mondható folyadékos (polimer) és szinterfém technológiákhoz.



7. ábra: 3D nyomtatott titánötvözet implantátum 4WEB fejlesztése [11]



8. ábra: A lézer szinterelt protézis felülete és szerkezete [25]

BIOKOMPATIBILIS ÖTVÖZETEK
FEJLESZTÉSÉNEK FONTOSABB IRÁNYAI
ADDITÍV TECHNOLÓGIÁKHOZ

Az ötvözetfejlesztések egyik ösztönzője olyan módszerek és alapanyagok keresése, amelyek a legjobban közelítik az emberi csont anyagának mechanikai tulajdonságait. Itt elsősorban a Young-modulus emberi csontéhoz közelítő értéke a kutatások célja, míg a folyáshatár, a szakító szilárdság és a szakadási nyúlás minél nagyobb értéke a kívánatos. Természetesen, a többi fontos szempont, mint a korrózió, ill. az ötvözet alkotóinak kioldódása, fertőzésveszély, kilökődés veszélye, kifáradással szembeni ellenállás, stb. továbbra is lényeges tényező egy újabb ötvözet vizsgálatakor. A rugalmassági modulusnak azért tulajdonítanak kulcsszerepet, mert ez az anyagtulajdonság határozza meg, hogy egy beültetett implantátum és a csont milyen arányban veszik fel a terheléseket. Ha az implantátum nagyobb modulussal rendelkezik, akkor tehermentesíti a környező befoglaló csontszövetet, amely hosszú távon (a Wolff-elvnek megfelelően) elgyengülhet (pl. egy csípőizületi implantátumnál a combcsont befogadó szakasza).

Az ötvözetfejlesztés céljaként négy mechanikai anyagtulajdonság célértékének elérése még nem jelenti azt, hogy az implantátum a legjobban „együtt dolgozik” majd a csonttal. Fontos, hogy a csonthoz legközelebb álló valódi feszültség-nyúlás karakterisztikát adja vissza a pótlás is. Ez alatt értjük a pl. rugalmas tartomány linearitásának mértékét vagy azt, hogy mennyire jelenik meg a viszkoelasztikus viselkedés (hiszterézis a feszültség-nyúlás karakterisztikában), amely hatására a terhelési sebességtől függő feszültség és nyúlás értékek alakulnak ki. Az additív technológiák arra is lehetőséget adnak, hogy a tömbi szerkezetek helyett struktúrált (pl. cellás vagy rácsos) szerkezetet építsenek fel velük, ezzel közelítve a csont valós szerkezetét és sűrűségét. Ebben az esetben már nem csak az alapanyagra jellemző „tömbi” karakterisztika lesz jellemző, hanem a szerkezetből adódó karakterisztika is megjelenik

2. táblázat: SLM eljárással készült Ti-alapú ötvözetek mechanikai tulajdonságai [27, 28].

Ötvözet	Young-modulus (GPa)	Szakítószilárdság (MPa)	Folyáshatár (MPa)	Szakadási nyúlás (%)
TiTa ₁₅ Zr _{1,5}	92.18 ± 9.01	890.16 ± 50.6	869.05 ± 19.09	16.11 ± 1.19
TiTa ₁₅ Zr _{5,5}	71.62 ± 4.06	960.29 ± 32.04	925.19 ± 35.14	18.92 ± 1.96
TiTa ₁₅ Zr _{10,5}	42.93 ± 3.28	805.32 ± 19.25	768.61 ± 16.09	15.12 ± 0.86
TiTa ₁₅ Zr _{15,5}	72.19 ± 4.75	698.91 ± 19.06	663.39 ± 31.07	24.82 ± 2.14
Ti ₅₀ Ta ₅₀	75.77 ± 4.04	924.64 ± 9.06	882.77 ± 19.60	11.72 ± 1.13
TiAl ₆ V ₄	131.51 ± 16.40	1165.69 ± 107.25	1055.59 ± 63.63	6.10 ± 2.57

a feszültség-nyúlás karakterisztikában.

