

KÖSZÖNTŐ

A Magyar Biomechanikai Társaság 2004-ben, az I. Magyar Biomechanikai Konferencián (helyszín: Budapest, Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem) alakult elsődlegesen azzal a céllal, hogy szorosabb kapcsolatot építsen ki a hazánkban elszigetelten működő biomechanikai műhelyek között, megismerve egymás eredményeit, lehetőséget teremtve a kutatóműhelyek közvetlen tapasztalatcseréjére. Reményeink szerint az összehangolt biomechanikai kutatások lehetőséget teremtenek azok hatékonyságának növelésére, mind a szellemi, mind az infrastruktúrához köthető kapacitások ésszerűbb felhasználásra. A hatékonyabb együttműködés eredményeként javítható az egyetemi képzések színvonala, a hagyományos orvos- és mérnökképzéstől a doktori fokozat elnyerésére indított témákban egyaránt.

Társaságunk létszáma mintegy száz fő, elsődlegesen a különböző orvosi klinikák, egyetemi műhelyek munkatársai alkotják tagságunk gerincét.

Társaságunk honlapján a működésünkkel kapcsolatos hírek, információk folyamatosan nyomon követhetők. Itt érhető el a Debreceni Egyetem Ortopédiai Klinikája és a Magyar Biomechanikai Társaság közös gondozásában megjelenő Biomechanica Hungarica című folyóiratunk online változata is, amely hírt ad a legújabb kutatási eredményekről, rendezvényeinkhez kötődő jelentősebb előadási anyagok, szakmai cikkek megjelentetésével.

Előzetes terveink szerint következő, V. Magyar Biomechanikai Konferenciánkat 2013-ban szervezzük, amelyre már most kérjük tagjainkat, készüljenek a rendezvényünkön történő részvételre.

Kérem valamennyi tagtársam támogatását és együttműködését Társaságunk céljainak minél hatékonyabb megvalósításához, elképzeléseink minél szélesebb körben történő megismertetéséhez, amely egyben jelenlegi taglétszámunk növekedését is elősegítheti.

Üdvözlettel:

Borbás Lajos
a Társaság elnöke

A 4. Magyar Biomechanikai Konferencia számokban

Sikeresen zajlott le idén Pécsen a 4. Magyar Biomechanikai Konferencia. Emlékeztetőül néhány számadat:

- a konferencia kapcsán megjelent Biomechanica Hungarica különszámában összesen 31 cikk jelent meg
- 64 elhangzott előadás
- 90 résztvevő
 - cégképvisező: 2
 - társasági tag (nem diák/nyugdíjas): 23

- nem tag: 31
 - diák/nyugdíjas: 29
 - szervező: 5
- 2 kiállító cég

A Társaság ezúton is köszönetét fejezi ki a Tisztelt Szervezőknek és Megjelenteknek, akik hozzájárultak a konferencia magas szakmai színvonalához.

Rendezvények

Dátum	Rendezvény/link	Helyszín
2011. máj. 10.	Youth Symposium on Experimental Solid Mechanics – YSESM 10 http://www.tu-chemnitz.de/mb/FestKoerpMech/YSESM	Chemnitz, Germany
2011. máj. 10–12.	International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering – iCBBE 2011 http://www.icbbe.org/2011	Wuhan, China
2011. szept. 14–18.	5 th European Conference of IFMBE http://www.embec2011.com	Budapest
2011. szept. 28.–okt. 1.	28 th Danubia–Adria-Symposium on Advances in Experimental Mechanics http://www.gtcportal.eu/das2011/	Siófok
2011. dec. 11–15.	4 th International Conference on the Mechanics of Biomaterials and Tissues http://www.mechanicsofbiomaterials.com/	Hawaii, USA



VEZÉRCIKK

Csernátóy Zoltán
főszerkesztő
csz@med.unideb.hu

Quo vadis Biomechanica Hungarica?

Ötödik számához érkezett a Biomechanica Hungarica. Bár az évi két megjelenés nem egy nagy szám, de összehozni ezeket felért egy ötös ikres vajúdással. Szinte egy időben az első szám megjelenésével egy új tendencia jelentkezett a világban a tudományos folyóiratok vonatkozásában. Hála az internetnek és az erre épülő online folyóiratírás megszületésének, napjainkban zúdulnak ránk a cikkírásra buzdító felkérések. Se szeri, se száma a szubspecializálódott folyóiratoknak, szinte fullasztó a tudományos háttéranyag tömege. Míg néhány évtizede apró betűs folyóirat-kivonatokat böngészünk az Index Medicus oldalain, és minden egyes cikk megszerzéséért sok időt és energiát pazaroltunk, napjainkban a gondot a bőség zavara: az eligazodás, a szelekció és mindezek szintézise jelenti. Bár mondhatni minden szakmának megvannak a patinás, szinte vakon referenciaként használható folyóiratai, az új generációs tudományos folyóiratok is egyre inkább követelik a helyüket. Az elit klubot jelentő impakt faktoros csoportba nehéz a bekerülés, amire a bennülők kényesen vigyáznak is. Míg a gondolat a folyóirat impaktjának méréséről nagyon is okos és hasznos volt, a „multizmus” az életnek erre az oly nemes területére is rányomta a bélyegét. Szakterületeket szélesen lefedő multinacionális kiadók maroknyi csoportja uralja a tudományos folyóirat-kiadás túlnyomó részét, akik egyes praktikákkal igyekeznek növelni évről évre folyóirat-arszenáljuk minden egyes tagjának tudományos súlyát.

Ezekre a túlszűfolt vizekre evezett a Biomechanica Hungarica. A hajóra nehéz utast találni, a hajónak nehéz üzemben tartót találni, és nehéz nem ütközni hasonló kis hajókkal. Ugyanakkor a modernségünk mellett egyfajta hagyománytiszteletből mindaddig fenntartjuk a papír alapú megjelenést is, amíg ennek az anyagi feltételei megteremthetők. Ennek könnyítésének ugyanazok a feltételei, mint a folyóirat szakmai súlya növelésének: növelni kell az olvasótábort.

Buzdítok minden, a biomechanika bármely területén dolgozó kutatót, fejlesztőt és gondolkodó kollégát, hogy segítsenek a folyóirat életben tartásában, aminek a folyóiratban való közlés és az abban közölt cikkekre történő utalások és reflexiók közreadása a leghatékonyabb módszere.

És hogy pozitív gondolattal zárjam az 5. számnyitó cikkét, örömmel tudatom minden érdeklődővel és érintettel, hogy a Biomechanica Hungarica online változata felkerült a DOAJ (Directory of Open Access Journals) adatbázisba. Ez a mi számunkra egy nagy lépés, és – mivel utálok a közhelyeket is és a kishitűséget is – bizakodva hozzáteszem, hogy nagy lépés a biomechanika tudománya számára is.

További hasznos folyóirat-olvasást és szorgos publikálást kívánok mindenkinek!

THE EFFECT OF MANUALLY CONTROLLED DYNAMIZATION ON THE LENGTHENED CALLUS – PRELIMINARY RESULTS

Sándor Berki¹, György Szőke², Károly Pap³

¹Department of Traumatology and Bone&Joint Reconstructive Surgery, Szentes University Teaching Hospital

²Department of Orthopaedics, Semmelweis University of Budapest

³Department of Traumatology and Uzsoki Hospital Budapest, Semmelweis University of Budapest

drpapster@gmail.com

Abstract

The present study evaluated the radiological changes in normal and dynamized callus after limb lengthening in New Zealand White rabbits. The aims of the study were to create a lengthening device that allows axial controlled manual dynamization and to examine the effect of the maximal amount of dynamization on the healing, lengthened callus.

10 male domestic white rabbits were divided into two groups (normal distraction group (NDG) and dynamized distraction group (DDG)). Osteotomy was followed by distraction at the same rate and total length in both groups, but in the dynamized distraction group 1 mm manual dynamization was performed for ten minutes three times a day prior to lengthening. Callus formation and lengthening were analysed on the X-ray pictures and on the three-dimensional CT image respectively. Neither malposition of the pins nor malunion were found during or after the distraction period. No significant difference was found in the amount of the callus between the NDG and DDG.

A lengthening device was created that allows axial controlled manual dynamization and prevents instability in the other two axes and our results showed that this large amount of dynamization did not decrease the formation and quality of the callus.

Keywords: manual controlled dynamization, callus distraction, limb lengthening, Micro Computed Tomography

Introduction

Graded limb lengthening by callus distraction (callotaxis) is a widely used surgical procedure to correct tubular bone deformities on both lower and upper extremities⁸. Although the functional improvement in children and changes in their quality of life are dramatic after surgery¹⁴, it takes a long time for the patient and the orthopaedic surgeon to achieve the desired result. The usual healing index of long tubular bones is 25–40 day/cm.

For the correction of an average 5 cm difference between the extremities patients have to wait 125–200 days for the fixator to be removed.

It has been suggested that dynamic loading enhances fracture healing by stimulating the osteogenic response during the healing process, but the exact biologic mechanism for such an effect is unknown^{2,4}. At least three different types of dynamization can be identified based on the properties of the fixator system

used. Elastic dynamization occurs when the fixator frame and pins deform under physiologic loading¹. The second type is when the external fixator frame allows free axial movement through a telescopic mechanism incorporated in the body of the fixator, while bending and rotation is prevented⁴. The third type is through a powered actuator attached to the pins or the fixator frame capable of loading bone ends dynamically irrespective of physiologic and functional loading. This is called controlled dynamization⁹.

It is recognized that the optimal range of interfragmentary movement (IFM) stimulates bone healing and callus formation^{6,13}. However little is known of the optimal IFM or effect of dynamization on the healing process³.

The authors wanted to combine the benefits of manually controlled dynamization with callus distraction. The aims of the study were to create a lengthening device that allows axial controlled manual dynamization and prevents instability in the other two axes. The effect of the maximal amount of dynamization (same rate as the daily lengthening) on the healing, lengthened callus was also examined.

Materials and methods

The experimental procedures were carried out on New Zealand White rabbits of both sexes weighing 2.5–3.0 kg. All animal experiments were performed in accordance with the European Communities Council Directive of 24 November 1986 (86/609/ECC) and were approved by the Committee on Animal Experiments, Semmelweis University, Budapest, Hungary. All efforts were made to minimize the number of animals used and their suffering.

Insertion of an external skeletal fixator and osteotomy was performed¹¹ under deep ketamine-medetomidine general anesthesia (25 mg/kg and 0.5 mg/kg i.m., respectively) in 10 rabbits. The skin was incised on the medial aspect of the hind limb and the tibia was exposed. Modified and original Orthofix-M 101 minifixator with four self-drilling cortical screws was applied and transverse tibial osteotomy was performed.

The modified fixators contained a dynamization screw, which allows 1 mm interfragmental active dynamization in a 360° turn (*Figure 1*). Caution was exercised to avoid damaging nerves, muscles and other soft tissues. 7 days latency after the operation the lengthening were performed. The 10 rabbits undergoing the surgical procedure were divided into two groups (n=5 for each group): in the normal distraction group (NDG) osteotomy was followed by distraction initiated at a rate of 1 mm/day done once a day until the bone had reached 120% of its original length. In the dynamized distraction group (DDG) osteotomy was followed by distraction at the same rate and total length as in the NDG. Prior to

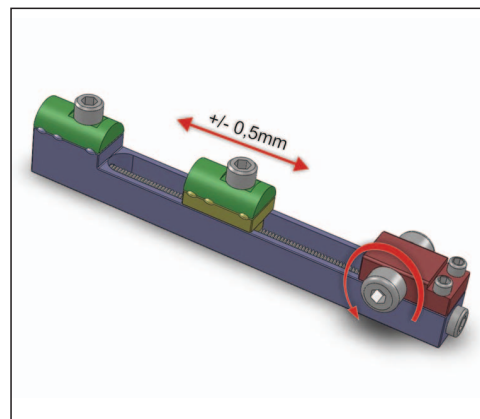


Figure 1. The modified fixators contained a dynamization screw (shown with the curved red arrow), which allows 1 mm interfragmental active dynamization in a 360° turn

lengthening was done 1 mm manual dynamization was performed for ten minutes three times a day. Lengthening was performed, at the end of the day. Great care was taken to fix

the dynamization screw in the daily starting position. In this way it was possible to ensure that the daily lengthening would be exactly 1 mm. At the end of the distraction the animals

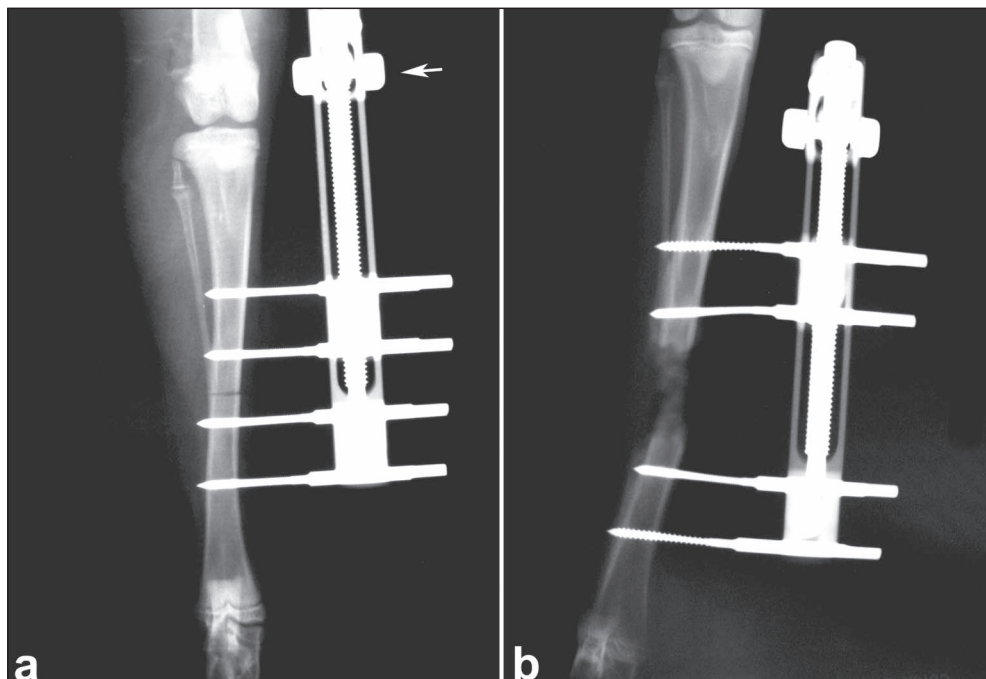


Figure 2. Postoperative radiographs of a rabbit from the DDG. *a)* right after the operation; *b)* at the end of the lengthening. The white arrow points to the dynamization screw

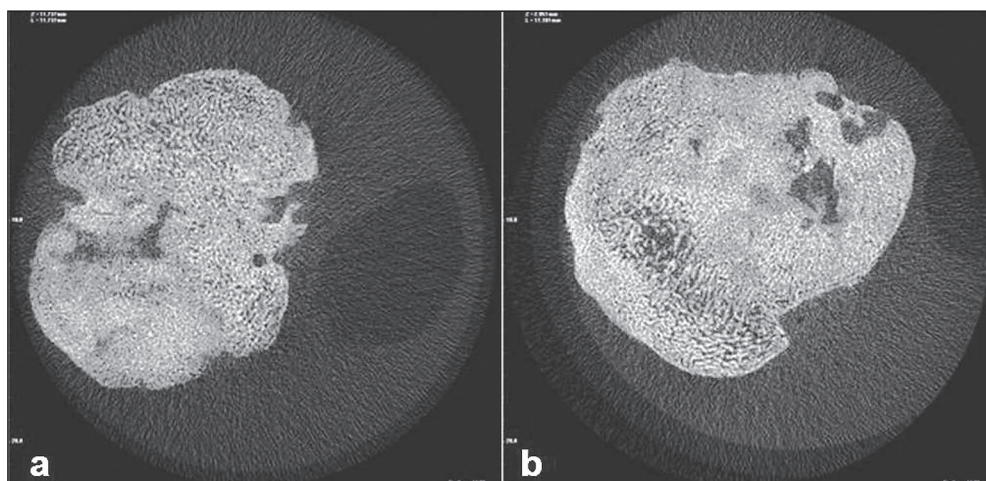


Figure 3. Cross sections of the callus from NDG *a)* and from the DDG *b)*

were sacrificed. Two postoperative radiographs (the first taken immediately after the operation, the second at the end of the lengthening period both in standard dorsoplantar and mediolateral projections 50 kV, 8.0 mAs) and mCT scan were made (Figure 2, 3).

Micro Computed Tomography

Bones were imaged (Figure 3) at an isotropic voxel size of 17 μm , using a mCT Cone Beam 1172 SkyScan system (SkyScan, Kontich, Belgium) operating at a peak voltage of 100 kV and 100 μA with a 0.5 mm aluminum filter. Samples were rotated until 180 degrees with a rotation step of 0.70 degrees and a frame averaging of 3. Three-dimensional reconstructions of the images were visualized using NRecon software (SkyScan, Kontich, Belgium) with 50% beam hardening and 20% ring artifact correction (Figure 4). Global thresholding was performed by the experienced operator. The image datasets were analysed by CT Analyser software (1.7.0.5, SkyScan, Kontich, Belgium) to evaluate bone volume (BV), bone surface (BS), total volume (TV), bone volume fracture (BV/TV).

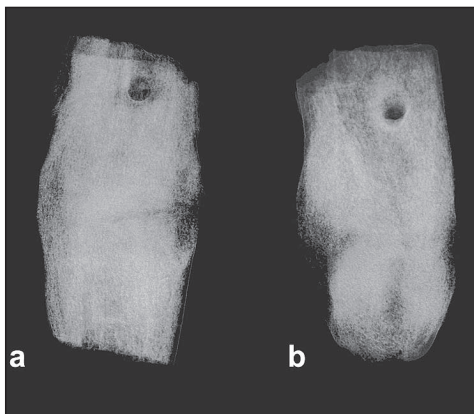


Figure 4. 3D reconstruction of the lengthened callus in a rabbit from the NDG (a) and from the DDG (b)

Statistical Analysis

First a normality test was done. The BV, BS and BV/TV data underwent testing and then a t-test was performed. Normality assumption was not met at TV data, then a Mann-Whitney Rank Sum Test was performed. Analyses were performed using a software SigmaStat 2.0, with a level of significance set at $p < 0.05$.

Results

Following surgery, the rabbits were kept in separate standard cages (0.5 m^2 / animal) with food and water available ad libitum. The environment was maintained at 22 ± 2 $^{\circ}\text{C}$ (60% humidity) with a 12 h light-dark cycle. All rabbits recovered well after surgery. During the study there was no observable prostration; lack of appetite and body weight loss of the animals. Furthermore, no signs of infection or inflammation were observed in any of the animals.

Two postoperative radiographs were taken. The positions of the pins were checked on the first radiogram. Callus formation and lengthening were analysed on the second X-ray picture and on the three-dimensional CT image respectively. Neither malposition of the pins nor malunion were found during or after the distraction period. No visible difference in the amount of callus between the NDG and DDG was found.

The rabbits of the dynamized distraction group (DDG) presented 20% greater callus BV, but no statistical difference was found ($p=0.27$). If the BV/TV of the distracted area was evaluated 24% greater callus was found. There was no statistical difference between the groups ($p=0.233$). Almost the same amount of callus TV was measured between the compared groups (Table 1). The new bone surface

	Normal distraction group	Dynamized distraction group
Bone Volume (cm ³)	0.3336 ± 0.1228	0.4157 ± 0.0945
Total Volume (cm ³)	1.6033 ± 0.1863	1.5948 ± 0.3147
Bone Volume Fraction (BV/TV)	0.2098 ± 0.0799	0.2646 ± 0.0512
Bone Surface (cm ²)	2.5130 ± 0.9350	3.4835 ± 0.9317

Table 1. Summarized data of mCT scan results

was slightly greater in DDG than in the NDG, but the difference was not significant ($p=0.139$).

Discussion

The effects of mechanical stimulation of fracture healing have been documented clinically, and it has been shown that appropriate axial stimulation facilitates bone fracture healing^{7,10}. The fact that some investigators formed the basis of the present study^{5,9}. Later it was thought that mechanical stimulation of fractures should start after the appearance of callus¹². When the callus reached 2 mm then the dynamization started.

We believe we achieved the aims of the study and created a lengthening device that allows axial controlled manual dynamization and prevents instability in the other two axis. No difference in stability, animal behaviour or complications between the two groups were found.

Dynamization is widely used for treating fractures. There is still no consensus in clear

amount and daily frequency. In the present the effect of the maximal amount of dynamization (same rate as the daily lengthening) on the healing of the lengthened callus was tested. As this is a new fixator there are no standards for the frequency and amount of the dynamization during lengthening. In the first step maximum amount of dynamization beside the lengthening was attempted. No difference was found in the radiological properties of callus between the groups. Results showed that this large amount of dynamization did not decrease the formation and quality of the callus. It can be said tentatively that dynamization slightly improved callus formation, but no statistical background was found. Our aim in the future to find the ideal amount and daily frequency of the dynamization during limb lengthening for increasing the callus formation. We are planning to change the daily active manual dynamization to computer assisted dynamization. With the help of these hopefully we will be able to easily control the steps of lengthening and dynamization and reach our final aim: faster new bone formation.

REFERENCES

1. Burny FL. Elastic External Fixation in tibial fractures: Study of 1421 cases. In booker AF.
2. Chao EYS, Aro H. Biomechanics of fracture fixation. In: Mow, Hayes WC, editors. Basic Orthopaedic Biomechanics. New York: Raven Press; 1991;293–335.
3. Claes L, Blakytyn R, Göckelmann M, Schoen M, Ignatius A, Willie B. Early dynamization by reduced fixation stiffness does not improve fracture healing in rat femoral osteotomy model. J Orthop Res 2009;27:22–7.

