

## CSONTMODELLEZŐ ANYAGOK VIZSGÁLATA

Pammer Dávid<sup>1</sup>, Bognár Eszter<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Gépészmérnöki Kar, Anyagtudomány és Technológia Tanszék

<sup>2</sup>MTA–BME, Kompozittechnológiai Kutatócsoport

[pammer@cik.bme.hu](mailto:pammer@cik.bme.hu)

### Absztrakt

Jelen kutatásunk célja volt, hogy találjunk egy olyan csontmodellező anyagot, amelynek mechanikai és szerkezeti tulajdonságai hasonlítanak a csontéra. Napjainkban az állkapocscsontokat szerkezetük szerint 5 osztályba sorolják (Carle E. Mish D1–D5). A különböző osztályok a csont sűrűségét mutatják (D1 – kemény, sűrű kortikális csont, D5 – kis sűrűségű, trabekuláris csont). Az állkapocscsont szerkezete és mechanikai tulajdonságai nagyban függenek az individuumtól, ezért sok esetben egyénre nézve kell meghatározni annak tulajdonságait. Az egyedi esetek modellezésére alkalmasak a megfelelő csontmodellező anyagok. A modellanyagok használata (kísérletek, gyakorlatok és fejlesztések) nem igényel etikai engedélyt, és a szükséges mennyiség is elérhető az adott feladathoz, szemben a korlátozott mennyiségű élő, illetve cadaver csontokkal.

**Módszerek:** Az implantológiában nagyon sok eset végződik valamilyen csavaros rögzítéssel. Ezért a kísérletsorozat a becsavarási „érzet” modellezésére alapszik. A vizsgálat során a következő csontmodellező anyagok lettek felhasználva: különböző fa típusok (puha, középkevény, kemény), a D1 osztály modellezésére amaranth, zebrano és ipe fák; a D2–D4 osztályra éger, akác és körte; piacon kapható csontmodellező anyagok (PUR alapanyagú) és állati csontok (marha és borjú bordacsont). Minden egyes anyagtípusba egy lemezcsavar lett behajtva és közben a becsavarási nyomaték mérése történt a behajtott hossz függvényében. A kísérlet a következőképpen zajlott: egy kiválasztott anyagtípusba előfuratot készítettünk, amelynek átmérője megegyezett a csavar magátmérőjével. Ezután a furatba nyomaték csavarhúzó segítségével behajtottuk a lemezcsavart. Minden egyes nyomatékértéknél megmértük a hozzá tartozó behajtott hosszt, szakítógép segítségével (Instron 5965).

**Eredmények:** Minden egyes anyagtípus megvizsgálása után a becsavarási nyomaték függvényt meghatároztuk. A különböző függvényesség (meredekség) jellemzi az adott anyagtípust. A függvény jellege alapján meg lehet különböztetni a puhább és keményebb régiók váltakozását. Puha régió esetében a meredekség növekszik, míg a kemény régiók esetében csökken. Ennek köszönhetően a különböző szerkezetű régiók elhelyezkedése meghatározható. A vizsgált anyagok közül az eredmények alapján a csonthoz leginkább hasonlító anyagot választottuk ki.

**Konklúzió:** Egy újfajta minimál invazív csont mechanikai tulajdonságát és szerkezetét meghatározó mérési módszer kifejlesztése során a csontmodellező anyagok használata lehetővé teszi a kísérletek nagyszámú elvégzését és a mérési módszer ellenőrzését. A mérési eljárással implantológusok meg tudják határozni a csont lokális szerkezeti és mechanikai tulajdonságait, amelynek ismeretében a beültetni kívánt adott implantátum primer stabilitására következtetni tud.

**Kulcsszavak:** csont, fa, zárt cellás habok, fogászati implantátum, becsavarási nyomaték

**Bone-like materials****Abstract**

The aim of our research was to find a bone-like material which approximates the mechanical and structural properties of the real bone. Today's used classification of bones is based on the Carle E. Mish D1–D5 bone types. The different classes show the bone densities (D1 – very dense, D5 – low dense). The structure and mechanical properties of the bone depends on the individual. Due to this, in many cases it is necessary to determine individually its properties. To model the individual cases, bone-like materials are very useful because with these material types it is easier to do experiments, practices, and R&D projects, because they don't need ethical permission and the quantity is also not a problem not as with the living or cadaver human tissues.

