

CSONT ANYAGTULAJDONSÁGAINAK MEGFELELŐ ANYAGMODELLEK ELŐÁLLÍTÁSA ADDITÍV GYÁRTÁSTECHNOLÓGIÁKKAL

Ficzere Péter¹, Borbás Lajos¹, Falk György²

¹ Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Közlekedésmérnöki és Járműmérnöki Kar, Járműelemek és Jármű-szerkezetanalízis Tanszék

² VARINEX Informatikai Zrt.

ficzerep@gmail.com

DOI: 10.17489/2018/2/11

Absztrakt

Az additív technológiák ugrásszerű fejlődése a felhasználási területek bővülését is eredményezte. Egyre gyakoribb, hogy a bonyolult geometriával rendelkező orvosi implantátumokat valamely felépítő gyártástechnológiával állítjuk elő. Fontos azonban vizsgálni, hogy az így előállított implantátum hogyan viselkedik terhelés hatására, megfelelő teherbírással rendelkezik-e, illetve milyen mértékben képes együttműködni a környezetével.¹ Ehhez ismerni kell az eredeti csont terhelés hatására kialakuló viselkedését. A viselkedés jellegét döntően befolyásolják az adott csont, csonttípus anyagjellemzői, melyek többnyire valamilyen mértékű anizotropiával rendelkeznek, valamint a csontra ható várható igénybevételek. Az implantátumok fejlesztésének egyik fő célja, hogy azok a várható igénybevételek hatására, hasonló jelleggel és mértékkel deformálódjanak, mint az eredeti csont.^{2,3} Ezt a megfelelő topológia kialakításával, valamint a gyártás során használt anyagok helyes megválasztásával lehet elérni. További lehetőség, hogy a gyártástechnológiai paraméterek segítségével befolyásolhatjuk az anyagjellemzőket, pl. az orientációs hatás felhasználásával közelíthetjük a csont anyagjellemzőit. Jelen tanulmányban egy femur fiziológiás terhelés és oldalirányú esés hatására vonatkozó terhelhetőségi viszonyait vizsgáljuk. Ezt vetjük össze egy FDM technológiájú 3D nyomtató által, különböző gyártási paraméterekkel elérhető anyagjellemzőkkel.

Kulcsszavak: csont anyagtulajdonságai, additive manufacturing, FDM, csont terhelése

Realization of material laws in accordance with the bone's material properties carried out by additive manufacturing technologies

Abstract

The rapid development of the additive manufacturing procedures resulted in the enlargement of the application fields of the technologies. It is more and more frequent that human implants with complicated geometry are produced by additive technologies. It is highly important to evaluate the behavior of the implants under external load, and to determine the load bearing capacity. Another important feature is the behavior of the implant in the living human environment. To reveal all the features mentioned above we have to know the behavior of the bone under real loading conditions. The behavior is influenced by the material properties of the bone, which generally can be described by anisotropy, and the expected loading conditions. One of the expected goals of the human implant's development is the similar deformation behavior under loading conditions as in the case of the original bone. It can be carried out by a proper topology and with proper material selection. Another possibility to modify the material properties is the proper selection of the production parameters (to realize load direction oriented structure). In this paper the load bearing capacity of a femur in standing position and in fallen down position was investigated. The results have been compared with the material properties realized by 3D printed material property parameters of FDM technology.