4. *De Bastiani G, Aldegheri R, Brivio LR.* Treatment of fractures with dynamic axial fixator. *J Bone Joint Surg* 1984;66B:538–45.
5. *Egger EL, Gottsauner-Wolf F, Palmer J.* Effect of axial dynamization on bone healing. *J Trauma* 1993;34:185–19.
6. *Epari D, Kassi J, Schell H, Duda G.* Timely fracture-healing requires optimization of axial fixation stability. *J Bone Joint Surg Am* 2007;89A:1575–85.
7. *Goodship AE.* Cyclical micromovement and fracture healing. *J Bone Joint Surg* 1996;78:166–7.
8. *Kiss S, Pap K, Vízkelety T, Terebessy T, Balla M, Szőke Gy.* The humerus is the best place for lengthening. *Int Orthop* 2008 Jun;32(3):385–8.
9. *Larsson S, Wookcheol K, Caja VL, Egger E, Inoue N, Chao EYS.* Effect of early axial dynamization on tibial bone healing: a study in dogs. *Clin Orthop Relat R* 2001;388:240–51.
10. *Martinez A, Sarmiento A, Latta LL.* Closed fractures of the proximal tibia treated with functional brace. *Clin Orthop* 2003;417:293–302.
11. *Pap K, Kiss S, Shisha T, Domos Gy, Berki S, Holnapy G et al.* Hisztopatológiai elváltozások az izomszövetben végtaghosszabbítást követően. *Magyar Traumatológia, Ortopédia, Kézsebészet, Plasztikai Sebészet* 2009;(3):217–22.
12. *Takéda T, Narita T, Ito H.* Experimental study on the effect of mechanical stimulation on the early stage of fracture healing. *J Nippon Med Sch* 2004;71:252–62.
13. *Wolf S, Janousek A, Pfeil J, Veith W, Haas F, Duda G et al.* The effects of external mechanical stimulation on the healing of diaphyseal osteotomies fixed by flexible external fixation. *Clin Biomech* 1998;13:359–64.
14. *Young N, Bell D-F, Anthony A.* Pediatric pain patterns during Lizarov treatment of limb length discrepancy and angular deformity. *J Pediatr Orthop* 1994;14(3):352–7.

Dr. Károly Pap

Department of Traumatology and Uzsoki Hospital Budapest, Semmelweis University of Budapest

H-1145 Budapest, Uzsoki u. 29.

Tel.: (+36) 1 467-3700

SEMITENDINOSUS ÍNNAL VÉGZETT EGYKÖTEGES ÉS KÉTKÖTEGES, NÉGYCSATORNÁS ELÜLSŐ KERESZTSZALAG PÓTLÁSSAL ELÉRT EREDMÉNYEINK PROSPEKTÍV ÖSSZEHASONLÍTÓ VIZSGÁLATA

Baló Eszter¹, Hangody György Márk², Husam Rahmeh³, Bodó László³, Hangody László³

¹Debreceni Egyetem, Orvos- és Egészségtudományi Centrum, Traumatológiai és Kézsebészeti Tanszék

²Semmelweis Egyetem, Általános Orvostudományi Kar

³Fővárosi Önkormányzat Uzsoki utcai Kórház, Ortopéd-Traumatológiai Osztály

drbaloo@freemail.hu

Absztrakt

A szerzők a ma leggyakrabban használt megnégyszerezett semitendinosus ínnal való egyköteges LCA-pótlás műtéti eredményeit prospektív módszerrel hasonlították össze a napjainkban elterjedőben lévő szintén semitendinosus ínból készült, kétköteges, négycsatornás módszer műtéti eredményeivel.

Prospektív vizsgálat során 40-40 hagyományos technikával végzett és kétköteges LCA-pótláson átesett beteg 6-42 hónapos utánkötése során a szubjektív panaszok, pontrendszerek, manuális stabilitásvizsgálat és a tibiafej AP-kimozdulásának KT-1000 artrométerrel mért értéke alapján értékelték.

Szövegményeket illetően a két csoport nem mutatott különbséget. A szubjektív panaszok és a pontrendszerek vonatkozásában a két csoport betegeinek eredménye között szignifikáns eltérés nem mutatkozott. Az objektív stabilitásmérések a kétköteges csoport esetében jobb eredményeket mutattak – átlagosan 6,1 mm kimozdulás a hagyományos technikával végzett 7,2 mm-es átlagkimozdulásához képest. Mindkét csoportból a legtöbben vissza tudtak térni a sérülés előtti aktivitásukhoz. Összesen 28 igazolt sportolóból 25-en a versenysportba is visszatértek. Ez az eredmény az irodalmi adatokkal összevetve is ígéretesnek mondható.

Bár a kezdeti tapasztalatok biztatóak, hosszabb távú utánkötésre lenne szükség annak eldöntésére, hogy a technikailag összetettebb, költségesebb és több időt, valamint speciális műszereket igénylő kétköteges módszer chondroprotectív hatás szempontjából lényeges előnyökkel bír-e a hagyományos LCA-pótlással szemben.

Kulcsszavak: LCA-sérülés, anatómiai LCA-pótlás, double bundle technika, pivot shift

Prospective comparison of our results regarding single bundle and double bundle four channel ACL replacement with semitendinosus tendon

Abstract

Authors compared the results of the most frequent quadrupled single bundle ACL replacement and of the nowadays spreading use of double bundle four channel ACL replacement with semitendinosus tendon.

The prospective examination included 40 patients with traditional ACL replacement technique

and 40 patients with double bundle ACL replacement technique. During the 6–42 months follow up period, the results were evaluated based on subjective complaints, point systems, manual articular stability and the results of AP directional movement of the caput tibiae measured with KT-1000 arthrometer.

No differences were found between the two groups in regard to complications. Subjective complaints and point systems did not show significant differences either. Measuring objective stability showed better results in the double bundle group – the size of displacement with double bundle ACL replacement was on average 6.1 mm whereas that with traditional ACL replacement was 7.2 mm. Most of the athletes were able to return to their original activity level. 25 out of 28 athletes were able to return to competition level. These results are promising compared with the data in the literature.

Although these initial experiences are encouraging, a longer follow up period is needed to decide whether the double bundle method – which is technically more complex, more expensive, and needs more time and special instruments – possesses chondroprotective advantages over the traditional ACL replacement.

Keywords: ACL injury, anatomical ACL replacement, double bundle technique, pivot shift

Bevezetés

Napjainkra világszerte elfogadott a krónikus térdízületi instabilitás porckárosító és további sérüléseket indukáló hatása, mely különösen nagy igénybevételnek kitett ízület, gyorsan ható erők esetén (pl. sportolóknál) gyakran korai arthrosis kialakulásához vezet⁵. Ennek megelőzése érdekében az elülső keresztszalagpótlás indikációs területe egyre szélesedik, a különböző műtéttechnikai finomítások száma egyre nő. Míg az Amerikai Egyesült Államokban évente kb. 150 000 új sérülést diagnosztizálnak, és kb. 100 000 primer LCA-pótlást végeznek²⁰, hazánkban kb. 3000 betegnél kerül sor különböző technikával elülső keresztszalagpótlásra évente⁹. Ez a szám azonban évről évre egyre nő.

Az utóbbi 90 évben az elülső keresztszalagpótlás hatalmas fejlődésen ment keresztül a ma jellemző jó eredmények eléréséig. Az első ilyen műtétet 1917-ben Hey Groves végezte proximálisan nyelezett fascia lata csíkkal³. Az 1950-es évektől az extraarticularis pótlások voltak elterjedtek, de mivel ezeknél a graft el-

helyezkedése nem volt izometriás, érdemi stabilizáló hatással nem rendelkeztek. Másik hátrányuk, hogy károsították a térd körüli képletek proprioceptív rendszerét. Az 1970-es évektől kezdtek elterjedni az intraarticularis pótlások. Ezek az anatómiaihoz jobban hasonlító ízületen belüli viszonyokat biztosítottak, így eredményesebbek voltak. Az 1980-as években nagy áttörést jelentett az LCA-pótlás artroszkópos technikájának kidolgozása és elterjedése, melynek számos előnye volt a nyitott technikákhoz képest. A posztoperatív fájdalom jelentősen csökkent, így a rehabilitációs idő is megrövidült. Emellett a pontosabb graftelhelyezés is lehetővé vált^{3,11}. Ezt követően számos különböző grafttípus és rögzítési módszer került kifejlesztésre azzal a céllal, hogy a térdízület bonyolult biomechanikáját minél pontosabban visszaállítsa, biztosítsa a sérülés előttihez minél hasonlóbb stabilitási viszonyokat és chondroprotectív hatást, valamint tovább javítsa a műtét eredményeket. Az 1990-es évektől leggyakrabban BTB-graftot használtak keresztszalagpótlásra. Ezzel egy időben szintetikus anyagokból készült szalagokkal is végeztek LCA-pótlást. Mivel azonban ez az

anyag a gyakori mikrotraumák hatására könnyen elszakadt, és gyakoriak voltak a szeptikus komplikációk is, nem váltak népszerűvé. 2000 óta egyre inkább a semitendinosus graft került előtérbe. Bár a nemzetközi irodalomban 75–93%-os sikerrátáról számolnak be primer LCA rekonstrukció esetén^{4,22}, a ma leggyakrabban használt műtéti technikáknak is vannak hiányosságai. Kísérletes és klinikai vizsgálatok alapján tudjuk, hogy az egészséges elülső keresztszalag egy antero-medialis és egy postero-lateralis kötegből áll, melyek eredési és tapadási helyei jól elkülönülnek, így működésük sem teljesen azonos. Duthon és munkatársai kimutatták, hogy az antero-medialis köteg flexióban feszül meg, és főleg AP-irányban stabilizál, ezzel egy időben a postero-lateralis el-lazul. Extenzióban a postero-lateralis köteg feszül meg, a rotációs stabilitásban van nagyobb szerepe⁶. Mivel egyköteges pótlás esetén a pótszalag inkább az antero-medialis köteg lefutásának megfelelően helyezkedik el, a postero-lateralis köteg funkcióját nem tudja teljes mértékben pótolni²². Ez a magyarázata annak, hogy korrekt furatpozicionálás esetén sem biztosított minden esetben a megfelelő rotációs stabilitás. Így a jó antero-posterior stabilitás ellenére is visszamaradhat pivot shift pozitívitás, ami sétánál, futásnál abnormális rotációs, valamint ab- és adductiók mozgásokat eredményez^{16,18,22}. Emellett a mozgástartomány különböző szakaszain különböző antero-posterior stabilitásviszonyokkal is számolnunk kell, mivel extendált helyzetben a postero-lateralis köteg funkcióját a hagyományosan behelyezett graft nem tudja helyettesíteni. E megállapításokat követően számos biomechanikai vizsgálat indult az elülső keresztszalag mindkét kötegeinek pótlásával kapcsolatban. Az első cadaver, majd klinikai vizsgálatok eredményei Yasuda és mtsaitól származnak²⁵, ami a 2005 óta világszerte egyre szélesebb körben végzett anatómiai LCA-pótlás alapja volt. Yagi²¹ és Luites¹³ cadaver térdeken végzett tanulmányukban, majd klinikai vizsgálatok²² során is

bebizonyították, hogy a kétköteges pótlással az intakt térdhez hasonlóbb stabilitásviszonyok érhetők el főleg rotációban, de antero-posterior irányban is, mint egyköteges pótlás esetén. Több különböző centrumban^{7,12,24,27} végzett cadaver kísérletében a különböző helyen eredő pótszalaggal, illetve a különböző pozíciójú femoralis csatornákkal elérhető stabilitásviszonyok összehasonlításakor azt találták, hogy bár a 10 óránál (PL-köteg helye) lévő graft a nagy flexiós helyzetet kivéve a rotáció ellen jobban véd, mint a 11 óránál lévő (AM-köteg), önállóan egyik sem képes az intakt térd stabilitásának visszaállítására. Tashman és mtsai^{17,18} in vivo vizsgálataikban az operált és nem operált térd 3D kinematikájának stereoradiographiás rendszerrel való összehasonlítása során azt találták, hogy dinamikus terhelés során szignifikáns különbség van a két térd kinematikájában, főleg a rotáció vonatkozásában. Ez valószínűleg hozzájárulhat az esetek 60–90%-ában 10–20 év múlva a rgt-en megjelenő osteoarthrosis elváltozások kialakulásához^{10,17,18}. Több szerző^{7,15,22,26} klinikai tanulmányban bizonyította, hogy a kétköteges LCA-pótlás az anatómiai jobban megközelítő kinematikát, Fu⁷ szerint 94%-ban, Aglietti² szerint 86%-ban normális pivot shiftet biztosít. Más szerzőknek^{1,8,15} hasonló vizsgálatokkal jelentős előnyt nem sikerült bizonyítani. Annak eldöntésére, hogy a költségesebb, több időt, rutint és műszerezettséget igénylő double bundle technika valódi előnyt jelent-e a hagyományos módszerhez képest, hosszabb távú utánkövetés, valamint megbízható in vivo, a rotációs stabilitást dinamikus terhelés során vizsgáló mérőműszerre lenne szükség.

Anyag és módszer

Az Uzsoki Kórház Ortopéd-Traumatológiai Osztályán 2001 óta elsődleges graftválasztásként proximalisan Endobuttonnal, distalisan fast lock technikával rögzített, megnégyszere-

zett semitendinosus inat használunk elülső keresztzalagpótlásra. A műtéttel kapcsolatos hosszú távú eredményeink azt bizonyítják, hogy ez a grafttípus és rögzítési mód jó antero-posterior stabilitást biztosít. Megfelelő rehabilitációt követően legtöbb betegünk az eredeti aktivitását visszanyerte, sokan a versenysportba is visszatértek. Azonban – a nemzetközi irodalomban leírtakhoz hasonlóan – betegeink egy részénél a jó antero-posterior stabilitás ellenére is találtunk visszamaradó pivot shift pozitívítást, mely bizonyos esetekben, főleg hirtelen irányváltoztatás esetén szubjektív instabilitással is társult. A jobb rotációs stabilitás reményében 2005. január óta osztályunkon válogatott betegek esetében az elülső keresztzalagpótlást semitendinosus ínna, kétköteges, négycsatornás módszerrel végezzük.

A 2005. március 1. és 2009. szeptember 1. közötti időszakban a két különböző technikával operált betegeinknél elért korai eredményeket prospektív vizsgálat során hasonlítottuk össze. A betegeket mindkét csoportba egy operatőr beteganyagából választottuk ki, hogy a műtéti-technikai eltérésekből adódó különbségeket kiküszöböljük. A fenti időszakban 40 izolált elülső keresztzalag sérülés miatt operált betegnél kétköteges, négycsatornás módszerrel végeztük az LCA-pótlást. Ebbe a csoportba 40

egymást követő műtét került. Jó porcállapotú, fiatal, aktív betegeket tartalmazott a csoport. Társuló porckárosodás miatt egy esetben volt szükség microfractura, két esetben mozaikplasztika elvégzésére. A kontrollcsoportba 40, hagyományos módon, azonos időben operált izolált LCA-sérültet választottunk ki úgy, hogy a két csoport az átlagéletkor és a nemek aránya alapján hasonló legyen. A porcállapot vonatkozásában a hagyományos csoportban nagyobb heterogenitást tapasztaltunk, gyakoribb és súlyosabb porckárosodásokkal. Az LCA-pótlással egy időben ebből a csoportból öt betegnél microfracturát, három betegnél mozaikplasztikát is végeztünk. Ez összefüggésben állhat azzal, hogy ebben a csoportban a sérülés és a műtét között eltelt átlagos idő hosszabb volt, mint a kétköteges csoportnál. Társuló meniscussérülés ellátására a kétköteges csoportból hat betegnél, az egyköteges csoportból kilenc esetben volt szükség. Minden esetben rezekció történt. A vizsgálatból mindkét csoport esetében kizártuk azokat, akiknél társuló hátsó keresztzalag-, vagy akut esetben bármely mértékű oldalszalag-sérülés is jelen volt (1. táblázat).

A pótszalag minden beteg esetében csak semitendinosus ínból készült, melyet proximalisan Endobuttonnal, distalisan fast lock techniká-

	Kétköteges LCA-pótlás	Egyköteges LCA-pótlás
Életkor (év)	26,3 (18–41)	28,6 (18–47)
Férfi : nő megoszlás	32 : 8	24 : 16
Sérülés és műtét közötti idő (hónap)	3 (0–22)	5 (0–48)
Átlagosan	26	14
I–II. fokú CHP	11	18
III–IV. fokú CHP	3	8
Microfractura	1	5
Mozaikplasztika	2	3
Társuló meniscussérülés	6	9
Utánkövetési idő (hónap)	35 (6–48)	37 (6–48)

1. táblázat. A két összehasonlított betegcsoport jellemzése

0–3. hét	nincs külső rögzítés teljes tehermentesítés és 0–90 fok mozgásterjedelem
3. héttől	a teljes mozgásterjedelem megengedése, a terhelés megkezdése, forszirozott aktív torna, izomerő-fejlesztés
6. héttől	nyílt láncú izomerősítés megkezdése, proprioceptív tréning
10. héttől	egyenes vonalú futás
12. héttől	irányváltztatás
4–5. hónaptól	sportspecifikus terhelés

2. táblázat. Rehabilitációs protokoll

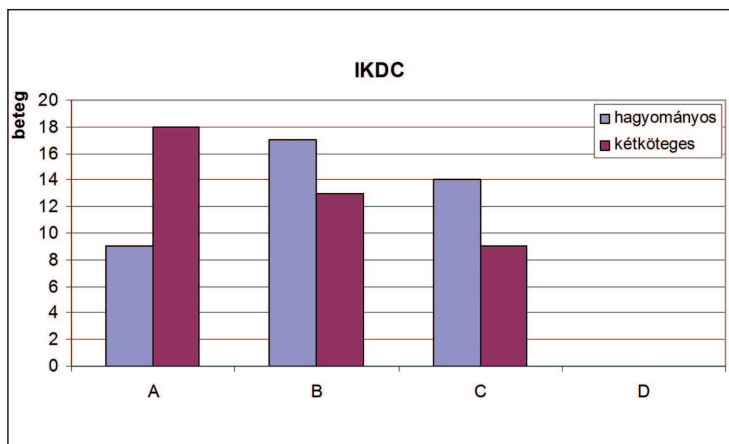
val rögzítettünk. A postoperatív szakban a rehabilitáció mindkét csoport esetében azonos volt (2. táblázat).

Betegeink 6–48 hónapos utánkövetése során az elért eredményeket a szubjektív panaszok, Lysholm-, Tegner- és IKDC-pontrendszerek alapján értékeltük. Emellett fizikális stabilitási vizsgálatokkal (Lachman, asztalfiók, pivot shift) és KT–1000 artrométerrel mértük az operált ízület stabilitását. A mért értéket minden esetben az ellenoldali ép ízület-höz viszonyítottuk.

Eredmények

A postoperatív szakban észlelt szövődmények tekintetében a két csoport között lényeges különbség nem mutatkozott. Egy kétköteges pótlás után kialakult felületes septicus folyamat, sebgyógyulási zavar konzervatív kezelésre gyógyult. Arthrofibrosis miatt két hagyományos LCA-pótlás után arthroscopos debriement-ra és fedett bemozgatásra volt szükség. Feszülő haemarthros miatt két hagyományos és egy kétköteges technikával pótolta betegünkönél punctiót végeztünk, ez követően újratelődést nem észleltünk. Átmeneti, spontán gyógyuló donorterületi fájdalomról mindkét csoportból egy-egy beteg számolt be. Igazolt thromboembolia egy esetben sem alakult ki.

A pontrendszerekkel történt értékelés során a két betegcsoport eredményei között szignifikáns eltérést nem találtunk. Lysholm pontrendszer alapján a legtöbb beteg mindkét csoportból kiváló vagy jó eredményt kapott – a hagyományos csoport átlagos 91 pontos postoperatív értékével szemben a kétköteges csoport 95 pontos átlagot mutatott. Tegner pontrendszer alapján a kétköteges csoport átlagosan 9,2 pontot, az egyköteges csoport átlagosan 8,8 pontot kapott. Az IKDC-pontrendszer segítségével a betegek szubjektív panaszainak,



1. ábra. Értékelés az IKDC-pontrendszer alapján. A beteg szubjektív értékelése a térdével kapcsolatban, térdízület flexiós-extenziós mozgása, szalagrendszer állapota, kompartmentek állapota alapján: normális (A), közel normális (B), kóros (C), súlyosan kóros (D)

valamint a térdizület funkciójának objektív értékelésére is sor került. Ez alapján a kétkötetes csoportból 18 beteg normál (A), 13 közel normál (B), 9 kóros (C), míg az egykötetes csoportból 9 normál (A), 17 közel normál (B), 14 kóros (C) értékelést kapott (1. ábra).

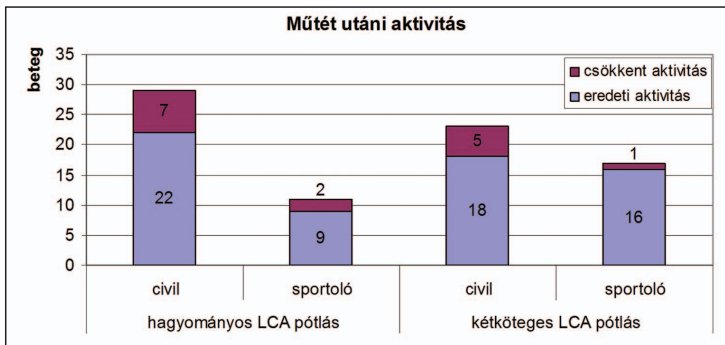
A kétkötetes csoportban 23 civil betegből 18 (78%) tért vissza a műtétet követően az eredeti aktivitási szintjére, 17 igazolt sportolóból 16 (94%) tudott visszatérni a sérülés előtti sportaktivására. Az egykötetes csoportban lévő 29 civil betegből 22 (75%), 11 igazolt sportolóból 9 (81%) nyerte vissza a sérülés előtti aktivitási szintet a keresztszalagpótlást követően (2. ábra).

Az operált ízület antero-posterior stabilitását manuális módszerekkel, Lachman- és elülső asztalfiók tesztekkel vizsgálva a két csoport között lényeges különbség nem mutatkozott (3. táblázat).