A jelenlegi kutatások egyik hangsúlyos iránya az additív technológiák lettek, ezen belül is az SLM (Selective Laser Melting), azaz szelektív lézersugaras átolvasztás. A módszer egyik előnye, hogy egyénre szabott implantátumok gyárthatók vele, más részről pedig szabadabban gondolkodhatunk olyan ötvözetrendszerekben, amelyeket a hagyományos előállítási módszerek nem tesznek lehetővé. A kutatási eredmények bemutatására gyakran vesznek összehasonlítási alapot három leggyakrabban használt ötvözetet, amelyek az 316L jelű rozsdamentes acél (Cr: 17-19 t.%, Ni: 13-15 t.%, Mo: 2,25-3 t.%, Fe: fennmaradó rész), a CoCrMo ötvözet (Co: 63 t.%, Cr: 29.5 t.%, Mo: 5 t.%) és a TiAl₆V₄ ötvözet. A Ti-alapú ötvözetekkel azért kerültek a kísérletek középpontjába, mert jól közelíthető velük az emberi csont feszültség-nyúlás karakterisztikája. Kimutatták, hogy az SLM technikával gyártott ötvözetek szilárdsági értékei közel vannak a hagyományos eljárással előállított, tömbi alapanyagok eredményeihez, egyetlen jellemző kivétellel (l. 1. táblázat). A szakadási nyúlás jelentősen kisebb, amely az SLM eljárással gyártott ötvözet ridegségére utal [26].

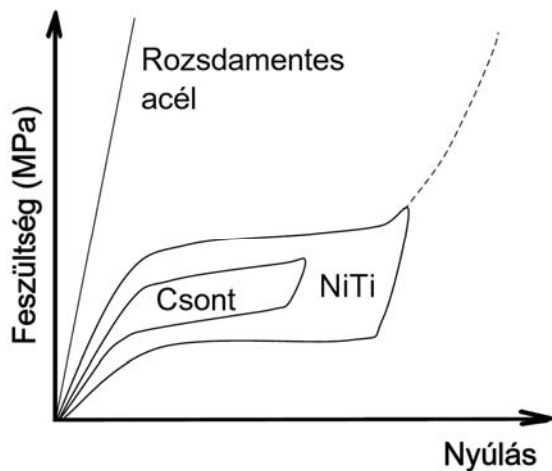
1. táblázat: SLM eljárással előállított TiAl₆V₄ minták fontosabb mechanikai tulajdonságai hagyományosan gyártott alapanyaggal összehasonlítva [26].

	SLM TiAl ₆ V ₄	Hőkezelt TiAl ₆ V ₄
Sűrűség (kg/dm ³)	4,42	4,43
Keménység (HV)	410 (mikro) 400 (makro)	350
Young-modulus (GPa)	94	110
Folyáshatár (MPa)	1125	920
Szakítószilárdság (MPa)	1250	1000
Szakadási nyúlás (%)	6	12

Az emberi csont rugalmassági modulusát jól közelítő ötvözetet sikerült előállítani TiTa₁₅Zr_x ötvözetrendszerben (ahol x t.%-ban értendő) [27]. A 43 GPa-os eredmény jól közelíti a csont 30-40 GPa közötti értékét (l. 2. táblázat). A

táblázatban feltüntették a jól ismert $TiAl_6V_4$ és egy kísérleti $Ti_{50}Ta_{50}$ ötvözet fontosabb mechanikai tulajdonságait is. A táblázatban szereplő mindegyik alapanyag SLM eljárással készült.

A legígéretesebb kutatások azon ötvözetek irányába haladnak, amelyeknél legjobban illeszkedik az ötvözet feszültség–nyúlás karakterisztikája a csont karakterisztikájához. Ebből a szempontból olyan ötvözeteket kell keresnünk, fejlesztenünk, amelyekben megjelenik a csont is jellemző szuperelasztikus és viszkoelasztikus viselkedés. Ígéretes ötvözetnek tartják a nemzetközi irodalomban az 50:50 at.% Ni-t és Ti-t tartalmazó kétkomponensű, alakemlékező ötvözetet [29]. A NiTi akár 8%-os rugalmas alakváltozással is rendelkezhet, ami a feszültség-alakváltozás görbében jelentkező platónak köszönhető (közel állandó feszültségű szakasz a nyúlás egy jelentős szakaszában). Ennél viszont fontosabb, hogy a karakterisztikája jól leköveti a csont karakterisztikáját, míg a rozsdamentes acéloké jelentősen különbözik attól, ahogy ez a 9. ábrán nyilvánvalóan látható.

