



**BUDAPESTI MŰSZAKI ÉS GAZDASÁGTUDOMÁNYI EGYETEM**  
**GÉPÉSZMÉRNÖKI KAR**  
**POLIMERTECHNIKA TANSZÉK**

**GYORS PROTOTÍPUSGYÁRTÁSI TECHNOLÓGIÁVAL**  
**ELŐÁLLÍTOTT ORVOSI CSAVAROK JELLEMZÉSE**

**PHD ÉRTEKEZÉS TÉZISFÜZETE**

KÉSZÍTETTE:  
**OROSZLÁNY ÁKOS ISTVÁN**  
OKLEVELES GÉPÉSZMÉRNÖK

TÉMAVEZETŐK:

**DR. KOVÁCS JÓZSEF GÁBOR**  
EGYETEMI DOCENS

**DR. NAGY PÉTER**  
EGYETEMI DOCENS

**2013**

A doktori disszertáció bírálata és a védésről készült jegyzőkönyv a  
Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem  
Gépészmérnöki Karának Dékáni Hivatalában megtekinthető.

## 1. Bevezetés

A szervezetbe beültetett, annak gyógyulását elősegítő implantátumok használata a modern rekonstrukciós sebészetben közel 120 éves múltra tekint vissza. Az első nikkel bevonatú, acél csont rögzítő lemezeket Hansmann alkalmazta 1886-ban, 1912-ben már vanádium ötvözetű acélból készítettek csont rögzítő lemezeket, 1940-re pedig megjelentek az első króm-kobalt ötvözetű korrózióálló acélokból készült csípőprotézisek. A fém implantátumok elterjedésével azok hátrányos tulajdonságaira is fokozatosan fény derült. Szilárdságuk és rugalmassági modulusuk jelentősen meghaladja a csontét, így nem képesek kielégíteni a legfontosabb mérnöki alapelvet: a konstrukció egyenszilárdságának alapelvét. A jelentős rugalmassági modulusbeli különbség miatt nem tudnak rugalmasan válaszolni a csontot érő mechanikai hatásokra, ami végül az implantátum meglazulásához, illetve a csont ismételt tönkremeneteléhez vezethet. További probléma, hogy a gyógyulás után szükséges lehet az implantátum eltávolítása a teljes gyógyuláshoz, ami egy újabb műtétet igényel és egy mechanikailag gyenge helyet hagyhat maga után.

A műanyagipar felfutásával párhuzamosan a múlt század közepétől a szintetikus polimerek fokozatosan megjelentek az orvostechikában is, mint egyszer használatos fecskendők, vérvételi, infúziós és transzfúziós eszközök. A szervezetben lebomló illetve felszívódó polimerekből készült implantátumok az 1990-es években jelentek meg a piacon. A polimer implantátumok előnye, hogy szilárdsági tulajdonságaik közelebb vannak a csontéhoz, mint a fémeké beépítésük során ezért a rendszer egyenszilárdsága jobban teljesül. A lebomló polimerek, tetszőleges bioaktív anyagokkal tölthetők, amelyek a polimer fokozatos felszívódása során segítik a szervezet természetes regenerációs folyamatait. A lebomló polimerekből készült implantátumok egyre több területen váltják fel fémből készült megfelelőiket, ugyanakkor továbbra is vita tárgyát képezi, hogy azonos területen alkalmazva a fém vagy a lebomló polimer implantátum alkalmazása a célszerűbb. A kérdés eldöntését nehezíti, hogy az eltérő kutatócsoportok eltérő beépítési környezetben (sertés, szarvasmarha, juh, ember) vizsgálták a nem csak anyagukban, de geometriájukban is eltérő implantátumokat.

A gyors prototípus- (Rapid Prototyping – RPT) és szerszámgyártási (Rapid Tooling – RT) technológiák húsz éve jelentek meg a piacon. Térnyerésük azóta is folyamatos, azonban számtalan területen alkalmazhatóságuk még felderítetlen. Az RPT és RT technológiák lényege, hogy a termékeket additív módon, rétegről rétegre építik fel. A gyors prototípus- és

szerszámgyártási technológiák orvostechnikai fejlesztésekben egyedülálló lehetőséget biztosítanak egyedi implantátumok előállítására, továbbá azonos geometriájú, de eltérő alapanyagú implantátumok vizsgálatára.