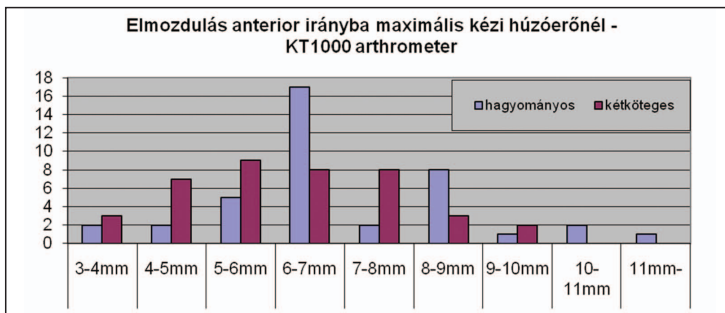
		-	+	++	+++
Lachman	Kétkötetes	29	9	2	0
	Hagyományos	27	9	3	1
Elülső asztalfiók	Kétkötetes	28	10	1	1
	Hagyományos	26	10	3	1
Pivot shift	Kétkötetes	36	4		
	Hagyományos	32	8		

3. táblázat. Fizikális stabilitásvizsgálat eredményei

KT-1000 arthrométerrel mérve a tibiafej antero-posterior kimozdulását a kétkötetes csoport esetében 3,3 mm és 8,5 mm közötti értékeket, átlagosan 6,2 mm-t mértünk. Az egykötetes csoportban a tibiafej kimozdulása 3,1 mm és 11 mm közötti, az átlagos kimozdulás 7,1 mm volt. A két csoportban mért értékek között tehát nem volt jelentős eltérés (3. ábra).



2. ábra. Visszatérés a sérülést megelőző aktivitási szintre



3. ábra. Elmozdulás anterior irányba maximális kézi húzóerőnél KT-1000 arthrométerrel végzett vizsgálat során

Megbeszélés

Saját összehasonlító vizsgálatunk eredményei a nemzetközi irodalomban leírtakhoz hasonlóan^{2,7,17,18,22,23,26} azt igazolták, hogy az elülső keresztszalagpótlás egykötéges, megnégyszerezett semitendinosus ín felhasználásával a legtöbb esetben megfelelő antero-posterior stabilitást és akár a versenysportban való visszatéréshez szükséges jó szubjektív stabilitásérzetet biztosít. Nem minden esetben képes azonban a kellő rotációs stabilitás, valamint bármely flexiós-extenziós helyzetben egyforma stabilitás biztosítására. E hátrányok az anatómiai LCA-pótlással elkerülhetőek, valamint a technika elméleti alapjainak ismeretében lehetőség nyílik az egyes kötégek szelektív pótlására is.

Az objektív stabilitásmérés eredményei jobb sagittalis stabilitást mutattak a kétkötéges csoportnál. Ez azzal magyarázható, hogy az eredeti anatómiai helyzet pontosabb lemásolása minden irányban – így a sagittalis síkban is – jobb stabilitást eredményezhet.

Mivel a kétkötéges LCA-pótlás in vitro és in vivo vizsgálatok alapján^{7,12,15,17,18,21,22,24,25,26,27} is az egészséges térd biomechanikájához hasonlóbb mozgásokat biztosít, mint a hagyományos, egykötéges technika, így hosszú távon jobb porcvédő hatás várható el. Összehasonlító vizsgálatunkban ugyan az IKDC-értékelés lényegesen jobb eredményeket mutatott a kétkötéges csoportban, de ez nem magyarázható egyértelműen a technika előnyeivel, hanem a kedvezőbb kezdeti porcállapotnak is tulajdonítható. A jobb chondroprotectív effektus jelen

utánkövetési időnél hosszabb periódus alatt ítéltető meg, ennek igazolására nagyobb utánkövetési idő után végzett összehasonlító vizsgálatra lesz szükség, melyet jelen vizsgálati csoportok további követésével tervezünk.

A kétkötéges pótlás további előnye lehet, hogy a két csatorna és a graftok közötti nagyobb tapadási felület jobb rögzülési és beépülési esélyeket biztosít, mint az egy csatorna és egy graft esetében várható. Ezzel kapcsolatos in vitro vizsgálatot a nemzetközi irodalomban Yan Lu és munkatársai közöltek¹⁴, akik biomechanikai és szövettani vizsgálatok során hasonlították össze egy és két fűrcsatorna esetében az ín és a csont közötti gyógyulást juh modellek esetében. Kapott eredményeik a fenti hipotézist igazolni látszanak, azonban a bizonyításhoz további részletesebb, nagyobb számú anyagon végzett in vitro és in vivo tanulmányokra lenne szükség.

A hagyományos módszerhez képest a kétkötéges LCA-pótlás műtéttechnikailag bonyolultabb, melyhez speciális műszerek mellett nagyobb sebészi jártasságra van szükség. Bár gyakorlott kézben minimálisan hosszabb műteti idő alatt hasonló vagy jobb eredmények érhetők el, mint az egykötéges pótlás esetén, kevésbé rutinos operatőr esetén a műtét hosszának jelentős megnyúlása mellett a több műtéttechnikai hibalehetőség miatt statisztikailag rosszabb eredményekre is számíthatunk. E hátrányok miatt azt gondoljuk, hogy a kétkötéges LCA-pótlás rutinszerű alkalmazása helyett a tapasztalt operatőr által, válogatott beteganyagon végzett műtét jelenthet valódi előnyöket.

IRODALOM

1. Adachi N, Ochi M, Uchio Y, Iwasa J, Kuriwaka M, Ito Y. Reconstruction of the anterior cruciate ligament: single-versus double-bundle multistranded hamstring tendons. *J Bone Joint Surg Br* 2004;86: 515–20.
2. Aglietti P, Giron F, Losco M, Cuomo P, Ciardullo A, Mondanelli N. Comparison between single- and double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction: A prospective, randomized,

- single-blinded clinical trial. *Am J Sports Med* 2010;38(1):25–34.
3. *Berkes I.* Az elülső keresztszalag rekonstrukciók korszerű szemlélete. *Sportorvosi Szemle* 1993; 34:71–87.
 4. *Brown CH Jr, Carson EW.* Revision anterior cruciate ligament surgery. *Clin Sports Med* 1999;18(1):109–71.
 5. *Curl WW, Krome J, Gordon ES, Rushing J, Smith BP, Poehling GG.* Cartilage injuries: a review of 31,516 knee arthroscopies. *Arthroscopy* 1997; 13:456–60.
 6. *Duthon VB, Barca C, Abrassart S, Fasel JH, Fritschy D, Ménétrey J.* Anatomy of the anterior cruciate ligament. *Knee Surg Sport Tr A* 2006; 14(3):204–13.
 7. *Fu FH, Shen W, Starman JS, Okeke N, Irrgang JJ.* Primary anatomic double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction: a preliminary 2-year prospective study. *Am J Sport Med* 2008;36(7):1263–74.
 8. *Hamada M, Shino K, Horibe S, Mitsuoka T, Miyama T, Shiozaki Y et al.* Single-versus bi-socket anterior cruciate ligament reconstruction using autogenous multiple-stranded hamstring tendons with Endobutton femoral fixation: a prospective study. *Arthroscopy* 2001;17:801–7.
 9. *Hangody L, Bodó L, Szigeti I, Rahmeh H, Duska Zs.* Kétköteges, négycsatornás elülső keresztszalagpótlással szerzett korai tapasztalataink értékelése. *Magyar Traumat Ortop* 2008; 51 Suppl 1:49.
 10. *Jonsson H, Riklund-Ahlstorm K, Lind J.* Positive pivot shift after ACL reconstruction predicts later osteoarthritis: 63 patients followed 5–9 years after surgery. *Acta Orthop Scand* 2004; 75:594–9.
 11. *Knoll Zs, Kiss R, Kocsis L.* Teljes és izolált LCA-szakadásos térd biomechanikájának vizsgálata ultrahangos mozgásérzékelővel. *Magyar Traumat Ortop* 2002;45(3):201–6.
 12. *Loh JC, Fukuda Y, Tsuda E, Steadman RJ, Fu FH, Woo SL.* Knee stability and graft function following anterior cruciate ligament reconstruction: Comparison between 11 o'clock and 10 o'clock femoral tunnel placement. *Arthroscopy* 2003;19(3):297–304.
 13. *Luites JWH, Wymenga AB, Blanckevoort L, Kooloos JGM.* Description of the attachment geometry of the anteromedial and posterolateral bundles of the ACL from arthroscopic perspective for anatomical tunnel placement. *Knee Surg Sport Tr A* 2007;15(12):1422–31.
 14. *Lu Y, Markel MD, Nemke B, Wynn S, Graf B.* Comparison of single-versus double-tunnel tendon-to-bone healing in an ovine model: A biomechanical and histological analysis. *Am J Sport Med* 2009;37:512.
 15. *Muneta T, Sekiya I, Yagishita K, Ogiuchi T, Yamamoto H, Shinomiya K.* Two-bundle reconstruction of the anterior cruciate ligament using semitendinosus tendon with Endobuttons: operative technique and preliminary results. *Arthroscopy* 1999;15:618–24.
 16. *Ristanis S, Giakas G, Papageorgiou CD, Moraiti T, Stergiou N, Georgoulis AD.* The effects of anterior cruciate ligament reconstruction on tibial rotation during pivoting after descending stairs. *Knee Surg Sport Tr A* 2003;11: 360–5.
 17. *Tashman S, Collon D, Anderson K, Kolowich P, Anderst W.* Abnormal rotational knee motion during running after anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sport Med* 2004;32(4): 975–83.
 18. *Tashman S, Kolowich P, Collon D, Anderson K, Anderst W.* Dynamic function of the ACL-reconstructed knee during running. *Clin Orthop Relat Res* 2007;454:66–73.
 19. *Tashman S, Kopf S, Fu FH, Silver D.* The kinematic basis of ACL reconstruction. *Oper Tech Sport Med* 2008;16(3):116–8.

20. Woo SLY, Wu C, Dede O, Vercillo F, Noorani S. Biomechanics and anterior cruciate ligament reconstruction. *J Orthop Surg* 2006;1:2.
21. Yagi M, Wong EK, Kanamori A, Debski RE, Fu FH, Woo SL. Biomechanical analysis of an anatomic anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sport Med* 2002;30(5):660–6.
22. Yagi M, Kuroda R, Nagamune K, Yoshiya S, Kurosaka M. Double-bundle ACL reconstruction can improve rotational stability. *Clin Orthop Rel Res* 2006;454:100–7.
23. Yagi M, Kuroda R, Nagamune K, Yoshiya S, Kurosaka M. Double-bundle ACL reconstruction can improve rotational stability. *Clin Orthop Relat Res* 2007;454:100–7.
24. Yamamoto Y, Hsu WH, Woo SL, Van Scyoc AH, Takakura Y, Debski RE. Knee stability and graft function after anterior cruciate ligament reconstruction: a comparison of a lateral and an anatomical femoral tunnel placement. *Am J Sport Med* 2004;32(8):1825–32.
25. Yasuda K, Kondo E, Ichiyama H, Kitamura N, Tanabe Y, Tohyama H, et al. Anatomic reconstruction of the anteromedial and posterolateral bundles of the anterior cruciate ligament using hamstring tendon grafts. *Arthroscopy* 2004;20(10):1015–25.
26. Yasuda K, Kondo E, Ichiyama H, Tanabe Y, Tohyama H. Clinical evaluation of anatomic double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction procedure using hamstring tendon grafts: comparisons among 3 different procedures. *Arthroscopy* 2006;22(3):240–51.
27. Zaffagnini S, Bruni D, Martelli S, Imakiire N, Marcacci M, Russo A. Double-bundle ACL reconstruction: influence of femoral tunnel orientation in knee laxity analysed with a navigation system – an in-vitro biomechanical study. *BMC Musculoskelet Disord* 2008;9:25.

Dr. Baló Eszter

Debreceni Egyetem, Orvos- és Egészségtudományi Centrum, Traumatológiai és Kézsebészeti Tanszék
H-4043 Debrecen, Bartók Béla út 2–26.
Tel.: (+36) 52 511-781

www.asszisztencia.hu



ASSZISZTENCIA

A hivatásos
kongresszus
szervező

TEJESKÖRŰ RENDEZVÉNY SZERVEZÉS

- 1994 ÓTA
- TÖBB MINT 300 KONGRESSZUS
- BUDAPESTEN
- VIDÉKEN
- ÉS 2008 ÓTA EURÓPA MÁS ORSZÁGAIBAN IS

TESTRESZABOTT ON-LINE MEGOLDÁSOK AZ ÖN ELKÉPZELÉSEIHEZ

- ON-LINE ELŐ-REGISZTRÁCIÓ, SZÁLLÁSFOGLALÁS ÉS FIZETÉS
- ON-LINE ABSZTRAKT GYŰJTÉS, KIÉRTÉKELÉS ÉS SZEKCIÓ BEOSZTÁS
- ON-LINE TESZT VIZSGA ÉS KIÉRTÉKELÉS
- ON-LINE ELÉGEDETTSÉG MÉRÉS

BŐVEBB INFORMÁCIÓÉRT KÉRJÜK ÍRJON AZ
INFO@ASSZISZTENCIA.HU CÍMRE!

EXPERIMENTAL MODELLING OF THE VENOUS MUSCLE PUMP

Gergely Bárdossy¹, Ádám Boros², Gábor Halász¹

¹Department of Hydrodynamic Systems, Budapest University of Technology and Economics

²Budapest University of Technology and Economics

bardossy@hds.bme.hu

Abstract

One of the most interesting phenomena in the venous circulatory system is the vein pump mechanism in the legs. The veins in this area are surrounded by the calf muscle, which periodically deforms the vein walls and squeezes blood out of the section. Venous valves prevent the blood from backflow.

A measuring rig was designed to model and measure the periodic pulsation of the veins. The device contains a chamber containing a collapsible tube. In this paper the diameter of the tube was examined under periodically varying chamber pressure. Pictures were taken of the viscoelastic tube during the pulsation. The diameter as a function of time is calculated and compared with the pressure-time series. Also the operation of the check valves of the measuring rig is observed. The results are presented and discussed.

Keywords: veins, deformation, collapsible tube, pressure excitation

Introduction

Nowadays various diseases of the circulatory system are the main cause of mortality. According to the WHO Mortality Database of the year 2005 for Hungary, 52 percent of the deaths were caused by circulatory diseases. A major portion of them occurs in the venous system (e.g. varicose veins, thrombosis). To understand the main causes of various venous diseases it is essential to investigate the blood flow in veins. Venous blood flow is induced by several mechanisms. On the one hand the heart generates a pressure difference that induces the flow. However, this pressure gradient is remarkably smaller than the one in the arterial system. On the other hand, the pulsation of arteries and the contraction of muscles near the veins excite the vein wall. This excitation leads to a periodic wall deformation. Due to this deformation the blood volume in the vessel changes in time. In most of the vein segments so called venous valves are present to

prevent blood from backflow. Thus the blood flow is induced in only one direction. In addition to these mechanisms, the effect of lung inflation and deflation also plays a significant role in the venous blood flow. The venous network contains several loops and branches. Also the mechanical behaviour of the venous wall is special: according to Monos¹ the vein walls are “bioviscoelastic”. Bioviscoelasticity can presumably be described using viscoelastic material models.

The present knowledge of venous hemodynamics is limited. Some observations have been made on the behaviour of the venous valves. Qui et al.² investigated the fluid dynamics of the venous valve closure. Their measurements confirmed that venous valves are pressure operated rather than flow operated devices. According to their experiments only a very little blood reflux is needed to close the valve completely. A three-dimensional fluid-structure interaction simulation of a vein valve

has been carried out by Buxton and Clarke³. The fluid was modelled using a lattice Boltzmann model, while the solid mechanics of the valve leaflets and the vein wall was captured using a lattice spring model. The resulting numerical model was able to represent the dynamical behaviour of the vein valves. However the authors point out that the results give only a qualitative description of the vein valve. A. Boyd et al.⁴ investigated venous pressures in ambulant patients. They developed a technique for measuring venous pressure that is more accurate than indirect methods.

The collapse of a silicone tube was investigated by Fung⁵. He developed a so-called Starling reservoir. Conrad⁶ constructed an improved reservoir. During the measurements the pressure in the reservoir was kept constant and the volumetric flow rate in the silicone tube was varied. The pressure difference between both ends of the tube was investigated as a function of the volumetric flow rate. The resulting curve was then analyzed by the author.

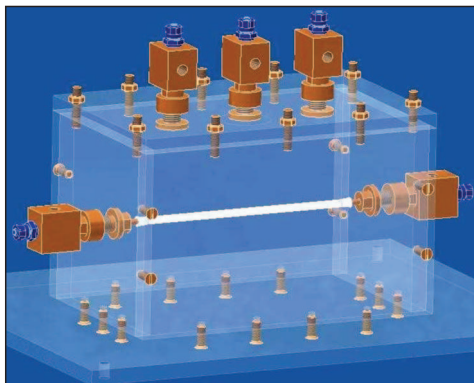
Development of the measuring rig

The aim of this project was to carry out measurements on a Starling reservoir similar to Fung's chamber. The main improvement

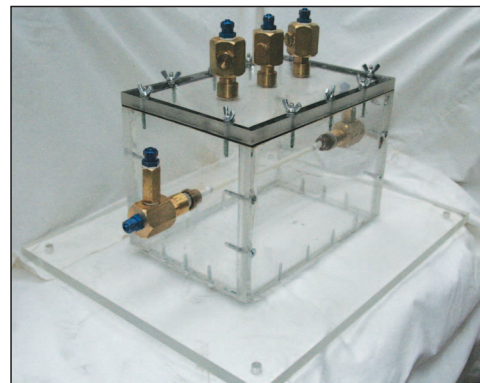
contrary to the systems of Fung and Conrad would be the capability of creating unsteady pressure inside the reservoir. This would allow the investigation of periodically collapsing tubes and the check valves modelling the venous valves.

The measurement rig was designed to fulfil the requirements of the unsteady measurements. Multiple joints were attached to the system. Therefore pressure transducers can be connected to the reservoir in order to allow the continuous measurement of the inner pressure. A so called pressure signal generator can be connected to another joint – using this device one can generate periodically varying pressure inside the chamber. One additional joint is needed for de-gassing. The silicone tube is placed horizontally in the reservoir and connected to the joints from the inside. A simple thin-walled silicone tube was selected for the measurements. The tube itself is stretchable in a symmetrical way. The wall thickness changes as a function of pressure, but this effect was neglected. The pressure can be measured at the up- and downstream end of the tube. The measurement rig is shown in *Figure 1*.

The rig was manufactured in the laboratory of the Department of Hydrodynamic Systems.



a)



b)

Figure 1. 3D model (a) and photograph (b) of the measuring rig

The walls of the reservoir were made of plexi-glass. Hence the phenomenon of the collapse will be visible and recordable using high frequency photo equipment.

Since the measuring rig will be used to model the venous muscle pump, check valves are needed for the role of venous valves. No check valves were found to accommodate the parameters of the measurement parameters (size, flow rate, etc.), therefore they also had to be manufactured. Two check valves were designed and produced. *Figure 2* shows the sketch and the picture of one check valve.

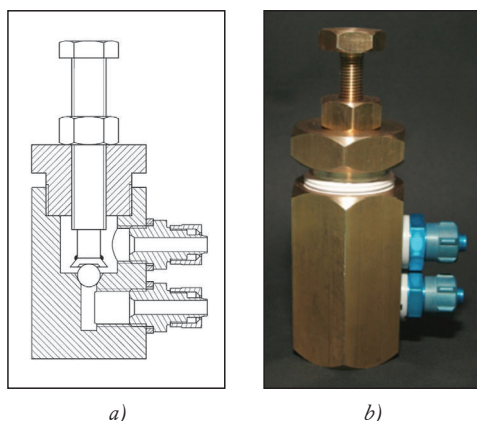


Figure 2. Sketch (a) and photograph (b) of one check valve

The check valve consists of a small steel ball, two joints and a copper housing. The vertical movement of the ball can be adjusted.

Measurements

Two types of measurements were carried out. In the first part, the pressure in the reservoir was kept constant, while the volumetric flow rate through the collapsible tube was varied. The aim of these measurements was to reproduce the results found in Conrad⁶. Although the length, diameter and material of the silicone tube are different, the nature of the pressure-volume flow rate curves should be equivalent. This “static” measurement can be regarded as the validation of the measurement rig.

In the second part, the pressure signal generator was attached to the chamber, thus the pressure varied as a function of time.

The measurement setup for is shown in *Figure 3*. The water flows from the tank (*T*) through the silicone tube in the reservoir into the scaling tank (*K*). Average volumetric flow rate was measured using this device. The pressure in the reservoir is varied using the pressure signal generator (*PSG*). The check valves

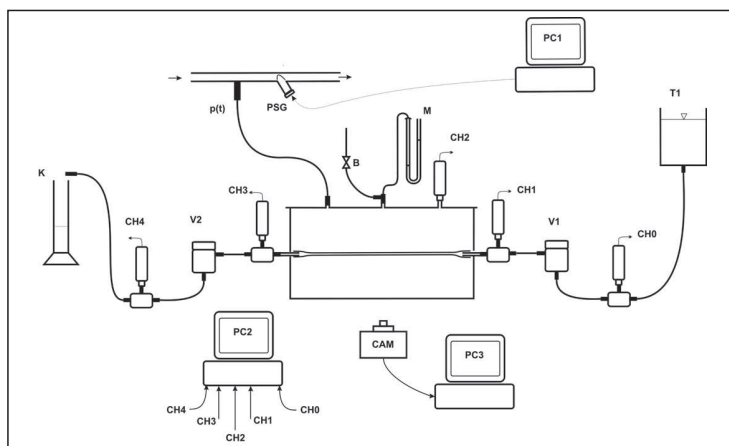


Figure 3. Sketch of the measuring equipment for unsteady reservoir pressure

(*V1*, *V2*) are installed at both ends of the silicone tube to avoid backflow in the tube. The pressure is measured using absolute pressure transducers (type HBM) in the reservoir (*CH2*) and at the upstream (*CH1*) and downstream (*CH3*) ends of the silicone tube. Two additional pressure transducers (*CH0* and *CH4*) were installed before *V1* and after *V2*. These transducers were only used in the measurement of the check valves. The periodic collapse of the tube is registered with a high frequency camera, type LaVision Imager Compact (*CAM*).

