

## TESTING OF PROTOTYPE INTERFERENCE SCREW FOR ACL RECONSTRUCTION IN PORCINE FEMURS

József Gábor Kovács<sup>1</sup>, Péter Nagy<sup>1</sup>, Ákos Oroszlány<sup>1</sup>, Attila Pavlik<sup>2</sup>, Péter Hidas<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Department of Polymer Engineering, Budapest University of Technology and Economics

<sup>2</sup>Department of Sports Surgery, National Institute for Sports Medicine

[kovacs@pt.bme.hu](mailto:kovacs@pt.bme.hu)

### Abstract

Multiple techniques for the reconstruction of anterior cruciate ligament (ACL) are available, most of which use implant made from metallic or bioabsorbable materials. Currently one of the most widely used fixation methods for anterior cruciate ligament reconstruction with bone tendon-bone graft is the interference screw.

The aim of our work was to test custom design screw geometry, whether it is appropriate for ACL reconstruction. New screw was designed geometry for the work, so that screws with the same geometry could be produced for later work, from different materials. In this study injection molded biodegradable interference screws were tested on porcine femurs, with bone-patellar tendon-bone (BPTB) graft fixation. The average failure load and the stiffness ( $772 \pm 225$  N and  $109 \pm 33.9$  N/mm respectively) of the fixation was higher than literature average, although within standard deviation. Test results showed that the designed screw geometry is adequate for BPTB graft fixation.

**Keywords:** anterior cruciate ligament, BPTB, interference screw

### Introduction

Anterior cruciate ligament (ACL) reconstruction is one of the most common knee surgery since the ACL is torn most frequently in this joint. It causes in instability of the knee joint and requires surgical treatment in the active population. The success of ACL reconstruction is influenced by several factors. These include timing of the surgery, graft choice, tunnel placement, graft tensioning, graft fixation methods, and the postoperative rehabilitation program<sup>1,2</sup>. One of the most important factors is the security of the graft fixation<sup>3,4,5</sup>, especially in the early postoperative period, because the advantages of early motion during an accelerated rehabilitation have been shown in different studies. Although it was also shown that during active full extension of the knee, the resultant forces produced in the graft can

attain  $200 \text{ N}$ <sup>6,7</sup>, most researchers calculated with a maximum of  $500 \text{ N}$  daily load, and  $450 \text{ N}$  in an intensive rehabilitation program<sup>6,8</sup>.

In the past two decades many different fixation method were developed, such as metal and biodegradable interference screws, post fixations by screws, staples, buttons, sutures and others<sup>9,10,11,12,13</sup>, and several new fixation methods are under development<sup>14,15,16,17</sup>. Most of these techniques use implants from metallic or absorbable materials<sup>18,19</sup>, which are later surgically removed or are absorbed by the body. Exception is the press-fit fixation, during which the BPTB graft is impacted into the bone without the help of foreign bodies<sup>20,21,22</sup>. These methods for ACL reconstruction must ensure the ultimate tensile strength and stiffness that allows the application of the current accelerated rehabilitation protocols<sup>7,23,24</sup>.

Nowadays, the interference screw fixation is one the most popular method in ACL reconstruction, and there are several biomechanical studies proving its efficiency and good mechanical properties<sup>25,26,27,28,29,30,31</sup>.

During interference screw fixation of the BPTB (bone-patellar tendon-bone) graft there is an interlock between the screw threads and the bone (the bone block attached to the graft and the bone of the tunnel). This is due to the triangular cross sectional dimensions of the screw thread in the direction parallel with the screw axis. When loaded under tension a large shearing force is therefore required to break either the bone that engages with the thread, or the thread of the interference screw and cause pull-out. Since the cancellous bone is weaker most times than the metallic or bioabsorbable screw, it is the bone that will brake.

Fixation strength is mainly affected by the interlocking area of the screw, bone block and bone. The interlocking area is affected by the gap size, bone block cross-sectional shape, screw dimensions, etc. (Figure 1). Since both metallic and biomaterial used in orthopedic implants are stronger than cancellous bone the pull-out strength for identically shaped screws

inserted with the same anatomical attributes (gap size, bone block cross-sectional shape, screw dimensions), should be similar<sup>32</sup>. The majority of original and review works show that bioabsorbable and metallic screws have similar failure loads<sup>33,34,35</sup>. Only a smaller number of works indicate that one screw is better than the other. In work reporting about comparative tests, most times only screw diameter and maybe length match between the two screws, thread depths and profile, head size, tine differ<sup>32,33</sup>.

The aim of our work was to produce a bio-degradable interference screw with adequate screw geometry for ACL reconstruction with BPTB graft. Further research will include change of screw material and screw geometry (tine, thread depth, tapering length etc.)

## Materials and methods

14 fresh porcine knees were used, from animals between 1–1.5 years and 100–130 kg. The harvesting of the distal femurs, patellae and the patellar tendons and the measurements took place within 24 hours after death. The specimens were kept in plastic bags to prevent

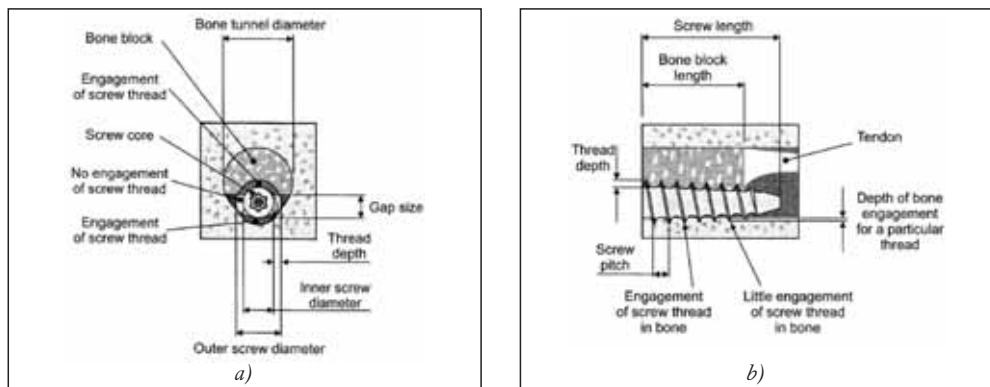


Figure 1. Characteristics of the interference screw when used to fix a bone block of the BPTB graft to the tunnel wall<sup>32</sup>

(a) End view (b) Side sectional view through bone tunnel and block

dehydration, and the prepared specimens were tested right after preparation.

The specimens were prepared by removing all the soft tissue from the distal femur. The femoral tunnel was placed at the previous attachment of the anterior cruciate ligament. The cortex was removed at that site with a conventional drill, exposing the cancellous bone. The femoral tunnel was created with a conventional 10 mm drill. 8 mm wide central patellar bone-tendon-bone graft was harvested from the patellar tendon. The patellar end of the bone-tendon-bone graft was placed into the femoral socket with the tendon positioned posteriorly. The patellar semicircular bone plug measured 8 mm in diameter and 25 mm in length. The tibial end bone-tendon-bone graft was used for securing the graft in the testing machine.

The screws were injection moulded into a rapid prototyped mould from non medical grade PLA (NatureWoks 3051D) on an Arburg ALLROUNDER 320C injection molding machine. Medical grade materials was not necessary for the tests, as one of the main objective of this study was to test whether screw geometry and manufacturing technology are adequate for further research. Effect of screw geometry and manufacturing technology will be discussed in a later paper.

Screw design was determined after consulting with practitioner surgeons, performing ACL reconstruction<sup>36</sup>. The length of tapering of the screw end was chosen to be 1/3 of the total screw length. The screw is fully cannulated, the screwdriver socket is hexagonal, and 17 mm deep. The pitch of the screw thread was chosen 7°. The respective dimensions of the interference screw are illustrated in (Figure 2).

A computer-controlled testing device (Zwick Z020) was used for the pull-out tests. A spe-

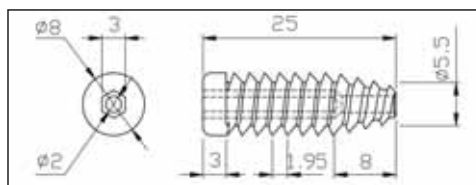


Figure 2. Main dimensions of the interference screws in mm

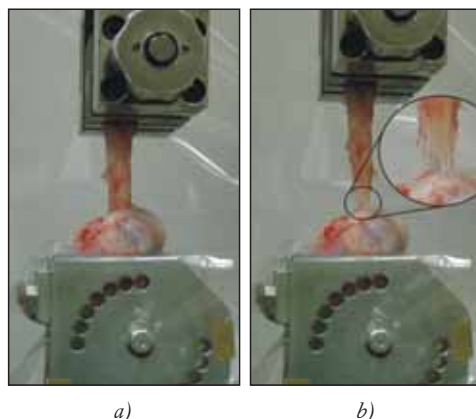


Figure 3. Specimen preparation in Zwick testing machine (a) after pretension (b) during failure

cially designed holder was fixed on the base of the testing machine, and the crosswise (medial to lateral) drilled femur was joined to it with a metallic bolt. The tibial bone end of the BPTB graft was secured to the crosshead of the testing device (Figure 3). A pretension of 10 N was applied to the bone-patellar tendon complex and tensile-strength test was performed with a constant 200 mm/min speed along the longitudinal axis of the tendinous part of the graft. Testing speed was chosen according to previous researches in this field at our department<sup>20</sup>.

The measured data were recorded on load-displacement diagrams of the testing device (Figure 4). Failure mode was also recorded even it was pull-out from the tunnel, intra substance ligament rupture or femoral bone breakage. Stiffness was calculated as the slope of the

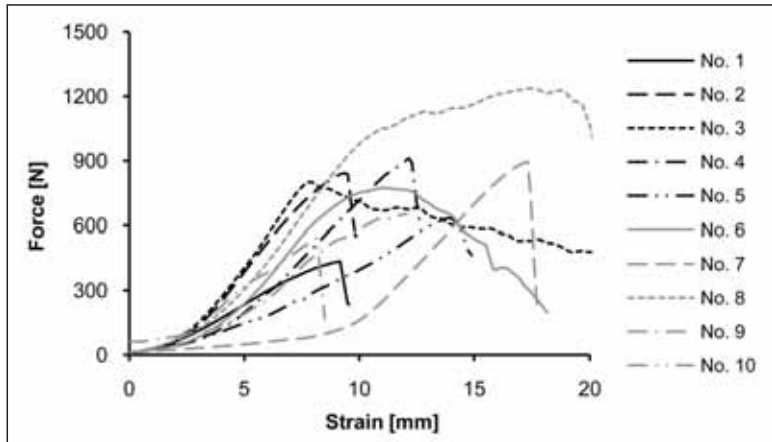


Figure 4. Force vs. displacement graphs of the valid tests

most linear part of the force-versus-displacement graph. Measured ultimate tensile strength and stiffness were compared to literature data.

## Results

The results obtained from the pull-out test are summarized in *Table 1*. The mean failure load and stiffness was  $772 \pm 225$  N,  $109 \pm 33.9$  N/mm respectively. Four types of failure modes were recorded. In four cases the pull-out force was smaller than 100 N, these measurements were

not evaluated as the specimen inspection indicated a damaged tendon. In three cases the tendon tearing occurred after the stretching at the bone plug, leaving the bone plug and the screw behind. In four cases the tendon tore away from the bone plug, and in three cases the graft with the bone plug attached pulled out.

