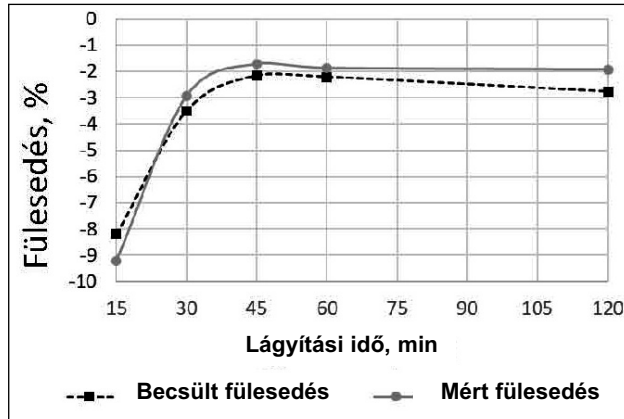


Szociális Alap társfinanszírozásával valósul meg.

Irodalom

- [1] Bárczy, P., & Fuchs, E. (1981). Metallográfia I. Budapest: Tankönyvkiadó
- [2] Callister, W. D. (2007). Material Science and Engineering, an Introduction. USA: John Wiley & Sons
- [3] Raabe, D. (2016). <http://www.dierk-raabe.com/>. Forrás: <http://www.dierk-raabe.com/>
- [4] Callister, W. D. (2007). Material Science and Engineering, an Introduction. USA: John Wiley & Sons
- [5] Kocks, U. F., Tomé, C. N., & Weng, H. R. (1998). Texture and anisotropy. UK: Cambridge University Press
- [6] Engler, O., & Randle, V. (2010). Int-



■ 9. ábra. Lágyított 3103 típusú alumíniumötvözet fülesedésének becslése a pólusábrák χ -metszetei alapján

roduction to texture analysis. CRC Press

- [7] Suwas, S., & Ray, K. R. (2014). Crystallographic Texture of Materials. London: Springer-Verlag
- [8] Domer, D., Zaefferer, S., Lahn, L., & Raabe, D. (2006). Overview of Mic-

rostructure and Microtexture Development in Grain-oriented Silicon Steel. Journal of Magnetism and Magnetic Materials, 183–186.

- [9] Krawitz, A. D. (2001). Introduction to Diffraction in Materials Science and Engineering. New York: John Wiley & Sons
- [10] Sepsí M, Hlavács A, Mertinger V, Benke M. (2018) Industrial application of a quick, non-destructive anisotropy characterisation method IOP Conf. Ser.: Mater. Sci. Eng. 426 012042
- [11] Benke, M., Hlavács, A., Piller, I., & Mertinger, V. (2019). Lemezek fülesedése és a {h00} pólusábrák közötti kapcsolat. BKL Kohászat, 152(2019/1), 36–39.

KERESZTES ZOLTÁN – SZABÓ PÉTER JÁNOS

DMLS technológiával gyártott 316L orvostech- ikai acél mágneses tulajdonságainak vizsgálata

A 316L acél egy olyan speciális korrózióálló acélfajta, amit gyakran alkalmaznak az orvostech-
nikában. Ennek oka az olyan tulajdonság, mint a biokompatibilitás, allergiamentesség, és ausztenites szerkezetéből fakadóan nem rendelkezik mágneses tulajdonságokkal. Ezen előnyös tulajdonságok egyike megváltozhat, amennyiben a manapság egyre jobban teret hódító DMLS (Direct Metal Laser Sintering, Direkt Fém Lézer Szinterelés) additív gyártástechnológiát választjuk. A por alapanyagot a munkaasztalra terítve lézer segítségével szintereljük. A folyamat végén egy egyedi, komplex geometriájú munkadarabot kapunk, amely hajlamos mágneses tulajdonságokat mutatni a por alapanyaggal szemben. Az orvostech-
nikában jóformán lehetetlen megfelelő számú és minőségű kritériumot állítani az alkalmazott fémekkel szemben, de a mágneses jelenségek fennállása az alapanyag azonnali kizárását vonja maga után. Jelen publikáció a DMLS technológia bemutatása mellett az említett berendezéssel gyártott próbatest mágneses tulajdonságait vizsgálja. Az összehasonlíthatóság miatt egy hagyományosan készített 316L munkadarabot is azonos kísérleti körülmények között vizsgáltunk meg. Az EOS M 100 piacvezető DMLS technológiát alkalmazó berendezésével 20 μm szemcseméretű 316L por alapanyagból készítettük a próbatesteket. A technológiai paraméterekhez a $\varnothing 100 \times 95$ mm hengeres munkatér, 71 W-os Yb-lézer, 821 mm/s szkennelési sebesség és 20 μm vastagságú rétegek tartoztak. A gyártás Ar-gáz környezetében történt. A mágneses mérésnél mindkét típusú próbatestet először le-
mágnesítettük. Ezután a mágneses indukció és a mágneses térerősség mérésével felvettük a hiszterézisgörbéket, majd folyékony nitrogénben történő próbatesthűtés után ismételtük a méréseket.