The pressure signal generator is a development of the Department of Hydrodynamics Systems. The main part of it is an electronically controllable throttle valve. During the measurement three computers were used to process and to store the large amount of data. The first computer stored the signal from the pressure transducers and the trigger signal of the camera. With the second computer the pressure signal generator was controlled using a Labview code. The third computer was used for controlling the camera and storing the large amount of frames.

The aim was to create a varying pressure over time in the measuring equipment using the pressure signal generator. The altering pressure inside the reservoir causes a periodic collapse of the examined tube. During the collapse, the volume of tube changes with ΔV unit volume. Due to the check valves this extruded fluid can flow in only one direction. The goal of the measurement was to determine the average flow rate, the pressures as a function of time at the up- and downstream ends of the tube and the diameter of the tube as a function of time. The characteristics of the check valves also have to be investigated.

At the beginning of the measurement the water level of the *T* tank was adjusted to a fixed value which was nearly constant during the mea-

surement. The average pressure in the chamber was determined with a U-tube manometer (*M*). A sine wave was generated in the Labview program, the pressure control valve was controlled by this function. The electric motor actuated the valve, which was controlled by the signal. This action caused a periodic pressure change in the chamber, which generated a variable flow rate over time. The average flow rate was measured by scaling. The signals from the pressure transducers and the trigger signal from the camera were collected by an HMB Spider8 type data acquisition equipment with 1200 Hz sampling frequency. The high frequency was required by the trigger signal of the camera. The measured data were processed by a computer. During the measurement 40 snapshots were taken of the collapsible tube within each second.

High power LED lighting was used to illuminate the tube in order to get snapshots of reasonable contrast and quality.

Results

The results of the measurements with steady reservoir pressure were analyzed. The pressure inside the tube was plotted against the volume flow rate and compared with data gained from Conrad⁶. The characteristics of the measured curves showed a good agreement with the curves in the literature.

However this paper focuses on the second part of the measurements, where the pressure inside the reservoir was periodically varied. The signals of the pressure transducers were captured using a computer. Before the measurement, all transducers were calibrated. The average flow rate generated by the periodic pressure change inside the chamber was measured by scaling. The frequency of the pressure signal generator was set to 0,5 Hz. The

average pressure of the chamber was kept at 100 mm Hg. The vertical distance between the water tank and the deformable tube was 200 millimetres. Therefore the average pressure at the upstream end of the tube was about 200 mm H₂O, i.e. 1962 Pa. The pipe connected to the downstream end of the tube was also lifted to this altitude, therefore the pressure gradient between the up- and downstream ends of the tube was zero at rest.

One of the main problems was to calculate the instantaneous diameter of the collapsible tube. Therefore the recorded images were loaded into the Matlab environment. Using the recorded trigger signal one was able to associate the images with the pressure data. The light intensity values were calculated for each pixel. The size of the matrices is equal to the resolution of the snapshots (640×480 pixels). The intensity values (colour index) are in a range of 0 (black) and 2500 (white). One image sample of the collapsible tube is shown in *Figure 4*.

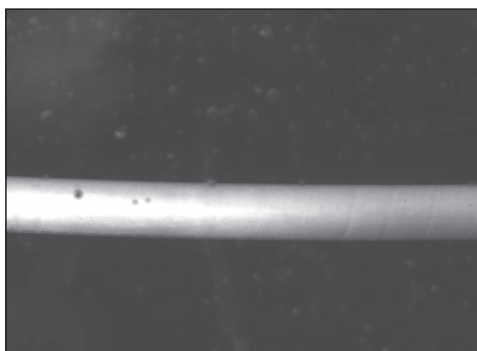


Figure 4. Image of the collapsible tube

To determine the instantaneous diameter, a simple edge detection algorithm was developed. The software calculated the intensity gradients perpendicular to the collapsing tube (*Figure 5*). The highest gradients were selected as the edges of the tube. The diameter was calculated out of these values.

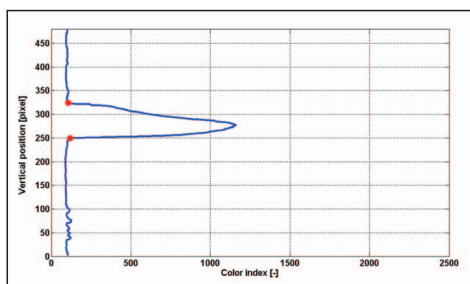


Figure 5. Colour index distribution along a vertical slice

Using this algorithm one gets the tube diameter in pixels. With the calibration of the camera the physical length (in millimetres) is determined. *Figure 6* shows the pressure in the measuring equipment (p_e) and at the two ends of the examined tube (p_1 , p_2) as a function of time. The diameter variation over time is presented in *Figure 7*.

The results of the measurement clearly show that the periodic pressure variation inside the chamber resulted in a periodic collapsing and

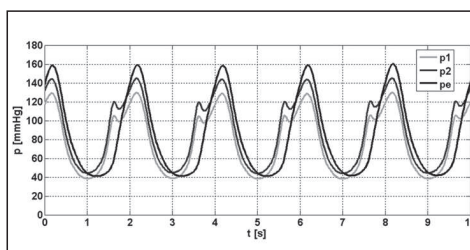


Figure 6. Time history of p_1 , p_2 , p_e pressure signals

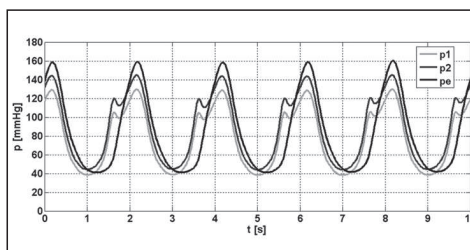


Figure 7. Time history of the deformed tube diameter

expanding of the investigated tube. Also, there is an offset between the peaks of the pressure curves and the minima of the diameters. The measured average flow rate for this measurement was 2 ml/sec. In case of an ideal collapse (where the inner cross section of the tube reaches zero) the calculated theoretical flow rate is 4,5 ml/sec. Thus the efficiency of the volumetric fluid transport is 44 percent.

Measurement of the check valves

One can see in *Figure 6* that before the peak of the upstream and downstream pressures some kind of oscillation occurs. It was assumed that it had to do with the characteristics of the check valves. On the other hand there was no proof that the valves worked properly during the measurement. Therefore the operation of the check valves had to be investigated in detail. The construction of the check valves is shown in *Figure 2*.

A further measurement was carried out. Five pressure transducers were placed in the measurement rig. The setup is presented in *Figure 3*. Relative pressure was measured before and after both check valves. The fifth transducer measured the relative pressure of the reservoir. The sampling frequency was lowered to 50 Hz since no optical measurement was carried out during this attempt. The frequency of the pressure signal generator was set to 0,5 Hz as in the previous measurements. The mean pressure in the chamber was about 75 Hgmm. This is lower than in the previous measurement. The cause for that is a modification in the measurement process: the *B* valve was opened in order to increase the degree of the collapse. The water level inside the *T1* tank was approximately on the same level as the outflow point *K*, the outflow. Thus there was no flow through the system without exciting the silicone tube.

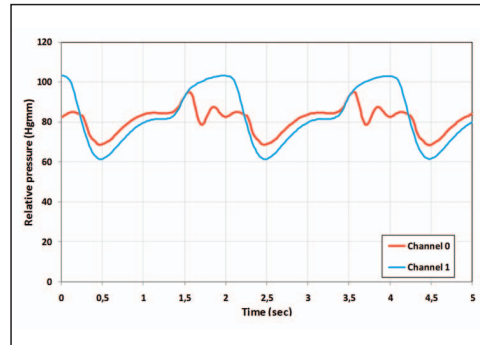


Figure 8. Pressure curves before (*Channel 0*) and after (*Channel 1*) the V1 check valve

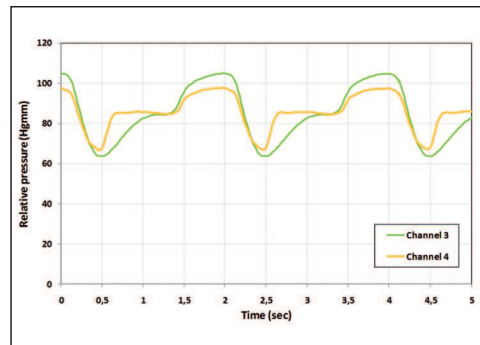


Figure 9. Pressure curves before (*Channel 3*) and after (*Channel 4*) the V2 check valve

The measured pressure curves for the V1 check valve are presented in *Figure 8*, the curves for the V2 valve are shown in *Figure 9*.

One can interpret the operation of both check valves from the two pressure curve-pairs. The first check valve (*Figure 8*) is located between the water tank and the silicone tube. The water tank creates a hydrostatic pressure before the valve. During the collapse of the silicone tube the pressure rises inside. If the pressure exceeds the hydrostatic pressure before the valve, then the check valve closes (approx. at 1.4 sec). This creates a pressure wave that travels between the *V1* check valve and the water tank. That is the explanation of the oscillation that can be seen between 1.5 and 2 sec. As the silicone tube

expands, the pressure inside decreases. As the pressure falls below the hydrostatic pressure, the *V1* valve opens. Water flows into the tube, which creates a pressure difference on the valve (approx. from 2.2 to 3.4 sec). The second check valve (*Figure 9*) operates in the opposite period: during the collapse of the silicone tube the rising pressure inside opens the valve (at 1.4 sec). Water flows through the valve as long as the pressure inside the tube exceeds the hydrostatic pressure after the *V2* check valve. At approx. 2.2 seconds the pressure inside the tube decreases below this hydrostatic pressure, therefore the *V2* check valve closes. After a transient period, the pressure after the valve stays constant, while the pressure before the check valve stays below it. This state is maintained until the end of the period, when the check valve opens again (at 3.4 sec). In this case no oscillations occur.

The measurement of the check valves proved that both valves are working correctly. The observer is able to follow the operation of them regarding the pressure-time curves. The closing on the *V1* check valve generates pressure oscillations before the valve.

Conclusion

The aim of this paper was to model the venous muscle pump using a so-called Starling reservoir (chamber). The measuring equipment was designed and manufactured. The first measurements were carried out under constant reservoir pressure, in order to calibrate the equipment. The pressure difference along the collapsible tube was measured as a function of the volumetric flow rate. The results were compared with data gained from Conrad⁶. The agreement was reasonably good (*Figure 10*).

Measurements with varying chamber pressure were carried out. The pressure inside the chamber and at both ends of the collapsible tube was measured using pressure transducers. Using a high frequency camera image sequences were taken of the pulsating tube. To determine the diameter change in the function of time, an edge detection algorithm was developed. The average volumetric flow rate was measured using the scaling technique.

The results of the measurement were presented and discussed. The most important out-

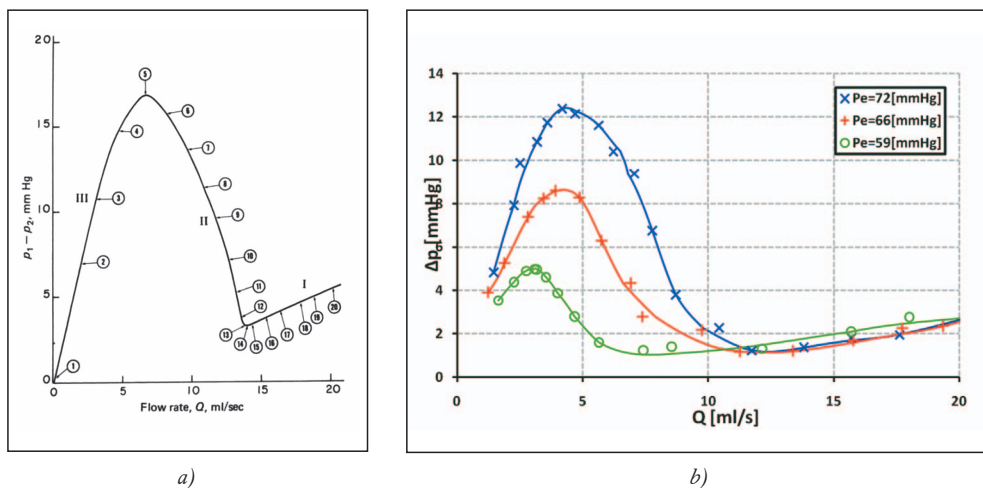


Figure 10. Pressure differences along a collapsible tube as a function of the volumetric flow rate. a) the curve measured by Conrad⁶; b) the results of our measurement

come of the experiment was the fact that the collapsible tube can act as a volumetric pump, it is able to model the venous muscle pump.

A further measurement was carried out in order to investigate the operation of the check valves. Relative pressure was measured before and after both check valves and inside the reservoir. The resulting pressure curves were plotted against the time. Analyzing these curves one was able to explain the behaviour of the check valves.

In the future further measurements with five pressure transducers and the high speed camera will be carried out with various chamber pressure frequencies. Also other periodic functions aside the sine function will be set for the pressure signal generator. A novel method for measuring unsteady volume flow also needs to be developed. Later on the significance of the venous muscle pump mechanism has to be studied with the execution of in vivo measurements.

REFERENCES

1. *Monos E.* Az érfal biomechanikája. Budapest: Medicina; 1986.
2. *Qui Y, Quijano RC, Wang SK, Hwang NHC.* Fluid dynamics of venous valve closure. *Ann Biomed Eng* 1995;23:750–9.
3. *Buxton GA, Clarke N.* Computational phlebology: The simulation of a vein valve. *J Biol Phys* 2006; 32(6):507–21.
4. *Boyd AM, Catchpole BN, Jepson RP, Rose SS.* Some observations on venous pressure estimations in the lower limb. *J Bone Joint Surg* 1952;34B(4):599–607.
5. *Fung YC.* Biomechanics Motion, Flow, Stress, and Growth. New York: Springer Verlag; 1998.
6. *Conrad WA.* Pressure- flow relationships in collapsible tubes. In: *IEEE Trans Biomed Eng* 1969;16(4):284–95.

This work was supported by the Habilitas Scholarship of the Hungarian Development Bank (MFB Zrt.). This work is related to the scientific program of the “Development of quality-oriented and harmonized R+D+I strategy and functional model at BME” project. This project is supported by the New Hungary Development Plan (Project ID: TÁMOP-4.2.1/B-09/1/KMR-2010-0002). This work was granted a three-year research sponsorship from the HSRF No.: T048529.

Gergely Bárdossy

Department of Hydrodynamic Systems, Budapest University of Technology and Economics
H-1111 Budapest, Műegyetem rkp. 3–9.

Tel.: (+36) 1 463-3097

A SZIVACOS CSONT ÁTALAKULÁSÁNAK MODELLEZÉSE SZTOCHASZTIKUSAN GENERÁLT KERETMODELL SEGÍTSÉGÉVEL

Lakatos Éva, Bojtár Imre

Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Tartószerkezetek Mechanikája Tanszék
lakatoseva@mail.bme.hu

Absztrakt

Vizsgálatunkban eljárást dolgoztunk ki a szivacsos csont terhelések hatására történő átalakulásának modellezésére egy olyan sztochasztikusan generált, mikroszerkezeti végeleemes keretmodell segítségével, melyet korábbi munkánk keretében a fogászati implantátumokat övező csontszövet modellezésére fejlesztettünk ki, és melyet egy adott tartományban véletlenszerűen felvett csomóponthalmaz elemeinek adott szabály szerinti összekötésével kaptunk. A terheléstől függő csontátrendeződésnek a keretmodellel történő követésére két eltérő átalakulási algoritmust dolgoztunk ki. Az első egy adott terheléshez tartozó ideális rúdelrendezést adó, a második egy változó terhelési folyamatot követni, a csontszerkezetet hozzá alakítani képes algoritmus. Mindkét eljárás az eredeti elrendezéshez képest megnövelt számú rúdelemet alkalmaz, melyeknek csupán egy része vesz részt a teherviselésben, ezeket „aktív” rudaknak neveztük, míg azokat, amelyek nem dolgoznak, „passzív” rudaknak. A rudak aktív és passzív voltának módosításával a keretszerkezet geometriája átalakítható, és a rúdelemek elrendezése a terhelésnek megfelelően változtatható. Az átalakulási algoritmusok alkalmazásával kapott keretszerkezetekben az aktív rudak az adott terheléshez tartozó húzási és nyomási erővonalak irányát követik, éppúgy, mint a szivacsos csont trabeculái, ami leglátványosabban a combcsont proximalis (testhez közeli) epiphysisében figyelhető meg.

Kulcsszavak: csontátépülés, szivacsos csont, végeleemes analízis

A finite element model of the bone remodelling process using a stochastically generated frame model of the trabecular bone

Abstract

The present study introduces a new method for modelling the functional adaptation of the bone by means of a stochastically generated micro structural finite element frame model that we have developed within the framework of a former research into the modelling of the trabecular bone surrounding dental implants and we have obtained by interlinking a stochastically generated set of nodes in a certain domain, according to a previously defined linking-rule. For this purpose two different remodelling algorithms were created: one for determining the ideal configuration of the beams according to a certain load, and one that is capable of following an altering loading process, with transforming the bone structure according to it. Both methods use an increased number of beam elements compared to the original configuration, only a certain part of which is involved in the loading process. These are called ‘active’ beams, while those not working are the ‘passive’ ones. By changing the active elements into passive or vice versa, the geometry of the frame structure can be altered and the configuration of the beams can be varied according to the load acting on the bone. In the thus received structures the active

beams follow the tension and compression trajectories belonging to the certain load, just as the trabeculae of the cancellous bone do, which is the most spectacular in the proximal epiphysis of the femur.

Keywords: bone remodelling, trabecular bone, finite element analysis

Bevezetés

A csont, mint élő szövet élettartama során folyamatos átalakuláson, megújuláson megy keresztül. Az átalakulás célja a csontszerkezetben bekövetkező sérülések javítása, valamint a szükséges szilárdság lehető leggazdagosabban, legkisebb anyagfelhasználással történő biztosítása az életünk során állandóan változó terhelési viszonyok között. Szervezetünk a növekvő terhelésekre csontfelépüléssel, a csökkenő terhelésekre csontleépüléssel válaszol, ezt a jelenséget sejtszinten szabályozott visszacsatolási mechanizmusok irányítják. A csontátalakulás eredménye a szivacsos csontban megfigyelhető, a főfeszültségi trajektóriák irányát követő trabeculáris szerkezet^{1,2,3}. Az átalakulási folyamatok modellezésére számos kutatás irányult az elmúlt évtizedekben. Carter⁴ és Weinans⁵ összefüggéseket javasoltak a csontsűrűség, a merevség és a feszültségek között, Cowin⁶, Huijskes⁷ ortotróp, míg Jacobs⁸, valamint Garcia és Doblaré⁹ anizotróp kontinuum alapú modellekkel írta le a jelenséget. A szivacsos csont átalakulásának részletes vizsgálatára napjainkban legelterjedtebb módszer a képalkotó eljárásokon (Ulrich)¹⁰, ezen belül mikro-CT-vizsgálato-
kon (micro-computed tomography – nagyfelbontású háromdimenziós képek) alapuló (Feldkamp¹¹, van Rietbergen¹², Koontz¹³, Adachi¹⁴, Dunlop¹⁵) végeleemes modellezési eljárás. A mikro-CT-képek különféle eljárásokkal alakíthatók át végeleemes modellekké. A 3D rekonstrukció közvetlenül transzformálható azonos elemekből álló mikroszerkezeti végeleemes modellel, minden egyes voxel helyére egy nyolc csomópontú

téglatest elemet felvéve. Ezen eljárással nyert végeleemes modellek hátránya, hogy nagyon nagy elemszámmal rendelkeznek, ezért nagy számítási kapacitást és számítási időt igényelnek. A számítási idő jelentősen lecsökkenthető olyan modellek alkalmazásával, ahol minden egyes trabeculát (csontgerendácskát) egyetlen térbeli rúdelem reprezentál¹⁶.

Vizsgálatunkban a szivacsos csont mikroszerkezetének terhelések hatására történő átalakulását modelleztük egy sztochasztikusan generált, mikroszerkezeti végeleemes keretmodell segítségével¹⁷, melyet egy adott tartományban véletlenszerűen felvett csomópont-halmaz elemeinek adott szabály szerinti összekötésével kaptunk. Az eljárás előnye, hogy a vizsgálathoz nincs szükség a költséges és sugárterheléssel járó CT-vizsgálatokra. A csontszerkezetet reprezentáló keretszerkezet átalakulása a terhelés hatására az egyes elemekben ébredő feszültségek alapján történik. A végeleemes szimulációkhoz az ANSYS 11.0 szoftvert alkalmaztuk.

Módszerek

Az eredeti modell

A csontátalakulás modellezésére egy korábban általunk publikált mikroszerkezeti végeleemes keretmodellt használtunk fel¹⁷, melyben egy kocka alakú tartományban elhelyezett keretszerkezet egy ugyanilyen méretű csontkockát reprezentál. Az 5 mm×5 mm×5 mm méretű, kocka alakú tartomány belse-

jében 4000 csomópontot elhelyezve, és mindegyiket a hozzá legközelebb eső hét másik csomóponttal sarokmereven összekötve olyan geometriai elrendezést kapunk, melyben a trabeculákat reprezentáló rudak átlagos hossza $315 \mu\text{m}$. Az így kialakított hálózatban $80 \mu\text{m}$ rúdátmérőt alkalmazva 70,4%-ra adódik a rendszer porozitása. A megkívánt – irodalmi adatok alapján felvett^{18,19,20,21} – közelítőleg 70% értékű porozitást (a csont hézagterfogatának és teljes térfogatának százalékos aránya) a csomópontok és az azok közötti összeköttetések számának változtatásával lehetett elérni, az átlagos rúd hosszának és a rúdátmérőnek a fenti értékeken tartása mellett. A modellezés során az egyes trabeculákat kör keresztmetszetűnek és lineárisan rugalmasnak feltételeztük, így a rudak anyagtulajdonságai két anyagjellemzővel, a Young modulussal és a Poisson tényezővel leírhatóak. Az így kapott végeeselemes modellben minden trabeculát egyetlen rúdelem reprezentál. Az ANSYS programrendszer elemkészletéből az ún. BEAM188 elemet alkalmaztuk, ez a térbeli, nagy alakváltozásokra képes, Timoshenko rúdelméleten alapuló rúdelem, tartalmazza a nyírási deformációk hatását²² is. Az így kapott modellt választottuk jelen vizsgálataink alapjául, és terjesztettük ki alkalmazhatóságát az eredeti vizsgálatokban speciálisan a fogászati implantátumokat körülvevő szivacsos csontállomány mikroszerkezetének leírásáról a csontban bekövetkező, terheléstől függő szerkezeti átrendeződések vizsgálatára.