## Discussion

The fundamental purpose of this work was to test a custom designed interference screw for ACL reconstruction with BPTB graft. Custom design was necessary since further goal was to compare effect of material, screw geometry etc. Such work can not be done with commercially available screws, since these differ in size, thread type, tine etc.<sup>12,37,38</sup>. In comparative works the bioabsorbable and the metallic screw sometimes come from different manufacturer, thus ensuring different geometry<sup>32,33,34,35</sup>. Most times only screw diameter and maybe the length match between the two screws, thread depths and profile, head size, tine differ<sup>32,33</sup>. Currently there are only standards for metallic bone screw threads for medical application (*Figure 5*)<sup>37,39</sup>. Most manufacturers use these thread for both their metallic and bioabsorbable screws<sup>37,38</sup>. Our novel screw design resembles

No.	F <sub>max</sub> [N]	Stiffness [N/mm]	Failure mode
No. 1	435	63.5	Tendon broke at bone plug
No. 2	841	138.5	Tendon broke
No. 3	801	146.0	Tendon broke
No. 4	911	111.5	Graft pull out
No. 5	633	55.7	Tendon broke
No. 6	773	133.5	Graft pull out
No. 7	895	115.3	Graft pull out
No. 8	1237	147.5	Tendon broke
No. 9	654	104.2	Tendon broke at bone plug
No. 10	543	77.6	Tendon broke at bone plug
Mean	772	109	
S.D.	225	33.9	

Table 1. Results obtained from pull-out tests

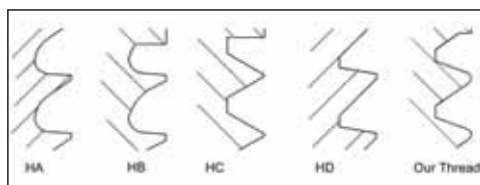


Figure 5. Standard metal bone screw threads for medical application compared to our own design<sup>37,39</sup>

mostly the HC and HD thread type. The steepness of both upper and lower side of the thread is in between of those from the standard thread types. This thread type was chosen considering the manufacturability with injection molding, and was finalized after consulting with practitioner surgeons<sup>40</sup>. The thread type used in this study can be seen on Figure 7 compared to standard medical trends.

One of the most important criteria for successful anterior cruciate ligament reconstruction is the primary stability of the graft<sup>7,23,24</sup>. As well as the strength of the graft material used for

the replacement, the fixation is also of great concern with regard to the primary stability of the knee<sup>27,30</sup>. Several studies have found that during maximum tensile strength tests the failure occurs more often at the graft fixation site than within the ligamentous tissue itself<sup>2,3,4,5</sup>.

During our work four types of failure modes were recorded, one of which resulted in the exclusion of the specimens from being evaluated. In four cases the pull-out force was



Figure 7. Samples of the interference screws used in this study



Figure 6. Sample of bioabsorbable interference fixation devices: Absolute (Mitek), Intrafix (Mitek), Bio-Cortical Distal (Arthrex), Sheathed Femoral (Arthrex), BioRCI HA (Smith & Nephew), Bioscrew (Linvatec), Bioscrew Xtralock (Linvatec), EndoPearl (Linvatec), Wedge (Linvatec), Gentle Threads (Arthrotek), and Bioabsorbable Wedge (Stryker) (left to right)<sup>41</sup>

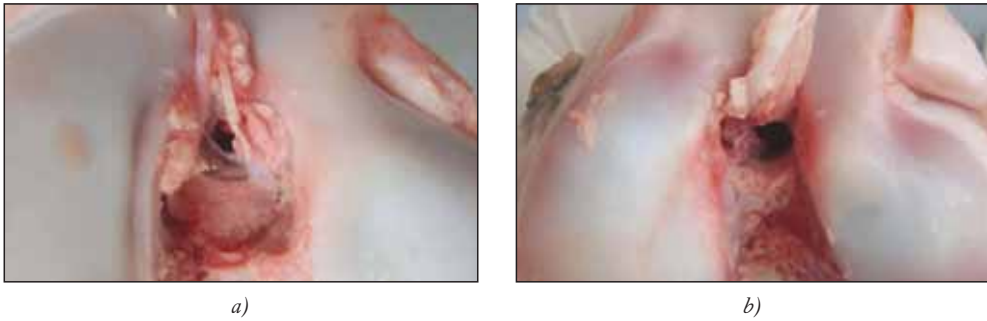


Figure 8. Femur head after pull out tests (a) tendon separated from the bone, (b) tendon broke. In both cases the screw remained behind in the bone tunnel with cancellous bone from the graft

smaller than 100 N. In these cases after closer inspection it was concluded that the tendon was damaged during fixation, which caused the premature failure of the graft. In three cases the tendon tearing occurred at the bone plug, after the stretching leaving the bone plug and the screw behind (Figure 8.a). In four cases the tendon tore further away from the bone plug, leaving the bone plug, the screw and a broken tendon behind (Figure 8.b). In three cases the graft with the bone plug attached pulled out of the bone tunnel. In all cases the screws were recovered from the femurs, after testing. No visible damage could be observed on the recovered screws.

According to Noyes<sup>42</sup> the maximum failure strength of a human ACL was 1730 N with 182 N/mm stiffness in young cadavers and 734 N with 129 N/mm stiffness in old cadavers. Savio Woo<sup>43</sup> measured similar strength and stiffness (1503 N, 220N/mm) on intact ACL in middle-aged specimens at 30 degrees of knee flexion and applied 200 mm/min strain rate. Newer studies indicate the ultimate load of an ACL of a young adult can reach up to 2500 N<sup>44,45</sup>, and can have a stiffness of 306 N/mm<sup>46</sup>.

The results of this study show, that the custom designed interference screw achieved a mean maximum load of 770 N, which is slightly

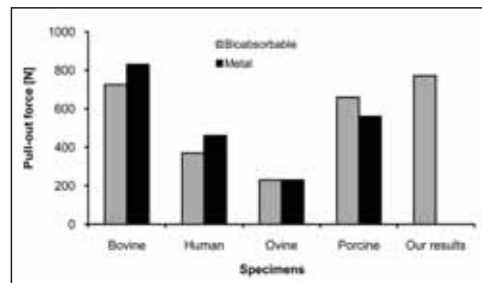


Figure 9. Average pull-out force results compared to literature data<sup>32</sup>

higher than literature average (Figure 9). Average stiffness was also well above reference data with 109 N/mm, but this is still far from the stiffness of a knee with an intact ACL.

Since data published in the literature consider ACL reconstruction fixation with maximum load above 450–500 N as adequate<sup>6,7,8</sup>, it was concluded that our custom designed interference screw is appropriate for further researches. These will include different screw materials, and changes in screw geometry.

## Conclusions

The manufacturing technology used for the production of the screws is suitable for the production of small series of medical implants that can be used for biomedical tests in cadav-

ers. The above average pull-out force does not indicate that the examined screw geometry is better than those available on the market, but does show that the custom designed interference screw used in our work is adequate for ACL reconstruction with BPTB grafts. This means that this screw geometry is a good base

for further research, concerning screw material or geometry (tine, thread depth, tapering length etc). The higher average pull-out force could have been caused by several factors, such as animal type, bone tunnel diameter, bone plug size, gap size etc.

## REFERENCES

1. *Brown CH, Jr., Carson EW.* Revision anterior cruciate ligament surgery. *Clin Sports Med* 1999 Jan;18(1):109–71.
2. *Honl M, Carrero V, Hille E, Schneider E, Morlock MM.* Bone-patellar tendon-bone grafts for anterior cruciate ligament reconstruction: an in vitro comparison of mechanical behavior under failure tensile loading and cyclic submaximal tensile loading. *Am J Sports Med* 2002 Jul-Aug;30(4):549–57.
3. *Brand J, Jr., Weiler A, Caborn DN, Brown CH, Jr., Johnson DL.* Graft fixation in cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 2000 Sep-Oct;28(5):761–74.
4. *Brown GA, Pena F, Grontvedt T, Labadie D, Engebretsen L.* Fixation strength of interference screw fixation in bovine, young human, and elderly human cadaver knees: influence of insertion torque, tunnel-bone block gap, and interference. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 1996;3(4):238–44.
5. *Kurosağa M, Yoshiya S, Andriş JT.* A biomechanical comparison of different surgical techniques of graft fixation in anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 1987 May-Jun; 15(3):225–9.
6. *Markolf KL, Gorek JF, Kabo JM, Shapiro MS.* Direct measurement of resultant forces in the anterior cruciate ligament. An in vitro study performed with a new experimental technique. *J Bone Joint Surg Am* 1990 Apr;72(4):557–67.
7. *Shelbourne KD, Nitz P.* Accelerated rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 1990 May-Jun; 18(3): 292–9.
8. *Noyes FR, Butler DL, Grood ES, Zernicke RF, Hefzy MS.* Biomechanical analysis of human ligament grafts used in knee-ligament repairs and reconstructions. *J Bone Joint Surg Am* 1984 Mar;66(3):344–52.
9. *Pavlik A, Hidas P, Tállay A, Berkes I.* Fixation methods following ACL reconstruction. I. The ideal graft fixation. *Hun J of Trauma, Ortho, Hand Surg, Plastic Surg* 2005;48(2):101–10.
10. *Shelbourne KD, Urch SE.* Treatment Approach to Anterior Cruciate Ligament Injuries. *Oper Techn Sport Med* 2009 Jan;17(1):24–31.
11. *Wu JL, Yeh TT, Shen HC, Cheng CK, Lee CH.* Mechanical comparison of biodegradable femoral fixation devices for hamstring tendon graft – A biomechanical study in a porcine model. *Clin Biomech* 2009 Jun;24(5):435–40.
12. *Fabbriciani C, Mulas PD, Ziranu F, Deriu L, Zarelli D, Milano G.* Mechanical analysis of fixation methods for anterior cruciate ligament reconstruction with hamstring tendon graft. An experimental study in sheep knees. *Knee* 2005 Apr;12(2):135–8.
13. *Henshaw DR, Rodeo SA.* Noninterference screw bone block fixation devices. *Oper Techn Sport Med* 2004 Jul;12(3):195–9.
14. *Bodo L, Hangody L, Borsitzky B, Beres G, Arato G, Nagy P, et al.* Development of a tension-adjustable implant for anterior cruciate ligament reconstruction. *Eklemler Hast Cerrahisi* 2008;19(1): 27–32.

15. *Martel O, Carta JA, Garces G.* A new device for the fixation of anterior cruciate ligament tendon grafts. Design and experimental study. *Med Eng Phys* 2007 Jan;29(1):163–8.
16. *Black KP, Saunders MM.* Expansion anchors for use in anterior cruciate ligament (ACL) reconstruction: Establishing proof of concept in a benchtop analysis. *Medical Engineering & Physics* 2005 Jun;27(5):425–34.
17. *Füles P, Goddard R, Madhav R, Yiannakopoulos C, Mowbray M.* Anterior cruciate ligament replacement technique using four-strand semitendinosus-gracialis tendon autograft. Short term follow up results. *Hun J of Trauma, Ortho, Hand Surg, Plastic Surg* 2004;47(1):25–33.
18. *Lipik VT, Widjaja LK, Liow SS, Venkatraman SS, Abadie MJM.* Synthesis of biodegradable thermoplastic elastomers (BTPE) based on epsilon-caprolactone. *Express Polym Lett* 2010 Jan;4(1):32–8.
19. *Tabi T, Sajo IE, Szabo F, Luyt AS, Kovacs JG.* Crystalline structure of annealed polylactic acid and its relation to processing. *Express Polym Lett* 2010 Oct;4(10):659–68.
20. *Pavlik A, Hidas P, Czigany T, Berkes I.* Biomechanical evaluation of press-fit femoral fixation technique in ACL reconstruction. *Knee Surg Sport Tr A* 2004 Nov;12(6):528–33.
21. *Pavlik A, Hidas P, Tallay A, Toman J, Berkes I.* Femoral press-fit fixation technique in anterior cruciate ligament reconstruction using bone-patellar tendon-bone graft – A prospective clinical evaluation of 285 patients. *Am J Sport Med* 2006 Feb;34(2):220–5.
22. *Hertel P, Behrend H, Cierpinski T, Musahl V, Widjaja G.* ACL reconstruction using bone-patellar tendon-bone press-fit fixation: 10-year clinical results. *Knee Surg Sport Tr A* 2005 May;13(4):248–55.
23. *Amis AA.* The strength of artificial ligament anchorages. A comparative experimental study. *J Bone Joint Surg Br* 1988 May;70(3):397–403.
24. *Kühne J, Fottner M, Plitz W.* Primärstabilität einer implantatfreien Verankerung des Ligamentae-Transplantats beim vorderen Kreuzbandersatz. *Unfallchirurg* 1999;102(10):791–6.
25. *Bryan JM, Bach BR, Jr., Bush-Joseph CA, Fisher IM, Hsu KY.* Comparison of “inside-out” and “outside-in” interference screw fixation for anterior cruciate ligament surgery in a bovine knee. *Arthroscopy* 1996 Feb;12(1):76–81.
26. *Hulstyn M, Fadale PD, Abate J, Walsh WR.* Biomechanical evaluation of interference screw fixation in a bovine patellar bone-tendon-bone autograft complex for anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy* 1993;9(4):417–24.
27. *Kohn D, Rose C.* Primary stability of interference screw fixation. Influence of screw diameter and insertion torque. *Am J Sports Med* 1994 May-Jun;22(3):334–8.
28. *Lemos MJ, Albert J, Simon T, Jackson DW.* Radiographic analysis of femoral interference screw placement during ACL reconstruction: endoscopic versus open technique. *Arthroscopy* 1993;9(2):154–8.
29. *Lemos MJ, Jackson DW, Lee TQ, Simon TM.* Assessment of initial fixation of endoscopic interference femoral screws with divergent and parallel placement. *Arthroscopy* 1995 Feb;11(1):37–41.
30. *Matthews LS, Lawrence SJ, Yahiro MA, Sinclair MR.* Fixation strengths of patellar tendon-bone grafts. *Arthroscopy* 1993;9(1):76–81.
31. *Rupp S, Krauss PW, Fritsch EW.* Fixation strength of a biodegradable interference screw and a press-fit technique in anterior cruciate ligament reconstruction with a BPTB graft. *Arthroscopy* 1997 Feb;13(1):61–5.
32. *Beever D.* Metal vs. Bioabsorbable interference screws: initial fixation. *J Engineering in Medicine* 2002;217(1):59–75.
33. *Johnson LL, vanDyck GE.* Metal and biodegradable interference screws: Comparison of failure strength. *Arthroscopy* 1996 Aug;12(4):452–6.