Doktori munkám során, először alkalmaztam sikeresen gyors prototípus- és szerszámgyártási eljárásokat orvosi csavarok fejlesztése során. Megállapítottam, hogy a térhálós szerkezetű, zárt cellás PVC habok is alkalmasak emberi szivacsos állomány helyettesítésére biomechanikai vizsgálatok során. Bebizonyítottam, hogy a csavar anyaga teljesen azonos geometria és beépítési környezet esetén nincsen hatással a csavar kötési szilárdságára. Végül pedig rámutattam, a csavar profijla és a vizsgálati sebesség is szignifikáns hatással van a csavar rögzítési szilárdságára.

## **2. Az irodalom összegzése, kritikai elemzése, célkitűzések**

A gyors prototípusgyártó technológiák húsz évvel piacra kerülésük után egyre több területen jelennek meg az iparban. Ennek ellenére alkalmazásuk az orvostechikában elsősorban vizualizációra és egyedi, csontpótló implantátumok gyártására korlátozódik. A szakirodalomból hiányoznak az RPT eljárással gyártott csont, ín, vagy egyéb szövetrögzítő implantátummal kapcsolatos modellanyagokon végzett kísérletekről szóló beszámolók.

A gyors prototípusgyártási technológiákon alapuló gyors szerszámgyártási technológiák 10-15 éves múltra tekintenek vissza. Szakirodalom alapján megállapítható, hogy SLS (Selective Laser Sintering – Szelektív lézer-szinterezés) eljárással készült fém fröccsöntő szerszámok kiválóan használhatók fröccsöntésre. Polimer alapanyagú szerszámok esetén azonban a szerszám anyagának korlátait figyelembe kell venni. A ciklusidő jelentősen megnő, a szerszám temperálása körülményesebb, az eltérő termikus viszonyok miatt az alapanyag másként hűl, zsugorodik, vetemedik. Polimer alapanyagú szerszámok esetén a szakirodalom SLA (Stereolithography Aparatus – Sztereolitográfia berendezés), illetve öntött, töltött műgyanta alapú szerszámokról számol be. A szakirodalomban ugyanakkor nincsen utalás RT eljárással készült fröccsöntőszerszám, orvostechnikai termék gyártására történő hasznosításáról.

Habár a felszívódó polimerek orvostechnikai alkalmazásával számos irodalom foglalkozik, a szerzők többsége orvos vagy vegyészmérnök, ezért megközelítésük kissé eltér a gépészmérnökitől. Az alapanyagok feldolgozási módjaival és az implantátumok gyártási, illetve tervezési módszertanával, szempontjaival nagyon kevesen foglalkoztak.

Az interferencia csavarok esetén, miként számtalan egyéb orvosi csavar esetén is, folyamatos szakmai és elvi vita zajlik a felszívódó polimerből és a fémből készült implantátumok alkalmazásával kapcsolatban. Bár az orvosi szempontok nem hagyhatóak figyelmen kívül (pl.: élettani hatások), mérnöki szempontból a csavarok anyagai közti különbség, illetve a csavargeometria szintén nem elhanyagolható. A három alapvető mérnöki anyagcsalád – a fémek, a kerámiák és a polimerek – orvostechinikai alkalmazásának összehasonlítása során nem szabad figyelmen kívül hagynunk, hogy maga az élő szervezet – így annak csontozata is – lényegében a polimer anyagcsaládból épül fel. Csak a polimerből, polimer kompozitból készült implantátumok – így az orvostechinikai csavarok is – képesek kielégíteni a legfontosabb mérnöki alapelvet: a konstrukció egyenszilárdságának alapelvét. Az élő szervezetbe illesztett idegen anyag, test akkor teljesíti legjobban funkcióját, ha szilárdsága, merevsége, ütésállósága közel áll ahhoz az élő szerkezeti anyaghoz, amelyet helyettesít.

A fém és lebomló polimerből készült csavarok összehasonlító vizsgálatai során fontos az eltérő anyagból készült csavarok közötti méretbeli különbség is (hossz, külső-, belső-átmérő, stb.). Azonos csavargeometria mellett a csavar anyagának a rögzítés, operáció utáni szilárdságára gyakorolt hatásával a szakirodalom nem foglalkozik.