Az átalakulási algoritmusok

A csont belső, szivacsos szerkezetének átrendeződéséhez egy, a fent említett sztochasztikus hálózaton alapuló keretmodellt alkalmaztunk, melyben az egyes csomópontokból az eredeti elrendezéshez képest több (a lent közölt vizsgálatok esetén az eredeti kétszerese,

azaz 14 darab) rúdelem indul ki, melyek közül azonban csak az eredeti elrendezésnek megfelelő (itt csomópontonként hét darab) számú rúd vesz részt a teherviselésben. A hálózat többi elemének merevségét oly mértékben lecsökkentjük, hogy teherviselésük elhanyagolható legyen a dolgozó rúdelemekéhez képest. Az adott terhelésnek megfelelő elrendezést az egyes rudak „aktív”, vagy „passzív” állapota határozza meg. Az eredeti geometriai viszonyok megtartása érdekében alapvető elvárás, hogy minden csomópontból az eredeti modellnek megfelelő számú aktív elem induljon ki a terhelési történet minden fázisában.

A fenti alapelképzelésre építve két eltérő eljárást dolgoztunk ki az átalakulási folyamat szimulációjához: egy adott terheléshez tartozó ideális rúdelrendezést adó, valamint egy változó terhelési folyamatot követni, a csontszerkezetet hozzá alakítani képes algoritmust.

Az első, egy bizonyos terhelésnek megfelelő elrendezést adó eljárás kiindulási modellje a korábban ismertetett, megemelt elemszámú rúdháló, melyben minden elem rugalmassági modulusát az aktív és a passzív rudakhoz tartozó értékek közé választjuk, azok számtani közepét képezve. Ezen egységes merevségű rudakból álló szerkezeten alkalmazzuk az adott terhelést. A terhelés hatására az elemek végpontjain ébredő normálfeszültségek összegzéséből nyert erők függvényében módosítjuk az egyes rudak merevségét. Az így kapott, megváltozott merevségű rudakból álló szerkezeten újra ugyanazt a terhet alkalmazva a kapott feszültségeloszlás alapján a következő ciklusban a merevségek ismét megváltoztathatóak. A nagyobb húzásnak vagy nyomásnak kitett elemek merevségét növeljük, a kevesebb terhet viselőként csökkentjük a rugalmassági modulus következő összefüggés szerinti módosításával:

$$E_{i+1} = E_i * \left| \frac{F}{\bar{F}} \right|, \text{ ha } E_s < E_i < E_a$$

$$E_{i+1} = E_a, \text{ ha } E_a < E_i$$

$$E_{i+1} = E_s, \text{ ha } E_i < E_s$$

ahol E_{i+1} : az adott elem i -edik terhelési ciklus után megváltoztatott rugalmassági modulusa,

E_i : az adott elem i -edik terhelési ciklusban alkalmazott rugalmassági modulusa,

E_a : az aktív rudakra alkalmazott rugalmassági modulusa,

E_s : a passzív rudakra alkalmazott rugalmassági modulusa,

F : az i -edik terhelési ciklusban az adott elemben ébredő normálerő,

\bar{F} : nyomott rúd esetén az i -edik terhelési ciklusban az összes nyomott rúdban ébredő normálerők átlaga, húzott rúd esetén a húzott rudakban ébredőké.

Így az egyes terhelési ciklusokban az átlagosnál nagyobb terhelésnek kitett elemek merevsége növekszik, míg a kevésbé terhelteké csökken, amíg a növekvő merevségű elemek rugalmassági modulusa az aktív rudakra, a csökkenő merevségűeké a passzív rudakra előirányzott értéket el nem éri. Amelyik rúd rugalmassági modulusa eléri az alsó vagy felső korlátot, azt rögzítjük. A terhelési ciklusokat mindaddig kell ismételní, míg az összes elem meg nem kapja a két végleges érték egyikét. A kapott szerkezetben az aktív rudak az adott terheléshez tartozó húzási és nyomási erővonalak irányát követik, akárcsak a szivacsos csont trabeculái.

A második, terhelési történetet követni képes átalakulási modell szintén a megemelt rúdszámú modelltől indul ki, ez esetben azonban nem egységes rugalmassági modulus értékkel, hanem az aktív és passzív rudakra jellemző kétféle merevséggel. Ha az eredeti modellt tekintjük kiindulásnak, akkor azok a rudak,

melyek az eredeti modellben is szerepeltek, aktívak (az ehhez tartozó rugalmassági modulus értékkel), amelyek ott nem léteztek, passzívak. Tekintheünk egy korábbi terhelésnek megfelelően átalakított modellt is kiindulásnak, függetlenül attól, hogy az előző bekezdésben vagy a következőkben ismertett módszerrel hoztuk létre azt. Az eljárás lényege, hogy a terhelés hatására az egyes rudakban ébredő normálerők alapján minden csomóponthoz hozzárendelünk egy húzáshoz és egy nyomáshoz tartozó eredő irányvektort (rúderőkkel súlyozott rúdirányt), melynek komponensei nagysága a következő összefüggések szerint kapható:

$$|R_{ik}| = \frac{1}{|R_i|} * \left| \sum_{j=1}^n (r_{ijk} * F_{ijk}) \right|$$

ahol:

$$|R_i| = \sqrt{(\sum_{j=1}^n (r_{ijk} * F_{ijk}))^2 + (\sum_{j=1}^n (r_{ijy} * F_{ijy}))^2 + (\sum_{j=1}^n (r_{ijz} * F_{ijz}))^2}$$

az eredő vektor hossza,

k : az x , y és z globális koordinátaírányok bármelyike,

R_{ik} : adott terhelési ciklusban az i -edik csomóponthoz tartozó eredő irányvektor k -irányú komponense,

F_{ijk} : adott terhelési ciklusban az i -edik csomópont j -edik rúdjához tartozó normálerő k irányú komponense,

r_{ijk} : az i -edik csomópont j -edik rúdjához tartozó irányvektor k irányú komponense,

n : húzáshoz/nyomáshoz tartozó irányvektor számítása esetén az i -edik csomópont-hoz tartozó húzott/nyomott rudak száma,

$\sum F_{ik}$: az i -edik csomópontban a húzott/nyomott rudakban ébredő rúderők összege.

A fenti eredő egységvektor irányát (komponensei előjele) az adott terhelési ciklusban a csomópontra jellemző domináns térnyolcadnak (amelyikbe a legtöbb [rúderőkkel súlyozva] húzott vagy nyomott rúd esik) megfelelően vettük fel.

A csomópontként felvett eredő irányvektor megtalálása után külön a húzott és a nyomott esetre megkeressük a csomópontokhoz tartozó rudak közül azt, amelyik legközelebb áll ehhez az irányhoz (vagy ennek ellentettjéhez). Ha ez a rúd passzív, akkor aktívra cseréljük (rugalmassági modulusát megváltoztatjuk az aktív rúdhhoz tartozó értékre), a legkisebb rúderővel bíró (húzott vagy nyomott) rudat pedig passzívra. Ugyanazon teherrel addig ismétlik egymást a terhelési ciklusok, míg az egy cikluson belüli cserék száma egy küszöbértéken alul nem marad.

Eredmények

Vizsgálatainkat a korábban ismertetett 5 mm oldalélű csontkockának megfelelő sztochasztikusan generált végeselemes keretmodellen végeztük, melyben a 4000 csomópont mindegyikét rudak kötik össze a hozzájuk legközelebb eső, az eredeti héttel ellentétben most 14 csomóponttal. Mindkét – az előzőekben ismertetett – átalakulási algoritmust alkalmaztuk az eredeti, izotrópnak tekinthető keretmodellre, és az átrendeződés során az izotrópia megszűnését és az adott terheléshez tartozó trajektóriáknak megfelelő irányultság kialakulását váztenzorok és a rudak irány szerinti eloszlását szemléltető diagramok segítségével vizsgáltuk egyirányú nyomóterhelés és nyírás hatására.

A váztenzorok eredetileg a szemcsés anyagok mikroszerkezetének a szemcsék közötti kapcsolati normálvektorok segítségével történő leírására szolgáltak^{23,24,25}, majd egyéb típusú porózus anyagok vizsgálatában is elterjedtté váltak. Az irodalomban számos összefüggés található a váztenzor és a mechanikai tulajdonságok kapcsolatára^{26,27,28}. Jelen vizsgálatunkban a váztenzorokat és sajátvektorait az anizotrópia jellemzésére használjuk, és Satake eredeti definícióját²³ a szemcsés

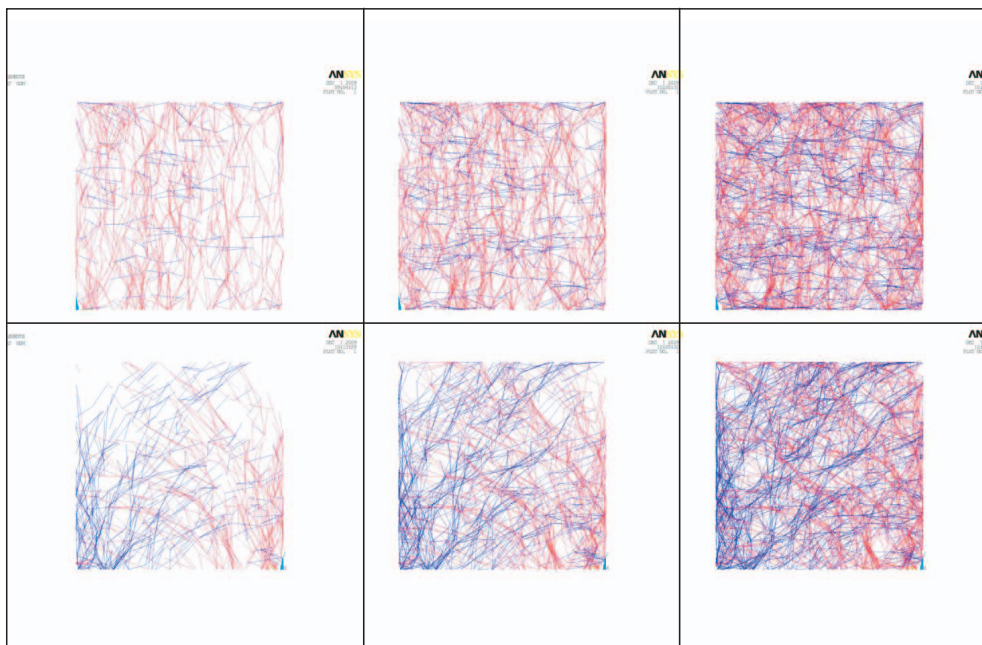
anyagok kapcsolati normálvektorai helyett az egyes csomópontokat összekötő rudak irányvektoraira alkalmazva a következő összefüggésnek megfelelően képezzük:

$$\varphi_{ij} = \frac{1}{M} \sum_{k=1}^M n_i^k n_j^k$$

ahol M : a rudak tengelyirányában felvett egységvektorok száma,
 n_i^k : a k -adik egységvektor i irányú komponense,
 $n_i^k n_j^k$: a k -adik egységvektor önmagával vett diadikus szorzata,
 φ_{ij} : másodrendű váztenzor, az egységvektorok önmagukkal vett diadikus szorzatainak számtani közepe.

Az első típusú átalakulási modellben a függőleges egyirányú (z irányú) nyomóterhelés és az ábra síkjában (y – z sík) történő nyírás hatására kialakuló trajektória irányú elrendezés fokozatos, jelen esetben hat terhelési ciklus alatt lezajló felépülését mutatja az *1. ábra*, az első, a harmadik és az utolsó, hatodik ciklusban. A nyomás hatására kialakuló elemeket piros, a húzás hatására kialakulókat kék szín jelzi.

A váztenzor sajátvektoraiból a vázszerkezetet jellemző irányokról vonhatunk le következtetéseket. Az első sajátértékhez tartozó sajátvektor iránya adja a domináns rúdirányt, míg a harmadik sajátvektor irányában találjuk a legkevesebb rudat. A z irányú nyomóterhelés esetén húzás hatására kialakuló rudak a legkisebb sajátértékhez tartozó sajátvektor iránya alapján legkevésbé a z tengely irányába rendeződtek, míg az x és y irányokban az arányuk közel megegyezően magas (*1. és 2. táblázat*). Ezzel szemben a nyomásra kialakult rudak dominánsan z irányúak, az x és y irányú sajátvektorokhoz tartozó sajátértékek pedig közel megegyezően alacsonyak. Összességében egy gyenge z irányú domi-



1. ábra. A trajektória irányú elrendezés kialakulása az első típusú átalakulási modellben a függőleges egyirányú nyomó- (fent) és nyíróterhelés (lent) hatására az első, a harmadik és az utolsó, hatodik ciklusban

	Váztenzor	Sajátértékek és sajátvektorok
Húzásra kialakult elemek	$\begin{bmatrix} 0,420 & -1,237 \times 10^{-2} & -1,844 \times 10^{-3} \\ -1,237 \times 10^{-2} & 0,442 & -6,448 \times 10^{-3} \\ -1,844 \times 10^{-3} & -6,448 \times 10^{-3} & 0,138 \end{bmatrix}$	0,448 [-0,404 0,915 -0,017] 0,415 [0,915 0,403 -0,015] 0,137 [7,461 × 10 ⁻³ 0,021 1]
Nyomásra kialakult elemek	$\begin{bmatrix} 0,221 & 4,349 \times 10^{-3} & 1,197 \times 10^{-3} \\ 4,349 \times 10^{-3} & 0,219 & -4,290 \times 10^{-4} \\ 1,197 \times 10^{-3} & -4,290 \times 10^{-4} & 0,560 \end{bmatrix}$	0,560 [3,508 × 10 ⁻³ -1,211 × 10 ⁻³ 1] 0,224 [0,786 0,618 -2,010 × 10 ⁻³] 0,215 [-0,618 0,786 3,120 × 10 ⁻³]
Teljes szerkezet	$\begin{bmatrix} 0,293 & -1,705 \times 10^{-3} & 9,564 \times 10^{-5} \\ -1,705 \times 10^{-3} & 0,300 & -2,608 \times 10^{-3} \\ -9,564 \times 10^{-5} & -2,608 \times 10^{-3} & 0,407 \end{bmatrix}$	0,407 [-1,197 × 10 ⁻³ -0,024 1] 0,300 [-0,233 0,972 0,024] 0,293 [0,972 0,233 4,489 × 10 ⁻³]

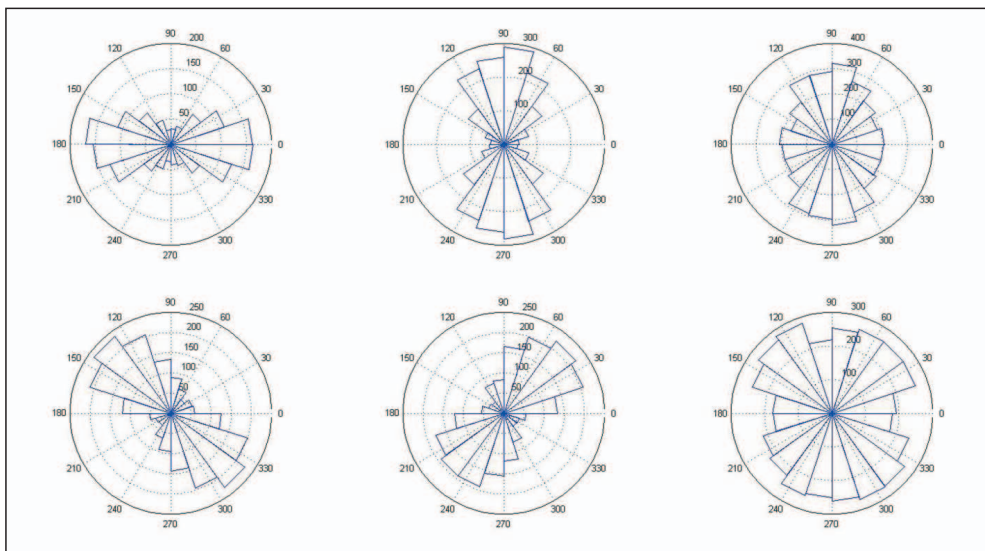
1. táblázat. Az első átalakulási modellben z irányú nyomóterhelés hatására kialakuló szerkezet váztenzorai, azok sajátértékei és sajátvektorai

	Váztenzor	Sajátértékek és sajátvektorok
Húzásra kialakult elemek	$\begin{bmatrix} 0,285 & -3,266 \times 10^{-3} & -8,775 \times 10^{-3} \\ -3,266 \times 10^{-3} & 0,340 & -0,154 \\ -8,775 \times 10^{-3} & -0,154 & 0,375 \end{bmatrix}$	$\begin{bmatrix} 0,512 [-0,019 & -0,666 & 0,746] \\ 0,286 [-0,995 & 0,087 & 0,052] \\ 0,202 [0,099 & 0,741 & 0,664] \end{bmatrix}$
Nyomásra kialakult elemek	$\begin{bmatrix} 0,283 & 8,228 \times 10^{-3} & 1,885 \times 10^{-3} \\ 8,228 \times 10^{-3} & 0,326 & 0,145 \\ 1,885 \times 10^{-3} & 0,145 & 0,391 \end{bmatrix}$	$\begin{bmatrix} 0,508 [0,029 & 0,626 & 0,779] \\ 0,283 [-0,997 & -0,038 & 0,068] \\ 0,209 [0,072 & -0,779 & 0,623] \end{bmatrix}$
Teljes szerkezet	$\begin{bmatrix} 0,284 & 2,468 \times 10^{-3} & -3,457 \times 10^{-3} \\ 2,468 \times 10^{-3} & 0,333 & -4,574 \times 10^{-3} \\ -3,457 \times 10^{-3} & -4,574 \times 10^{-3} & 0,383 \end{bmatrix}$	$\begin{bmatrix} 0,384 [-0,037 & -0,092 & 0,995] \\ 0,333 [0,043 & 0,995 & 0,094] \\ 0,248 [0,998 & -0,047 & 0,033] \end{bmatrix}$

2. táblázat. Az első átalakulási modellben nyíróterhelés hatására kialakuló szerkezet váztenzorai, azok sajátértékei és sajátvektorai

nancia figyelhető meg. Az y - z síkban ható nyíróterhelés esetén húzásra dominánsan a $-y$ és a $+z$ tengelyek közötti, nyomásra a $+y$ és $+z$ tengelyek közötti közel 45 fokos irányban jöttek létre rudak, míg ezekre merőlegesen, valamint az x tengely irányában egyaránt kevés elem keletkezett. Az így kiala-

kult teljes szerkezetben közel azonos a z és y irányok dominanciája, míg az x irányú sajátvektorhoz tartozó sajátérték a legkisebb. A sajátvektorokból kiolvasható összefüggések szemléletesen ábrázolhatók irány szerinti eloszlási diagramokban, melyeknek az y - z síkkal való metszetei láthatók a 2. ábrán.



2. ábra. Az első típusú átalakulási modellben a függőleges egyirányú nyomó- (fent) és nyíróterhelés (lent) hatására kialakult szerkezetekben a rudak irány szerinti eloszlása (balról jobbra) a húzásra, nyomásra kialakult rudakra nézve, valamint a teljes szerkezetre

A második típusú átalakulási algoritmus esetén az átalakulás lassabb, mivel ez esetben terhelési ciklusonként és csomópontonként a húzott és nyomott rudak közül is csupán maximum egyet cserélünk passzívból aktív állapotba, illetve fordítva. Az előzőhöz hasonlóan az egyirányú nyomás és a nyírás hatását vizsgáltuk, mindkét terhelési esetben addig ismételve a terhelési ciklusokat, míg az egy ciklusban kicserélt rudak száma az aktív

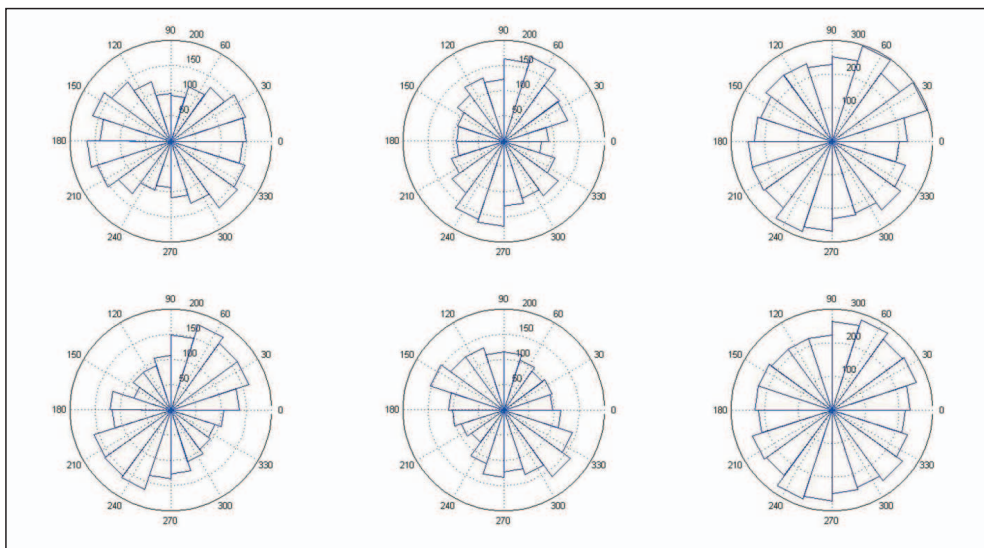
rúdszám 5%-a alá nem csökkent. A terhek hatására a váztenzorok és sajátvektorai (3. és 4. táblázat) által kijelölt elsődleges, másodlagos és harmadlagos irányok alapján megállapítható, hogy az előző módszerhez nagyon hasonló irányultság alakul ki a szerkezetben, a rudak irány szerinti eloszlási diagramjainak $y-z$ síkkal való metszetei (3. ábra) a kötöttebb átalakulási algoritmus miatt azonban enyhébb anizotrópiát mutatnak.