**Materials and methods:** In case of implantology many surgery cases ended with screw fixation. Due to this, our experiment is based on to model the screwing “feeling”. We used the following bone-like materials: different types of woods (soft, half-hard, hard), we chose wood samples as Amaranth, Zebrano and Ipe to model D1 bones; Alnus, Robinie and Pyrus to model D2–D4 bones; on the market available bone model materials (solid foams) and animal bones. In each type of materials a metal-screw was screwed into them, and we measured the screwed depth as a function of the screwing torque. The experiment is based on the following methods: we choose a bone-like material type and drill the same diameter hole into it as the metal-screw core diameter is. Afterwards we screw into the hole a metal-screw with a torque screwdriver. At each torque rate we measure the screwed depth with a tensile test machine (Instron 5965).

**Results:** After measuring each material types and determined the screwing depth functions, we see the differences between the function characteristics (e.g. slope). Thanks to the evaluation of a function we could identify when the screw reaches a harder region. At this point the function's slope decreases, instead of the function's slope at the soft region. That means we could determine accurate the locality of the different structural regions. We compare all screwing depth functions and we have chosen the most bone-like material type.

**Conclusion:** The usage of the bone-like materials helps us to develop a new minimally invasive measurement procedure. Thanks to the materials we can do a lot of experiments, and by the evaluating of the results, the measurement procedure theory is possible to check. With this new measurement procedure implantologist can determine the local mechanical and structural properties of the cellular solid materials (like bone) into which implants are placed and they can also determine the primary stability of a given implant type.

**Keywords:** bone, wood, solid foam, dental implant, screwing torque

**1. Bevezetés**

Napjainkban egyre több sebészi beavatkozás zárul implantációval. A beültetett implantátumoknak sok esetben életmentő funkciójuk

van (sztent, pacemaker, csípőprotézis stb.), de az orvostechnika fejlődésének köszönhetően már egyre több olyan implantátum kerül beültetésre, amelynek a fő funkciója az esztétikai megjelenés (szilikonimplantátumok, piercing

stb.) és a hétköznapi élet javítása (fogászati implantátumok, szemlencsék, hallókészülék, kézprotézisek stb.). Jelen kutatásunk a fogászati implantátum rendszerek fejlesztéséhez és azok stabilitásának vizsgálatához kapcsolódik.

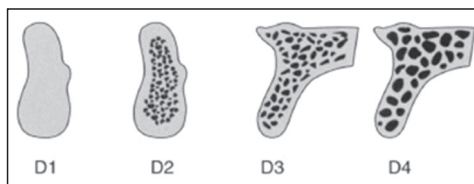
### 1.1. A fogászati implantátumok és az állkapocscsont kapcsolata

Ahhoz, hogy egy fogászati implantátum beültetése sikeres legyen, az implantológusnak ismernie kell az implantátum tulajdonságait (geometriai kialakítás, felületkezelési technológia, bevonat stb.) és a beültetés helyén a páciens állkapocscsontjának a szerkezetét, illetve a mechanikai tulajdonságait. A fogászati implantátumok primer stabilitását az implantátum geometriai kialakítása és az implantátum környezetében található megfelelő csontállomány biztosítja.<sup>1,2</sup> A szekunder stabilitást pedig főként az implantátum és csont oszeointegrációja adja.<sup>3</sup> Az azonnali implantátumterhelés (amikor a betegnek nincsen szüksége gyógyulási időre) csak akkor jöhet szóba, ha az implantáció minden esetben megfelel a primer stabilitási kritériumoknak. Ennek in vivo vizsgálatára napjainkban különböző módszerek vannak, amelyek közelítő értéket adnak a csontba helyezett implantátum primer stabilitásának mértékéről. Ilyen módszerek a következők: CBCT képalkotáson alapuló, a csont sűrűségét meghatározó Hounsfield-skála, a Periotest, illetve az Ostell ISQ (Implant Stability Quotient).<sup>4,5</sup>