Bevezetés

Korrózióálló acélokat széles körben használnak az ipar számos területén. A ferrites és martenzites acélok ferromágnesesen viselkednek, míg az ausztenites acél paramágneses

anyag [1]. Munkánkban az utóbbi típusal, a 316L ausztenites, korrózió-
álló acéllal foglalkozunk. Felhasználását tekintve széles körben megtalálhatóak olyan területeken, mint az épületgépészet, autóipar, háztartási eszközök, hadiipar, orvostech-
nika [2].

Minden felhasználási terület magában foglalja a sajátos követelményeit, de az orvostech-
nika speciális eset, lényegében a biológia és a mérnöki tudományok összekapcsolása, ahol egy ősi álom elérése a cél. Ez a feladat pedig az, hogy bármilyen nem megfe-

előben működő szerv, szervrendszer teljes vagy részleges cseréje megvalósítható legyen, miután a páciens változatlan vagy akár teljesebb életet élhet. Nagy segítséget jelent az említett célkitűzés elérésében az additív gyártástechnológia bevonása és fejlesztése. Az orvoslásban a legnagyobb előnyt a testreszabhatóság jelenti. Ez mind a sebészeti eszközök, mind az egyéb sebészeti termékek, implantátumok esetében jelentős fejlődésnek tekinthető. A betegspecifikus implantátumok a műtési idő redukálásában és a gyógyulási időtartam drasztikus csökkentésében nagy szerepet játszanak [3]. Az additív gyártástechnológiával készített orvostechnikai eszközöknek vannak olyan tulajdonságai, amik a hagyományos termékekhez képest hátrányként kezelendők. Ilyen nem kívánatos tulajdonságmódosulás a mágneses paraméterek változása. Számos kutatás található a szakirodalomban, ahol beszámoltak olyan jelenségekről, miszerint DMLS technológiával való gyártás során a 316L alapanyagú próbatestek mágneses jelleget mutattak. Kutatásunk során EOS M 100 DMLS technológiát alkalmazó berendezésével gyártottunk 316L por alapanyagból próbatesteket, amelyeket gyártás után lemágneseztünk, majd mértük a mágneses térerősséget és a mágneses indukciót, melyekhez saját készítésű mérőberendezést és LabView programot használtunk. Fontos megemlíteni, hogy a vizsgálatok az alapanyagra és a gyártástechnológiára vonatkoznak, nem pedig DMLS technológiával gyártott implantátumokra. Az utóbbi esetben a szabványok kimondják, hogy az elkészült orvostechnikai eszközt mágneses térbe kell helyezni, ahol annak kimosztási szögét monitorozzák, amiből eldönthető, hogy alkalmazható-e az adott termék vagy sem. A publikáció első részében bemutattuk az alkalmazott technológiát is.

Szabó Péter János: okleveles villamosmérnök, a BME Anyagtudomány és Technológia Tanszékének tanszékvezető egyetemi tanára. 1995-ben PhD-fokozatot szerzett a nagy felbontású röntgen vonalprofil-analízis témaköréből, 2013-ban elnyerte az MTA doktora címet. Fő kutatási területe az anyagok elektronmikroszkópos vizsgálata, ezen belül a szemcsehatárok szerepének tisztázása egyes fémfizikai folyamatokban.