34. *Seil R, Rupp S, Krauss PW, Benz A, Kohn DM.* Comparison of initial fixation strength between biodegradable and metallic interference screws and a press-fit fixation technique in a porcine model. *Am J Sports Med* 1998 Nov-Dec;26(6): 815–9.
35. *Hoffmann RF, Peine R, Bail HJ, Sudkamp NP, Weiler A.* Initial fixation strength of modified patellar tendon grafts for anatomic fixation in anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy* 1999 May;15(4):392–9.
36. *Oroszlany Á.* Development of special screws for medical application. *GÉP* 2010;61(9-10):67–70.
37. *Implants for surgery – Metal bone screws with hexagonal drive connection, spherical under-surface of head, asymmetrical thread – Dimensions; ISO 5836:1991.*
38. *Lu AP, McAllister DR.* Metal interference screws. *Oper Techn Sport Med* 2004 Jul;12(3):176–9.
39. *Implants for surgery – Metal bone screws with conical under-surface of head – Dimensions; ISO 9268:1988.*
40. *Oroszlany A, Kovacs JG.* Gate type influence on thermal characteristics of injection molded biodegradable interference screws for ACL reconstruction. *Int Commun Heat Mass* 2010 Aug; 37(7):766–9.
41. *Purcell DB, Rudzki JR, Wright RW.* Bioabsorbable interference screws in ACL reconstruction. *Oper Techn Sport Med* 2004 Jul;12(3): 180–7.
42. *Noyes FR, Grood ES.* Strength of Anterior Cruciate Ligament in Humans and Rhesus-Monkeys. *Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume* 1976;58(8):1074–82.
43. *Woo SL, Hollis JM, Adams DJ, Lyon RM, Takai S.* Tensile properties of the human femur-anterior cruciate ligament-tibia complex. The effects of specimen age and orientation. *Am J Sports Med* 1991 May-Jun;19(3):217–25.
44. *Beynon BD, Fleming BC, Johnson RJ, Nichols CE, Renstrom PA, Pope MH.* Anterior cruciate ligament strain behavior during rehabilitation exercises in vivo. *Am J Sports Med* 1995 Jan-Feb;23(1):24–34.
45. *Frank CB, Jackson DW.* The science of reconstruction of the anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg Am* 1997 Oct;79(10):1556–76.
46. *Rowden NJ, Sher D, Rogers GJ, Schindhelm K.* Anterior cruciate ligament graft fixation. Initial comparison of patellar tendon and semitendinosus autografts in young fresh cadavers. *Am J Sports Med* 1997 Jul-Aug;25(4):472–8.

*This paper was supported by the János Bolyai Research Scholarship of the Hungarian Academy of Sciences. This work is connected 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)*

**Dr. Kovács József Gábor**

Department of Polymer Engineering, Budapest University of Technology and Economics  
H–1111 Budapest, Műegyetem rkp. 3.  
Tel.: (+36) 1 463-1440

## A MENETPROFIL-VÁLTOZTATÁS HATÁSA A CSONTTÖRÉSEK CSAVAROS RÖGZÍTÉSÉNEK STABILITÁSÁRA

Bagi István

Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Anyagtudomány és Technológia Tanszék  
[bagi@elinor.hu](mailto:bagi@elinor.hu)

### Absztrakt

Korunk egyre általánosabb betegsége az időskori csonttrikulás (senilis osteoporosis) és az emiatt gyakori combnyaktáji törés. Combnyaktörések esetén a sérültek eredményes rehabilitációjának gyakori módja az osteosynthesis. A sikeres gyógyulás lényeges feltétele a törésrögzítés stabilitásának növelése. Időskorban a spongiosa réteg általában annyira megritkul, hogy combnyaktörés kezelésére alkalmazott rögzítőcsavarok menetei gyakorlatilag csak a subchondralis régióban rögzítenek, a belső spongiosa rétegben egyre kevésbé. A subchondralis régióban azonban viszonylag tömör marad a legkülső 4-5 mm-es réteg. A stabilitás növelésére módosítottuk az eddig használt hagyományos kialakítású kanüllált combnyakcsavarokat és kifejlesztettük a duplex menetű combnyakcsavarokat. Végeselem-számításokkal szeretnénk igazolni a rögzítés stabilitásánál szerepet játszó menetprofil-változtatás hatását a combnyakcsavarok esetén.

**Kulcsszavak:** combnyaktörés, csavaros rögzítés, menetprofil, duplex csavar

### The influence of the alteration of thread shape on stability of the fixation of fractures with screws

#### Abstract

One of the most wide-spread illnesses of our age is osteoporosis at elder age (senilis osteoporosis), and as a consequence, the frequent hip fracture. In case of fracture of the neck of the femur a common way of the successful rehabilitation of the injured is the osteosynthesis. An essential condition of the successful recovery is the enhancement of the stability of the fixation of fractures. However, at old age the layer of spongiosa becomes so porous that the threads of screws used for the treatment of the fracture of the neck of the femur virtually fulfil their fixing function only in the subchondral region – less and less in the inner layer of the spongiosa. However, in the subchondral region, the outer layer of 4 to 5 mm remains relatively dense. To increase stability, we modified the traditionally shaped canulated screws, used for the neck of the femur to date, and developed duplex-threaded screws for the neck of the femur. By finite element calculations, we would like to verify the effect of the shape of the thread of screws, playing an important role in the stability of fixation – for the neck of the femur.

**Keywords:** fracture of the neck of the femur, fixation with screws, shape of thread, duplex screw

## 1. Bevezetés

Magyarországon a diszlokált combnyaktörések kezelésére a legelterjedtebb eljárás a Manning és munkacsoportja által kifejlesztett kettős kanüllált combnyakcsavarozás módszere. A fejlesztés célja az volt, hogy a lehető legkisebb műtéti megterheléssel a lehető legnagyobb stabilitást biztosítsa a diszlokált combnyaktörések osteosynthesis esetén. A módszer a mérsékelt elmozdulással járó Garden III típusú (AO/Müller beosztás szerinti 31B2.2 és B3.1 csoport) mellett válogatott esetekben a Garden IV-es, illetve megfelelő stabilitást növelő eljárásokat alkalmazva a Pauwels III-as és a lateralis combnyaktörések (AO/Müller B3.2, B2.1, B2.2 csoport) esetében is alkalmazható<sup>1,2,3</sup>.

A hagyományos csavarok menetkialakítása (ISO 5835:1991) azonban nem veszi figyelembe, hogy a combfej csontállománya nem homogén. A combnyaki rész spongiosa állománya idősebb korban egyre ritkább, a csontállomány sűrűsége egyre csökken, míg a subchondralis régióban viszonylag tömör marad a csontszövet. Mivel időskorban a kanüllált csavar jórészt ebben a már említett, 4-5 mm-es csontrétegben rögzít a legjobban, a hagyományos menetemelkedésű és menetkialakítású csavarok esetén alig több mint egyetlen menet rögzíti a csavart. Az ún. duplex csavar esetében megváltoztattuk a menetprofil, ezáltal lehetővé vált a csavar legfelső 4-5 mm-es részében a meneteknek egy profilosztással való megduplázása. Ezáltal a sűrűbb szövetű subchondralis régióban a nagyobb menetszám hatására stabilitásnövekedést remélünk elérni<sup>4</sup>. Ilyen kialakítású csavart csonttörések csavaros rögzítésénél korábban nem használtak, ezért újdonságvizsgálatot végeztettünk, majd szabadalomra bejelentettük a duplex csavart<sup>5</sup>.

## 2. Célkitűzés

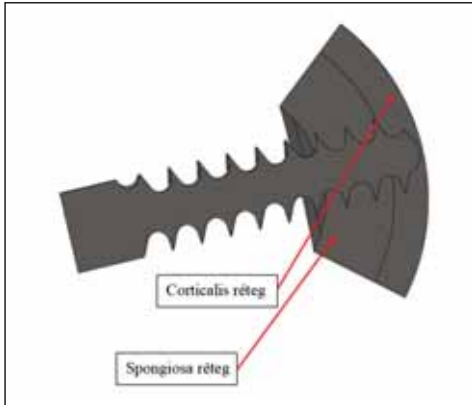
A combnyaktörések csavaros osteosynthesis esetén elsősorban a csavar első megtámaszkodási pontjának, a combfej subchondralis rétegének stabilitási vizsgálatát szeretnénk elvégezni<sup>6</sup>. Végelem-számításokkal vizsgáljuk a rögzítés stabilitását hagyományos (HB menetprofilú) és megváltoztatott menetprofilú (ún. simplex), valamint duplex csavarok esetén. Vizsgáljuk a kiszakító erőt, a csavarban ébredő helyi feszültségeket, elmozdulásokat és a csavar kialakításának hatását a rögzítés stabilitására.

A vizsgálat gyakorlati hasznát abban is látjuk, hogy amennyiben a csavarkialakítás valóban a csavar törést rögzítő stabilitását növeli, akkor megfelelő műtéti indikáció és törésrepozíció esetén a rediszlokációs ráta csökkenhet.

## 3. Módszer

**Az alkalmazott szoftver:** A végelem-vizsgálatokat a SolidWorks 2010-es CAD tervezőrendszer integrált végelem-moduljával, a SolidWorks Simulation szoftver segítségével végeztük.

**A geometriai modell felépítése:** A biomechanikai modellezés során a combnyakcsavarokat a valóságnak megfelelően építettük fel mind a hagyományos, mind a simplex és a duplex kivitelben is, míg a kapcsolódó subchondralis csontreteget a combfej valóságos geometriáját közelítő gömbsüveg alakkal modelleztük. A subchondralis csontreteg modellezése során a corticalis típusú csontreteget minden esetben 51 mm külső átmérőjű, 4 mm vastag gömbsüveg 80°-os szeletével modelleztük, míg folytatólagosan illesztettük hozzá további 10 mm vastagságban a spongiosa réteget.



1. ábra. A kiinduló geometriai modell: HB menetű hagyományos csavar esetén bemutatva



2. ábra. A hagyományos csavarok menetprofilja (szakítóvizsgálat után)

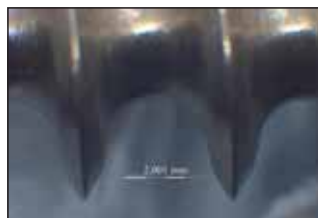
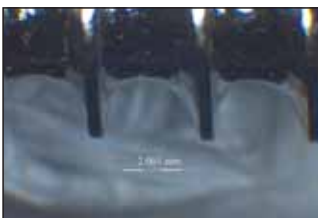
**A csavarok menetprofiljának bemutatása:**  
A végelem-számítások jobb követhetősége érdekében a biomechanikai laboratóriumi kí-

séletekhez gyártott hagyományos (HB menetű) combnyakcsavart, a megváltoztatott menetprofilú simplex csavart, valamint ennek a megváltoztatott menetprofilú csavar cranialis végének a menetsztással történő kialakítását, a duplex csavart az alábbi fotókon mutatom be.