	Váztenzor	Sajátértékek és sajátvektorok
Húzásra kialakult elemek	$\begin{bmatrix} 0,366 & 1,385 \times 10^{-3} & -5,394 \times 10^{-3} \\ 1,385 \times 10^{-3} & 0,362 & 1,189 \times 10^{-3} \\ -5,394 \times 10^{-3} & 1,189 \times 10^{-3} & 0,271 \end{bmatrix}$	$\begin{bmatrix} 0,367 [0,957 & 0,286 & -0,051] \\ 0,362 [-0,285 & 0,958 & 0,03] \\ 0,271 [0,057 & -0,014 & 0,998] \end{bmatrix}$
Nyomásra kialakult elemek	$\begin{bmatrix} 0,306 & -1,412 \times 10^{-4} & -2,924 \times 10^{-2} \\ -1,412 \times 10^{-4} & 0,291 & 1,931 \times 10^{-2} \\ -2,924 \times 10^{-2} & 1,931 \times 10^{-2} & 0,402 \end{bmatrix}$	$\begin{bmatrix} 0,413 [-0,261 & 0,151 & 0,953] \\ 0,300 [0,904 & 0,385 & 0,186] \\ 0,286 [-0,339 & 0,91 & -0,237] \end{bmatrix}$
Teljes szerkezet	$\begin{bmatrix} 0,336 & 6,107 \times 10^{-4} & -1,749 \times 10^{-2} \\ 6,107 \times 10^{-4} & 0,326 & 1,038 \times 10^{-2} \\ -1,749 \times 10^{-2} & 1,038 \times 10^{-2} & 0,338 \end{bmatrix}$	$\begin{bmatrix} 0,356 [-0,63 & 0,244 & 0,737] \\ 0,330 [0,571 & 0,789 & 0,226] \\ 0,314 [0,527 & -0,563 & 0,636] \end{bmatrix}$

3. táblázat. A második átalakulási modellben z irányú nyomóterhelés hatására kialakuló szerkezet váztenzorai, azok sajátértékei és sajátvektorai

	Váztenzor	Sajátértékek és sajátvektorok
Húzásra kialakult elemek	$\begin{bmatrix} 0,331 & 5,522 \times 10^{-3} & -1,680 \times 10^{-2} \\ 5,522 \times 10^{-3} & 0,327 & 6,898 \times 10^{-2} \\ -1,680 \times 10^{-2} & 6,898 \times 10^{-2} & 0,342 \end{bmatrix}$	$\begin{bmatrix} 0,405 [-0,121 & 0,655 & 0,746] \\ 0,333 [0,968 & 0,243 & -0,056] \\ 0,262 [0,218 & -0,716 & 0,664] \end{bmatrix}$
Nyomásra kialakult elemek	$\begin{bmatrix} 0,346 & -1,093 \times 10^{-3} & -1,473 \times 10^{-2} \\ -1,093 \times 10^{-3} & 0,323 & -3,259 \times 10^{-2} \\ -1,473 \times 10^{-2} & -3,259 \times 10^{-2} & 0,331 \end{bmatrix}$	$\begin{bmatrix} 0,366 [-0,489 & -0,523 & 0,698] \\ 0,342 [0,849 & -0,468 & 0,244] \\ 0,292 [0,199 & 0,712 & 0,673] \end{bmatrix}$
Teljes szerkezet	$\begin{bmatrix} 0,338 & 2,615 \times 10^{-3} & -1,589 \times 10^{-2} \\ 2,615 \times 10^{-3} & 0,326 & 2,435 \times 10^{-2} \\ -1,589 \times 10^{-2} & 2,435 \times 10^{-2} & 0,337 \end{bmatrix}$	$\begin{bmatrix} 0,362 [-0,446 & 0,478 & 0,757] \\ 0,336 [0,83 & 0,538 & 0,149] \\ 0,302 [0,336 & -0,695 & 0,636] \end{bmatrix}$

4. táblázat. A második átalakulási modellben nyíróterhelés hatására kialakuló szerkezet váztenzorai, azok sajátértékei és sajátvektorai



3. ábra. A második típusú átalakulási modellben a függőleges egyirányú nyomó- (fent) és nyíróterhelés (lent) hatására kialakult szerkezetekben a rudak irány szerinti eloszlása (balról jobbra) a húzásra, nyomásra kialakult rudakra nézve, valamint a teljes szerkezetre

Értékelés

A szivacsos csont alkalmazkodása a különféle terhelésekhez és a csontátalakulás vége-selemes modellekkel történő szimulációja napjainkban intenzíven kutatott terület a csontmechanikában. A legtöbb közölt vizsgálat mikroszerkezeti CT-felvételeken alapul. Vizsgálatunk célja egy olyan vége-selemes keretmodell elkészítése volt, mely CT-felvételek nélkül alkalmas a szivacsos csontban végbe-menő átalakulási folyamatok szimulációjára. Kiindulásként a szivacsos csontnak egy korábbi munkánkban közölt, sztochasztikusan generált, mikroszerkezeti vége-selemes keretmodelljét használtuk, melyet egy adott tartományban véletlenszerűen felvett csomópont halmaz elemeinek adott szabály szerinti összekötésével kaptunk. A terheléstől függő csontátren-deződésnek a keretmodellel történő követésére két különböző átalakulási algoritmust fejlesztettünk ki. Mindkettő az eredeti elren-dezéshez képest megnövelt számú rúdelemet alkalmaz, melyek közül csupán az eredetinek

megfelelőek vesznek részt a teherviselésben. Az első bármely terhelési állapothoz lépésről lépésre építi fel a húzási és nyomási trajektóriák irányához igazodó csontszerkezetet, míg a második képes a megváltozott terhelési viszonyok között követni a főirányok változását a keretszerkezet rúdelemeinek átrendezésével. Az utóbbi kiindulási modelljét képezheti a korábbi munkáinkban közölt eredeti keretmodell, vagy pedig a két itt ismertetett algorit-mussal nyert elrendezés bármelyike is. Az első előnye, hogy a másikkal képest kevésbé kötött átalakulási szabályok miatt annál erőteljesebben irányított a végeredményként kapott el-rendezés. A második előnye, hogy nem csupán egy adott terheléshez képes a csonthálót igazítani, hanem egymás utáni terhelési állapotok követésére képes, szemben az elsővel, ahol megváltozott terhelés esetén a csontátalaku-lást a kezdeti állapotból kell újra elindítani. A végeredményként kapott keretszerkezetek anizotrópiájának jellemzésére azok vázzenzo-rait és az elemek irány szerinti eloszlását ábrá-zoló diagramokat használtuk.

IRODALOM

1. *Szentágothai J.* Funkcionális Anatómia. Budapest: Medicina Könyvkiadó; 1977.
2. *Cowin SC.* Bone Mechanics Handbook. 2nd ed. USA: CRC Press; 2001.
3. *Wolff J.* The law of bone remodelling. Das Gesetz der Transformation der Knochen. Kirschwald. Berlin: Springer; 1986.
4. *Carter DR, Fyhrie DP, Whalen RT.* Trabecular bone density and loading history: Regulation of connective tissue biology by mechanical energy. J Biomech 1987;20:785–94.
5. *Weinans H, Huijskes R, Grootenboer HJ.* The behavior of adaptive bone-remodeling simulation models. J Biomech 1992 Dec;25(12):1425–41.
6. *Cowin SC.* Bone stress adaptation models. ASME J Biomech Eng 1993;115:528–33.
7. *Huijskes R, Hollister SJ.* From Structure to process, from organ to cell: Recent developments of FE-Analysis in orthopaedic biomechanics. ASME J Biomech Eng 1993;115:520–7.
8. *Jacobs CR, Simo JC, Beaupre GS, Carter DR.* Adaptive bone remodeling incorporating simultaneous density and anisotropy considerations. J Biomech 1997 June;30(6):603–13.
9. *Garcia JM, Doblaré M, Cegonino J.* Bone remodelling simulation: a tool for implant design. Comp Mater Sci 2002;25:100–14.
10. *Ulrich D, van Rietbergen B, Weinans H, Rüegsegger P.* Finite element analysis of trabecular bone structure: a comparison of image-based meshing techniques. J Biomech 1998;31:1187–92.
11. *Feldkamp LA, Goldstein SA, Parfitt AM, Jesion G, Kleerekoper M.* The direct examination of three-dimensional bone architecture in vitro by computed tomography. J Bone Miner Res 1989 Feb;4(1):3–11.
12. *van Rietbergen B, Weinans H, Huijskes R, Odgaard A.* A new method to determine trabecular bone elastic properties and loading using micromechanical finite-element models. J Biomech 1995 Jan;28(1):69–81.
13. *Koontz JT, Charras GT, Guldberg RE.* A microstructural finite element simulation of mechanically induced bone formation. J Biomech Eng 2001 Dec;123:607–12.
14. *Adachi T, Tsubota K, Tomita Y, Hollister SJ.* Trabecular surface remodelling simulation for cancellous bone using microstructural voxel finite element models. J Biomech Eng 2001 Oct;123:403–9.
15. *Dunlop JWC, Hartmann MA, Bréchet YJ, Fratzl P, Weinkamer R.* New suggestions for the mechanical control of bone remodelling. Calcif Tissue Int 2009;85:45–54.
16. *van Lenthe GH, Stauber M, Müller R.* Specimen-specific beam models for fast and accurate prediction of human trabecular bone mechanical properties. Bone 2006;39:1182–9.
17. *Lakatos É, Bojtár I.* Stochastically generated finite element beam model for dental research. Periodica Polytechnica Ser Civ Eng 2009;53(1):3–8.
18. *Gibson LJ, Ashby MF.* Cellular solids. Structure and properties 2nd ed. Cambridge: University Press; 1997.
19. *Renders GAP, Mulder L, van Ruijven LJ, van Eijden TMGJ.* Porosity of human mandibular condylar bone. J Anat 2007;210(3):239–48.
20. *Hogskinson R, Njehz CF, Whitehead MA, Langton CM.* The non-linear relationship between BUA and porosity in cancellous bone. Phis Med Biol 1996;40:2411–20.
21. *Moon HS, Won YY, Kim KD, Ruprecht A, Kim HJ, Kooç HK et al.* The three-dimensional

- microstructure of the trabecular bone in the mandible. *Surg Radiol Anat* 2004;26:466–73.
22. ANSYS 11.0 User's Manual
23. *Satake M.* Fabric tensor in granular materials. IUTAM Conference on Deformation and Failure of Granular Materials; 1982 Aug 31–Sept 3; Delft.
24. *Oda M.* Initial fabrics and their relations to mechanical properties of granular material, *Soils and Foundations* 1972 Mar;12(1):17–36.
25. *Rothenburg L, Barthurst RJ, Dusseault MB.* Micromechanical ideas in constitutive modeling of granular materials. In: Biarez, Gouvres, editors. *Powders and Grains*. Rotterdam: Balkema; 1989.
26. *Zysset RK, Curnier A.* An alternative model for anisotropic elasticity based on fabric tensors. *Mech Mater* 1995;21:243–50.
27. *Cowin SC.* Anisotropic poroelasticity: fabric tensor formulation. *Mech Mater* 2004;36:665–77.
28. *Odgaard A, Kabel J, van Rietbergen B, Dalstra M, Huiskes R.* Fabric and elastic principal directions of cancellous bone are closely related. *J Biomech* 1997;30:487–95.

Lakatos Éva

Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Tartószerkezetek Mechanikája Tanszék
H–1111 Budapest, Műegyetem rkp. 3–9.
Tel.: (+36) 1 463-1335

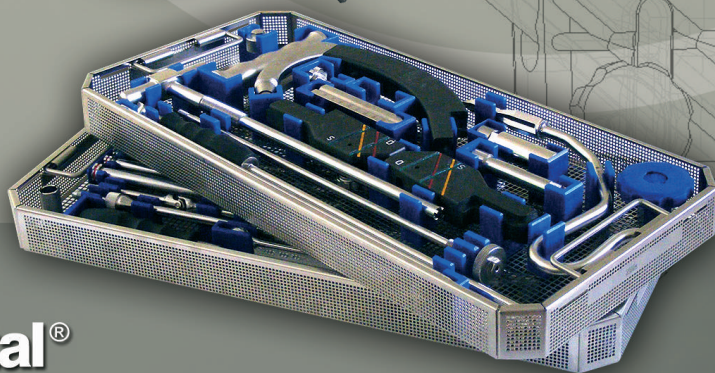
ALFÖLDI NYOMDA ZRT.**4027 Debrecen, Böszörményi út 6.**

Tel.: (52) 515-715 • 415-579

Fax: (52) 325-227 • 430-987

E-mail: info@anyrt.huwww.alfoldi-nyomda.hu*Teljes körű nyomdaipari szolgáltatás – felsőfokon*

gondolat és valóság



medimetal[®]
Gyógyászati Termékeket Gyártó és Forgalmazó Kft.

3304 Eger, Berva-völgy
Telefon: +36 36 415 577
Telefax: +36 36 415 577/13

e-mail: info@medimetal.hu
www.medimetal.com

IS THERE ANY REALITY TO THE REVERSE KAPANDJI OPERATION IN THE TREATMENT OF PROXIMAL RADIOULNAR SYNOSTOSIS? BIOMECHANICAL MEASUREMENTS

Henrik Rybaltovszki¹, Károly Fekete², Sándor Manó¹

¹Department of Orthopaedic Surgery, Medical and Health Science Center, University of Debrecen

²Department of Traumatology and Hand Surgery, Medical and Health Science Center, University of Debrecen

rybaltovszki@freemail.hu

Abstract

The forearm, wrist and elbow joints in addition to the ligamentous system which holds the two bones together make up a combined joint with complex movement. Within this joint framework, injury at any point can result in profound biomechanical changes leading to functional alterations. Such an alteration is the bony bridge between the radius and ulna which is blocking the rotational movements. Surgical treatment can be instead of the resection of the bridge-callus creating a defect on the radius distally to the synostosis. This leads to a “reverse” Sauvé–Kapandji situation and to the disintegration of the bony frame of the forearm. The authors examined the stabilizing effect of the ligamentous system which holds the framework together, with emphasis on the role of the interosseous membrane.

Measurements of rotational motion in various stages in the forearm were performed on fresh cadaver forearm preparations in both intact cases and also following the excision of a proximal segment of the radius. The movements were measured and registered using an Instron 8874 biomechanical material testing machine. In addition to registration, both fixed and mobile digital recording was done.

The stabilizing role of the interosseous membrane in supination was only effective when the radius was of normal length. The excision of the radial segment seriously damaged both the rotational motion and the stability of the wrist.

Keywords: bridge callus, forearm fracture, Kapandji procedure, fractures of radius and ulna, interosseal membrane

Introduction

Synostosis which develops between the radius and ulna following forearm fracture—whether treated conservatively or surgically—causes significant loss of function. The bridge callus which develops and goes untreated will permanently block pro- and supination which are determining factors in the usage of

the hand. Vince and Miller worked up 2381 cases in the literature and found an incidence of 2%^{1,5}. Other literary data place the incidence below 5.5% following conservative therapy and a 9.5% incidence in cases that were treated surgically. Treatment is only surgical; resection of the synostosis and interpositioning of either connective or synthetic tissue^{6,7}.

Clinical practice

Many factors promote the development of the bridge callus:

1. Fracture type
 - Fractures of the proximal one-third of the forearm
 - Fragmented Monteggia injuries
 - Fractures of the radius and ulna at the same level
 - Floating elbow
 - Comminuted fractures of the radial head
2. Serious local connective tissue trauma
 - Open fracture
 - Injury of the interosseous membrane
 - rupture of the distal biceps tendon
3. Polytrauma, craniocerebral injury, long-term endotracheal intubation
4. Factors related to treatment
 - Surgery performed one week after injury
 - Unstable osteosynthesis
 - Plaster casting of the limb following osteosynthesis
 - Traumatizing surgical technique
 - Long screws which reach the interosseous space
 - Incorrect placement of the plate
 - Primary spongioplasty which touches the interosseous membrane
 - Dislocated broken fragment
 - Surgical approach (Boyd 50%).

What possibilities exist for the treatment of synostosis?

The aim of surgical treatment is anatomical reduction, stable osteosynthesis and the prevention of the development of bridge callus.

If the bridge callus develops despite this, resection of the callus is the solution.

- Timing: Vince and Miller advise the operation 1-2 years after injury, Jupiter and Ring usually perform reconstruction within one year^{6,9}.

- Atraumatic surgical technique: in the interests of decreasing the possibility of relapse, emphasis is put on arresting bleeding and treating the bleeding bone surfaces using bone wax.
- Interpositional arthroplasty: fat, muscle tissue interpositioning, or in some cases the use of the fascia lata or silicone membrane.

Our results of the previously discussed methods were quite modest. In the literature that we found (Vince, Miller, Failla)^{2,9}, the motion amplitude achieved during surgery decreased to close to half in the late postoperative stage. Although Jupiter report somewhat better results⁶, we had to think of some other form of these surgical procedures.

The Sauvé–Kapandji operation

In 1936 Sauvé and Kapandji presented their intervention⁸. The main idea of which was the formation of arthrodesis between the distal radius and ulna as well as the formation of a pseudoarthrosis on the shaft of the ulna proximal to the fusion. This ensured the improvement of the decreased pronation and supination caused by the distal radio-ulnar arthritis. The preservation of the ulnar head prevents the late complications caused by the resection, and allows an almost normal transmission of strength as well as providing better support to the proximal bones of the hand. The tendon of the extensor carpi ulnaris is guided appropriately and the outward appearance of the wrist is preserved.

The reversed Sauvé–Kapandji operation

One of the authors of this article brought up the possibility that the blocked forearm movement could be improved not by the resection of the bridge callus but with the placement of

the rotation more distally^{3,4}. With regard to technique this means a resection of a segment of the radius which would be performed distally to the synostosis and the radial tuberosity. Is this “reverse” Sauvé–Kapandji operation sufficient for the restoration of rotation, or can the interosseous membrane ensure the stability of the radius on its own?

Materials and Methods

The function of the membrane was examined using an Instron 8874 biomechanical testing machine (Figure 1, 2) and measurements were performed using preparations of the radius and ulna which included the elbow and approximately 8 cm of distal humerus and having only ligamentous and joint capsule connections.

The preparations were secured as follows: the distal humerus was fixed to a table. DC plate was bent to 90 degrees. The elbow was



Figure 1. The consols of the Instron 8874 biomechanical material testing machine

flexed in 90 degrees then the plate was fixed by screws to the proximal ulna and to the table. In this way, the forearm was fixed proximally with the elbow in 90 degrees of flexion, thus allowing for pro- and supination and it was perpendicular to the table. Another plate was screwed onto the distal radius which allowed the grip of the material testing machine to grasp it (Figure 2, 3, 4).

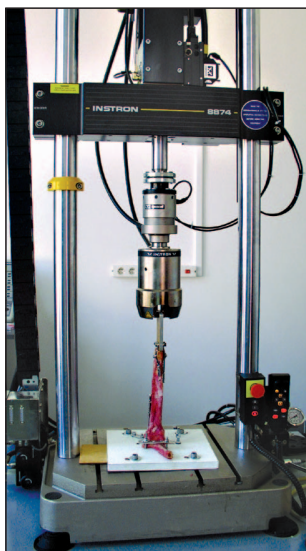


Figure 2. Securing the preparations into the material testing machine



Figure 3. Maximal supination



Figure 4. Maximal pronation

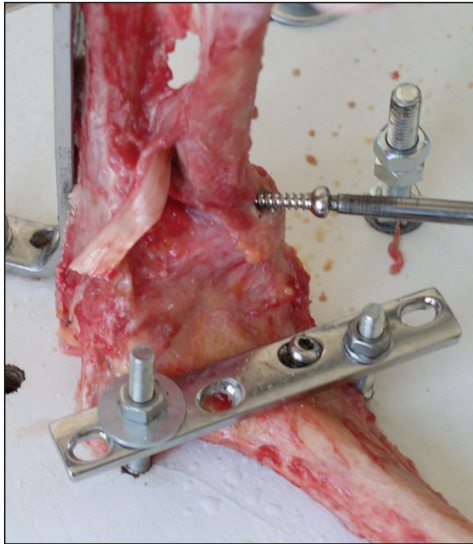


Figure 5. Preparing the artificial synostosis

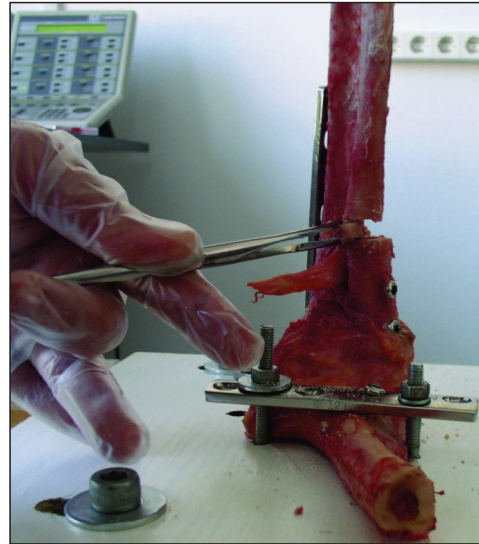


Figure 6. Performing the osteotomy

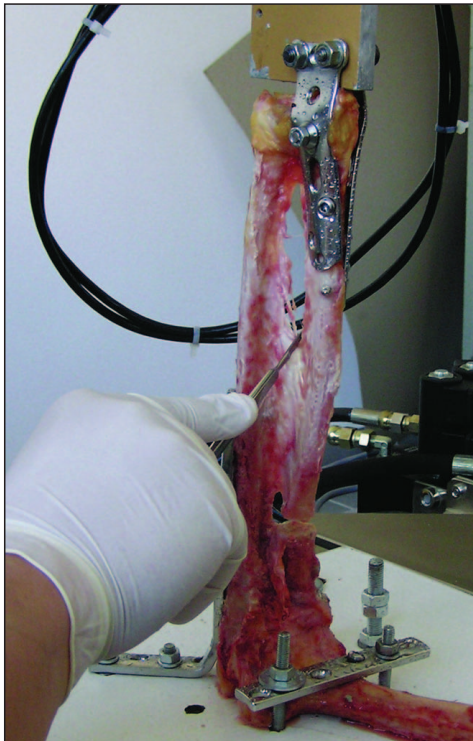


Figure 7. Cleaving the interosseal membrane

During our biomechanical experiments, the stability of the system was examined, and the range of motion and capacity of resistance to applied force following the preparation of an artificial synostosis were measured.