Keresztes Zoltán: okleveles gépészmérnök, a BME Anyagtudomány és Technológia Tanszékének tanársegédje és doktorandusza. Kutatási témája az additív gyártástechnológia, ezen belül a speciális fém alapanyagú technológiák, az orvostechológiában alkalmazott biokompatibilis ötvözetek és fémmátrixú kompozitok.

1. táblázat. Fém alapanyagú additív gyártástechnológiák csoportosítása

Porágyas rendszerek	Poradagoló rendszerek	Huzalrendszerek
A munkaasztalra szórt por alapanyag terítékből készíti el a munkadarabot	A por folyamatos adagolása mellett lézerrel szinterelnek	Huzal alapanyag folyamatos adagolásával történik a gyártás

Additív gyártástechnológia

Az additív gyártástechnológia lényegében az új megnevezése a gyorsprototípus-gyártásnak, amely megfelelőben fejezi ki a lezajló folyamatokat. Manapság egyre gyakrabban találkozhatunk a 3D nyomtatás kifejezéssel, amit sokan tévesnek ítélnék. Látható, hogy a technológia bonyolultsága már a megnevezésben is megmutatkozik, természetesen mindegyik mellett találhatunk támogató és elítélő véleményeket.

A folyamatos fejlesztéseknek köszönhetően mára számos additív gyártástechnológia-fajta létezik, a főbb különbségek a felhasznált alapanyagban, a rétegek lerakásában és a rétegek egymáshoz kötésében található [4]. Általánosságban mindegyikre igaz, hogy az első lépés egy számítógépes modell elkészítése. Ezt a modellt akár valamilyen tervezőprogram segítségével készíthetik, akár valamilyen szkennelési módszert is alkalmazhatnak. A szkennelés alapja *Francois Willème* francia festő és szobrász nevéhez kapcsolódik, aki úgy alkotta meg szobrainak modelljét, hogy arról 24 szögben fényképeket készített. Ennek a módszernek fotószobrászat a neve [5]. A 3D-s modelltől a választott additív gyártástechnológia rétegről rétegre felépíti a 3D-s végterméket. A rétegek szoftver segítségével 2D-s síkokra bontott alpmodellelemek, amelyeket megfelelő sorrendben egymásra rakva megkapjuk a virtuális 3D-s test valós, kézzelfogható mását [6]. Ez a technológia számos előnnyel rendelkezik más gyártástechnológiákhoz képest. Az egyes munkadarabok igény szerint

változtathatóak és személyre szabhatóak, nem szükséges speciális szerzőszámosság, minimális az anyagvesztés és rendkívül bonyolult, komplex geometriák is egyszerűen gyárthatóak heterogén anyagválasztékkal [7].

Gyártástechnológiák szerinti csoportosításuk – csakúgy, mint a fajták – számos szempont alapján történhet. Jelen publikáció a fémekre összpontosít, így a fém alapanyagokat használó technológiákkal foglalkozik.

Az 1. táblázatban bemutatott csoportok mindegyikéhez több kisebb alcsoport is tartozik, ahogy az általunk használt DMLS is egy porágyas rendszerű additív gyártástechnológia, ahol 3D-modell alapján tudunk funkcionális alkatrészeket felépíteni gyors és egyszerű módon, szerszámok nélkül. A felépítés során rétegről rétegre terített porszemcséket olvasztanak össze egy koncentrált, nagy energiájú pásztázó lézernyaláb felhasználásával. Minden egyes rétegnél csak azon a területen történik a fémpor összeolvasztása, ahol a modell adott magasságában lévő szelete azt megkívánja [8]. A berendezés általános működése a következő (1. ábra):

1. A porterítő minden nyomtatási ciklus elején egy körülbelül 0,02-0,04 mm vastag porrétetet terít le egyenletesen az építési területen, amelyet ezután egy nagy energiájú lézer az előre meghatározott területeken lokálisan megolvaszt.