Keywords: bone's material properties, additive manufacturing, FDM, bone' loads

1. Bevezetés

Az additív gyártástechnológiák az utóbbi két évtizedben jelentős fejlődésen mentek keresztül, miután egyre több helyen vált általánossá és elfogadottá ez az eljárás. A különböző területeken történő alkalmazások újabb kihívások elé állítják a fejlesztőket. Korábban csak prototípusként, marketing eszközként, de mára már egyedi, kis szériás- és szerszámgyártás során is elfogadottan alkalmazzák. Ilyen esetekben már nem elegendő csupán az alakhűség és a kinézet, elvárás a megfelelő pontosság és teherviselő képesség is. A megfelelő terhelhetőség érdekében újabb és újabb alapanyagok kerültek kifejlesztésre. Fontos tudni, hogy az alapanyagok anyagjellemzői a gyártás során megváltozhatnak. Ezek a változások sok paramétertől függhetnek pl. az eljárás típusa, a gyártási paraméterek (sebesség, rétegvastagság, hőmérséklet, stb.) jelentősen befolyásolhatják a végeredményként kapott darab anyagminőségét. Miután a legtöbb eljárás irányfüggő anyagtulajdonságokat eredményez,^{4,5} így ugyanazon alkatrész különböző helyzetekben nyomtatva különböző terhelhetőséggel fog rendelkezni. Különös elővigyázatra van szükség ilyen eljárásokkal gyártott alkatrészek méretezése esetén.⁶ Új anyagok alkalmazásánál az anyagmodellt és az anyagjellemzőket meg kell határozni és a kapott eredményeket validálni kell.^{7,8} További nehézséget jelenthet a méretezés során, hogy - bizonyos technológiák esetén - a gyártás során, annak következtében maradó feszültségek jönnek létre az alkatrészben.^{9,10}

A 3D nyomtatott alkatrészek felhasználási területei közül kiemelhetjük az orvosi alkalmazások jelentőségét. Ilyen esetekben egyedi konstrukcióról beszélünk. Az orvosi implantátumok egy részénél a terhelhetőség is fontos. Ma már a megfelelő geometriai kialakítás és a teherviselő képesség mellett az implantátumoktól elvárjuk, hogy annak felülete megfelelő legyen, abba a csontszövet képes legyen benő-

ni, az implantátum ne okozza a kapcsolódó csontok túlzott kopását, tönkremenetelét. Sőt bizonyos esetekben, pl. szimmetrikusan elhelyezkedő párosával létező csontok esetében pl. femur, tibia, egy igen fontos szempont, hogy adott terhelés hatására az implantátum deformációja megegyezzen az eredeti csont deformációjával jellegét és mértékét tekintve is. Ennek hiányában az implantátum beépítése után a járás aszimmetrikussá válik, ami a további csontokra, ízületekre jelentős többlet terhelést eredményez. Ezek a problémák elkerülhetők, miután lehetőség van adott terhelési esetekre optimalizálni a geometriát az anyagjellemzők és a beépítési környezet ismeretében.¹¹ Általában egy topológia optimális eredménye a hagyományos gyártástechnológiai eljárásokkal nem, vagy csak nagyon nehezen és drágán gyártható, míg 3D nyomtatással tetszőleges geometria előállítható.

2. Módszerek

Jelen cikkben egy femur terheléses vizsgálatához használható anyagmodellt keresünk. Egy ilyen anyagmodell fejlesztéséhez első lépésként ismerni kell magának a célnak, a femurnak az anyagjellemzőit. Mivel a szakirodalomban igen eltérő adatok találhatóak ezért érdemes inkább egy másik megközelítést választani. Célként tehát ismerni kell azt, hogy adott terhelés hatására hogyan deformálódik az eredeti csont. Ezt terheléses vizsgálatokkal tudjuk meghatározni. Természetesen nem vehető figyelembe az összes lehetséges terhelési eset ezért fontos megismerni a vizsgált csont ún. beépítési környezetét (mi mihez és hogyan kapcsolódik) és a várható igénybevételeit, azaz a kényszereket és terheléseket.¹² Természetesen nem lehet minden egyes terhelési esetet megvizsgálni, így a napi rutinszerű mozgások során fellépő fiziológias terheléseket, valamint a töréshez vezető leggyakoribb eseteket, az oldalirányú esések során fellépő igénybevételeket elemezzük. Az utóbbi időben a csontokon végzett terheléses