A piacon lévő csavarok összehasonlítását nehezíti, hogy a publikációkban ritkán alkalmaznak azonos vizsgálati körülményeket, legyen szó fém vagy felszívódó csavarról. Egyaránt előfordulnak sertés, szarvasmarha, birka *in vivo*, illetve *kadáver* kísérletek, továbbá humán *kadáver* vizsgálatok, ráadásul azonos fajhoz tartozó preparátumok között is jelentős eltérés lehet az eltérő nem, fajta és életkor miatt.

Az irodalom áttekintése alapján a következő célokat tűztem ki:

1. Egyedi csavargeometria megtervezése, és csavarok legyártása fröccsöntéssel, lebomló anyagból közvetlen és közvetett gyors szerszámgyártási technológiával,
2. A csavar menetprofiljának hatásvizsgálata a csavar kiszakító erejére,
3. A csavar anyagainak kiszakítóerőre gyakorolt hatásának tanulmányozása,
4. Vizsgálati paraméterek, elsősorban a szakítási sebesség hatásának vizsgálata a kiszakítóerőre, orvosi csavarok szintetikus modell anyagokból történő kiszakítása során,
5. Egyedi csavargeometria összehasonlító értékelése állati *kadáver* csontokon végzett biomechanikai vizsgálatok során.

### 3. Alkalmazott anyagok és alkalmazott technikák

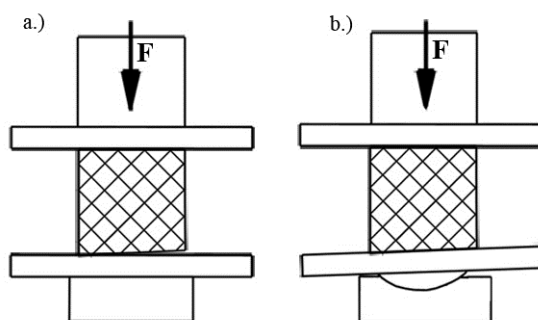
#### 3.1. Habanyagok és a csont előzetes vizsgálatai

Az állati eredetű csontok változó tulajdonságai okozta mérési pontatlanságok kiküszöbölése érdekében munkám során három eltérő sűrűségű térhálós szerkezetű, zártcellás, kemény PVC habot és egy kis sűrűségű, zártcellás, kétkomponensű PUR habot alkalmaztam (1. táblázat).

| Márkanév                  | Anyag-típus | Sűrűség [g/cm <sup>3</sup> ] | Nyomó-szilárdság [MPa] | Nyomó rugalmassági modulus [MPa] | Szakító-szilárdság [MPa] | Húzó rugalmassági modulus [MPa] |
|---------------------------|-------------|------------------------------|------------------------|----------------------------------|--------------------------|---------------------------------|
| <i>AuroPUR iH1010</i>     | PUR         | 0,12                         | n.a.                   | n.a.                             | n.a.                     | n.a.                            |
| <i>AIREX® C70.90</i>      | PVC         | 0,10                         | 1,9                    | 125                              | 2,7                      | 84                              |
| <i>AIREX® C70.130</i>     | PVC         | 0,13                         | 2,8                    | 170                              | 3,8                      | 110                             |
| <i>AIREX® C70.200</i>     | PVC         | 0,20                         | 5,2                    | 280                              | 6,0                      | 175                             |
| <i>Szivacsos állomány</i> | n.a.        | 0,20-1,8                     | 0,2-35                 | n.a.                             | 0,9-20                   | 200-500                         |

1. táblázat Vizsgált polimer habok, valamint a csont szivacsos állományának fő mechanikai tulajdonságai

A nyomóvizsgálatokat 10×10×10 mm-es habkockákon végeztem, 0,09; 0,9; 9; 30; 90 mm/perc-es keresztfej sebességet alkalmazva. A 10×10×10 mm próbatest méretek, jó kimunkálhatóságuk miatt, általánosan elterjedtek csontok nyomó jellegű mechanikai vizsgálatait során. A habok és csont összehasonlító vizsgálatait csak 9 mm/perces keresztfejsebességgel végeztem el. A méréseket Zwick Z005 típusú szakítógépen végeztem, önbeálló nyomófeltétet alkalmazva (1. ábra).