2. A következő lépésben a porterítő alaphelyzetbe áll, az alapanyagtaroló tartály megemelkedik pontosan egy rétegvastagságnnyit, míg az építési asztal egy rétegvastagsátnnyit le-süllyed. Ezután a porterítő egyenletesen szétteríti a következő réteget.

3. A szinterelő lézer az újonnan szétterített réteget a geometriai modellnek megfelelő helyeken meg- illetve ráolvasztja, és ez így megy tovább rétegről rétegre.

4. Ahogy a munkadarab rétegről rétegre épül, úgy süllyed egyre mélyebbre a munkaasztal síkja és emel-

kedik egyre magasabbra az alapanyagtároló.

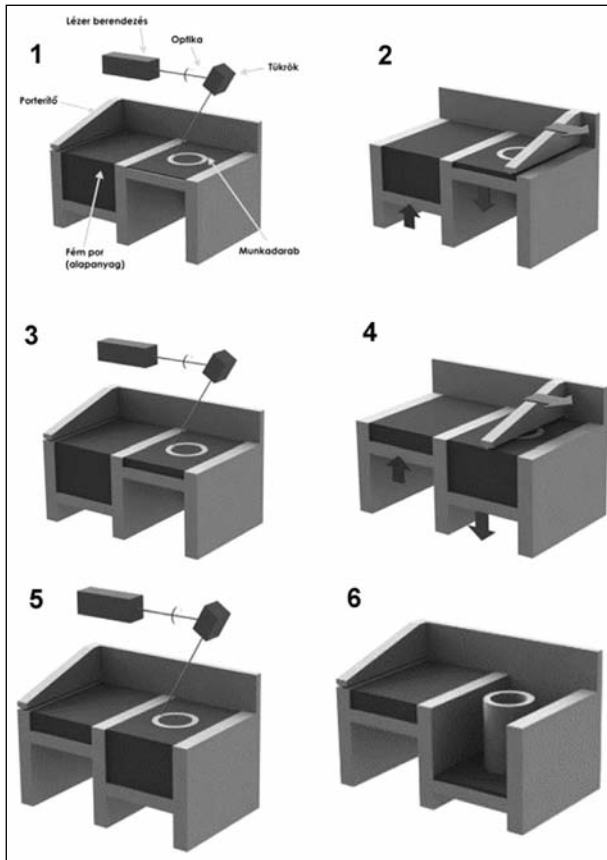
5. Amikor az utolsó réteg is elkészül, az építési folyamat a végéhez ér. Ezután egy szitán keresztül a meg nem olvasztott por visszajut a tartályba.

6. A munkadarab támaszanyaggal kapcsolódik a munkaasztalhoz, aminek szerepe a könnyebb eltávolíthatóság és a munkadarab szinterelés közbeni vetemedésének szabályozása.

A DMLS technológia megjelenése egyre gyakoribb mind a gyártásban, mind a kutatási és fejlesztési területeken. Modern kori megfontolás alapján az a célja, hogy szoftveresen megtervezett komplex geometriájú, egyedi, akár heterogén anyagösszetételű gyártmányokat hozzunk létre, más technológiák kizárásával. Ez a cél ugyan távoli, de az említett rohamos fejlődésnek köszönhetően nem lehetetlen.

Az olyan technológiák, mint a hőkezelés, utómunkálás, felületi kezelések szerves részét képezik a DMLS folyamatnak.

Az alapanyagok tekintetében szintén sok választási lehetőség adott. A teljesség igénye nélkül a kereskedelmi forgalomban kapható különböző korrózióálló acél, szerszámacél, alumínium – és titán porkeverék, melyekről a gyártó által közölt rövid összefoglalást a 2. táblázat tartalmaz.