nyúlásmérések segítenek megérteni a csontok alak-funkció kapcsolatát.¹³ Az utóbbi évek tanulmányai rámutattak, hogy jelentős különbségek mutathatók ki az egyes csontrészek, szövetek különálló anyagjellemzőinek mérése és az egész csont szintű mérések között,¹⁴ így jelen tanulmányban az egész csont szintű eredményekre támaszkodunk. Megjegyzendő, hogy a csontok igénybevétele a napi rutin szerint inkább tekinthető ciklikusnak,¹⁵ de mivel jelenleg az anyagfáradási jellemzők nem állnak rendelkezésre, így annak vizsgálatától most eltekintünk. Vizsgáljuk tehát a napi rutinnak megfelelő fiziológiás terhelések, valamint az oldalirányú esések hatására létrejövő deformációk mértékét.

Célunk az így felvett erő-elmozdulás diagramnak megfelelő anyagmodellel rendelkező anyag fejlesztése. Az additív gyártástechnológiák segítségével képesek vagyunk (pl. CT felvételek segítségével) egyedi, személyre szabott csontpótlások elkészítésére, tetszőleges geometria esetén.¹² A 3D nyomtatással előállított modellek többnyire irányfüggő anyagjellemzőkkel rendelkeznek.^{4,5} A gyártástechnológiai paraméterek megfelelő módosításával pedig célirányosan befolyásolhatjuk az anyagjellemzőket, azaz a gyártástechnológiával ráhatunk az anyagjellemzőkre pl. az orientáció hatásával módosíthatjuk, hogy a csont anyagjellemzőihez közelítsünk.

3. Eredmények

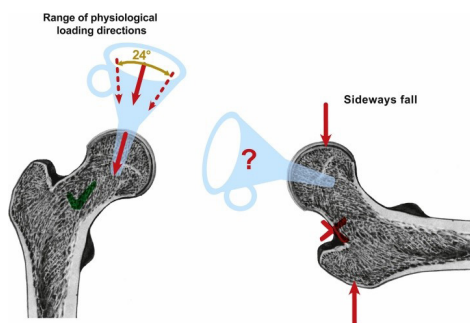
A vizsgálati eredményeket több szempontból értékelhetjük. Két fő terhelési esetet vizsgálunk a combcsont esetében. Ezek a fiziológiás, valamint az oldalirányú esés következtében fellépő terhelések hatására létrejövő deformációk.

Anyagok szempontjából pedig összevetjük a különböző (fekvő, álló, szál) pozícióban gyártott próbatestek viselkedését terhelés hatására.

3.1. Combcsont terhelései

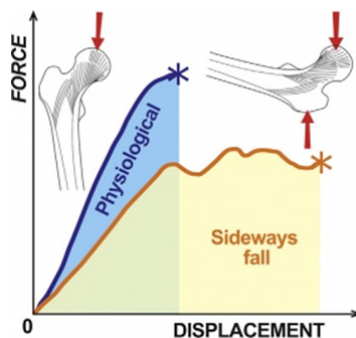
3.1.1. Fiziológiás terhelés

Elsőként a csípőről átadódó napi rutinszerű, fiziológiás terhelés hatására létrejövő nyúlások jellegét vizsgáljuk. Ebben az esetben a terhelés viszonylag jól definiált módon meghatározható. Egy kb. 24° kúpszögű tartományon belül lép fel a terhelés,¹⁵ melynek mértéke a testtömegtől és tevékenységtől is függ ($F=2,5$ BW egyszerű, sima sétáló lépés esetén, míg $F=8,7$ BW botladozó járás esetén).¹⁶



1. ábra. Femur vizsgált terhelési esetei¹⁷

A fiziológiás terhelések tartománya látható az 1. ábra bal oldalán. Ilyen igénybevételek hatására a combcsont gyakorlatilag majdnem tökéletesen elasztikus módon viselkedik egészen a katasztrofális törés kezdetéig.¹⁸ Ez a rugalmas jelleg látható a 2. ábrán, ahol a terhelő erő hatására történő elmozdulásokat láthatjuk.