1. ábra Mérési elrendezés nyomó vizsgálat során párhuzamos lemez (a.) és önbeálló nyomótárcsa (b.)

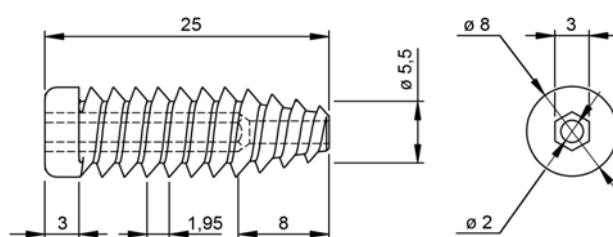
A mintákon elvégzett nyomóvizsgálatokat Li és Aspden által humán csont szivacsos állomány vizsgálatára kidolgozott (Aspden, 1997) és Patel által a PUR habra (Patel, 2008), mint csonthelyettesítő anyag minősítésére használt eljárás alapján értékeltem ki. Az eljárás során a habanyag nyomószilárdságát, nyomó rugalmassági modulusát, folyáshatárát és a folyáshatárig elnyelt energiamennyiséget hasonlítottam össze a csont megfelelő tulajdonságaival 9 mm/perces keresztfej sebesség mellett.

## 3.2. Csavarok tervezése és gyártása

Munkám során kereskedelmi forgalomban nem kapható, egyedileg tervezett és gyártott csavarokat használtam. A tervezési folyamat során figyelembe vettem a gyakorló ortopéd sebészek körében végzett felmérés eredményeit, illetve ortopéd csavarokkal foglalkozó szabványokat.

### 3.2.1. Vizsgált csavarok geometriája

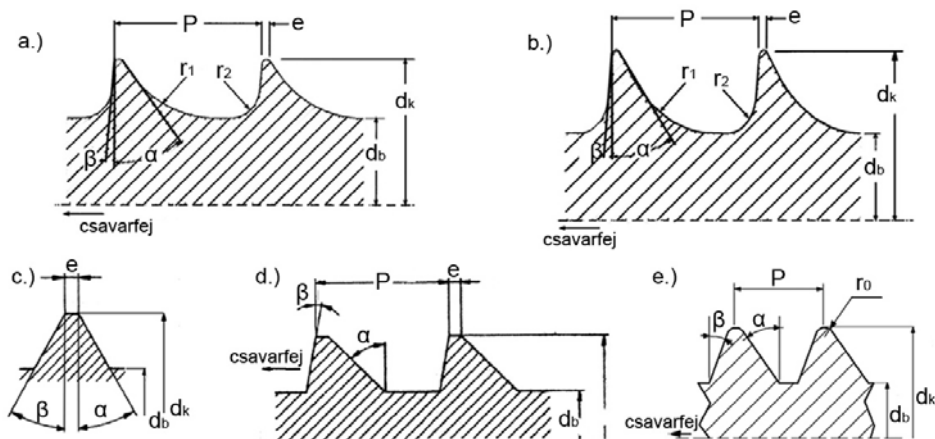
A végleges méret meghatározása céljából gyakorló sebészek körében felmérést végeztem a Magyarországon leggyakrabban alkalmazott csavar méretek megállapítása céljából. A felmérést a Magyar Artroszkópos Társaság (MAT) segítségével, tagsága körében végeztem el. A biomechanikai vizsgálatokhoz alkalmazott végleges csavar keresztmetszetét és fő méreteit a 2. ábra szemlélteti. A behajtókulcs keresztmetszetének szabályos hatszöget (imbusz) választottam, mivel az könnyen hozzáférhető, illetve a gyártáskor is előnyös a geometriája.



2. ábra Felfekvővállas, kör keresztmetszetű végfurattal rendelkező csavar

### Vizsgált menetprofilok kialakítása

Munkám során ötféle csavarprofilot hasonlítottam össze, amelyek közül négynek az alapja a szabványos orvosi fém csavar menetprofilja volt (3/a-d. ábra). Az ötödik menetprofilot orvosokkal való konzultáció után, a fröccsöntéssel való gyárthatóságot figyelembe véve terveztem meg (3/e. ábra).