■ 1. ábra. A DMLS technológia általános működésének lépései sematikussábrákkal

Anyag és technológia

A vizsgálatainkhoz az orvostechikában is gyakran használt 316L korrózióálló acélt alkalmaztunk por alapú formában (egyéb felhasználási területek többek között a repülőgépipar, autóipar, mechanikai alkatrészek). Az orvostechikában biokompatibilis tulajdonsága – azaz az anyag azon képessége, hogy adott alkalmazás esetén megfelelő reakciókat váltson ki

a fogadó szövetekből – teszi jól használhatóvá. Az említett definíció természetesen önmagában nem elegendő, hiszen a termék gyártásánál, beültetésénél és üzemelésénél is kiemelt figyelmet kell szánni a biokompatibilitásra. Kémiai összetételét a 3. táblázat, főbb fizikai és mechanikai tulajdonságait pedig a 4. táblázat foglalja össze.

A biokompatibilis anyagoknak rendkívül sok kritériumnak kell megfelelni, és ez így van az általunk vizsgált 316L korrózióálló acéllal is. Az egyik ilyen feltétel a ferromágneses tulajdonságok hiánya. Amennyiben az adott biokompatibilis anyagból készített implantátum, protézis ferromágneses tulajdonságokkal rendelkezik, az lokálisan, vagy a szervezettel kialakított kapcsolódási helytől távolabb akár végzetes is lehet. Erre egy példa a mágnesesrezonancia-vizsgálat, ahol a ferromágneses

tulajdonságú anyagok jelenlétét tiltják. Vizsgálatainkhoz alkalmazott 316L acél paramágneses, azonban additív gyártástechnológiát használva jelentős változásokon megy keresztül. Az általunk használt EOS M 100 berendezés (2. ábra) DMLS technológiát alkalmaz, azaz lézer segítségével szintereli a por alapanyagot. A szemcsék mérete 20 µm, melyet a porterítő a Ø 100 × 95 mm hengeres munkatérbe szór szét. A szinterelést 71 W-

2. táblázat. Leggyakrabban alkalmazott alapanyagok DMLS technológiánál

Anyag megnevezés	Anyagtípus	Felhasználási terület
DirectMetal 20	Bronzalapú keverék	Fröccsöntő szerszám, funkcionális prototípus
EOS MaragingSteel MS1	18 Mar 300 / 1.2709	Fröccsöntő szerszám, műszaki alkatrészek
EOS StainlessSteel GP1	Korrózióálló acél 17-4 / 1.4542	Funkcionális prototípusok, műszaki és orvostechikaili alkatrészek
EOS StainlessSteel PH1	Keményíthető korrózióálló acélok	Funkcionális prototípusok, műszaki és orvostechikaili alkatrészek
EOS CobaltChrome MP1	CoCrMo szuperötvözetek	Funkcionális prototípusok, műszaki és orvostechikaili alkatrészek, fogászat
EOS CobaltChrome SP1,2	CoCrMo szuperötvözetek	Fogászat
EOS Titanium Ti64	Ti6Al4V	Funkcionális prototípusok, repülőgép- és autóipar, orvostechika
EOS Titanium TiCp	Ti	Funkcionális prototípusok, orvostechika

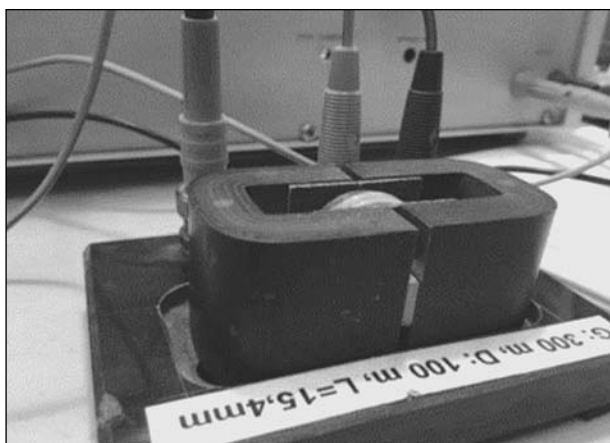
3. táblázat. 316L korrózióálló acél kémiai összetétele EOS adatlap által (wt%)

Kémiai elem	Cr	Ni	Mo	C	Mn	P	S	Si	Ni	Fe
(%)	16–18	10–14	2–3	0,03	2	0,045	0,03	0,75	0,1	Maradék

os Yb-lézer végezte, 821 mm/s szkennelési sebességgel. Az egymást követő rétegek vastagsága 20 µm volt. A lézer maximális teljesítménye 200 W, a szkennelési sebesség maximuma 8 m/s lehet. Gyártást követően azonos méretű hasáb alakú próbatesteket munkáltunk ki az additívan és a hagyományosan gyártott anyagokból.