2. ábra. Femur erő-elmozdulás diagramja különböző terhelések hatására¹⁷

3.1.2. Oldalirányú esés okozta terhelés

Az oldalirányú esés ritka esemény, viszont az általa okozott igénybevétel katasztrófális töréshez vezet. Ennél a terhelési esetenél az erők iránya eltér a fiziológias terhelés irányaitól (1. ábra), továbbá az erők mértéke, hatásának időtartama, ciklikussága terén is jelentős eltérések tapasztalhatók. A csontok anyagjellemzőinek orthotropitása függ azok terhelésének – és ezáltal növekedésének irányától is. Emiatt a combcsont terhelhetősége is kisebb olyan terhelési irányokban, amelyekben nincs rendszeres igénybevétel. A combnyaktöréshez vezető esések során fellépő terhelésekről pontos adatok nem állnak rendelkezésre, hiszen ezek véletlenszerűen, váratlanul bekövetkező események. Így az 1. ábra jobb oldalán látható igénybevétel csak feltételezés. Az esés pontos kimenetelétől függ az összes igénybevétel (nyomás, hajlítás, csavarás). Ezek az igénybevételek együttesen eredményezik a nyúlásokat. Egy oldalirányú esés esetén a combcsont töréséhez szükséges erő kisebb, mint a fiziológias terhelések során fellépő maximális terhelések. Viszont ilyen igénybevétel esetén a combnyaknál több, mint kétszer nagyobb nyúlások lépnek fel (2. ábra). Tehát az ilyen jellegű törések nem egyszerű katasztrófális események, ennek létrejötte energia és idő igényes.

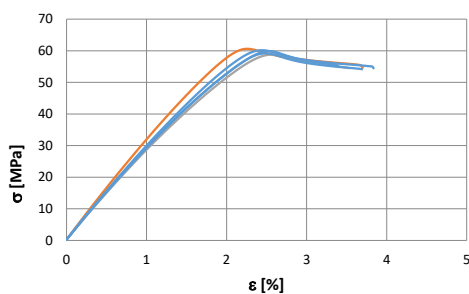
3.2. Anyagjellemzők vizsgálata

Az additív gyártástechnológiák közül ezúttal az FDM (Fused Deposition Modelling) eljárással, PLA alapanyagból előállítható anyagjellemzőket vizsgáljuk. Korábbi vizsgálatok alapján feltételezhető volt, hogy a gyártási elrendezés hatással van az anyagjellemzőkre.^{4,5} Ezek alapján gyártottunk fekvő, illetve függőleges helyzetben álló szabványos szakítópróbatesteket. Vizsgáltuk ezek terhelés hatására fellépő nyúlásait, valamint a szál alapanyag jellemzőit is. A szakítóvizsgálatokat szabványos rövid próbatesteken végeztük,

5 mm/perc sebességgel. A mérés során rögzítettük a keresztfej elmozdulásokat, valamint az ahhoz tartozó erőszükségletet.

3.2.1. Fekvő próbatest

A fekvő pozícióban gyártott próbatestek szakítódigramjai láthatók a 3. ábrán.

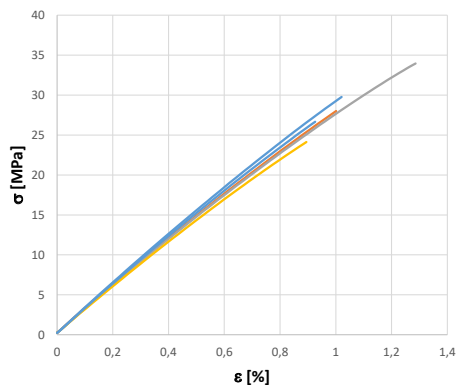


3. ábra. Fekvő helyzetben gyártott próbatestek szakítódigramjai

A 3. ábrán látható, hogy a szakítószilárdság 60 MPa körüli értékre adódik, míg a szakadási nyúlás 3-4% közé tehető.