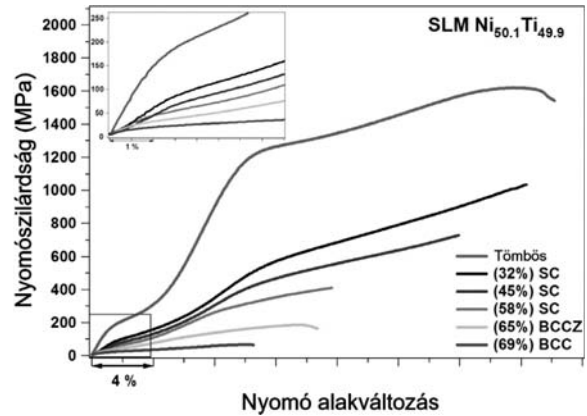


9. ábra: A rozsdamentes acél, a szuperelasztikus NiTi-ötvözet és a csont feszültség–nyúlás görbéi [29].

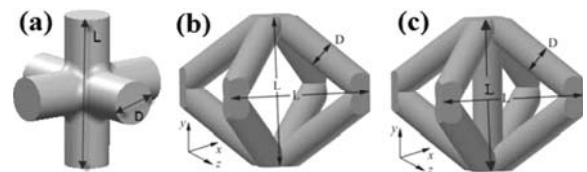
A viszkoelasztikus viselkedés jól látható mind a csont, mind a NiTi ötvözet jelentős hiszterézisében. A NiTi ötvözetnek ezen felül kiváló a kifáradással szembeni ellenállása nagy nyúlási értékeknél.

Az alapanyagok karakterisztikáját lehet módosítani, szabni az alapanyag tulajdonságok változtatásával (összetétel, mikroszerkezet), de az additív technológiák lehetőséget adnak arra, hogy makroszkópos (cella) szerkezet kialakításával is közelítsünk a természetes

szövetek karakterisztikájához. A 10. ábrán különböző cellaszerkezetű és porozitású $Ni_{50,1}Ti_{49,9}$ SLM eljárással készült minták nyomóvizsgálati eredménye látható. Az alapanyag tulajdonságok szemléltetésére elkészítettek tömbi, pórusmentes mintákat is SLM eljárással. A vizsgált cellaszerkezetek a 11. ábrán láthatók.



10. ábra: Különböző cellaszerkezetű és porozitású SLM minták nyomóvizsgálata [30].



11. ábra: SLM eljárással kialakított cella szerkezetek: (a): SC, (b): BCC, (c): BCCZ [30].

Az ábrán látható, hogy a szerkezet típusával és a porozitással széles tartományban módosítható a mechanikai karakterisztika. A 3. táblázatban számszerűsítve is szerepel, hogy pl. a Young-modulus jelentősen csökkenthető, szabható. Egyetlen hátrányként említhető, hogy a tönkremenetelig mérhető nyomó alakváltozás is jelentősen csökken.

3. táblázat: Különböző cellaszerkezetű és porozitású SLM minták fontosabb mechanikai tulajdonságai [30].

SLM $Ni_{50,1}Ti_{49,9}$	Young-modulus (GPa)	Max. nyomószilárdság (MPa)	Alakváltozás %
Tömbös	69.0	1619	30.2
SC-32	41.2	1035	28.3
SC-45	30.0	728	24
SC-58	20.5	410	15.6
BCC-Z	16.5	187	13.6

Az additív technológiák előnyei között legfőképp azt említik, hogy egyedi, egyénre szabott geometriájú orvosi segédeszközök és implantátumok gyárthatók belőle, de mint látható volt a fenti példákban, ennél több lehetőség rejlik a technológiában. Az alapanyag adta tulajdonságok módosítására, sőt egyénre szabására is lehetőséget ad, mint pl. a csont fontosabb mechanikai viselkedése, sűrűsége, stb. közelíthető meg igény szerint.