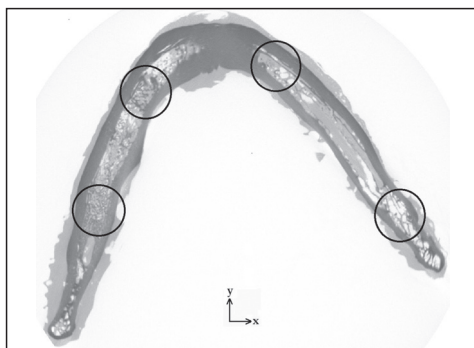
## 2. Anyagok és módszerek

### 2.1. Az alkalmazott anyagok

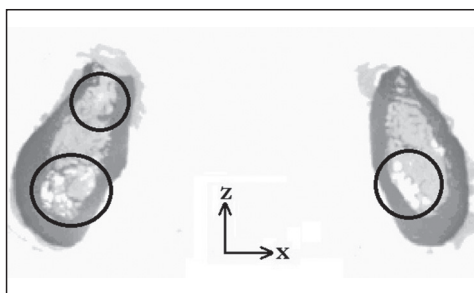
A csont egy olyan, természetben megtalálható anyag, amelynek a szerkezete és a mechanikai tulajdonságai az individuumból függően változik. Ennek megfelelően a célunk az volt,



1. ábra. A különböző szerkezetű csont osztályok<sup>6</sup>



2. ábra. A különböző sűrűséggel rendelkező állkapocscsont régiók x, y irányban



3. ábra. A különböző sűrűséggel rendelkező állkapocscsont régiók z irányban

hogy találjunk egy anyagot, amellyel reprezentálni lehet a C. E. Misch által meghatározott osztályba sorolás szerint a D1–D4 állkapocscsont típusokat (1. ábra). Az állkapocscsont egy inhomogén, anizotróp anyag, amely szivacsos (spongiosa) és kemény (kortikális) állományból épül fel.<sup>7</sup> Egy állkapocscsont horizontális síkkal párhuzamos CT-felvételén jól láthatóak a különböző sűrűséggel rendelkező régiók (2. ábra és 3. ábra). A sűrűség értéke a metszeti sík x, y irányban és az arra merőleges

z irányban folyamatosan változhat, így az adott régiók mechanikai tulajdonságai ismeretlenek az implantológusok számára.

Ezért a csontmodellező anyagnak is különböző sűrűségű régiókkal kell rendelkeznie ahhoz, hogy a valós csontszerkezetet modellezni lehessen vele. A csont mechanikai és szerkezeti tulajdonságaira hasonlító anyag a fa.<sup>8</sup> Mind a két anyag típus sejtés felépítésű. A fák ugyan rostos szerkezetűek, de a megfelelő rostirányultság mellett a csontnak a kü-

lönböző sűrűségű régiói reprezentálhatóak. A különböző keménységű fák alkalmasak a D1–D4 osztályok modellezésére, így minden egyes betegnek a sajátos csontállományának megfelelő modellanyag megtalálható. A C. E. Misch-csontosztályok és az azzal analógiában lévő fa típusok tulajdonságait, valamint az általunk kiválasztott és vizsgált anyagok (fák, piacon kapható csontmodellek, állati csontok) általános tulajdonságait irodalmi adatok alapján határoztuk meg (1. táblázat, 2. táblázat, 3. táblázat és 4. táblázat).

Az állkapocscsont osztályok	Csonttípus	Anatómiai elhelyezkedése az adott csonttípusnak	Sűrűség (HU)	Csonttípusnak megfelelő fák	A fa típusok sűrűsége $\rho_{12...15}$ (kg/m <sup>3</sup> )
D1	Sűrű kortikális csont	Anterior mandibula	>1250	Tölgy Juhar	530–820
D2	Porózus kortikális Sűrű trabekuláris szerkezet	Anterior, posterior mandibula Anterior maxilla	850–1250	Simafenyő Lucfenyő	330–500
D3	Porózus kortikális Ritka trabekuláris szerkezet	Anterior, posterior maxilla Posterior mandibula	350–850	Balsa	90–260
D4	Ritka trabekuláris szerkezet	Posterior maxilla	150–350	Styrofoam	nincs adat

1. táblázat. Összehasonlító adatok az állkapocscsontokra és a fákra<sup>9</sup>

Az általunk vizsgált fa típusok	Ipe	Amaranth	Akác	Körte	Zebrano	Éger	Iroko
Sűrűség $\rho_{12...15}$ (kg/m <sup>3</sup> )	960–1100	760–890	540–870	650–760	650–730	450–600	480–600