3.2.2. Álló próbatest

A függőlegesen, álló helyzetben gyártott próbatestek esetén kisebb terhelhetőséget vártunk. A szakítóvizsgálat eredményei a 4. ábrán láthatók.

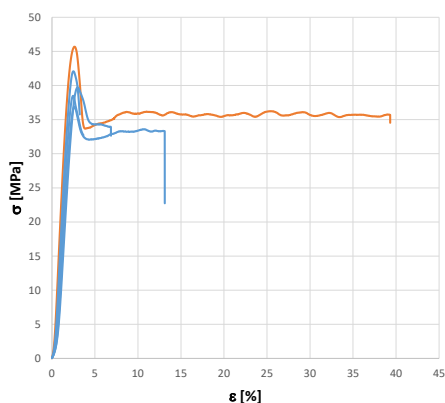


4. ábra. Álló helyzetben gyártott próbatestek szakítódigramjai

Az álló helyzetben gyártott próbatestek szakítódigramjairól leolvasható, hogy a szakítószilárdság ilyen elrendezésben nagyságrendileg a fele (kb. 25-30 MPa) a fekvő elrendezésű próbatestekhez képest. A szakadási nyúlás pedig 1% körül adódik. Fontos megjegyezni, hogy fekvő elrendezés esetén a lineáris szakasz (mérnöki tartomány) szintén kb. 1,5% nyúlás értékű.

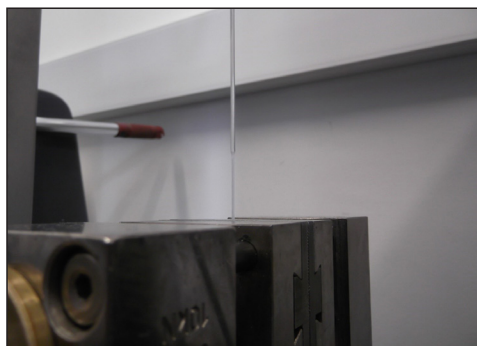
3.2.3. Szál szakítóvizsgálata

Végül megvizsgáltuk az FDM (huzallerakásos) 3D nyomtatási eljárás alapanyagául szolgáló extrudált szál (filament) jellemzőit is. A vizsgálat eredményeit az 5. ábra mutatja.



5. ábra. Szál (filament) próbatestek szakítódigramjai

A vizsgálat során megállapítható, hogy a kezdeti, beállási szakasztól eltekintve is kisebb meredekséggel emelkedik a görbe a lineáris tartományon, mint a kinyomtatott próbatestek esetében. Ez kisebb merevségre, rugalmassági modulusra utal. A görbén megfigyelhető továbbá, hogy a szál a maximális feszültségérték után a csökkenő terhelés hatására is nyúlik, mégsem szakad el. Ennek oka az ún. nyakképződés, ami azt jelenti, hogy a szálon egy nyak képződik és ez a nyak (csökkent keresztmetszet) „mászik egyre feljebb”. Ennek morfológiai magyarázata a molekulaláncok orientációs