Vizsgálati módszerek

A vizsgálathoz a 3. ábrán látható mérési összeállítást használtuk. A rendszer közepén található tekercsgyűrűn keresztül helyezzük el a munkadarabot, és mérjük egyrészt a gerjesztőáramot, másrészt a kimeneti tekercsen indukált feszültséget. Ez a kimenő feszültség elsősorban a munkadarab mágnesességétől függ, hiszen gerjesztés hatására indukálódó mágneses erővonalak ezen keresztül haladnak. A két oldalról rátolt, a munkadarabhoz képest nagyságrendekkel nagyobb – ideális esetben végtelen kiterjedésű – keresztmetszetű acélpátkó a megfelelően nagy keresztmetszet-különbséget garantálja, ami a valós és felhasználható mérési eredményeket biztosítja a mérendő munkadarabon. Az ábrán látható jelölések sorban G: gerjesztő tekercs menetszáma, D: detektor tekercs



3. ábra. A mérési összeállítás (G: 300 menet, D: 100 menet, L = 15,4 mm)

4. táblázat. 316L korrózióálló acél mechanikai tulajdonságai EOS adatlap által, ahol H a horizontális, V a vertikális irányú jelöli

Tulajdonság	Érték	
	H	V
Szakítószilárdság, R _m (MPa)	640 ± 50	540 ± 55
Folyáshatár, R _{p0,2} (MPa)	530 ± 60	470 ± 90
Young-modulusz, E (GPa)	185	480
Szakadási nyúlás, A (%)	40 ± 15	50 ± 20
Keményiség, HRB	89	



2. ábra. Az EOS M 100 berendezés

menetszáma, L: a mért minta hossza.

A mérések megkezdése előtt a munkadarabokat 1 Hz-es, csökkenő amplitúdójú szinuszos gerjesztéssel lemágneseztük (4. ábra). A lemágnesezést és a mérést LabVIEW program

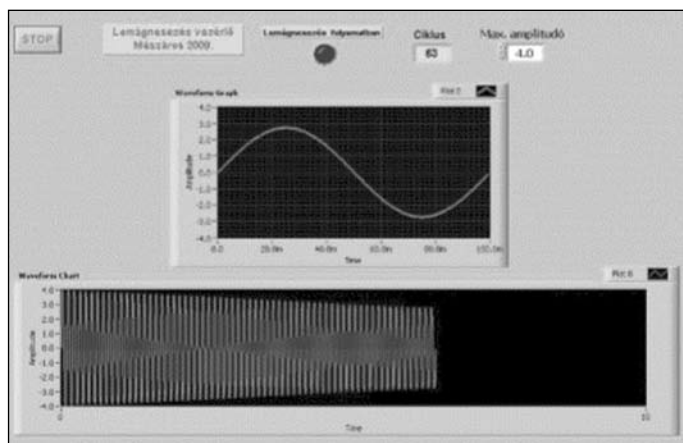
vezérelte és rögzítette az eredményeket. A mérés 400 adatpontból álló hiszterézisgörbét tartalmaz 100 ciklusban, miközben a gerjesztő áram 4 A volt.