2. táblázat. A vizsgált fa típusok tulajdonságai<sup>10</sup>

Az általunk vizsgált piacon kapható csontmodellező anyagok	SAWBONES (SB) Biomechanikai teszt blokkok				PROMEDICUS (P) Modell mandibula	3B SCIENTIFIC (3B)
Anyag	Tömör, merev poliuretán hab (PUR)				Tömör poliuretán hab (PUR)	Fröccsöntött, műanyag anatómiai állkapocs modell
Az állkapocscsontoknak megfelelő besorolási osztály	D1	D2	D3	D4	D2	nincs adat
Sűrűség (kg/m <sup>3</sup> )	800	640	480	320	nincs adat	nincs adat

3. táblázat. A piacon kapható csontmodellező anyagok tulajdonságai<sup>11–13</sup>

Az általunk vizsgált, húsboltban kapható állati csontok	Marha bordacsont	Borjú bordacsont
---	------------------	------------------

4. táblázat. Az vizsgált állati csontok

A poliuretánból előállított csontmodellező anyagoknak az ASTM F-1839-08 szabványnak meg kell felelniük. Ennek köszönhetően a különböző csavarimplantátum rendszerek fejlesztésénél és tesztelésénél (ASTM F-543 és ISO 6475) az adott csonttípusnak megfelelő tesztblokk használata javasolt. Az előállított tesztblokkok homogén belső szerkezete viszont nem reprezentálja a szemléltetett problémát (2. ábra, 3. ábra). Ezzel szemben a fának a szerkezete és mechanikai tulajdonságai is irányfüggőek,<sup>14</sup> hasonlóan a csontokéhoz.

## 2.2. A vizsgálati módszer

Egy fogászati implantátum beültetése során az implantológus a fúrás, illetve a becsavarás folyamata közben tapasztalt (érzet alapján), valamint a mért nyomatékok mértékéből próbál empirikusan következtetni a csontállomány minőségére, terhelhetőségére. Ezért a vizsgálatunk során egy fogászati implantátum beültetését modelleztük. A különböző csontokat a kiválasztott különböző csontmodellező anyagokkal, az implantátumot pedig az ISO 7050 4,2×22 szabványnak megfelelő csavarokkal helyettesítettük (4. ábra).

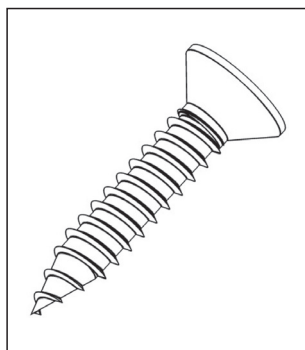
A csontmodellező anyagokban a csavar becsavarási nyomatékát mértük a behajtott hossz függvényében. A csontmodell anyagokban a

csavar magátmérőjével azonos méretű furatokat alakítottunk ki, amelyek az implantáció helyét reprezentálják a csontban. A becsavarási nyomatékokat a nyomaték csavarhúzóknak (Wera 7440; 0,30–1,20 Nm, 0,05 Nm/osztás, Torqueleader QSN40FH; 0,05–0,4 Nm, 0,01 Nm/osztás) osztásának megfelelően folyamatosan növeltük és az adott értékhez tartozó elmozdulást szakítógéppel (Instron 5965) segítségével regisztráltuk (5. ábra). Nulladik lépésként a 0,30 Nm (illetve a kisebb nyomatéktartományú csavarhúzónál a 0,01 Nm) értékhez tartozó behajtást vettük fel a távolság referencia pontjaként, amelyhez mértük a nyomaték folyamatos növelése mellett a csavar elmozdulását.

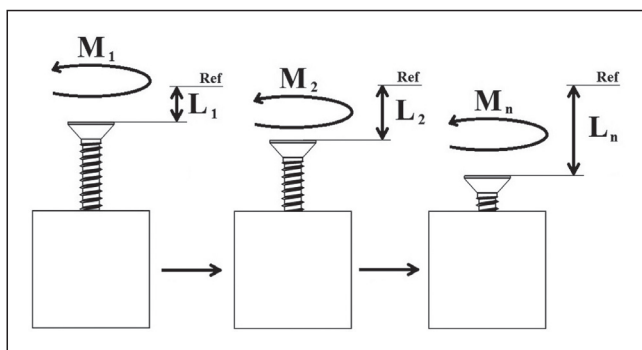
Minden egyes csontmodellező anyagtípusba nyolc furatot készítettünk. A furatokhoz tartozó mért értékeket kiátlagoltuk, melyeknek az eredménye az adott anyagtípusra jellemző becsavarási nyomaték és behajtott hossz függvény.