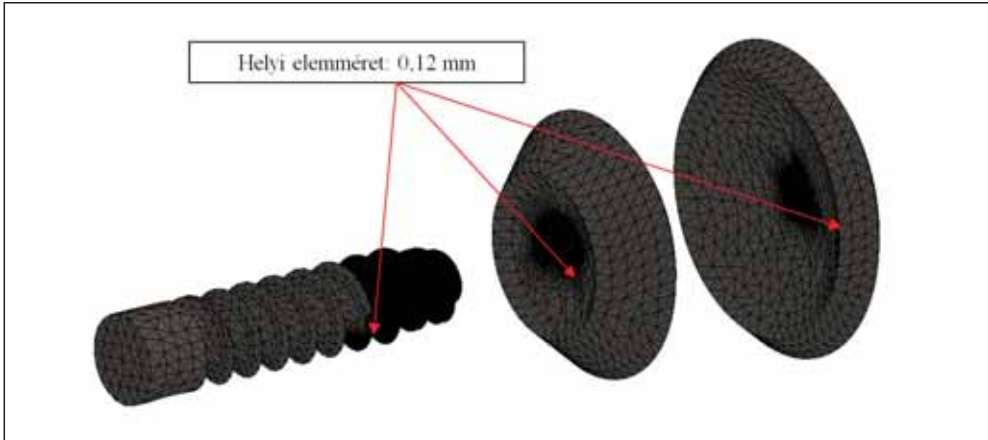


3. ábra. A megváltoztatott menetprofilú csavarok (bal oldalon a simplex csavar)

**A végelem-háló felépítése:** A modellek hálózásához négy csomópontos tetraéder elemet használtam. A globális elemméret 2 mm volt. Helyi hálósűrítés történt mind a duplex, mind pedig a simplex menetű implantátumok esetében a becsavart menetrésznél (itt helyileg az elemméret 0,12 mm-re csökkent), valamint a csontminta belső menetes részénél is (itt is az előzőhöz hasonlóan az elemméret 0,12 mm-re csökkent). A nem kapcsolódó menetprofil alakjának pontosabb lekötése érdekében további hálósűrítést alkalmaztam,



4. ábra. A különböző menetprofilok (balról jobbra a hagyományos, a simplex csavar és a duplex csavar)



5. ábra. A végelem-hálójának felépítése simplex csavar esetén bemutatva



6. ábra. A csavar végén alkalmazott sűrített végelem háló (duplex modellen bemutatva)

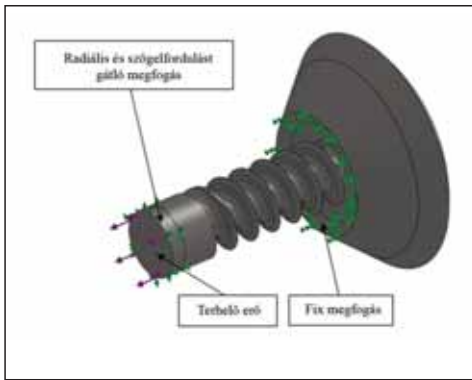
itt az elemméret 1 mm-re csökkent<sup>7</sup>. (Megvizsgáltam a 10 csomópontos tri-kvadratikus tetraéder elemek használatának lehetőségét is. Ezzel ténylegesen növekszik ugyan a számítási pontosság, azonban a csavar geometriai kialakítása mindenképpen igényli a beállított sűrű hálót a geometria lekövetése miatt. A nagy elemszám miatt olyan mértékben megnövekedne a csomópontok száma, hogy a megnövekedett erőforrásigény nincs arányban az új elemek okozta pontosság-növekedéssel.)

**A peremfeltételek és a terhelés:** A corticalis csontminta alsó felületén, a menetsatlakozás középpontjától számított 13 mm átmérőjű körön kívül fix, mindenféle elmozdulást, elfordulást gátló megfogást alkalmaztam a csontretteg elmozdulásának megakadályozása céljából. Az implantátum tengely irányú elmozdulásának biztosítása érdekében, annak szárán, egy radiális irányú és egy szögelfordulást gátló megfogást alkalmaztam.

A terhelőerőt az implantátum alsó felületén keresztül adtam rá a modellre a csontlemez oldallapjával párhuzamosan<sup>8,9</sup>.

Azért választottam az egytengelyű húzó igénybevételt jelentő statikus terhelési esetet (kiszakítást), mert a traumatológus kollégák javaslatára a laboratóriumi cadaver kísérleteknél is húzó igénybevétellel történt a különböző csavarok összehasonlító kísérleti vizsgálata. Ilyen módon lehetőségem nyílik a későbbiekben a számítási és a mérési eredmények összevetésére.

**Anyagjellemzők:** A modellek esetében alkalmazott, a vizsgálat szempontjából lényeges anyagjellemzőket a következő táblázat tartalmazza. A számítások során lineárisan rugalmas anyagtvénynt használtam.



7. ábra. A terhelés és a megfogások a duplex implantátumon szemléltetve

	Rugalmassági modulus	Poisson-tényező
Corticalis réteg	16 500 MPa	0,3
Spongiosa réteg	400 MPa	0,2
Csavar (rozsdamentes ac.)	200 000 MPa	0,26

**Kontakt kapcsolat az érintkező elemek között:** Figyelembe véve a valóságos viszonyokat az implantátum és a csontrétegek között, ún. *No Penetration* kontakt kapcsolatot definiáltam, amelynek köszönhetően az egyes felületek szabadon elmozdulhatnak egymáson, de

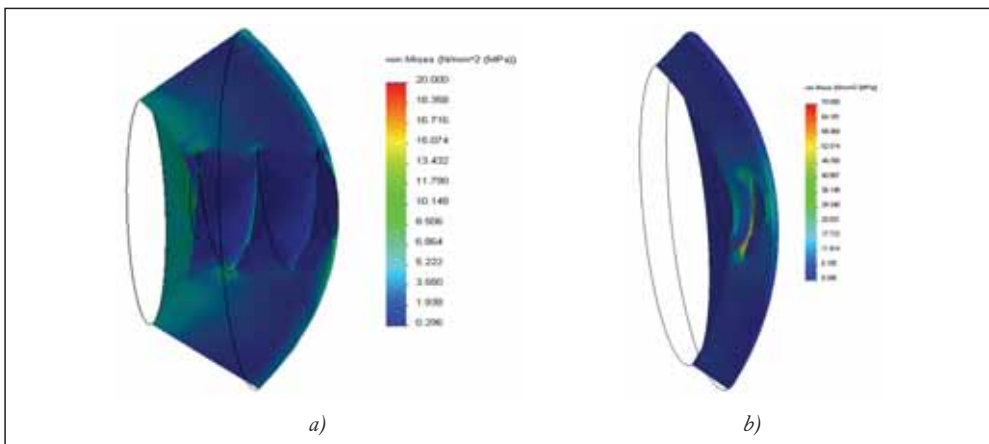
nem hatolhatnak bele a másikba, ezzel modellezve a valóságos érintkezési kapcsolatot. A két csontréteg között ezzel ellentétben azonban *Bounded*, ún. ragasztott kapcsolat került definiálásra, ezzel modellezve, hogy a két csontréteg – azok találkozásánál – együtt mozdul el.

#### 4. Eredmények

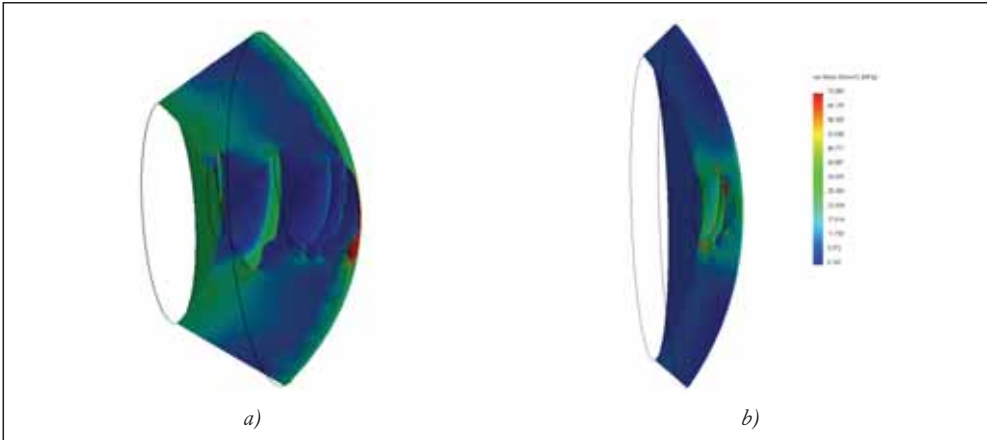
Az eredmények szemléltetése során a felületi feszültség-skálát 70 MPa-ban maximáltam a corticalis csontréteg esetében, és 20 MPa-ban a spongiosa réteg esetében. A futtatásokat addig végeztem, amíg a csontba vágott menet esetén valahol nem jelent meg 70 MPa-t, illetve 20 MPa-t meghaladó feszültség.

**HB menetű hagyományos csavar egyenes húzása:** A terhelőerő, amely hatására a csontban a határfeszültségnél nagyobb feszültség ébred: 850 N.

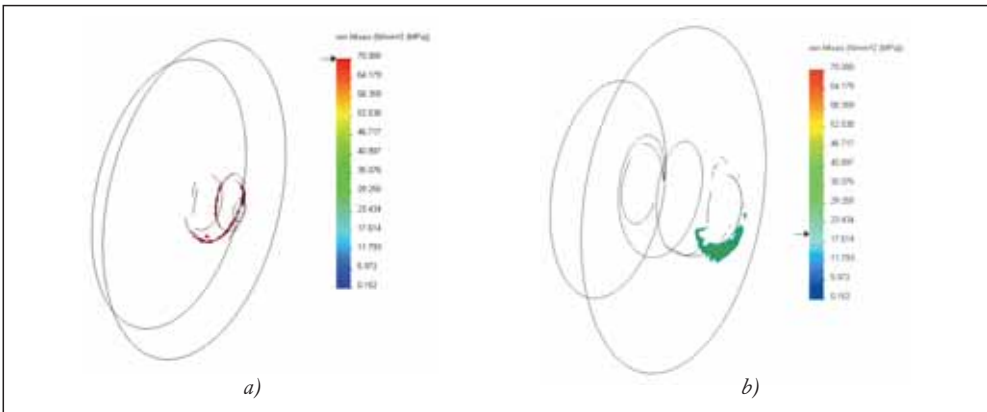
Egyenes húzás vizsgálata **simplex és duplex csavar** esetén: A terhelőerő, amely hatására a csontban a határfeszültségnél nagyobb feszültség ébred: simplex csavarnál 1000 N, míg duplex csavarnál 1400 N.



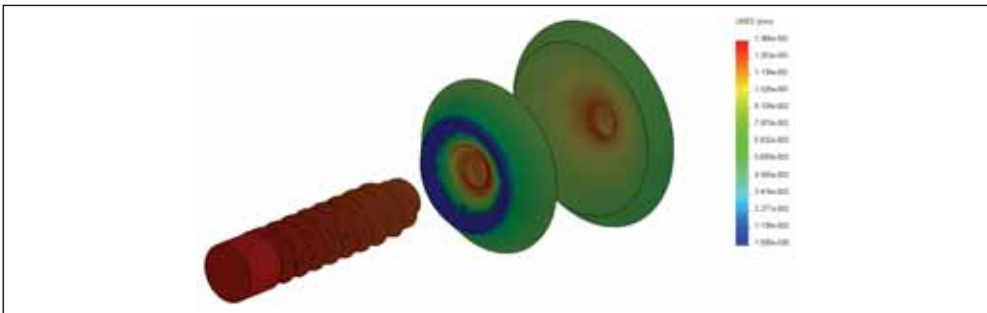
8. ábra. A HB menetű csavar esetében az egyes csontrétegekben ébredő feszültségek és azok elhelyezkedése  
a) Corticalis réteg b) Spongiosa réteg



9. ábra. A duplex implantátum alkalmazása esetében az egyes csontrétegekben ébredő feszültségek és azok elhelyezkedése  
 a) Corticalis réteg b) Spongiosa réteg



10. ábra. A tartományok kiterjedése, ahol a határfeszültség közeli feszültségek ébrednek  
 a) Corticalis réteg b) Spongiosa réteg



11. ábra. A kapcsolódó elemek elmozdulása (URES: Resultant Displacement – egyenértékű elmozdulás)

## Összefoglaló táblázat

Az 1. táblázat összesítve tartalmazza a számítások eredményeit.