3. ábra Szabványos HA (a.), HB (b.), HC (c.), HD (d.) és saját tervezésű O profil (e.) jellegzetes méretei

A legyártott csavarok esetén külső és belső átmérő, illetve a menetemelkedés megegyezett, ezzel biztosítva az állandó vetített menetfelületet. A külső átmérő 8 mm, a belső átmérő 5,5 mm, a menetemelkedés pedig 2 mm volt.

### 3.2.2. Csavarok gyártása RPT technológiával

A fémből, szelektív lézer-szinterezéssel készült csavarok GP1-es rozsdamentes acélporból készültek 100%-os tömörséggel. Gyártás során az építési irány a csavarok hossz tengelyével volt párhuzamos. Az anyag összetétele megfelel az 1.4542-es rozsdamentes acél európai előírásainak. A fém csavarokat a menetprofil és a kiszakítási sebesség hatása, illetve az eltérő anyagú csavarok összehasonlító vizsgálatai során használtam.

Az Objet Fullcure® 720-as fotopolimerből készült csavarok Objet Alaris 30-as prototípusgyártó berendezésen készültek. Gyártásuk során az SLS eljárással készült csavarokhoz hasonlóan az építési irány a csavarok hossz tengelyével párhuzamos volt. A csavarokat az eltérő anyagú csavarok összehasonlító vizsgálatai során használtam.

### 3.2.3. Csavarok fröccsöntése

Fröccsöntés előtt a csavarok gyárthatóságát Moldflow Plastics Insight (MPI) programcsomagjának 6.2-es verzióját használva ellenőriztem. A fröccsöntési szimuláció orvostechikai eszközök gyárthatósági vizsgálataiban, a szakirodalomban elhanyagolt területnek számít, amíg más területen történő alkalmazása alaposan publikált.

A fröccsöntött csavarokat ARBURG 320C 600-250 típusú fröccsöntőgépen gyártottam, alapanyagként Natureworks 3051D típusú politejsavat használtam. Fröccsöntéshez akrilgyanta bázisú fotopolimerből (Objet FullCure™ 720), illetve töltött

(25m%  $\text{Al}_2\text{O}_3$ ) epoxi gyantából (Eporezit AH-12/T-58) készült szerszámokat használtam fém magbetéttel (4. ábra).



4. ábra Fröccsöntőgép álló oldali szerszámfelfogólapjára rögzített, összeszerelt fröccsöntőszerszám

### 3.3. Csavarok kiszakító vizsgálatai

A habokból történő kiszakításhoz 20×20×30 mm-es habkockákat munkáltam ki 20 mm vastag hablemezből. Az előkísérletek alapján 5,2 mm fűrészárral előfuratot készítettem a habkockák hossz tengelye mentén a csavarok számára. A csavarokat ebbe a furatba csavaroztam be, majd 50 mm/perces sebességgel húzva szakítottam ki.

Sertés femúr alkalmazásakor a lágyszövetektől megfosztott sertés femur disztális végébe, 5,2 mm-es fűrészárral fűrt furatba rögzítettem a csavart a keresztzalag helyén. A csontokból történő kiszakításhoz a haboknál is alkalmazott, átfűzött rúdacélt használtam. A kiszakítási vizsgálatokat csontok esetén 200 mm/perces keresztfejsebességgel végeztem. A munkám során vizsgáltam a csavar kiszakítóerőket és a csavarkötések merevségét.

Az általam gyártott PLA csavarok valós beépítési környezetben való használhatóságát sertés cadaver modellen igazoltam. A sertés cadaver modelleket Dr. Pavlik Attila<sup>1</sup> és Dr. Hidas Péter<sup>2</sup>, Országos Sportegészségügyi Intézetből, készítette elő, biztosítandó a valódi beépítési eljárás alkalmazását.