Eredmények

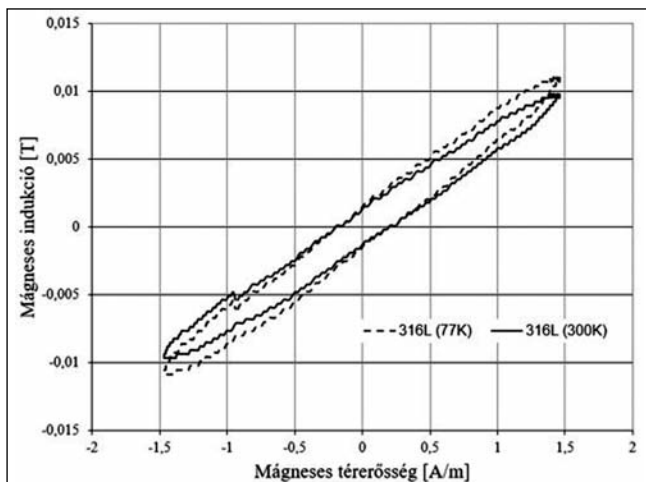
A munkadarabokat két hőmérsékleten vizsgáltuk. Az elsőt szobahőmérsékleten, míg a másodikat folyékony nitrogénbe mártottuk és lehűtöttük – 196 °C-ra. Hirtelen hűtés hatására α-martenzit alakulhat ki, amely térben középpontos köbös rácsszerkezetű és ferromágneses tulajdonságokat mutat. A mérések a mágneses tér erősségét és a mágneses indukciót mutatják.

Az 5. ábrán jól látszik, hogy a hűtésnek ki nem tett munkadarab esetében kisebb a maximális mágneses indukció értéke, habár a különbség nem jelentős, és abszolút értékben mindkét esetben rendkívül alacsony. A grafikon lépcsős szerkezete a kis értékeknek köszönhető, hiszen a mérési összeállításunk pontossága 0,001 T, amin a két mérés átlaga (0,0005 T „pontosság”) sem finomított eleget. A 6. ábra a hagyományosan gyártott próbatest mágneses indukcióját és mágneses térerősségét mutatja.

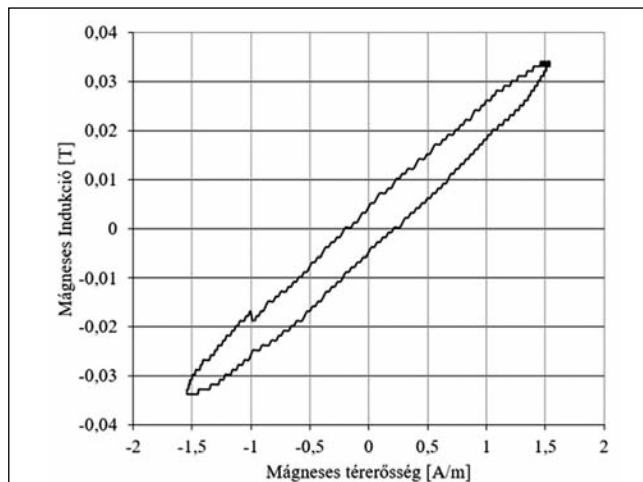
Az 5. táblázat a maximális értéket, a koercitív térerősséget (H_C) és a remanens indukciót (B_r) szemlélteti a két különböző anyag hiszterézisgörbéjéből leolvasva.



4. ábra. A lemágnesezés folyamata LabVIEW program alkalmazásával



■ 5. ábra. Additívan gyártott 316L acélok hiszterézisgörbéi szobahőmérsékleten (27 °C) és hűtött állapotban (– 196 °C)



■ 6. ábra. Hagyományosan gyártott próbatest hiszterézisgörbéje

Konklúzió

A hiszterézisgörbékből két fontos megállapítás következik. Az első, hogy mindegyik paraméter rendkívül kicsi mindkét technológiával készült próbatestnél. A másik, hogy a görbék nagyon hasonló alakúak. Az additív gyártástechnológiával készült próbatestek mind hűtést követően, mind szobahőmérsékleten közel azonos mágneses indukciót és mágneses térerősséget mutattak. Az értékek közel állnak egymáshoz és a zérushoz is. Ahhoz, hogy egyértelműen orvostechikai szempontból használhatónak nyilvánítsuk az anyagot, a vonatkozó szabványokat kell figyelembe venni. Több szabvány is foglalkozik a témakörrel, ahol egyértelmű határérték nincs megszabva egyik mért értékhez sem. Az ASTM F2052, ASTM F2213, ASTM F2503 és az ISO/TS 10974:2018 szabványok általánosan MR-vizsgálatoknál (mágneses rezonancia) tartják veszélyesnek az anyag mágneses tulajdonságait. Anyag szempontjából mérettől, geometriától és a felhasználás helyétől teszik függővé az alkalmazhatóságot. A szabványok általánosan megfogalmazzák, hogy az MR-berendezést 1,5 T mágneses indukció jellemzi, míg az általunk mért értékek ezt meg sem közelítik. 3D nyomtatott esetben 0,8%, míg a hagyományosan gyártott próbatestnél 2,27% a maximális mágneses térerősség az 1,5 T-hoz viszonyítva.