Vizsgált eset	Kritikus terhelés
Hagyományos csavar egyenes húzása	850 N
Simplex csavar egyenes húzása	1000 N
Duplex csavar egyenes húzása	1400 N

1. táblázat. A vizsgált csavarok és a hozzájuk tartozó kritikus terhelés

## 5. Következtetések

### *A menetprofil jelentősége:*

A kettős kanüllált csavarozás esetében a hagyományos csavarnak a csontba történő behajtásánál azt találjuk, hogy a csavar kitépéséhez szükséges erő legalább 18–65%-kal változik a kialakítástól függően. A legjobb eredmény – a varakozásoknak megfelelően – a duplex csavar esetén kaptuk, a hagyományos csavarral képest 65%-kal növekedett a csavar kitépéséhez szükséges erő.

### *A helyi feszültségek:*

Általánosságban elmondható, hogy a menetek geometriájának bonyolultsága (véges elemes szempontból) szinte minden modell esetében egy-egy pontban helyi csúcspontot okoz. Azonban az egyes modelleken ezek csupán

egy elemnél jelentkeznek, így helyileg figyelmen kívül hagyhatóak. Az ezektől való eltekintést követően a számítási eredményeken (ábrákon) látható, hogy a terhelés hatására az adott menetprofilok szépen, egyenletesen veszik fel a terhelést.

Az ún. rétegmodellek jól szemléltetik a két csontközötti különbséget. Míg a corticális réteg terhelhetősége nagyobb, a spongiosa réteg rugalmassága miatt egyenletesebben veszi fel a terhelést (szinte a teljes becsavart implantátum-csont érintkezési felületen egyenletes a feszültségeloszlás). A rétegmodellek esetében kapott eredmények jól szemléltetik, hogy a különböző csavartípusok alkalmazása milyen hatással van a csontközötti ébredő feszültségekre.

### *További tervek:*

A modell fejlesztésére (biomechanikai kísérletek alapján) empirikus nemlineáris anyag törvényt szeretnénk beállítani, így megvizsgálható, hogy a nagy terhelés hatására milyen mértékben „folyik meg” a csontközötti, okoz ez „tönkremenetelt” a beállított terhelés hatására, illetve a deformáció hatására milyen mértékben veszi fel a menet többi része a terhelést.

A továbbiakban a biomechanikai modellnek a fentebb vázolt finomításával folytatjuk a vizsgálatot, az eredményeket pedig cadaver csontokon végzett biomechanikai mérésekkel szeretnénk igazolni.

## IRODALOM

- Manninger J, Cserhádi P, Fekete K, Kazár G. A combnyaktörés kezelése osteosynthesissel. Budapest: Medicina; 2002.
- Bagi I, Szódy R, editors. Development of a new type positioning instrument for collum femoris femoral neck screwing. Third Hungarian Conference on Biomechanics; 2008; Budapest.
- Flóris I, Cserhádi P, Laczkó T, Baktai J, Kádas I, Manninger J. Diszlokált combnyaktörések ellátása: osteosynthesis vagy arthroplastica. Magyar traumatológusok kézikönyve 2010;53(3): 197–207.
- Bagi I, Olasz S, Dobránszky J, Szódy R, Laczkó T, editors. Duplex menetű combnyakrögzítő csavar



- biomechanikai vizsgálata. IV. Magyar Biomechanikai Konferencia; 2010; Pécs.
5. *Olasz S, Bagi I, Laczkó T, Dobránszky J, Kocsis A, Szalay K et al., inventors.* Duplex menetű combnyakrögzítő csavar patent P0800413. 2008.
6. *Renner A.* Traumatológia. Budapest: Medicina; 2003.
7. *Halász G.* Modellezés a biomechanikában. Budapest: Műegyetemi Kiadó; 2007.
8. *Bagi I, Flóris I.* A combnyaktörést rögzítő csavarok subchondralis pozicionálási hibája következtében létrejövő stabilitáscsökkentő hatás vizsgálata végeleselemes modellen. Magyar traumatológiai ortopédiai kézikönyv 2011;54(4).
9. *Bagi I.* Finite element study of some parameters of bone fractures fixed with screws. Period Polytech Mech 2011;55(1).

### **Bagi István**

Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Anyagtudomány és Technológia Tanszék  
H-1111 Budapest, Műegyetem rkp. 3.

Tel.: (+36) 1 463-2954



## VEZÉRCIKK

Csernátony Zoltán

főszerkesztő

[csz@med.unideb.hu](mailto:csz@med.unideb.hu)

---

Bármely orvosi vonatkozású folyóirat főszerkesztői üzenetét olvasva csak kesergést talál az ember gazdasági világválságról, gazdasági magyar válságról, egészségügyi ágazati válságról és még folytathatnám a sort. Akármerre tekintünk, problémákkal találjuk szembe magunkat. De valóban problémák ezek?

Véleményem szerint a probléma sajátos emberi szülemény. Ha az események nekünk nem tetszenek, azokat rögtön problémáknak nevezzük. Problémamegoldásunk tehát nem más, mint beavatkozás az eseményekbe. Sokan persze nemcsak az eseményekbe, hanem a történésekbe is bele akarnak avatkozni. Hacsak nem hivatásként teszik ezt, akkor ezek a Don Quijote alkotók.

De most miért is adom itt elő ezeket a gondolatokat?

Mert gondolkodni ingyen is lehet, nincs áfavonzata, független a svájci frank árfolyamától és még az egészséget sem károsítja. Sőt, ha mi itt ezeken a hasábokon előadjuk az idevaló gondolatainkat, az valamiképp egészségnövelő-egészségnevelő hatással is rendelkezhet. A gondolkodáshoz nem kell OTKA vagy egyéb grant, a gondolkodáshoz ész, a problémaorientált gondolkodáshoz kreativitás, a megvalósításhoz kitartás szükségeltetik. A többi előbb-utóbb adódik.

Dacoljunk hát a morózus világi jelenségekkel! Biztatok mindenkit, hogy hitét ne veszítse a tudomány hasznát, értelmét és hivatását illetően. Keressünk, hogy találjunk! Hasznosat, előremutatót, és ha lehet, az eddigieknél takarékosabbat. Az extrém magasra felvert egészségügyi beszállítói árak mögött csak valódi értékeket fogadjunk el! Legalább mi ne viselkedjünk címkés sznobokként, keressük a megfizethetőt, a jót és az előremutatót. És kutassuk, fejlesszük annak modernebb válfajait!

## A ZSANÉROS TÉRDÍZÜLETI PROTÉZISEK BIOMECHANIKÁJÁRÓL

Bazsó Tamás, Manó Sándor

Debreceni Egyetem, Orvos- és Egészségtudományi Centrum, Ortopédiai Klinika

[bazso.tamas@med.unideb.hu](mailto:bazso.tamas@med.unideb.hu)

### Absztrakt

A térdízületi artrózis sebészi kezelésében alkalmazott térdízületiprotézis-beültetések száma világszerte növekvő tendenciát mutat. Az 1990-es évektől Magyarországon is egyre nagyobb számban végezzük a térdízületi ízfelszínek pótlását. Kezdetben inkább részleges pótlást végeztünk, majd egyre inkább a teljes, ún. totál endoprotézis-beültetés került előtérbe, napjainkban is ez az elsődlegesen alkalmazott eljárás. A protézisek várható élettartama 15–20 év. Ahogy növekszik az ilyen műtétek száma, az idő előrehaladtával egyre több revízióra van szükség. A revíziós műtétek sebészileg mindig nehezebbek az elsődleges műtéteknél, eredményeikben pedig gyakran elmaradnak a primer műtétektől, köszönhetően annak is, hogy a műtét során egyre több kompromisszumra kényszerül az operációt végző sebész. A revíziók nagy része során alkalmazott implantátumok mozgásszabadsága kisebb, mint a primer műtétek során alkalmazott modelleké, zsanéros jellegük – kényszerpályán történő mozgásuk – miatt. A legjobb eredmény akkor várható, ha a revízió során is lehetőség van *non-constrained* típus beültetésére. Legtöbbször hátsó stabilizálással ellátott, *semiconstrained* típusok kerülnek alkalmazásra, míg vannak esetek, amikor a biomechanikailag legkedvezőtlenebb tulajdonságú *constrained* protézisek használata elkerülhetetlen. A szerzők áttekintik a revíziók során választható protézistípusokat, különös tekintettel a zsanéros protézisek működésére és biomechanikai tulajdonságaira.

**Kulcsszavak:** térdprotézis-revízió, zsanéros protézis

### The Biomechanics of the Hinged Knee Prostheses

#### Abstract

The number of knee arthroplasty surgery for the treatment of sever knee osteoarthritis is increasing worldwide. Since the 90's the same tendency can be seen in Hungary as well. In the beginning mostly unicondylar knee arthroplasty was performed, but nowadays total knee arthroplasty is more dominant. Even today the expectable lifetime of prostheses is around 15–20 years. Due to the fact that the number of these surgical procedures are rapidly growing, more and more revision surgery is required. These surgeries are always more complicated than the primary procedures, often giving moderate results and the surgeon frequently is forced to make more compromises. The mostly used revision implants have decreased range of motion due to their semiconstrained or constrained character. The best result can be expected if the revision is possible with a non-constrained type of implant. During most of these surgeries semiconstrained implants are used, but occasionally the use of constrained prostheses is necessary, which have the most disadvantageous characters. The authors review the types of prostheses used in revision surgeries, especially the functional and biomechanical characters of the constrained prostheses.

**Keywords:** revision knee arthroplasty, hinged knee, non-constrained, semiconstrained, fully constrained

## Bevezetés

Az előrehaladott térdízületi artrózis kezelésében a térdízületi artroplasztika napjainkra rutineljárásnak tekinthető. Világszerte évről évre nő a beültetett protézisek száma, egyes országokban elérve vagy meghaladva a csípőízületi artroplasztikák számát. Az indikációs kör is bővült, illetve a beültetésen átesett betegek életkora a fiatalabb populáció felé mozdul el. Változtak a betegek igényei is. Míg korábban a fájdalom csillapítása, a mozgásképesség megtartása állt a betegek elvárásainak vezető helyén, addig napjainkban, főleg a fiatalabb páciensek egyre inkább szeretnék a műtét után is aktív életet élni. Ugyanakkor az élet-tani, fizikai és biomechanikai törvények a beültetett komponensekre is érvényesek, behatárolva azok élettartamát. Ez jelenleg a betegek életkorától, a beültetett implantátum minőségétől, a rögzítés típusától, valamint a protézis mechanizmusától függően átlagosan 15–20 év közé tehető<sup>1,2,3</sup>. Mindezek ismeretében nem meglepő, hogy a revíziós műtétek száma is növekedőben van: jelenleg az összes térdízületi artroplasztika durván 15%-a ilyen beavatkozás, és arányuk további emelkedése várható<sup>4</sup>.

Bármilyen okból is kerüljön sor revízióra, az a beteg és sebész számára mindig nagyobb kihívást jelent a primer műtétnél. A revíziós műtétek hosszú távú eredményei elmaradnak a primer protézisműtétekétől, köszönhetően számos tényezőnek: csont- és lágyszövetdeficitnek, az alkalmazott sebészeti eljárások egyre invazívabb és bonyolultabb voltának, valamint annak, hogy a revízióknál nehezebb az anatómiai, sebészeti szituáció. Mindezek eredményezik, hogy a műtét során az implantátumválasztásnál egyre több kompromisszumra kényszerülünk<sup>4,5,6</sup>. Napjainkban a vezető ok a revíziós műtétek kudarcában több szerző szerint a fertőzés<sup>3</sup>. Közismert, hogy amíg a pri-

mer műtétek után a fertőzések előfordulása 0,5–5%, addig a revíziós műtéteknél ez az arány jóval nagyobb, akár 10%<sup>7,8,9</sup>.