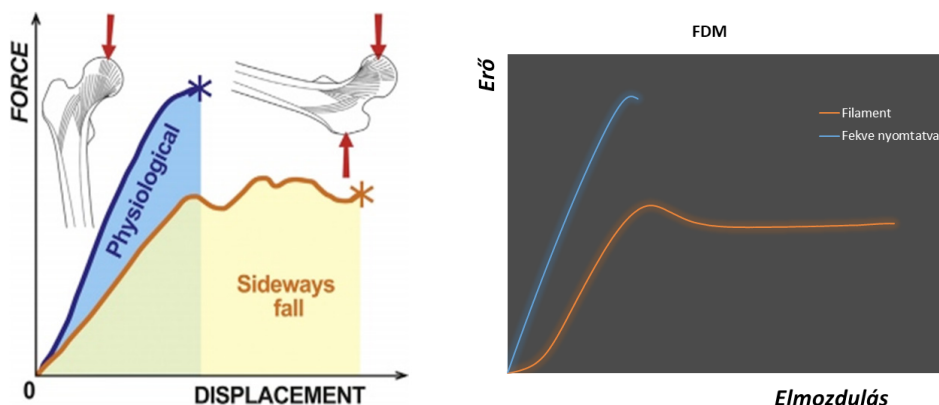


6. ábra. Szál (filament) próbatest nyakképződése a mérés során

képessége. Ilyen nyakképződést mutat a 6. ábra. Ez a nyakképződés és annak terjedése rendkívüli módon megnyújtotta a mérés időtartamát. Ennek köszönhetően továbbá az extrém magas nyúlásértékek is. Fontos megjegyezni, hogy a jelentősen megnövekedett időigény miatt nem vártuk meg a szakadást, így a valódi szakadási nyúlások mértéke az ábrán látott értékeknél jóval nagyobbak lehetnek (nincsenek szakadási nyúlás értékek a diagramon).

4. Megbeszélés

Az eredményeket elemezve könnyen belátható, hogy csontok esetében az erő-elmozdulás diagramon a különböző irányú terhelések különböző görbéket eredményeznek (2. ábra). Ezen görbék meredekségének kellene megfelelnünk az implantátum fejlesztések során. A különböző irányban gyártott próbatestek, valamint a szál (filament) szakítódigramjait elemezve azt láthatjuk, hogy a gyártástechnológiai paraméterek változtatásával jelentős mértékben változtathatjuk az anyagjellemzőket. Az egyes szakítódigramok és a gyártási paraméterek közötti összefüggések segítségével meghatározhatók azon paraméterek, amelyek szükségesek a megfelelő görbék eléréséhez. A 7. ábrán egymás mellett láthatók a csontok különböző irányú terhelésre adott válaszfüggvényei, valamint a gyártási orientáció változtatásával elérhető görbék.



7. ábra. Csont és PLA anyag szakítódiagramjai különböző terhelések és gyártási paraméterek esetén

A 7. ábrán jól látható, hogy a gyártási paraméterek segítségével a kívánt jelleg igen jól közelíthető. Megállapíthatjuk, hogy a gyártási orientáció -, valamint a gyártási paraméterek változtatása alkalmas a csontok anyagtulajdonságainak megfelelő közelítésére. Így kije-

lenthető, hogy az additív gyártástechnológiák alkalmasak egyénre szabott orvosi implantátumok előállítására, mert mind a topológiai igényeknek, mind pedig az anyagtulajdonságokkal szemben támasztott követelményeknek megfelelnek.