The preparations were fixed into the material testing machine in 90 degrees of flexion and were loaded in their axis with 100 N and 200 N of tension and then compression force and conclusions were drawn regarding the stability of the system following the measurement of displacement. The displacement was measured in millimeters. The measurements were performed in mid position, at 30 and 60 degrees of pronation as well as in 30–60–90 degrees of supination.

The measurements were primarily done on intact forearm preparations, and these were assessed as reference values.

Following this, the radial head was fixed to the ulna in neutral position using 2 cortical screws (Figure 5), thereby preparing the artificial syn-

ostosis. By sawing a 4 mm disc 4 mm distally to the radial tuberosity it was possible to bring about the reverse Sauvé-Kapandji situation, then the measurements were retaken (Figure 6).

Finally, the measurements were also performed following partial cleavage as well as

total cutting through the interosseous membrane (Figure 7).

Results

The measurements were primarily done on intact forearm preparations (Table 1).

Rotation (degree) negative – pronation positive – supination	Force (N) negative – compression positive – tension	Position (mm) (relative to the zero point of the machine)	Displacement (mm) (relative to the unloaded position) negative – down positive – up
-60	-200	2.949	-0.307
	-100	3.061	-0.195
	0	3.256	0
	100	4.475	1.219
	200	6.34	3.084
-30	-200	3.474	-0.68
	-100	3.648	-0.506
	0	4.154	0
	100	6.36	2.206
	200	7.727	3.573
0	-200	4.212	-0.705
	-100	4.382	-0.535
	0	4.917	0
	100	7.1	2.183
	200	8.116	3.199
30	-200	3.981	-0.422
	-100	4.159	-0.244
	0	4.403	0
	100	5.702	1.299
	200	7.158	2.755
60	-200	3.303	-0.45
	-100	3.571	-0.182
	0	3.753	0
	100	4.444	0.691
	200	5.757	2.004
90	-200	2.409	-0.472
	-100	2.707	-0.174
	0	2.881	0
	100	3.641	0.76
	200	4.338	1.457

Table 1. The results of the measurements on intact forearm – reference values

Then we performed the reverse Sauvé-Kapandji situation, then the measurements were retaken (*Table 2*).

Then in this “reverse” Sauvé-Kapandji situation the interosseal membrane was partially

cleaved and after that it was totally cutted through. The results of the forearm with patially cleaved interosseal membrane can be seen on *Table 3*, the results of the total cutting through on the *Table 4*.

Rotation (degree) negative – pronation positive – supination	Force (N) negative – compression positive – tension	Position (mm) (relative to the zero point of the machine)	Displacement (mm) (relative to the unloaded position) negative – down positive – up
-60	-200	0.696	-3.715
	-100	1.155	-3.256
	0	4.411	0
	100	9.463	5.052
	200	15.74	11.329
-30	-200	0.289	-2.261
	-100	0.955	-1.595
	0	2.55	0
	100	9.15	6.6
	200	15.64	13.09
0	-200	0.855	-2.468
	-100	1.924	-1.399
	0	3.323	0
	100	8.555	5.232
	200	15.11	11.787
30	-200	1.024	-2.072
	-100	1.924	-1.172
	0	3.096	0
	100	7.239	4.143
	200	14.27	11.174
60	-200	1.069	-1.81
	-100	1.859	-1.02
	0	2.879	0
	100	6.278	3.399
	200	14.95	12.071
90	-200	0.904	-2.048
	-100	1.851	-1.101
	0	2.952	0
	100	6.802	3.85
	200	16.14	13.188

Table 2. The results of the measurements on “reverse” Sauvé-Kapandji situation

Rotation (degree) negative – pronation positive – supination	Force (N) negative – compression positive – tension	Position (mm) (relative to the zero point of the machine)	Displacement (mm) (relative to the unloaded position) negative – down positive – up
-60	-200	0.612	-3.09
	-100	1.233	-2.469
	0	3.702	0
	100	14.93	11.228
	200	16.72	13.018
0	-200	0.77	-2.33
	-100	1.652	-1.448
	0	3.1	0
	100	15.09	11.99
	200	17.36	14.26
90	-200	1.041	-2.412
	-100	1.969	-1.484
	0	3.453	0
	100	15.26	11.807
	200	17.82	14.367

Table 3. The results of the measurements on “reverse” Sauvé–Kapandji situation – the interosseal membrane partially cleaved

Rotation (degree) negative – pronation positive – supination	Force (N) negative – compression positive – tension	Position (mm) (relative to the zero point of the machine)	Displacement (mm) (relative to the unloaded position) negative – down positive – up
-60	-200	-4.11	-2.123
	-100	-3.92	-1.933
	0	-1.987	0
	100	19.23	21.217
	200		
0	-200	-2.66	-3.762
	-100	-1.305	-2.407
	0	1.102	0
	100	16.15	15.048
	200		
90	-200	-8.658	-9.76
	-100	-1.305	-2.407
	0	1.102	0
	100	16.15	15.048
	200		

Table 4. The results of the measurements on “reverse” Sauvé–Kapandji situation – the interosseal membrane totally cutted through. **Red letters:** the resected bone ends touched. At a force of 200 N of tension, the distal radioulnar joint was ripped apart. Max. force was 110-120 N app.

Conclusion

During experimentation it was observed that the interosseous membrane slackens during pronation, thus the intact proximal and distal radioulnar joints, the two bones of the forearm acting as a framework as well as the crossing over of the radius and ulna ensure the stability of the forearm.

During supination, the interosseous membrane tightens thus increasing stability, but an intact bony structure is also necessary.

Following resection, it was observed that the proximal end of the radius underwent a pendulum motion during pronation. Significant displacement was observed both in pronation and supination when force was applied (16.6 times the reference value!), which obviously signified a significant decrease in stability. With an intact interosseous membrane, the loss of stability is more significant during pronation.

After cleaving the interosseous membrane (Table 3), displacement was increased during

tension, but the striking deviations were experienced during supination. The displacement was 5–10 times the reference value, but this difference was even more significant than the situation following the removal of a segment.

When the interosseous membrane was completely cut, the system completely disintegrated; when force was applied the resected bone ends touched, and at a force of 200 N of tension, the distal radioulnar joint was ripped apart.

In light of the above, it is our opinion that the reconstruction of a stable bony framework and the pro- and supination motion axes using the reversal of the Kapandji operation alone is not sufficient for the improvement of movement in a blocked forearm.

The solution could be a prosthesis which allows rotational motion and ensures stability, and this will be the aim of future experimentation.

REFERENCES

1. Bauer G, Arand M, Mutschler W. Post-traumatic radioulnar synostosis after forearm fracture osteosynthesis. Arch Orthop Trauma Surg 1991;110:142–245.
2. Failla JM, Amado PC, Morrey BF. Post-traumatic proximal radioulnar synostosis. J Bone Joint Surg Am 1989;71:1208–13.
3. Fekete K, Baktai J, Szelényi Z. Vorstellung einer neuen Methode zur Behandlung des radioulnaren Brückenallus, 2002; Sopron, Hungary, Congress presentation
4. Fekete K, Baktai J. Radioulnaris synostosis proézis. Magyar Kézsebészeti Társaság IX. Kongresszusa, 2002.04.19–20; Debrecen, Hungary, Congress presentation
5. Großner D, Schöttle H, Jungbluth K. Brückenallus nach Plattenosteosynthese bei Unterarmfrakturen Hefte zur Unfallheilkunde 1989;201:272–3.
6. Jupiter JB, Ring D. Operative treatment of post-traumatic proximal radioulnar synostosis. J Bone Joint Surg Am 1998;80:248–57.
7. Ring D, Jupiter JB. Operation posttraumatischer proximaler radioulnarer Synostosen. Operative Orthopädie und Traumatologie 2000;4:261–71.

8. *Sauvé L, Kapandji M.* Nouvelle technique de traitement chirurgical des luxations récidivantes isolées de l'extrémité inférieure du cubitus. *J Chir* 1936;47;589-94.
9. *Vince KG, Miller JE.* Cross-union complicating fracture of the forearm. *J Bone Joint Surg Am* 1987;69:640-53.

Dr. Henrik Rybaltovszki

Department of Orthopaedic Surgery, Medical and Health Science Center,
University of Debrecen

H-4032 Debrecen, Nagyerdei krt. 98.

Tel.: (+36) 52 255-604



K&T Hardmetal Szerszám-, Készülék- és Alkatrészgyártó Kft.
Egyedi orvostechnikai készülékek és berendezések gyártását is vállaljuk!

Elérhetőség: K&T Hardmetal Szerszám-, Készülék- és Alkatrészgyártó Kft.
4031 Debrecen Határ út 17118/40 hrsz. (Határ úti Ipari park)
www.kthardmetal.hu
Tel: 00-36-52-525-728,
Fax: 00-36-52-525-729
Kapcsolattartó: Tóth Tibor 00-36-70-426-0860
E-mail: toth.tibor@kthardmetal.hu



"A projekt a Nemzeti Kutatási és Technológiai Hivatal támogatásával valósult meg"

ÚJ, MÓDOSÍTOTT UHMWPE PROTÉZISANYAG EREDMÉNYEINEK BEMUTATÁSA

Zsoldos Gabriella, Szabó Tamás

Miskolci Egyetem, Műszaki Anyagtudományi Kar, Polimermérnöki Tanszék

femzsgab@uni-miskolc.hu

Absztrakt

A teljes csípőízületi endoprotézisek alapanyagaként az ultranagy molekulatömegű polietilén (UHMWPE) használatos. Az esetek többségében az egész protézis cseréjének a fő oka az UHMWPE-ből készült vápaelem érintkezési geometriájának megváltozása. A normál UHMWPE-molekula szén-szén kovalens ($-\text{CH}_2-\text{CH}_2-$) kötésekkel épül fel. A csípőprotézis alapanyagául használt UHMWPE átlagos molekulatömege 5–8 millió g/mol. Ez azt jelenti, hogy egy molekulalánc hossza kb. 1 mm. Az UHMWPE jó mechanikai tulajdonságait térhálóítással tovább javíthatjuk, és egy nagyon erős molekulaszervezetet hozhatunk létre.

Az UHMWPE felületét különböző multifunkcionális monomerrel kezeltük, amelyek a gyakorlatban térhálóítóként működnek, mint pl. etilén-glikol-dimetakrilát. Ezekkel a monomerekkel például besugárzás hatására ojtásos térhálóosodás játszódik le az UHMWPE-vel.

Különböző anyagvizsgáló módszerekkel – mint pl. RAMAN- és FTIR-spektroszkópia, mechanikai vizsgálatok, mint keménységmérés, tribológia stb. – meghatároztuk az új anyag kémiai szerkezetét és mechanikai tulajdonságait. Közleményünk bemutatja az új, módosított alapanyagban a MetriMed Orvosi Műszergyártó Kft. közreműködésével és segítségével végzett kutatási és mérési eredményeket, amelyek igazolják a térhálóítás hatékonyságát.

Az általunk előállított új anyag eredményei azt mutatják, hogy kopás szempontjából 35%-kal ellenállóbb az új technológiával készített anyag a normál, ma is használatos technológiával készült protézisanyagnál. Kutatásaink eredményeként egy új technológia született, melyet magyar szabadalom véd.

Kulcsszavak: UHMWPE, kopásállóság, kopolimer

Showing the results of a new modified hip joint material

Abstract

UHMWPE (Ultra High Molecular Weight PolyEthylene) is being generally used as structural material for total hip replacement prosthetics. In most cases the reason for needing replacement of the prosthetics is the distortion of the geometry of the contact surface of the cup made of UHMWPE. The molecule of UHMWPE is made of covalently bonded repeated $-\text{CH}_2-\text{CH}_2-$ (ethylene) units. The polymers average molecular weight is 5–8 million Daltons, thus the average length of a molecule is about 1mm. The excellent mechanical properties of UHMWPE can be further enhanced by forming covalent bonds between the chains through crosslinking.

During our research we treated the surface of UHMWPE samples with multifunctional monomers, which can act as crosslinking agents (e.g. ethylene-glycol-dimethacrylate). Treatment with

these monomers can result of graft polymerization and crosslinking after initiation by irradiation.

The chemical structure and mechanical properties of the resulting new materials were examined using different testing methods, among others RAMAN and FTIR spectroscopy, mechanical and tribological measurements. In this work we display the results of our collaboration with the Metrimed Medical Instrument Manufacturing Ltd. to produce improved materials and the enhancement in the properties of this structural material.

The produced material shows a 35% improved resistance against wear and deformation compared to the general, unaltered prosthetics materials. As a result of this work a new technology was introduced protected by a Hungarian patent.

Keywords: UHMWPE, wear resistance, copolymer

Bevezetés

A teljes csípőízületi endoprotézisek vápájának alapanyagaként az ultranagy mólsúlyú polietilén (UHMWPE) használatos. Az esetek többségében az egész protézis cseréjének a fő oka az UHMWPE-ből készült vápaelem érintkezési geometriájának megváltozása. Az implantátum élettartamát több hatás együttesen befolyásolja, mint például a páciens súlya, aktivitása és az ízesülő felszín minősége. Többéves fejlesztőmunkánk célja egy olyan módosított UHMWPE anyag, amely hosszabb protézis-élettartamot biztosít a páciensek számára.

A legtöbb cég alkalmaz valamilyen erősítő eljárást ennél az anyagnál, illetve saját fejlesztésű alapanyaga és technológiája van a vápagyártásra, pl. térhálósítás, nagyenergiájú sugárzással való kezelés és hőkezeléses eljárások, amely technológiák kifejezetten csökkentik az alapanyag kopását. A polietilén öregedésének meggátolására az oxigénmentes csomagolás szintén használatos. A leghatékonyabb technológia a polietilén térhálósítása. A normál UHMWPE-molekula szén-szén kovalens ($-CH_2-CH_2-$) kötésekből épül fel. Az UHMWPE jó mechanikai tulajdonságait térhálósítással tovább javíthatjuk, és egy nagyon erős molekulaszervezetet hozhatunk létre¹.

Az általunk alkalmazott monomerek közül a metil-metakrilát (MMA) manapság széles körben elterjedt mint csontcement alapanyag, a dietilén-glikol-bisz-allil-karbonát (DEGBA) pedig a műanyag napszemüveg és szemüveglencsék alapanyaga, ezek biológiailag inert polimerek.

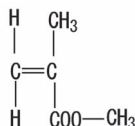
Kísérletek

A monomer penetrációs kísérletek célja, hogy az UHMWPE felületén egy kemény polimerből és az UHMWPE-ből álló – egyébként nem összeférhető – réteget hozzunk létre, amely az UHMWPE tribológiai tulajdonságait javítja.

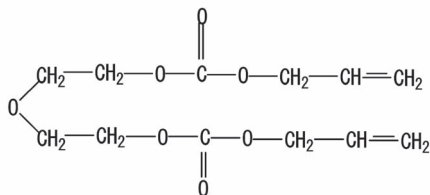
A gyógyászatban már régóta elterjedt a poli-metil-metakrilát orvosi célú használata, ebből készítenek például különböző csontpótló elemeket, valamint a kemény kontaktlencsék alapanyaga is. Tehát Magyarországon is elfogadott, az implantológiában már használatos anyagról van szó. A dietilén-glikol-bisz-allil-karbonát (DEGBA) jobb karcállóságú a PMMA-nál, így mára már a legnépszerűbb szemüveglencse-alapanyag².

A csípőprotézis-beültetéshez is használatos csontcementek is különböző kétkomponensű akrilátszármazékok.

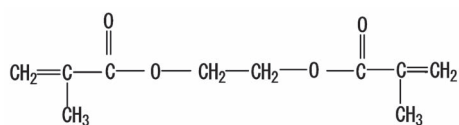
Különböző, az iparban is használatos, valamint térhálósító anyagként alkalmazott monomer akrilátok közül választottunk ki négyfélét, melyeknek az UHMWPE-termékkel lehetséges kopolimerizálódását vizsgáltuk. A metil-metakrilát, dietilén-glikol-bisz-allil-karbonát és etilén-glikol-dimetakrilát monomerek szerkezeti képleteit az 1–3. ábrák tartalmazzák. A kísérletekhez használt monomerek mindegyike láncvégi kettős kötést tartalmaz, ezek nagy energiájú sugárzás (gamma-, elektron-, röntgen-) hatására polimerizálódnak. Az egyfunkciós MMA-ból lineáris polimer keletkezik, a többfunkciós monomerek térhálós rendszert hoznak létre.



1. ábra. Metil-metakrilát (MMA) monomer szerkezeti képlete ($M_w = 102$ g/mol)



2. ábra. Dietilén-glikol-bisz-allil-karbonát (DEGBA) monomer szerkezeti képlete ($M_w = 274$ g/mol)



3. ábra. Etilén-glikol-dimetakrilát (EGDMA) monomer szerkezeti képlete ($M_w = 198$ g/mol)

Elsőként megvizsgáltuk, hogy az UHMWPE mennyi anyagot tud áztatással felvenni az egyes térhálósítókból, ehhez 0,1 mm vékony hárttyákat esztergáltunk RAM-extrúzióval előállított, nagy tisztaságú, protetikai célra gyártott Chirulen rúdból. A minták tömegét analitikai mérleg segítségével meghatároztuk, majd nagy tisztaságú dietilén-glikol-bisz-allil-karbonát, etilén-glikol-dimetakrilát és metil-metakrilát monomerbe helyeztük. A mintákat tömegállandóságig áztattuk, ennek meghatározására 24, 72 és 168 óra elteltével a szárazra törölt minták tömegét ismét lemértük, és a kapott értékekből meghatároztuk a felületre vonatkoztatott elnyelt anyagmennyiségét. A kapott adatokat az 1. táblázat tartalmazza. Azért alkalmaztunk ilyen vékony mintákat, hogy minél gyorsabban telített anyagot kapjunk.

Az UHMWPE a legtöbbet a metil-metakrilátból abszorbeálta, tömegszázalékban mintegy 3,6% MMA-t vett fel, míg DEGBA-ból 0,35%-ot, EGDMA-ból pedig 0,82%-ot.

Ázási idő (h)	Dietilén-glikol-bisz-allil-karbonát			Etilén-glikol-dimetakrilát			Metil-metakrilát		
	Minta-tömeg (mg)	Felvett anyag (mg)	Felvett anyag (mg/cm ²)	Minta-tömeg (mg)	Felvett anyag (mg)	Felvett anyag (mg/cm ²)	Minta-tömeg (mg)	Felvett anyag (mg)	Felvett anyag (mg/cm ²)
0	1579,2			1356,6			1754,0		
24	1585,5	6,3	0,132	1360,3	3,7	0,077	1808,0	54,0	1,137
72	1584,2	5,0	0,105	1363,4	6,8	0,143	1817,2	63,2	1,330
168	1584,7	5,5	0,115	1367,8	11,2	0,236	1817,7	63,7	1,341

1. táblázat. Az áztatott minták felvett anyagmennyiségének meghatározása

A mintákat a budapesti FEMA Kft. LUE típusú elektronágyújával, 20 kGy nagyságú elektronsugárral (β) kezeltük, amely során a második fázis polimerizál és eközben az alpmátrix UHMWPE-vel „kotérhálót” is létesít.

Az MMA-val kezelt mintát WiTec konfokál RAMAN-spektroszkóp segítségével is megvizsgáltuk. A másik két minta esetében nem kaptunk értékelhető eredményt az egy tömegszázaléknál kisebb mennyiségben jelen levő második fázis miatt.

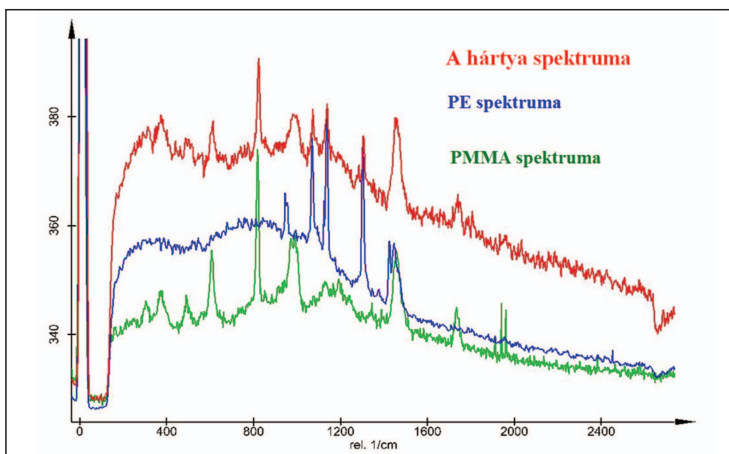
A RAMAN-vizsgálathoz a mintát függőlegesen epoxigyantába ágyaztuk, majd a vizsgálандó felületét megpolíroztuk. A minta spektruma mellé referenciának a tiszta UHMWPE és PMMA spektrumát is beillesztettük. A minta spektrumán jól látható az UHMWPE-re és a PMMA-ra jellemző csúcs is.