## A térdízületi endoprotetika Magyarországon

Magyarországon a térdízületi protézisek beültetése az 1970-es években kezdődött. Hasonlóan a nemzetközi gyakorlathoz, az első években – a ma már csak válogatott esetekben használatos – zsanéros protézisek kerültek beültetésre, magas szövődményi rátával. Az 1980-as években a részleges felszínpótlás, ún. *hemiarthroplastica* vagy *szánkóprotézis* használata került előtérbe, melynek során csak a külső vagy belső ízületi felszínt pótoltuk. A teljes felszínpótlás vagy *totál endoprotézis* használata az 1990-es évek elején terjedt el, és kevés kivételtől eltekintve napjainkban is ez az elsődlegesen használt módszer a súlyos térdízületi artrózis kezelésére.

## Revíziós műtétek során alkalmazott térdprotézisek és felosztásuk

A revíziós műtéteket általában a protetizálásban tapasztalt, nagyszámú primer műtétet végző sebészek végzik. Tekintve, hogy a beavatkozások az összes térdízületi felszínpótló műtét kis, bár növekvő hányadát teszik ki, valamint hogy azokat egy szűk szakmai kör végzi, elmaradt a megfelelő magyar nyelvű nomenklatúra bevezetése. Helyette az irodalomból – leginkább az angolszász irodalomból – átvett kifejezéseket használjuk, de hangsúlyozni kell, nem szakmai arisztokratizmusként, inkább mintegy térdsebészeti konyhanyelv-ként. Ennek ismerete az általános orvosi műveltség kereteit meghaladja, a hétköznapi ember számára a kifejezések pedig egyáltalán nem érthetőek, de éppen nem hivatalos voltak miatt időnként szakmán belül is félreértésekre

adnak okot. Érdemes tehát áttekinteni néhány alapfogalmat, melyek nélkül nehéz eligazodni az endoprotetika ezen szegmensében.

A térdprotézisek működési mechanizmusában kiemelkedő jelentőséggel bír az ízületi felszínek kényszerpályán történő mozgása, melyet a magyar kifejezés nehézsége miatt a gyakorlatban az implantátum *constrained* jellegeként szokás emlegetni. A térdprotézisek esetében ezt olyan értelemben használjuk, hogy mekkora az implantátumok „mozgásszabadsága”, illetve működésüket a komponensek közötti fizikai kapcsolat mennyire határozza meg. Ezen jelle alapján – mely a térdízületi protézisek egyik felosztási szempontját is képezheti – beszélhetünk *non-constrained* formákról, melyeknél a mozgás nem kényszerpályához kötött. *Semiconstrained* formák esetén az implantátumok alakja többé-kevésbé behatárolja az elmozdulás lehetőségeit. *Fully constrained* formáknak nevezzük a olyan kialakítást, ahol a protézis mozgását az komponensek alakja, illetve a köztük lévő mechanikai kapcsolat – a zsanér – egyértelműen determinálja<sup>10,11,12,13</sup>.

### Non-constrained / hátsó keresztoszalag megtartó / Cruciate Retaining (CR) formák

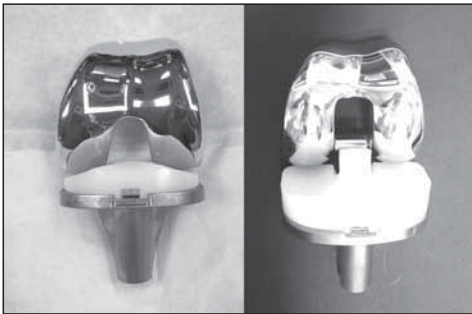
A non-constrained formák esetén a femorális és tibiális komponens között nincs merev kapcsolat, mely a mesterséges ízületet stabilizálná, azt a fiziológiás helyzethez hasonlóan az ízületi tok, a szalagrendszer és az ízületet működtető izomzat végzi. A primer műtételnél legnagyobb számban használatos implantátumok, melyek önmagukban vagy augmentációval kiegészítve csak néhány, válogatott esetben alkalmazhatóak revízió céljából. A beültetés során a tibia előkészítésekor a hátsó keresztoszalag integritása nem sérül, a térdízület posterolaterális stabilitását a pótlás után is ez adja (1. a ábra).

### Semiconstrained / hátsó keresztoszalag feláldozó / Posterior Stabilized (PS) formák

A *fully constrained* protézisek felé haladva a következő lépcsőfokot jelentik. A különböző modellekre egyaránt jellemző, hogy a tibiális plató kialakítása során a hátsó keresztoszalagot annak csontos tapadásával együtt eltávolítjuk. Emiatt a tibiális tálcába illeszkedő betét úgy alakították ki, hogy az azon kiképzett „tüske” a femorális komponens haránt irányú rúdjaiba ütközve megakadályozza a tibia hátulsó irányba ficamodását. Ennek ismeretében érthető, hogy fontos a nyújtási és hajlítási rés mértékének megfelelő beállítása (1. b ábra). Nyújtási résnek, *extension gap*nek nevezzük a combcsont vége és a sípcsont felszíne közti távolságot a rezekciók elvégzése után nyújtott helyzetben. A hajlítási rés, a *flexion gap* a combcsont hátsó felszíne és a sípcsont felszíne közti távolság a térd 90 fokos hajlított helyzetében a rezekciók elvégzése után. Amennyiben a flexiós gap túl nagy, a „tüske” hátrafelé elcsúszik a femorális komponens rúdja alatt, a tibia hátulsó irányú subluxatióját, súlyos esetben luxatióját eredményezve. Ezen forma alkalmazásának feltétele, hogy az oldalszalagok épek legyenek, megfelelő stabilitást biztosítva varus–valgus irányban. (Varus irányú tengelydeformitásról beszélünk, ha az ízületet alkotó, a fejtől távolabb eső csont ízülettől távolabbi vége a tengelyeltérés miatt a test középvonalához közelebb kerül a testtel párhuzamos irányú függőleges – a *frontális* – síkban. A hétköznapokban ó-lábnak nevezzük. Amennyiben ezen csontvég a test középvonalától távolabbra kerül a tengelyeltérésnek köszönhetően, *valgus* irányú tengelydeformitásról beszélünk, melyet a köznyelv x-lábként ismer.)

Jelenleg revíziók során legtöbbször valamilyen hátsó stabilizálással ellátott, ún. *posterior stabilized* implantátum kerül beültetésre augmentációval vagy anélkül. Augmentáció alatt a

komponens kiegészítését értjük, melynek köszönhetően az adott modellt az anatómiai adottsághoz tudjuk igazítani. Erre azért van szükség, hogy a komponens a csont felszínén stabilan támaszkodjon. Ez történhet különböző fémből készült toldalékokkal, ékekkel, de saját vagy idegen szövetből származó csont beültetésével is, a lényeg a maximális stabilitás elérése. Az ún. *moduláris* rendszerek alkalmazása esetén az egyes komponensekhez változó számú és méretű, a komponens csonthoz való megfelelő illeszkedését, felfekvését biztosító fém toldalék csatolható. A műtét során az augmentációs komponensek megfelelő kiválasztásával a protézis a beteghez, a megoldandó problémához „szabható”, így egyedi protézis készíthető intraoperatív. A cél legtöbbször, hogy a csontdefektust kitöltsük vagy áthidaljuk.



a)

b)

1. ábra. Non-constrained [NexGen CR-Flex, Zimmer] (a) és semiconstrained (b) [NexGen LPS-Flex, Zimmer] (b) protézis közötti különbség

### Fully constrained formák

Két alapvető típusuk ismert, a merev kapcsolattal nem rendelkező ún. *non-linked constrained* protézisek (2. ábra), illetve a merev kapcsolattal rendelkező *fully constrained* formák, valamilyen vékony vagy vastag zsanérral összekötve (3. ábra). A zsanérral ellátott implantátumokat *hinged* néven is emlegetjük. A rotációt is



2. ábra. Non-linked, condylar constrained protézis (NEXGEN CCK, Zimmer)



3. ábra. Merev zsanéros fully constrained protézis (Smiles Knee, Stanmore)

biztosító, forgózsánéros vagy *rotating hinged* protézisek az ízület több tengelye körüli elfordulást tesznek lehetővé (4. és 5. ábra). Minden típusnak van előnye és hátránya.

A *non-linked* protézisek esetén nincs merev kapcsolat a tibiális és femorális komponens között. A tibiális komponens vastagabb, valamint rendelkezik egy szintén tömeges, a femorális komponens intercondylaris régiójába benyúló, a *semiconstrained* modellekénél magasabb polietilén tüskével. Ennek hatására flexióban sem luxálódhat a tibia. Előnye, hogy a flexió során a fiziológiához hasonlóan az ízület

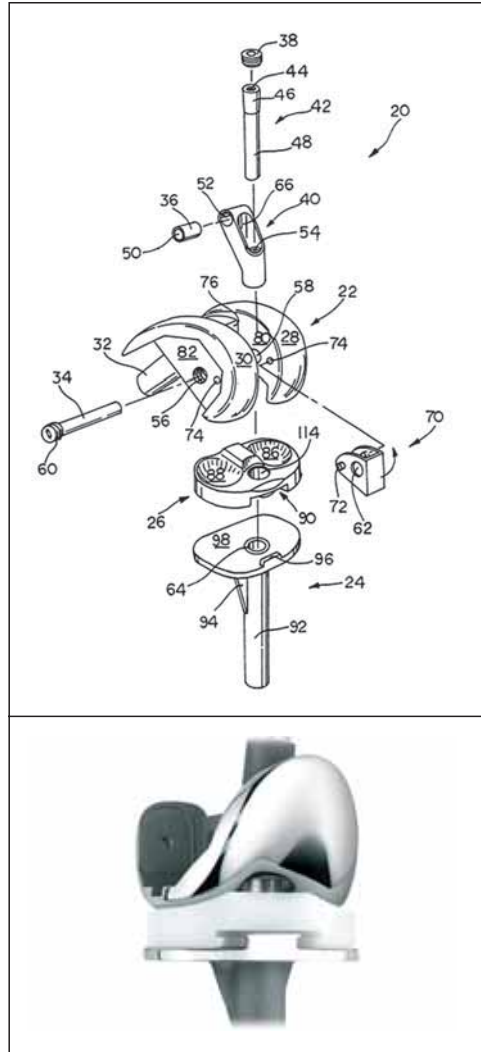
4. ábra. Forgózsánéros fully constrained térdprotézis (Rotax, Protetim)



let forgástengelye változik, hátránya, hogy rotációs mozgás és medio–laterális transláció nem jöhet létre a komponensek között, és a valgus–varus irányú mozgás is igen limitált. Mivel nincs merev kapcsolat a komponensek között, hiperextenzió jöhet létre az ízületben, melyet a hátsó tok feszülése ellensúlyoz. A túlfeszítés panaszokat okozhat, ezért a hiperextenzió elkerülése céljából léteznek a túlnyújtást gátló alkatrész beültetését lehetővé tevő forma is.

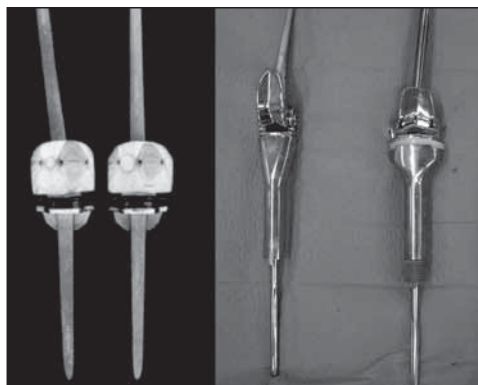
A merev zsanéros protézisek a térd protetizálásának kezdetén, a múlt század 60-as, 70-es éveiben primer műtétek során voltak használatosak (pl.: Stanmore, Waldius, Guepar). Biomechanikai hátrányaik mellett magas infekciós ráta, nagy csontfeláldozással járó beültetési technika, nagy méret és súly, korai lazulás jellemezte ezeket<sup>14,15,16,17</sup> (6. ábra).

Napjainkban olyan esetekben használatosak, amikor a PS-modellel már nem érhető el megfelelő stabilitás, elsősorban az oldalszalagrendszer elégtelensége miatt, vagy olyan nagy



5. ábra. Forgózsánéros fully constrained protézis és szerkezeti felépítése (NexGen, Zimmer)

hajlítási rés esetén, melyek a *semiconstrained* mechanizmusú modellekkel már nem megoldhatóak. Kerülendő alkalmazásuk olyan esetekben, amikor az oldalszalagok lazaságát rekonstruálható csont- és/vagy oldalszalagdestrukció okozza. Ezekben az esetekben a csonthiány pótlása és/vagy a kollaterális rendszer rekonstrukciója, hátsó stabilizálással ellátott protézis beültetése indokolt.



a) b)  
6. ábra. Guepar-protézisek (a) és korai Stanmore-protézisek (b)

Bár a formatervezésben és a használt anyagok minőségében számos fejlesztés történt, felépítésükből, működési mechanizmusukból adódóan a zsanéros protéziseknek számos hátrányuk van napjainkban is. Ezek nagy része abból adódik, hogy a komponensek között merev összeköttetés áll fenn.