5. táblázat. 3D nyomtatott és hagyományosan gyártott próbatestek hiszterézisgörbéiről leolvasott jellegzetes értékek és a szórások

3D nyomtatott 316L (77K)	Tulajdonság	Hagyományosan gyártott 316L
0,012	Max. mágneses indukció (B_{max}) [T]	0,034
$1,49 \times 10^4$	Max. mágneses térerősség (H_{max}) [A/m]	$1,51 \times 10^4$
$0,33 \times 10^4$	Koercitív térerősség (H_c) [A/m]	$0,19 \times 10^4$
0,0039	Remanens indukció (B_r) [T]	0,0042
0,008	Mágneses indukció szórása (B)	0,02
0,99	Mágneses térerősség szórása (H)	1,089

Továbbá fontos megemlíteni, hogy az orvostechikai gyakorlatban kész termékek mágneses vizsgálata történik. Ennek lényege, hogy az implantátumot 1,5 T mágneses térbe helyezik adott pozícióval, és megvizsgálják, hogy ebből a kezdeti állapotából mekkora szögben tér ki. Jelen publikáció az alapanyag mágneses tulajdonságait vizsgálja, egyedi mérési berendezéssel. Jövőbeli tervként fogalmazódik meg egy azonos geometriájú próbatest – mint amivel jelen méréseket végeztük – 1,5 T mágneses térbe helyezése és alappozíciójából való kitérésének mérése. Az így kapott eredmények már összevethetőek lesznek a gyakorlati vizsgálati módszer eredményeivel. További cél, hogy additívan 316L por alapanyagból gyártott implantátumot is alkalmazzunk mint próbatestet.

Köszönetnyilvánítás

A projekt a Nemzeti Kutatási és Innovációs Hivatal támogatásával az NKFIH Alapból valósul meg, a projekt címe: „Egyénre szabott orvos-biológiai

implantátumok és segedeszközök új generációs gyártási folyamatának kidolgozása additív technológiákra”; a pályázat azonosító száma: NVKP_16-1-2016-0022. A szerzők köszönik a támogatást.

Irodalom

- [1] Introduction to Stainless Steels, Chapter 1, Alloy Digest Sourcebook, 2000
- [2] J. J. H. Lim, I. R. C. Malheiros, G. Bertali, C. J. Long, P. D. Freyer, M. G. Burke: Comparison of Additive Manufactured and Conventional 316L Stainless Steels, Microscopy and Microanalysis, 2015
- [3] H. N. Chia, B. M. Wu: Recent advances in 3D printing of biomaterials, Journal of Biological Engineering, 2015
- [4] I. Gibson, D. Rosen, B. Stucker: Additive Manufacturing Technologies, Springer, 498, 2014
- [5] R. A. Szobieszek: Sculpture as the Sum of Its profiles: Francois Willème and Photosculpture in France, The Art Bullerin, 617–630, 1980
- [6] S. Bose, D. Ke, H. Sahasradubhe, A. Bandyopadhyay: Additive manufacturing of biomaterials, Progress in Materials Science, 2017
- [7] D. Rejeski, F. Zhao, Y. Huang: Research need and recommendations on environmental implications of additive manufacturing, Additive Manufacturing, 21–28, 2018
- [8] T. Duda, L. V. Raghavan: 3D Metal Printing Technology, IFAC- Papers' OnLine, 103–110, 2016 [6]