## 3. Eredmények

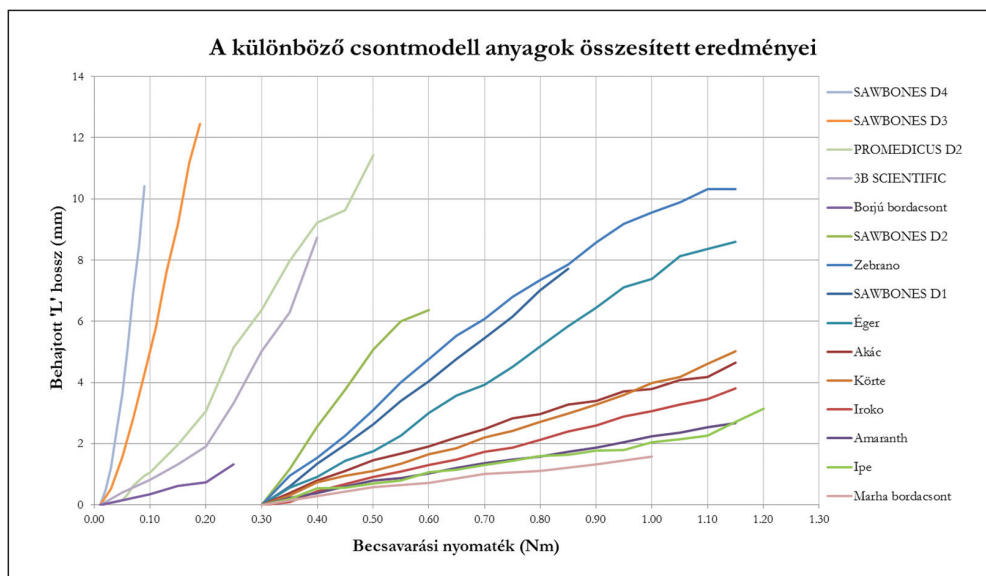
Az összesített grafikonon, balról jobbra (a jelmagyarázaton belül fentről lefelé) haladva egyre nagyobb nyomaték szükséges az adott behajtott hossz eléréséhez (6. ábra). Azoknál az anyagoknál, amelyeknél a beállított mini-



4. ábra. ISO 7050 4,2×22 csavar



5. ábra. A becsavarási nyomatékokhoz tartozó 'L' behajtott hosszak



6. ábra. A csontmodell anyagokra vonatkozó összesített grafikon

Csontmodell anyag	Marha bordacs.	Ipe	Amaranth	Iroko	Borjú bordacs.	Akác	Körté	Éger
Merekség	2,12	2,95	3,03	4,42	5,08	5,16	5,64	10,72
Csontmodell anyag	Zebrano	SB D1	3B	SB D2	P D2	SB D3	SB D4	
Merekség	12,65	13,39	21,33	22,37	24,85	72,86	132,72	

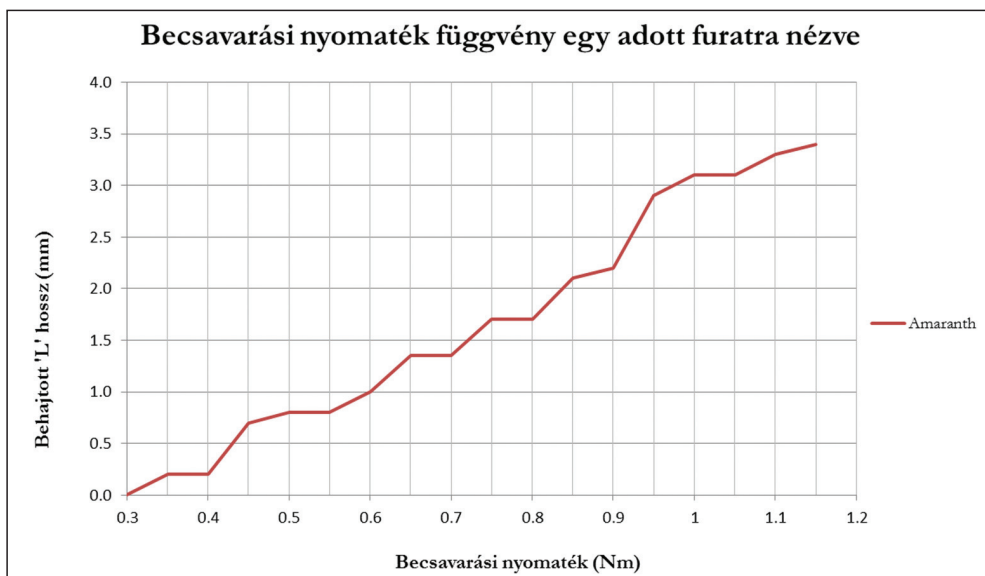
5. táblázat. A csontmodell anyagokhoz tartozó merekségértékek