KÖSZÖNETNYILVÁNÍTÁS:

A projekt a Nemzeti Kutatási és Innovációs Hivatal támogatásával az NKIH Alapból valósul meg, a projekt címe: „Egyénre szabott orvosi biológiai implantátumok és segédeszközök új generációs gyártási folyamatának kidolgozása additív technológiákra”; a pályázat azonosító száma: NVKP_16-1-2016-0022.

A kidolgozók köszönik a támogatást.

5. IRODALOM

[1] KESZTE R: Korszerű járműgyártás technológiák OMFB TEP tanulmány, Budapest, 2000;

[2] A. GEBHARD: Rapid Prototyping; Carl Hanser Verlag, München, 1996 p. 322

[3] TAKÁCS J., PAP G., KÁLÁZI Z., BÁN T.: A gyorsprototípus készítés lehetőségei; pp.: 103-105; Gépgyártástechnológia, XXXV. évf. 3-4. szám

[4] KRUTH, J. P.: Material Incess Manufacturing by Rapid Prototyping Techniques. - CIRP Annals 40, 2 (1991) pp. 603-614.

[5] Takács J., Herczeg Sz.: A gyors prototípusgyártás története és fejlesztési eredményei a lézertechnológiák bázisán, Gépgyártás XLIV. évf. 2004. 2-3. szám, pp.:4-8, HU ISSN 0016-8580

[6] Sz. Herczeg, J. Takács: Influence of scanning speed on the mechanical and structural properties of laser sintered prototypes, Periodica Polytechnica Transport Engineering, Budapest. 2004 32/1-2, pp.: 83-90, HU ISSN 0303-7800

[7] Takács J. (szerk.): Keszte R., Herczeg Sz., Korszerű technológiák a felületei tulajdonságok alakításában, Gyors prototípus készítés fejezete, Műszaki Könyvkiadó, Budapest, 2004, p.:346, ISBN 963 420 789 8

[8] Takács J., Herczeg Sz.: Gyors prototípus-készítés, Gép Műszaki Folyóirat LV. évf. 12. szám, 2004. december, pp.: 42-47, ISSN 0016-8572

[9] Metal 3D Printing Trends Explosive Growth of Metal Additive Manufacturing, by Philip Huerta Februari 1, 2016:

[10] Cancer Patient Receives Metal 3D printed Ribs in World First Surgery by CSIRO www.csiro.au/en/News/News-releases/2015/Cancer-patient-receives-3D-printed-ribs-in-world-first-surgery

[11] Australian surfer to get back in the water after 3D printed titanium implant saves leg Nov 28, 2016 | By Benedict

[12] <https://www.iwu.fraunhofer.de/content/dam/iwu/en/documents/Brochures/IWU-KB-Additive-Manufacturing.pdf>

[13] C. M. E. Avery et al.: „A finite element analysis of bone plates available for prophylactic internal fixation of the radial osteocutaneous donor site using the sheep tibia model”, Med. Eng. Phys., köt. 35, sz. 10, o. 1421–1430, okt. 2013.

[14] Borbás Lajos dr., Molnár János V, Nagy József dr., Wagner Ödön dr., Zsoldos László dr.: Új integrációs tartomány kialakítású kísérleti implantátumok beépülése a csontkörnyezetbe. Állatkísérletek, mikroszkópos és mechanikai vizsgálatok. Osteologiai Közlemények. Magyar Radiológusok Társasága Oszteologiai Szekciójának

Folyóirata. 2013 december, XXI. évfolyam, 3-4 szám. pp.: 72-77 ISSN 1217-0593

[15] Borbás L., Molnár J. Nagy J., Wagner Ö., Zsoldos L.: Új integrációs tartomány kialakítású kísérleti implantátumok beépülése a csontkörnyezetbe. Állatkísérletek, mikroszkópos és mechanikai vizsgálatok. Osteologiai Közlemények. Magyar Radiológusok Társasága Oszteologiai Szekciójának Folyóirata. 2013 december, XXI. évfolyam, 3-4 szám. pp.: 72...77; ISSN 1217-0593

[16] P. Bujtár et al.: „Internal or in-scan validation: a method to assess CBCT and MSCT gray scales using a human cadaver”, Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol., köt. 117, sz. 6, o. 768–779, jún. 2014.