A RAMAN-spektroszkóp segítségével mélységi analízist is végeztünk a minta metszetén, amelyen megfigyelhető, hogy az MMA mintegy 50–60 μm mélységig hatol be az UHMWPE

belsejébe. A teljesen fekete területek a tiszta UHMWPE-t jelölik, a világos színek a PMMA koncentrációváltozását mutatják. Minél világosabb a terület, annál több a PMMA mennyisége. A minta felszínén megfigyelhető egy sötét sáv, ugyanis a szárazra törölt minta esetén a besugárzás ideje alatt a felső 1-2 μm -nyi rétegből elpárolog az MMA monomer.

A gödöllői Szent István Egyetem Triboteszter berendezésén végeztük el a penetrációs minták tribológiai méréseit. A vizsgálatokhoz 6 mm átmérőjű, 15 mm magas hengeres próbatesteket készítettünk esztergálással. A penetrálás után 20 kGy elektronsugárral térhálósítottuk a mintákat egy referencia UHMWPE mintával együtt.

A Triboteszter befogófejébe egyesével helyeztük be az előkészített hengereket. A henger aljától 1 mm-re furatot készítettünk, amely segítségével a minta hőmérsékletének változása is detektálható volt. Ennél a berendezésnél a mozgó alkatrész a koptatótárcsa, amely rozsdamentes acélból készült. A tárcsa felületét



4. ábra. Az MMA-val kezelt minta (hártya) RAMAN-spektruma a tiszta PMMA-val és UHMWPE-vel összehasonlítva



5. ábra. MMA-val kezelt UHMWPE minta metszetének RAMAN-spektruma

frissen políroztuk, és a kopásvizsgálat előtt és után is megmértük a felületi érdességét. A kiszámolt terhelések alapján először 20 N erővel terheltek a mintadarabot, a deformáció mértéke ebben az esetben annyira elhanyagolható volt, hogy a terhelést előbb az eredeti kétszeresére (40 N), háromszorosára (60 N), végül hatszorosára (120 N) növeltük. A mintákon először 120 N terheléssel, 0,1 m/s kerületi sebességgel 10000 sec-ig kopásvizsgálatokat végeztünk, melyek eredményeit a 2. táblázat és a 6. ábra mutatja.

10 000 sec	Chirulen + (mm)			
	UHMWPE	DEGBA	EGDMA	MMA
Kopási deformáció	0,103	0,105	0,084	0,088

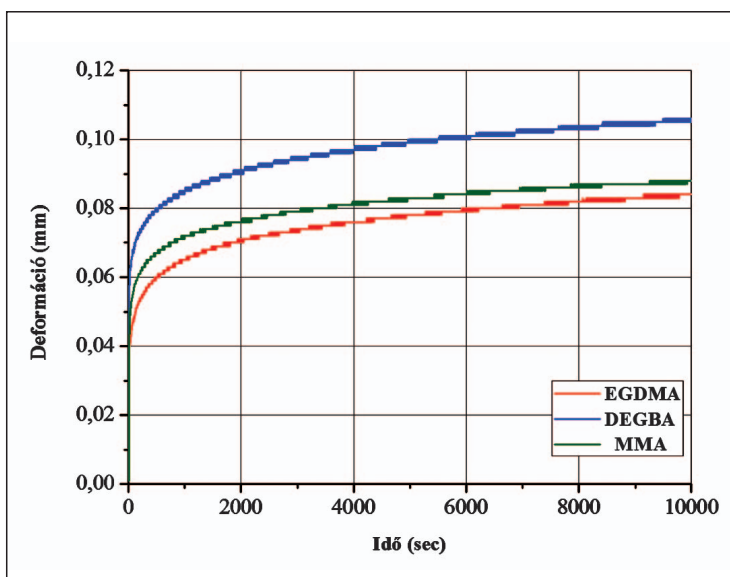
2. táblázat. Triboteszter berendezéssel mért kopási viselkedés

Ellenőrzésként a Miskolci Egyetem Polimermérnöki Tanszékének CSM gyártmányú Pin-on-Disk rendszerű berendezésén is elvégeztük a méréseket. A vizsgálatokhoz 55 mm átmérőjű és 5 mm vastag korongokat készítet-

tünk, melyeket tömegállandóságig tiszta monomerbe áztattunk, majd nagyenergiájú sugárzással polimerizáltunk, térhálósítottunk szintén egy referencia UHMWPE-mintával egyidejűleg.

A vizsgálatok során egy gömb felszínű acél ellentestet (pint) nyomunk állandó erővel a próbatest felszínéhez (disk), miközben a próbatest egyenletes sebességű forgómozgást végez. Az állandó, normális irányú terhelőerőt (F_N) egy tömeg biztosította. A vizsgálat során az ébredő súrlódóerőt folyamatosan regisztráljuk, a kopást utólag határozzuk meg. A mérések száraz körülmények között, kenés alkalmazása nélkül történtek.

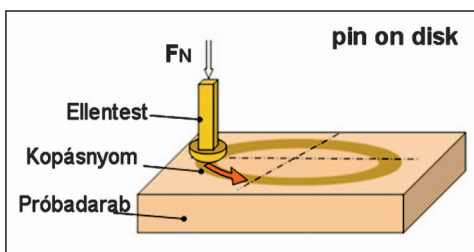
A Pin-on-Disk elrendezésű koptatóberendezésen elvégzett kísérletek paramétereit a 3. táblázatban foglaltuk össze. A Pin anyaga 6Cr100-as króm csapágyacél 6 mm-es átmérőjű polírozott gömbfelülettel, melynek felületi érdessége (r_a) $\sim 0,01 \mu\text{m}$. A terhelő normálérő 10 N volt, a forgási sebesség $10 \text{ cm}\cdot\text{s}^{-1}$, a mérés ideje 2,78 h. Előzetes számításaink alapján összevetettük a beültetésre kerülő



6. ábra. A különböző monomerekkel kezelt minták tribológiai görbéi

UHMWPE anyagból készülő protézisen ébredő átlagos felületi nyomást és a Pin-on-Disk méréselrendezésén az 1. táblázat paramétereit alkalmazva a kialakuló átlagos felületi nyomást. Számításainkat a Hertz-féle elméletet felhasználva végeztük el. Ha egy átlagos gömb alakú ízületi vápa és az ahhoz csatlakozó acél gömbcsukló méretei $\sim \varnothing 32^{+0,05}_{-0,02}$ és az UHMWPE-vápa anyagának modulusa $E \sim 700$ MPa, Poisson-tényezője $\nu=0,3$, a terhelőerő pedig $F_N \sim 735,75$ N (75 kg), akkor a kialakuló átlagos felületi nyomás mértéke $P_S \approx 0,487$ MPa. A Pauwels-séma szerint egy lábön álláskor a terhelőerő akár a testsúly négyszerese lehet³, ezért a felületi nyomás maximális értéke $P_{MAX} \approx 2$ MPa.

Ezzel szemben a Pin-on-Disk elrendezésén a 3. táblázat adataival és az UHMWPE előbb felsorolt anyagállandóival számolva a kialakuló érintkezési nyomás 21 MPa. Ez azt jelenti, hogy a méréseink során jóval nagyobb koptató terhelésnek tesszük ki a vizsgált anyagokat, mint amekkora azokat a beültetett kör-



7. ábra. A Pin-on-Disk rendszerű mérési elrendezés vázlata

Az ellentest anyaga:	6Cr100
Az ellentest felületi érdessége:	$r_a = 0,01$ [μm]
A pin átmérője:	$d = 6$ [mm]
A normál erő (F_N):	$F_N = 10$ [N]
A kerületi sebesség:	$v = 10$ [cm/s]
A mérési idő:	$t = 10\,000$ [s] = 2,78 [h]

3. táblázat. A Pin-on-Disk elrendezésű koptatóvizsgálat mérési paramétereit

nyezetükben éri. A számításokhoz szükséges azonban megjegyezni, hogy a kezelésnek kitett UHMWPE anyagok modulusváltozásával a megfelelő nyomási viszonyok is változnak! Figyelembe véve még azt a tényt, hogy száraz súrlódást vizsgáltunk, világossá válik, hogy többszörös biztonsági tényezővel készültek a méréseink.

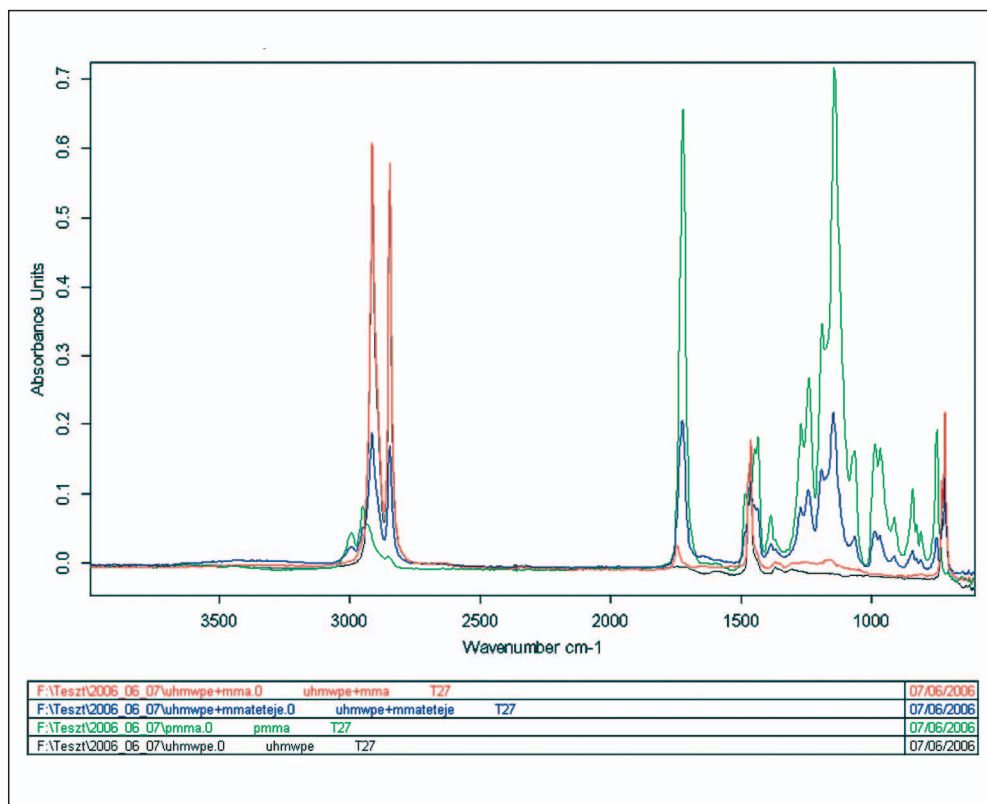
A mérés után a kapott árok mélységéből és szélességéből meghatároztuk a kikoptott térfogatot. A kapott eredményeket a 4. táblázatban foglaltuk össze.

	Chirulen + (mm^3)			
	UHMWPE	MMA	EGDMA	DEGBA
Kikoptott térfogat	0,51	0,32	0,33	0,31

4. táblázat. A Pin-on-Disk rendszerű mérés kopási eredményei

A Miskolci Egyetem Polimermérnöki Tanszékének Bruker Tensor 27 típusú Fourier transzformációs infravörös spektroszkópjával is végeztünk méréseket. A vizsgálathoz két korong alakú mintát tömegállandóságig áztatunk metil-metakrilát monomerben, közvetlenül a nagyenergiájú sugárzás előtt vettük csak ki a monomerből, csak az egyiket töröltük szárazra és azonnal 20 kGy elektronsugárral polimerizáltuk/térhálósítottuk. A 8. ábrán a szürke görbe a 100%-os UHMWPE anyaghoz, míg a zöld a 100%-os PMMA-hoz tartozik. Jól látható az ábrán a két tiszta anyag spektruma között elhelyezkedő piros és kék görbe, melyek között az a különbség, hogy a piros görbéjű mintát a sugárzás előtt szárazra töröltük, míg a kék görbével jelzett minta nedvesen lett besugárzva. Ennek a felszínén egy vékony, az FTIR számára áttetsző PMMA-réteg keletkezett.

A szárazra törölt minta esetében, mivel a felvett anyagmennyiség 1% körülinek mondható, az FTIR-spektrumon csak apró eltérések jelzik az MMA jelenlétét.



8. ábra. Az MMA-val kezelt minták FTIR-spektrumai, összehasonlítva a tiszta PMMA-val és UHMWPE-vel

Összegzés

A fentiekben tárgyalt új eljárással tehát két, alapvetően nem összeférhető polimerből olyan kopolimer rendszert sikerült előállítanunk, amely kopási tulajdonságaiban felülmúlja az eredeti anyagok tulajdonságait. Az alkalmazott monomerek közül az UHMWPE a tesztelt és orvosilag széles körben alkalmazott bioinert metil-metakriláttal mutatta a legnagyobb összeférhetőséget, és mintegy tízszeres értékben volt abszorbeálható a vizsgált egyéb monomerekkel szemben. Az UHMWPE-vápa szerkezetébe polimerizálódott hozzáadott monomerek jelenlétét a RAMAN- és az FTIR-vizsgálatok is igazolták.

A kétféle, különböző tribológiai eljárással végzett vizsgálataink segítségével igazoltuk, hogy valamennyi monomer kopási és kúszási tulajdonságokat javító, azaz élettartam-növelő hatású. A kopáscsökkenés mintegy 35%-ra tehető olyan mérési körülmények között is, amelyek esetén a várhatóhoz képest közel tízszeres mértékű terhelést száraz, azaz nagyobb igénybevételt jelentő siklási körülmények mellett idéztünk elő.

A kutatási eredmények hasznosítására hazai és európai szabadalom is benyújtásra került a MetriMed Orvosi Műszergyártó Kft.-vel történő közös munka eredményeként.

IRODALOM

1. *Kurtz SM.* The UHMWPE Handbook Ultra-High Molecular Weight Polyethylene in Total Joint Replacement. USA: Academic Press; 2004.
2. *Czvikovszky T, Nagy P.* Polimerek az orvostech-
nikában. Budapest: Műegyetemi Kiadó; 2003.
3. *Pauwels F.* Biomechanics of the locomotor appa-
ratus. New York: Springer; 1980.

Zsoldos Gabriella

Miskolci Egyetem, Műszaki Anyagtudományi Kar, Polimermérnöki Tanszék
H-3515 Miskolc-Egyetemváros
Tel.: (+36) 46 565-102

MORDON EGÉSZSÉGÜGYI ÉS INNOVÁCIÓS BETÉTI TÁRSASÁG

Orvostechnikai műszerfejlesztés, implantátumfejlesztés, tesztelés,
valamint
kiadványszerkesztés, kiadói tevékenység



4275 Monostorpályi, Liget tanya, Bortnyák major
06 30/412-59-47
ucak@freemail.hu

INTESZT

Péter Tóth

Inteszt Ltd.

info@inteszt.hu

The company has been established by two engineers in 2006, having more than 15 years experience in material testing. The main activity of the company is providing test instrumentation in Hungary. We provide testing solutions for manufacturing and research & development organizations in the fields of Biomedical, Metallurgy, Polymers, Coatings, Textiles, Food, Cosmetics, Pharmaceuticals, Mineralogy, Paper, Medical and Life Sciences to name but a few.

Our corporate headquarters is located in Budapest, XI district, close to the downtown however with easy access from all major Motorways.

Inteszt is committed to providing our customers with Quality Products and Quality Solutions. We strive to be a partner to our customer in helping them to provide first-class products and offering complete cost-effective testing solutions.

One of our important goal to protect our customer's investment, therefore we are offering preventative maintenance service to the sold equipment basis. This is improving the lifespan of the equipment and ensuring trouble free operation. We are very keen to provide a high quality service, thus our service staff is attending on service training at the manufacturer's facility on a regular basis. During our service activity we are using original spare parts only and all maintenance and repair is performed against the manufacturer's instructions.

We have the capability to design and manufacture non-standard test fixtures, for irregular parts and component testing (i.e. automotive parts, implants etc.), which can not be tested by the standard specimens test fixtures. Thanks to this experience we are able to meet even the special test requirement of our customers.

The confidence to our system accuracy further increased by the extensive range of calibration and verification services for materials testing instruments. We are able to offer on-site UKAS verification through our highly trained ISO 17025-accredited calibration engineer.

Our suppliers worldwide market leader in the materials testing industry, which yields the following main benefits to our customer:

- Maintain quality standards you can trust
- Investing heavily in R&D
- We'll be there when you need us (forever) – stable, long term operation
- Service and calibration capabilities
- R&D process looks at real working habits and our customers' environment to bring improvements to the testing industry that go beyond improved specifications
- We don't just sell products – we follow up to ensure our customers are satisfied and to find ways to keep improving!
- continually advance the application of existing technologies and to develop new and innovative technologies for the benefits of our customers.

Our mission is to transfer these technological benefits to our customer.

Indisputably the flagship on the list of principles we are working with is Instron, the world leading manufacturer for materials testing instruments, systems, and accessories. Instron® is providing a comprehensive solutions for all research, quality, and service-life testing requirements. Instron machines evaluate the mechanical properties of materials and components using tension, compression, flexure, fatigue, impact, torsion and hardness tests.

Instron's largest product lines include universal and fatigue testing instruments. Other product lines include impact, hardness, and torsion testing systems. Additionally, Instron's IST division manufactures systems to test complete structures and components, mainly for the automotive industry.

Quality standards you can trust

All equipment we install, have been manufactured under ISO 9001 quality standards with employing a product design philosophy where our customer's data integrity, safety, and protection of investment are paramount. Why does such a commitment to quality matter so much? Because the accuracy, reproducibility and reliability of test results produced by our equipment is critical to the success of our customers' businesses and to the quality of their products. How confident do you need to be in *your* test results?

Biomechanical testing solutions

Longer life expectancy, an increasingly active population and scientific advances are fueling a tremendous demand for new and improved biomedical devices and materials. As technology evolves, researchers and manufacturers face the enduring task of delivering biomaterials and products that combine high quality

with life-long performance. Biomedical testing allows the performance and compatibility of new materials and medical devices to be proven in vitro, without putting patients at risk, and for the evaluation of critical and complex issues in a controlled and repeatable manner. In addition to helping new products meet essential regulations, such as Food and Drug Administration (FDA) compliance, biomedical testing allows the quality of medical products to be verified in a production line, and the development of new and innovative solutions in the laboratory.

Today, Instron's unmatched knowledge and experience are reflected in BioPuls™ range of application-centric solutions for the biomedical testing industry. These unique testing innovations advance the understanding of material properties and performance across a vast spectrum of biomaterials and medical products.

Instron has engineered the BioPuls range to be the most advanced solution for biomedical testing challenges. With demands as diverse as low force testing on *native tissues* to *complex multi-axial simulation of spinal segments*, we have ensured that our products best fit the needs of individual customers and provide many years of superior performance. With no compromises on quality or performance, the



The Instron ElectroPuls family

BioPuls designs of equipment and accessories reflect Instron's leading product design philosophy, where data integrity, safety and protection of investment are paramount. Whether you are engaged in cutting-edge research or critical quality assurance on the production floor, there is a BioPuls testing solution available from Instron.

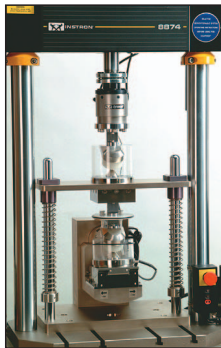
The Instron global team of biomedical applications specialists and professional engineers delivers an array of BioPuls™ turnkey solutions for Biomaterials, Orthopaedics, Medical devices and Dental testing, Biological Tissues, Hip Testing, Knee Testing, Spine Testing, Biomechanics & Kinesiology. Our dedicated Biomedical Applications Team continues to advance their application knowledge and experience through strong customer relationships, active participation on standards committees and conference attendance.

Other major area of operation for Inteszt is the weathering, light stability, corrosion and paint testers. Our weathering products and services are used by material scientists and technicians in numerous industries including: plastics, automotive, personal care, roofing, inks, textiles, pharmaceutical, packaging and sealants.

Our wide product range, experience, dependability, and support that continues to grow and the company is seeking out new and innovative ways to improve and meet the changing industry needs.

We don't just sell products – we follow up to ensure our customers are satisfied and to find ways to keep improving!

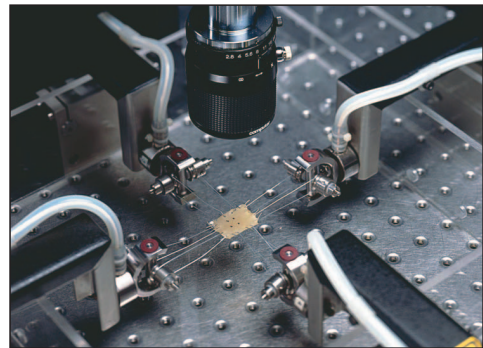
We are glad to be at your service and available for your disposal on the above contact details.



ISO hip simulator



Multi axial spine testing system



Planar biaxial grip

Péter Tóth

Inteszt Kereskedelmi és Szolgáltató Kft.

H-1113 Budapest, Diószegi út 47/a

Tel.: (+36) 1 468-3798

ERRATUM

A folyóirat II. évfolyam 2. számában a „*Perkután csontcementes csigolyaplasztika hatása a szomszédos csigolyatestekre: Előzetes biomechanikai vizsgálat*” c. közlemény szerzői hiányosan lettek feltüntetve.

A cikk szerzői helyesen:

**PERKUTÁN CSONTCEMENTES CSIGOLYAPLASZTIKA HATÁSA
A SZOMSZÉDOS CSIGOLYATESTEKRE:
ELŐZETES BIOMECHANIKAI VIZSGÁLAT**

Kulcsár Zsolt^{1,2}, Szabó Gábor³, Kiss Rita M.³, Marosfői Miklós¹, Borbás Lajos³,
Szikora István¹

¹Országos Idegsebészeti Tudományos Intézet

²Klinik Hirslanden, Neurozentrum, Zürich, Svájc

³Budapesti Műszaki és Közgazdaságtudományi Egyetem, Biomechanikai Kooperációs
Kutatóközpont Laboratóriuma