### A protézis rögzítése és a rögzítés biomechanikája

A protézisek túlélését nagymértékben meghatározza a rögzítés módja. A revíziók során az implantátumok stabil rögzítése éppolyan fontos, mint a primer műtétek során. Mindezt olyan környezetben kell elérni, amikor a környező csontállomány minősége az esetek legnagyobb részében elmarad a primer műtéteknél fennálló szituációhoz képest.

Az endoprotetika kiemelt problémaköre a határfelületek problémája. A protézisek rögzülése, lazulása ezen határfelületek mentén fellépő hatások eredményeként jön létre. Cement nélküli, *press fit* rögzítés esetén csont-implantátum határfelületről, cementes rögzítés esetén csont-csontcement, csontcement-implantátum határfelületekről beszélhetünk. Az ortopé-

diai szóhasználatban csontcementként emlegetett anyagnak valójában sem a csonthoz, sem a cementhez nincs köze, igazából egy hőre lágyuló polimerizációs műanyag, kémiai neve *polimetil-metakrilát* (PMMA). A hétköznapi napokban plexinek hívjuk, és a számos más felhasználási forma mellett mechanikai és szövetbarát jellemzői alkalmassá teszik orvosi felhasználásra, köztük a protézisek rögzítésére is.

A szár velőűrben történő rögzítésének ideális módja továbbra is vitatott. Bár a *press fit* rögzítési módszer élettani előnyei ismeretesek, biomechanikai kísérletek alapján több tanulmány a cementezett rögzítés mellett foglal állást. Cementes rögzítés esetén terhelés hatására szignifikánsan kisebb mikromozgások észlelhetők, mint *press fit* rögzítés esetén<sup>18,19,20,21</sup>.

A cementes rögzítés előnye, hogy a tengelyállás és rotációs helyzet beállítása könnyebb, mint a *press fit* módszer esetén, ahol a velőűr elhelyezkedése determinálja a szár helyzetét, esetlegesen nem megfelelő tengelyállásra kényszerítve az implantátumot. A tibia velőűr középpontja rendszerint a plató középpontjához képest elől és mediálisan helyezkedik el<sup>22</sup>. A femurban használt *press fit* szár esetén pedig a komponens előrehelyeződése és flexióban való rögzülése figyelhető meg. Ez könnyen megérthető, ha meggondoljuk, hogy a femur élettanilag is rendelkezik egy, a *frontális* síkban előrehajló görbülettel. Ezen buktatók elkerülésére excentrikus helyzetbe állítható száruk kerültek kifejlesztésre. Emiatt is javasolt a rögzítés során a vastag cementköpeny használata és a behelyezés során a kissé excentrikus helyzet a femur velőűrben.

Vannak a cementes rögzítésnek azonban hátrányai is. A száruk a terhelést az ízületközeli csonttról a csont testére, a *diaphysisre* helyezik át. A csípőprotézisek rögzítése során, korábban már ismert probléma a *stress shielding*, az





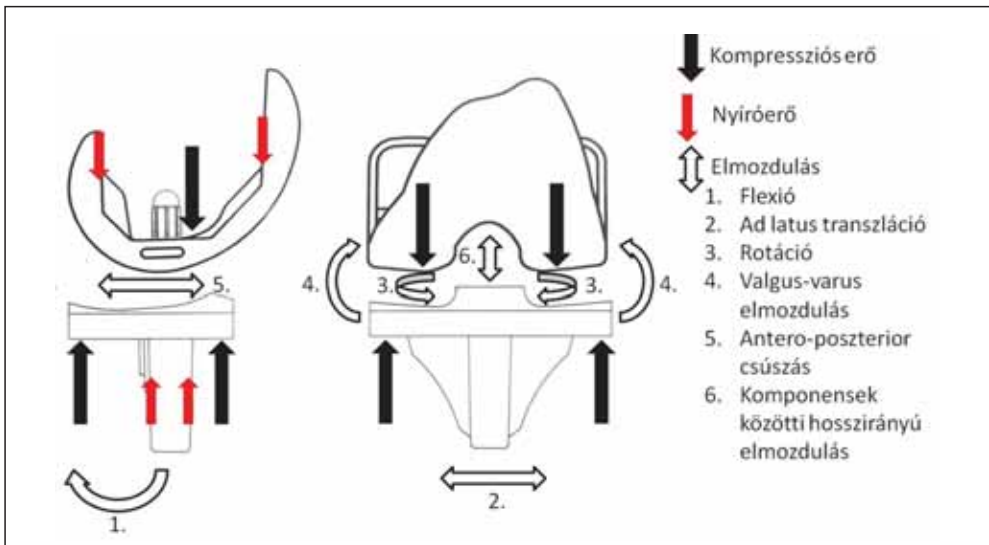
7. ábra. Kilazult zsanéros protézis (Stanmore)

ébredő erőhatások árnyékolása itt is jelen van. Lehet oka a helytelen cementezési technika, de a PMMA és a csontszövet biomechanikai tulajdonságainak különbsége is magyarázza a *stress shielding* fellépését, melynek következménye az implantátum lazulása lehet. A PMMA Young-modulusa nagyobb (1800–3100 MPa), mint az élő spongiosus csonté

(20–500 MPa). A csont mechanikai szempontból anizotrop anyagnak minősül (szokás ortotrop anyagként is jellemezni), melynek a tér különböző irányában mért rugalmassági együtthatói is különböznek. A mozgás során fellépő húzó-nyomó erőket árnyékolva, a csont-csontcement határon csökken a csontot érő terhelés. Ez a Wolff-törvénynek megfelelően csontreszorpcióhoz, következményesen implantátumlazuláshoz vezet. A Poisson állandó nagyságának különbsége a csont (0,08–0,45) és a PMMA (0,35–0,4) esetén az őket érő erők hatására elszenvedett alakváltozások különbözőségét eredményezi, mely ugyancsak a lazulás irányába hat (7. ábra).

### A térdízületi protézisek működése

Az emberi szervezetben fiziológias körülmények között sehol nem található olyan ízület, ahol a kapcsolódó ízegek között merev összeköttetés lenne, vagy ahol az ízületi vápa az ízületi tengelyen túl foglalná magába a kapcsolódó ízeget, ezáltal a csontvégek távolodá-



8. ábra. Non-constrained protézisre ható kompressziós és nyíróerők, valamint a komponensek lehetséges elmozdulásai álló helyzetben, függőleges terheléskor

sánál közvetlen húzóerőt fejtene ki a kapcsolódó csontra. Esetenként előfordul, hogy a csípőízületi vápához rögzülő porcos gyűrű, a labrum elcsontosodik, ezáltal a femur fejének ekvátorán túlérhet. Ebben az esetben azonban saját csont érintkezik saját csonttal, nincsenek határfelületek, mint bármilyen protézis esetén a csont és az implantátum vagy csont és cement között. Ezeket a határfelületeket fellépő erők jelentik a fő problémát a zsanéros protézisek esetében.

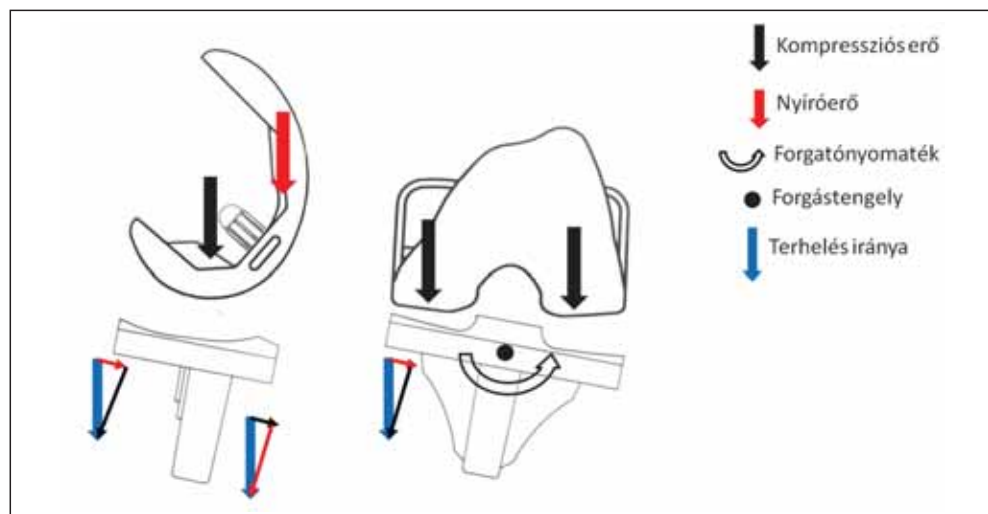
Nem zsanéros térdprotézisek esetén álláskor terhelve a femorális komponens distalis felszínén kompressziós erő hat. A ferde vágási síkokon a tengelyirányú terhelés kompressziós és nyíróerők fellépését okozza, míg a frontális sík felszínén tisztán nyíróerők lépnek fel.

Természetesen ez idealizált állapot, a valóságban az egyik sík mindig hamarabb felütkezik a többinél. Az ideális az, ha tengelyirányú terhelés esetén az arra merőleges, distalis síkban ébredő, kompressziós erő a legnagyobb.

A tibiális komponensben álláskor megfelelő felfekvés esetén tisztán kompressziós erők ébrednek, ha az alátámasztás nem megfelelő, a tálcát rögzítő penge mentén szintén nyíróerők lépnek fel (8. ábra).

Felemelt végtag esetén elméletileg sem a femorális, sem a tibiális komponensre nem hat húzóerő, mivel a komponensek között nincs merev kapcsolat. Ilyen mechanizmus esetén a hátsó keresztzalag, az oldalszalagok, az ízületi tok és az ízületet áthidaló izmok tartják a kapcsolatot a tibia és a femur között.

Járás során a femuron és a tibián ciklikusan változó nyomóerők hatnak. Kísérletesen bizonyított, hogy ilyenkor a laterális és mediális kompartmentben fellépő erők nagysága különbözik. Továbbá szintén kimutatott, hogy a járás során a maximális terhelés helye változik a tibiaplatón az álláskor észlelthez képest<sup>23</sup>. Mivel a *non-constrained* mechanizmus lehetővé teszi a rotációs mozgást, a valgus–varus és oldallirányú elmozdulást is, a protézisek adaptálódhatnak a járás során az ilyen mozgásokat kiváltó hatásokhoz (9. ábra).



9. ábra. Non-constrained protézisre ható erők hajlított helyzetben és az ízület mediális megnyílása során

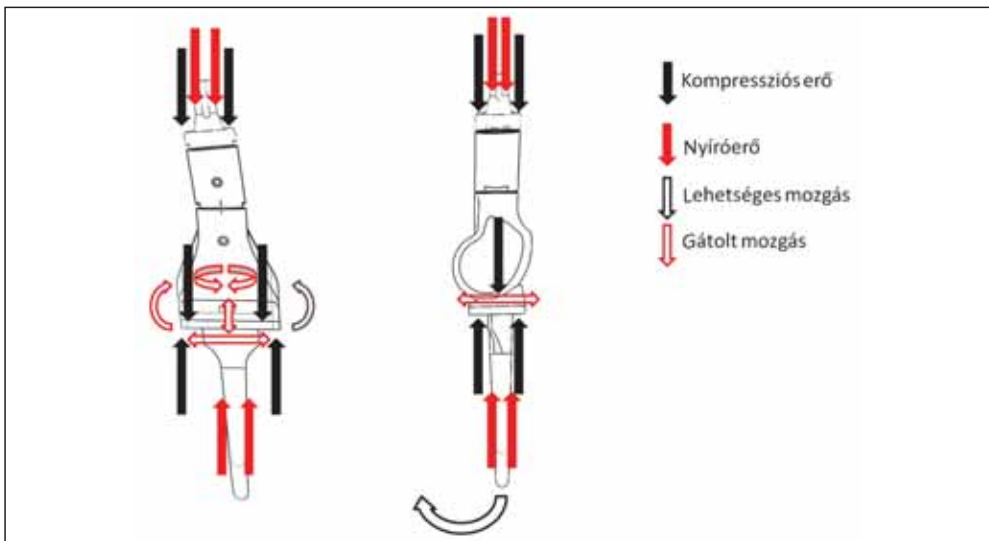
Zsanéros modellek esetén álló helyzetben a protézis-csont vagy csont-cement határfelületeken a nem zsanéros mechanizmushoz hasonló erőhatások jelentkeznek. Újabb tényezőként jelentkezik azonban a beépített zsanér. Ideális esetben a zsanér a terhelés tengelyébe kellene, hogy essen, forgástengelyének pedig a terhelési tengelyre merőlegesnek kell lennie. Abban az esetben, ha a terhelési tengely elé vagy mögé esik, illetve forgástengelye a terhelési tengellyel a merőlegetől eltérő szöget zár be, a zsanérban is nyíróerők lépnek fel. Ezen erők anyagfáradáshoz és töréshez, illetve a nagyobb súrlódás miatt fokozott kopástermék, ún. *débris* képződéséhez vezetnek. A *débris* protézislazulásban, csontdestrukcióban játszott szerepe közismert (10. ábra).