---

<sup>1</sup> Dr. Pavlik Attila, Országos Sportegészségügyi Intézet, Sportsebészeti Osztály, ortopéd szakorvos

<sup>2</sup> Dr. Hidas Péter, Országos Sportegészségügyi Intézet, Sportsebészeti Osztály, sportsebész szakorvos

## 4. Tézisek

### 1. Tézis

Kimutattam, hogy az általam vizsgált paraméterek alapján (nyomó rugalmassági modulus, folyási feszültség, folyási feszültségig elnyelt energia) az emberi csontok normál (egészséges), illetve csonttritkulásos (osteoporotikus/OP) szivacsos csontállománya a biomechanikai vizsgálatok során helyettesíthető kemény, zártcellás, térhálós PVC habokkal. Megállapítottam, hogy nyomó rugalmassági modulus és folyási feszültség alapján az OP csontok helyettesítésére a 0,10 és 0,13 g/cm<sup>3</sup>, amíg normál csontok helyettesítésére a 0,20 g/cm<sup>3</sup> sűrűségű PVC hab alkalmas. A folyási feszültségig elnyelt energia alapján osteoporotikus (OP) csontok helyettesítésére a 0,10 g/cm<sup>3</sup> sűrűségű, térhálós szerkezetű, kemény PVC hab alkalmas, normál csontok helyettesítésére pedig a 0,13; 0,20 g/cm<sup>3</sup> sűrűségű típusok egyaránt alkalmasak [7].

### 2. Tézis

Kimutattam, hogy az általam tervezett, szabványtól eltérő profilú, 8 mm átmérőjű, 25 mm hosszúságú politejsav interferencia csavar esetén a sertés combcsont térd felőli végébe – a műtéti gyakorlatnak megfelelően – beültetett BPTB (csont – patella ín – csont) graftos rögzítés és a csontfuratba történő becsavarás között a csont hossz tengelyével párhuzamos irányba húzva a kiszakítóerőben nincs szignifikáns különbség (772±225; 740±190 N). Ilyen feltételek esetén a csavargeometriát vizsgáló biomechanikai mérések során szükségtelen a bonyolultabb csontblokkos rögzítést alkalmazni. A fenti állítást BPTB graft sertés femur (combcson) disztális (alsó) végébe, az elülső keresztszalag helyére, 10 mm-es átmérőjű furatba, 8 mm széles 5 mm vastag csontblokkal való rögzítésre és anatómiailag azonos helyre, 5,2 mm átmérőjű, a csont csöves részének hossz tengelyével egyező irányú csontfuratba becsavart csavar esetén igazoltam [6].

### 3. Tézis

Mérésekkel igazoltam, hogy az Objet Polyjet™ gyors prototípusgyártási technológia alkalmas olyan fröccsöntőszerszám gyártására, amelyben hőre lágyuló polimerből orvosi célú csavarimplantátumok gyárthatóak kis sorozatban. Az így előállított politejsav csavarok ugyanúgy alkalmasak keresztszalag rögzítésre és biomechanikai vizsgálatokhoz, mint a hagyományos módon előállított, kereskedelmi forgalomban kapható csavarok [2, 3].

#### 4. Tézis

Kísérletileg igazoltam, hogy az azonos geometriájú, politejsavból fröccsöntött, valamint akrilgyantából, illetve rozsdamentes acélból gyors prototípusgyártással készített interferencia csavarok azonos kiszakítóerővel rendelkeznek a biomechanikai vizsgálatokhoz alkalmazott kemény PUR és zártcellás, térhálós PVC habokból való kiszakítás esetében. A mérések alapján előreláthatóan a valós beépítési környezetben sem várható szignifikáns különbség a fémből és politejsavból készült csavarokkal megvalósított rögzítések között a postoperatív szakaszban [13, 14].

#### 5. Tézis

Bebizonyítottam, hogy az irodalomban vizsgált vetített aktív menetfelületen (FOA – Flank Over Area) kívül a csavarprofil is szignifikáns hatással van a csavar kiszakítóerejére. Állításomat normál és csonttritkulásos (osteoporotikus/OP) szivacsos csontállományt helyettesítő kemény, zártcellás, térhálós PVC habokon elvégzett csavarkiszakító vizsgálatokkal igazoltam, szabványos HA, HB, HC és HD, valamint saját tervezésű (nem szabványos profilú), azonos külső átmérőjű, menetárok mélységű, menetemelkedésű és hosszúságú interferenciacsavarokkal [4].