num nyomatéknál (0,30 Nm) is teljesen be tudtuk hajtani a furatba a csavarokat, a kisebb nyomatéktartományt átfogó Torqueleader nyomaték csavarhúzózt kellett alkalmazni a behajtáshoz. Ezek a görbék a 0,01 Nm pontból indulnak. Az adott csontmodellező anyaghoz tartozó görbék merekségeit növekvő sorrendbe rendeztük (5. táblázat).

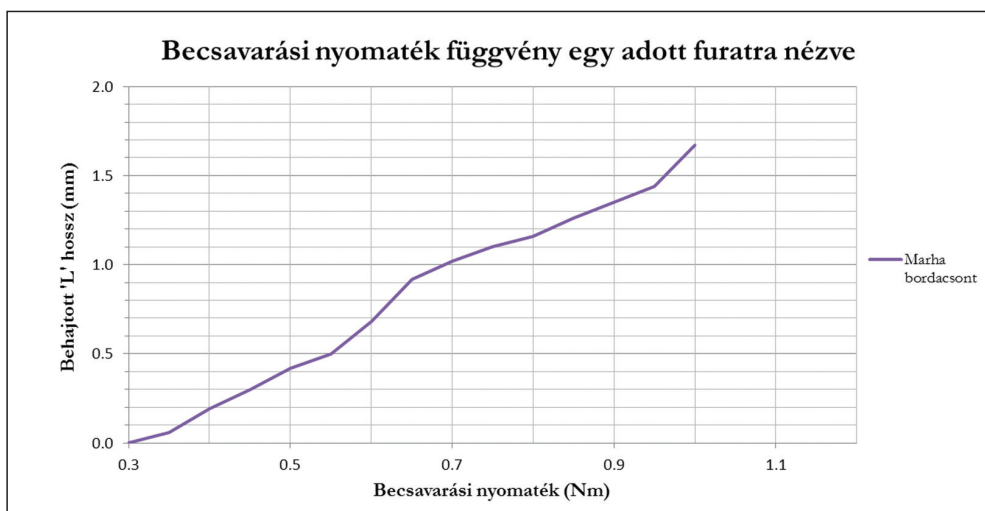
A marha bordacsont görbéjének mereksége az összes csontmodellező anyagénál kisebb (6. ábra, 5. táblázat). Jól látszik, hogy még a D1-es besorolású legsűrűbb piacon kapható csontmodellező poliuretán hab sem közelíti meg az állati csont görbéjét. Ezzel szemben viszont a kemény fák görbéi (ipe, amaranth) jól megközelítik. Az emberi csontok általá-

nosságban puhábbak, mint a négylábú háztáji állatok csontjai (pl. marha), ezért következtetésként levonható, hogy az emberi csontok vizsgálatánál az adott csontra nézve a beccsavarási nyomaték függvény mereksége nagyobb lesz, mint az általunk vizsgált kemény fáké (ipe, amaranth).

A fák szerkezetének köszönhetően egy adott furatra jellemzően a különböző tulajdonsággal rendelkező rétegek (puhább, keményebb rétegek) elhelyezkedése leolvashatóak a görbéről (7. ábra). Az állati csontnál a kortikális réteg vastagságából adódóan a szivacsos állomány nem befolyásolta a görbe jellegét, így ezek közel lineárisak egy furatra nézve (8. ábra).