IRODALOM

1. Hangody G, Panics G, Szebenyi G et al. Pitfalls during biomechanical testing - Evaluation of different fixation methods for measuring tendons endurance properties. *Acta Physiologica Hungarica* 2016;103(1): 86-93.
2. Pegg EC, Gill HS. An open source software tool to assign the material properties of bone for ABAQUS finite element simulations. *Journal of Biomechanics* 2016;49(13): 3116-21, ISSN 0021-9290.
3. Eberle S, Göttlinger M, Augat P. Individual density-elasticity relationships improve accuracy of subject-specific finite element models of human femurs. *Journal of Biomechanics* 2013; 46(13): 2152-57.
4. Ficzer P. Orthotrop anyagmodell alkalmazása additív gyártástechnológiával előállított alkatrész méretezése során. [Usage of orthotrop material law for additive manufacturing in part design]. *Gép* 2016; 67(5-6):78-81.
5. Ficzer P, Borbas L, Torok A. Theoretical and Practical Investigation of Rapid Prototyping. In: Borkowski S, Selejdak J, Jelacici D, Branislav H (szerk.) *Toyotarity. Standarizations' Kinds. Dnepropetrovsk: Yurii V Makovetsky* 2012. p. 139-150, ISBN:978-966-1507-77-6.
6. Szűcs NA, Szép G, Szabó F, Kovács NK. Korszerű gyártástechnológiák szerepe az egyszer használatos orvostechnikai eszközök fejlesztésében. *Polimerek* 2016; 2(8):232-237.
7. Ficzer P, Borbas L, Torok A. Validation of Numerically Simulated Rapid-prototype Model by Photoelastic Coating. *Acta Mechanica Slovaca*. 2014;18(1):14-24.
8. Ficzer P, Borbas L. Rapid prototyping products material law validation by optical photoelastic coating method. In: Ivo Alfredic, Damir Semerski (szerk.) *30th Danubia-Adria Symposium on Advances in Experimental Mechanics. Konferencia helye, ideje: Primošten, Horvátország.*

- 2013.09.25-2013.09.28. 2013. p. 51-2. ISBN:978-953-7538-17-7.
9. *Borbás L, Ficzer P, Falk Gy.* Additív gyártástechnológiák: lehetőségek és kérdőjelek [Additive production technologies: possibilities and questions]. *Acta Periodica Educatio* 2016; 11: 30-44.
 10. *Ficzer P, Borbás L, Szebenyi G.* Reduction possibility of residual stresses from additive manufacturing by the optical photostress method. In: *Aulova A, Rogelj RA, Emri I.* 33rd Danubia Adria Symposium on Advances in Experimental Mechanics: Book of Abstracts. 205 p. Konferencia helye, ideje: Portoroz, Szlovénia, 2016.09.20-2016.09.23. Ljubljana: Slovene Society of Experimental Mechanics 2016. p. 92-3, ISBN:978-961-94081-0-0.
 11. *Erdősné Sélley Cs, Körtélyesi G.* Machine Design Methodology with Topology and Shape Optimization. IESB 2011 - International Engineering Symposium; Paper Machine Design 2011 p. 18 ISBN:978-615-5018-15-2.
 12. *Milojevic Z, Tabakovic S, Zeljkovic M, Živkovic A, Navalusic S.* Methodology of Knee Bones Models 3D Printing Based on CT Series of Images. *Machine Design* 2017; 9(2):69-72. ISSN:1821-1259, DOI: 10.24867/MD.9.2017.2.69-72.
 13. *Demes B.* In vivo bone strain and bone functional adaptation. *Am. J. Phys. Anthropol* 2007; 133:717–22.
 14. *Cristofolini L, Baleani M, Schileo E et al.* Differences between contralateral bones of the human lower limbs: a multiscale investigation. *J. Mech. Med. Biol.* 2014; 1450028 (1450032).
 15. *Bergmann G.* Charité—Universitaetsmedizin Berlin “OrthoLoad”. Retrieved November 1, 2013.
 16. *Cristofolini L, Juszczak M, Taddei F, Viceconti M.* Strain distribution in the proximal human femoral metaphysis. *Proc. Inst. Mech. Eng* 2009; Part H 223, 273–88.
 17. *Cristofolini L.* In vitro evidence of the structural optimization of the human skeletal bones. *Journal of Biomechanics* 2015; 48:787–96.
 18. *Juszczak MM, Cristofolini L, Viceconti M.* The human proximal femur behaves linearly elastic up to failure. *J. Biomech* 2011; 44:2259–66.

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

Ficzer Péter

Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Közlekedésmérnöki és Járműmérnöki Kar, Járműelemek és Jármű-szerkezetanalízis Tanszék
H-1111, Budapest, Stoczek utca 2. St épület II. emelet 207.
Tel.: (+36) 1 463-1111/5853

EZ AZ ÖN HIRDETÉSÉNEK HELYE