#### 6. Tézis

Kísérletileg kimutattam, hogy az orvosi csavarok kemény, zártcellás, térhálós PVC habokból történő kiszakítása során a szakítási sebesség növelésével a kiszakítóerő a sebesség logaritmusaival arányosan nő, és az

$$F(v) = \rho \cdot (C_1 \cdot \ln(v) + C_2)$$

összefüggéssel írható le, ahol  $F(v)$  a várható kiszakítóerő [N],  $\rho$  a hab sűrűsége [ $\text{kg}/\text{m}^3$ ],  $C_1$  és  $C_2$  kötésre jellemző állandók,  $v$  a kiszakítási sebesség [m/s]. A kiszakító vizsgálatokat 1-10-50-200 mm/perc-es keresztfejsebesség mellett, 0,10; 0,13 és 0,20  $\text{kg}/\text{m}^3$ -es sűrűségű, térhálós szerkezetű, kemény PVC habokon végeztem. A vizsgált habok és az általam tervezett csavar esetén  $C_1 = 125,8$  [ $\text{m}^4/\text{s}^2$ ];  $C_2 = 6912$  [ $\text{m}^4/\text{s}^2$ ]. A jelenség oka a polimereknél, a polimer haboknál és a csontoknál egyaránt megfigyelt, növekvő deformációsebesség hatására mutatkozó felkeményedés [13, 14].

## 5. Saját közlemények jegyzéke

### Folyóiratcikkek

1. Czigány T., Kiss Z., **Oroszlány Á.**, Szabó G.: Önjavító polimerek és kompozitok - áttekintés; Műanyag és Gumi, 46, 206-213, (2009)
2. **Oroszlány Á.**, Kovács J.G.: Gate type influence on thermal characteristics of injection molded biodegradable interference screws for ACL reconstruction, Int. Commun. Heat Mass Transf. 37, 766-769 (2010)
3. **Oroszlány Á.**, Nagy P., Kovács J.G.: Injection molding of degradable interference screws into polymeric mold, Materials Science Forum, 659, 73-77 (2010)
4. **Oroszlány Á.**: Speciális Orvosi Csavarok Fejlesztése; GÉP, 61, 9-10, 67-70 (2010)
5. **Oroszlány Á.**, Kovács J.G.: Lebomló interferencia csavarok fröccsöntése Objet/PolyJet eljárással készült szerszámba; Műanyag és Gumi, 48, 54-58 (2011)
6. **Oroszlány Á.**, Kovács J.G., Nagy P., Pavlik A., Hidas P.: Testing of prototype interference screw for ACL reconstruction in porcine femurs; Biomechanica Hungarica, 4, 7-15 (2012)
7. **Oroszlány Á.**, Kovács J.G., Nagy P.: Compressive properties of commercially available PVC foams intended for use as mechanical models for human cancellous bone; Acta Polytechnica Hungarica, 2013 (KÖZLÉSRE ELFOGADVA)

### Konferenci cikkek

8. **Oroszlány Á.**, Nagy P.: Absorbable, Orthopaedic implants and their polymeric materials, Gépészet 2008 Konferencia, 2008, CD kiadvány, p 12, ISBN:978-963-420-947-8;

### Konferencia-előadások

9. **Oroszlány Á.**, Nagy P.: Absorbable, Orthopaedic implants and their polymeric materials, Országos Gépészeti Konferencia: Gépészet 2008. Budapest, Magyarország, 2008.05.29-30, poszter
10. **Oroszlány Á.**, Kovács J.G., Nagy P.: Injection Molding Simulation of Bioabsorbable Interference Screw, PPS-25 Konferencia, CD kiadvány; 25th Annual meeting of the Polymer Processing Society (PPS) in Goa – PPS-25, 2009.03.01-05; India, Goa, poszter
11. **Oroszlány Á.**, Nagy P., Kovács J.G., Kovács N.K.: Gyors prototípus szerszámok orvostechnikai alkalmazása, Mechanoplast Konferencia, 2009 márc. 17-19, szóbeli előadás
12. **Oroszlány Á.**, Nagy P., Kovács J.G.: Lebomló interferencia csavarok fröccsöntése polimer szerszámba, Országos Anyagtudományi Konferencia 2009, 2009.10.11-13, poszter
13. **Oroszlány Á.**: Medical implant development and its evaluation, Qwaqwa, Dél-Afrika, 2009.11.27. szóbeli előadás
14. **Oroszlány Á.**: Speciális orvosi csavarok fejlesztése, Géptervezők és termékfejlesztők XXVI. Szemináriuma, Miskolc, 2010.11.11-12, szóbeli előadás