7. ábra. Egy adott furatba történő csavarást jellemző görbe amaranth fa esetében



8. ábra. Egy adott furatba történő csavarást jellemző görbe marha bordacsont esetében

#### 4. Megbeszélés

Vizsgálatunk célja az volt, hogy különböző típusú csontmodellező anyagokra és csontokra nézve is meg tudjuk határozni a becsavarási nyomaték és a behajtott hossz függvényét, és a mérési eredmények alapján ki tudjuk válasz-

tani az adott típusú csontnak megfelelő csontmodellező anyagot. A mérési eljárás alkalmasnak bizonyult a különböző csontmodellező anyagok vizsgálatára, mint pl.: poliuretán hab, állati csontok, fák és egyéb polimer anyagok. A kapott mérési eredmények alapján a becsavarási nyomaték függvény meredeksége össze-

függ a primer stabilitás mértékével, amelyet a későbbi vizsgálatok során roncsolásos anyagvizsgálattal igazolunk. A megfelelő csontmódellező anyagok vizsgálata és azok alkalmazása lehetővé teszi, hogy a különböző implan-

tátumrendszerek valamint az implantátumrendszereket vizsgáló berendezések tervezésénél csak a fejlesztés végfázisához közeledve kell a valódi csontokon elvégezni a szükséges kísérleteket.

## IRODALOM

1. *Vajdovich I.* Dentális implantológia. Budapest: Semmelweis Kiadó; 2008.
2. *Ammar HH, Ngan P, Crout RJ, Mucino VH, Mukdadi OM.* Three-dimensional modeling and finite element analysis in treatment planning for orthodontic tooth movement. *American Journal of Orthodontics* 2011 Jan;139(1):e59–71, doi:10.1016/j.ajodo.2010.09.020.
3. *Divinyi T.* Fogászati implantológia. Budapest: Springer Hungarica Kiadó Kft.; 1998.
4. *Degidi M, Daprile G, Piattelli A.* Determination of primary stability: a comparison of the surgeon's perception and objective measurements. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010 May-Jun; 25(3):558–61.
5. *Ostell ISQ 2013, Support.* [cited 2013.10.27]. Available from: URL: [www.osstell.com/\\$-1/25038-03-en-osstell-isq-brochure-lr.pdf](http://www.osstell.com/$-1/25038-03-en-osstell-isq-brochure-lr.pdf).
6. *Emam AH, Stevens RM.* Concepts in bone reconstruction for implant rehabilitation. In: Motamedi KHM. editor. *A textbook of advanced oral and maxillofacial surgery.* Open Access Company: InTech; 2013. Chapter 23.
7. *Misch CE.* Contemporary Implant Dentistry. 3rd ed. St. Louis: Mosby Inc.; 2007.
8. *Gibson LJ, Ashby MF, Harley BA.* Cellular materials in nature and medicine. Cambridge; New York: Cambridge University Press; 2010.
9. *Panduric GD, Granic M, Susic M, Katanec D.* Current concept of densitometry in dental implantology. In: Turkyilmaz I. editor. *Implant Dentistry – The Most Promising Discipline of Dentistry.* Open Access Company: InTech; 2011. Chapter 21.
10. *Wagenführ R.* Holzatlas. Leipzig: Fachbuchverlag; 2007.
11. Sawbones 2014, Products and Services. [cited 2013.10.31] Available from: URL: [www.sawbones.com/products/bio/testblocks/solidfoam.aspx](http://www.sawbones.com/products/bio/testblocks/solidfoam.aspx).
12. Promedicus 2014, Dental Offer. [cited 2013.10.16] Available from: URL: [www.promedicus.co.uk/dental-offer.html](http://www.promedicus.co.uk/dental-offer.html).
13. 3BScientific 2014, Szimulátorok. [cited 2013.09.27] Available from: URL: [www.3bscientific.hu/3B-ORTHOBone.pg\\_1181\\_1314.html](http://www.3bscientific.hu/3B-ORTHOBone.pg_1181_1314.html).
14. *Szalai J.* A faanyag és faalapú anyagok anizotróp rugalmasság- és szilárdságtana. Sopron: Szalai J; 1994.

*Ezúton mondunk köszönetet a Széchenyi István Egyetem Anyagtudományi és Technológiai Tanszék munkatársának, Kozma István egyetemi tanársegédnek az állkapocsontokról készített CT-felvételekért, valamint a BME Anyagtudomány és Technológia Tanszéken működő Orvostechніка csoportnak a szellemi és anyagi támogatásáért.*

### Pammer Dávid

Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Gépészmérnöki Kar,  
Anyagtudomány és Technológia Tanszék  
H–1111 Budapest, Bertalan Lajos u. 7.  
Tel.: (+36) 1 463-1361