[17] P. Bujtár, J. Simonovics, K. Váradi, G. K. B. Sándor, és C. M. E. Avery: „The biomechanical aspects of reconstruction for segmental defects of the mandible: A finite element study to assess the optimisation of plate and screw factors”, J. Cranio-Maxillofac. Surg., dec. 2013.

[18] T. Bodzay, G. Sztrinkai, T. Gál, J. Simonovics, és K. Váradi: „How bilateral iliolumbar fusion increases the stability of horizontal osteosynthesis in unstable pelvic ring injuries?”, Arch. Orthop. Trauma Surg., ápr. 2013.

[19] Tábi Tamás, Kovács Norbert Krisztián, Sajó István Endre, Czifágy Tibor, Hajba Sándor, Kovács József Gábor Comparison of thermal, mechanical and thermomechanical properties of poly(lactic acid) injection-molded into epoxy-based Rapid Prototyped (PolyJet) and conventional steel mold JOURNAL OF THERMAL ANALYSIS AND CALORIMETRY 123:(1) pp. 349-361. (2016)

[20] Ákos Oroszlány, Péter Nagy, József Gábor Kovács: Compressive Properties of Commercially Available PVC Foams Intended for Use as Mechanical Models for Human Cancellous Bone ACTA POLYTECHNICA HUNGARICA 12:(2) pp. 89-101. (2015)

[21] J G Kovacs, G Kortelyesi, N K Kovacs, A Suplicz: Evaluation of measured and calculated thermal parameters of a photopolymer INTERNATIONAL COMMUNICATIONS IN HEAT AND MASS TRANSFER 38: pp. 863-867. (2011)

[22] Kovács József Gábor, Nagy Péter, Oroszlány Ákos István, Pavlik Attila, Hidas Péter :Testing of prototype interference screw for ACL reconstruction in porcine femurs BIOMECHANICA HUNGARICA IV:(2) pp. 7-15. (2012)

[23] Á Oroszlány, J G Kovács: Gate type influence on thermal characteristics of injection molded biodegradable interference screws for ACL reconstruction INTERNATIONAL COMMUNICATIONS IN HEAT AND MASS TRANSFER 37: pp. 766-769. (2010)

[24] Á Oroszlány, P Nagy, J G Kovács: Injection molding of degradable interference screws into polymeric mold MATERIALS SCIENCE FORUM 659: pp. 73-77. (2010)

[25] Todd Halterman: 3D Bone Growth Software and Direct to Your Body Laser Sintered Parts Tweet October 16, 2013

[26] Vandenbroucke, B., Kruth J.-P.: Selective laser melting of biocompatible metals for rapid manufacturing of medical parts, Rapid Prototyping J., 13 (2007), pp. 196–203

[27] Yan, L. et al.: Improved mechanical properties of the new Ti-15Ta-xZr alloys fabricated by selective laser melting for biomedical application, Journal of Alloys and Compounds, 688 (2016) pp.: 156-162

[28] Sing, S.L., Yeong, W.Y., Wiria, F.E.: Selective laser melting of titanium alloy with 50 wt% tantalum: microstructure and mechanical properties, Journal of Alloys and Compounds, 660 (2016) 461e470.

[29] Morgan, N. B.: Medical shape memory alloy applications—the market and its products. Mater. Sci. Eng.: A 378 (2004), 16–23.

[30] Andani, M. T., Saedi, S., Turabi, A. S., Karamooz, M. R., Haberland, C., Karaca, H. E., Elahinia, M.: Mechanical and shape memory properties of porous Ni₅₀Ti_{49.9} alloys manufactured by selective laser melting, Journal of the mechanical behavior of biomedical materials 68 (2017) 224–231