Felemelt végagnál, merev zsanér esetén a komponensek nem képesek egymástól eltávolodni. Fontos különbség a nem zsanéros protézisekhez képest, hogy a két csont közötti kapcsolat úgy valósul meg, hogy implantátum rögzül az implantátumhoz. A lábszár felemelése tehát a femorális komponensen

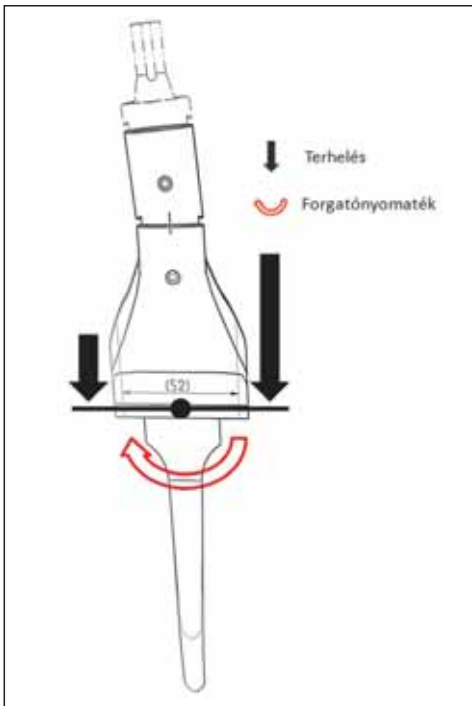
keresztül, a tibiális komponensre merev kapcsolaton átadott erők útján érhető el.

Ennek hatására felemelt végtag esetén mind a tibiális, mind a femorális határfelületeken függőleges irányú erők hatnak. Ezek a szárat a csont hossz tengelyével párhuzamosan húzzák ki a velőürből, a rögzítésre, mint nyíróerők hatnak, mind a csont-cement, mind a cement-implantátum határfelületen. A forgózsanéros modellek ebből a szempontból gyakorlatilag nem különböznek a merev zsanérral ellátott típusoktól.

Járáskor a terhelés fentebb említett medio-laterális átrendeződése a merev zsanérban, valamint a komponensek rögzítési síkjában kétkarú emelőszerű hatást hoz létre (11. ábra). Ez egyrészt az implantátumban, másrészt a rögzítő cementben nyíróerőket ébreszt. Járáskor terhelve tehát nem valósulhat meg az az ideális eset, hogy a terhelés síkja a vágási felszínre merőleges legyen, mivel a merev zsanéros protézisekben varus–valgus irányú elmozdulásra nincs lehetőség. A forgózsanéros modellek ebből a szempontból kedvezőbb



10. ábra. Merev zsanéros protézisre ható erők álló helyzetben, lehetséges és gátolt elmozdulások



11. ábra. Egyenlőtlen medio–laterális terhelés hatása merev zsanéros protézisre

tulajdonsággal rendelkeznek, mivel bennük létrejöhet az ilyen irányú elmozdulás.

Ugyanakkor, ha a valgus–varus irányú elmozdulás túl nagy, elvileg létrejöhet olyan eset, hogy a mediális vagy laterális kompartmentben az implantátumok felülkőznek, ilyenkor egykarú emelőként viselkedve, a zsanérnál fogva fejt ki húzóerőt mind a femorális, mind a tibiális komponensre.

A merev zsanéros protézisek semmilyen rotációs elmozdulást nem tesznek lehetővé. Ezáltal az extenzió során az izmok által közvetített torziós erő – mely a végrotációért felelős – további kilazulást eredményező tényezőként lép fel. A korai lazulásokért elsősorban ezen rotációs erőket tették felelőssé, ennek tudatában fejlesztették ki a forgózsánéros típusokat, melyekben rotáció lehetséges.

További korlátja a zsanéros ízületeknek – legyen szó merev vagy forgózsánérról –, hogy a járás során fiziológiásan és a nem zsanéros protéziseknél is megfigyelhető csúszó mozgásokat<sup>23</sup> szintén nem teszik lehetővé. Nyilván azok az erők, melyek az implantátumokat anterior–posterior irányban, illetve medio–laterális irányban igyekeznek elmozdítani egymáshoz képest, a határfelületeken azokkal párhuzamos irányú nyíróerőként viselkednek.

### Összefoglalás

A *constrained* jelleg növekedésével az implantátumok biomechanikai tulajdonságai romlanak. A legkedvezőtlenebb tulajdonságokkal az összeköttetéssel bíró *fully constrained* típusok rendelkeznek. Ezek közül a merev zsanérral ellátottak biomechanikailag kedvezőtlenebbek, mint a forgózsánéros típusok. A kedvezőtlen biomechanikai tulajdonságok fő oka a femorális és tibiális komponensek közvetlen rigid kapcsolata<sup>24</sup>. Fontos tényező, hogy a létrehozott művi ízület forgáspontja a flexió–extenzió során rögzített, oldalirányú elmozdulás nem jöhet létre, valamint merev zsanérral való kapcsolódás esetén rotációs mozgások sem történnek<sup>25</sup>. Mindezek ismeretében, ha már mindenképpen zsanérosprotézis-beültetésre van szükség, lehetőség szerint az ún. forgózsánéros típus választandó. A kedvezőtlen hatások elsősorban a határfelületeken jelentkeznek, de magában az implantátumban is okozhatnak károsodást<sup>26,27,28</sup>. Használatuk tehát biomechanikai szempontból nem előnyös, mégis vannak esetek, melyek más módszerrel nem uralhatóak. Jó elnevezés tehát az angol irodalomban használt *salvage protézis* ezen implantátumokra. További hátrányuk, hogy elégtelenség esetén a végtag funkcionalitásának megtartása igen nagy nehézségekbe ütközik, magas a szövődésményi rátájuk, melyben vezető szereppel az infekció bír, valamint a várható

élettartamuk, köszönhetően biomechanikai tulajdonságaiknak is, rövidebb a primer protéziseknél tapasztaltnál.

Felmerül tehát a kérdés, van-e ideális megoldás olyan esetekben, amikor egyébként jelen rutinunkban zsanéros protézisek beültetésére kényszerülünk, illetve hogy milyen tulajdonságokkal bírjon az „ideális salvage” protézis. Ezek a következők:

- legyen stabil a lágy részek elégtelensége esetén is, különös tekintettel a kollaterális rendszer elégtelenségére;
- legyen moduláris;

- legyen alkalmas ad latu translációra és rotációs mozgásokra;
- lehetőleg minél kevésbé bírjon *constrained* jelleggel, ha mégis *fully constrained*, rotációs mozgást tegeyen lehetővé.

A különböző gyártók természetesen folyamatosan igyekeznek tökéletesíteni modelljeiket, a folyamatban lévő fejlesztések érthetően ipari titok tárgyát képezik, hiszen akinek sikerülne egy ideális tulajdonságokkal rendelkező, a revíziók számára alkalmas modellt kifejleszteni és azzal a gyakorlatban megjelenni, nagy piaci előnyre tehetne szert.

## IRODALOM

1. *Ranawat CS, Flynn WF, Jr., Saddler S, Hansraj KK, Maynard MJ.* Long-term results of the total condylar knee arthroplasty. A 15-year survivorship study. *Clin Orthop Relat Res* 1993;(286): 94–102.
2. *Ritter MA, Berend ME, Meding JB, Keating EM, Faris PM, Crites BM.* Long-term followup of anatomic graduated components posterior cruciate-retaining total knee replacement. *Clin Orthop Relat Res* 2001 Jul;(388):51–7.
3. *Mulhall KJ, Ghomrawi HM, Scully S, Callaghan JJ, Saleh KJ.* Current etiologies and modes of failure in total knee arthroplasty revision. *Clin Orthop Relat Res* 2006 May;446:45–50.
4. *Lavernia C, Lee DJ, Hernandez VH.* The increasing financial burden of knee revision surgery in the United States. *Clin Orthop Relat Res* 2006 May;446:221–6.
5. *Saleh KJ, Dykes DC, Tweedie RL, Mohamed K, Ravichandran A, Saleh RM et al.* Functional outcome after total knee arthroplasty revision: a meta-analysis. *J Arthroplasty* 2002 Dec;17(8): 967–77.
6. *Saleh KJ, Rand JA, McQueen DA.* Current status of revision total knee arthroplasty: how do we assess results? *J Bone Joint Surg Am* 2003;85–A Suppl 1:S18–20.
7. *Mortazavi SM, Molligan J, Austin MS, Purtil JJ, Hozack WJ, Parvizi J.* Failure following revision total knee arthroplasty: infection is the major cause. *Int Orthop* 2011 Aug;35(8):1157–64.
8. *Bengtson S, Knutson K.* The infected knee arthroplasty. A 6-year follow-up of 357 cases. *Acta Orthop Scand* 1991 Aug;62(4):301–11.
9. *Wilson MG, Kelley K, Thornhill TS.* Infection as a complication of total knee-replacement arthroplasty – risk-factors and treatment in 67 cases. *J Bone Joint Surg Am* 1990 Jul;72A(6): 878–83.
10. *Scuderi GR.* Revision total knee arthroplasty: how much constraint is enough? *Clin Orthop Relat Res* 2001 Nov;(392):300–5.
11. *Bugbee WD, Ammeen DJ, Engh GA.* Does implant selection affect outcome of revision knee arthroplasty? *J Arthroplasty* 2001 Aug;16(5): 581–5.
12. *Hartford JM, Goodman SB, Schurman DJ, Knoblick G.* Complex primary and revision total knee arthroplasty using the condylar constrained

- prosthesis: an average 5-year follow-up. *J Arthroplasty* 1998 Jun;13(4):380–7.
13. *Cuckler JM*. Revision total knee arthroplasty: how much constraint is necessary? *Orthopedics* 1995 Sep;18(9):932–3, 6.
14. *Hui FC, Fitzgerald RH, Jr*. Hinged total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 1980;62(4):513–9.
15. *Jones EC, Insall JN, Inglis AE, Ranawat CS*. GUEPAR knee arthroplasty results and late complications. *Clin Orthop Relat Res* 1979 May; (140):145–52.
16. *Jones GB*. Arthroplasty of the knee by the Walldius prosthesis. *J Bone Joint Surg Br* 1968 Aug; 50(3):505–10.
17. *Bain AM*. Replacement of the knee joint with the Walldius prosthesis using cement fixation. *Clin Orthop Relat Res* 1973 Jul–Aug;(94): 65–71.
18. *Bourne RB, Finlay JB*. The influence of tibial component intramedullary stems and implant-cortex contact on the strain distribution of the proximal tibia following total knee arthroplasty. An in vitro study. *Clin Orthop Relat Res* 1986 Jul;(208):95–9.
19. *Jazrawi LM, Bai B, Kummer FJ, Hiebert R, Stuchin SA*. The effect of stem modularity and mode of fixation on tibial component stability in revision total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 2001 Sep;16(6):759–67.
20. *Bert JM, McShane M*. Is it necessary to cement the tibial stem in cemented total knee arthroplasty? *Clin Orthop Relat Res* 1998 Nov;(356):73–8.
21. *Rawlinson JJ, Closkey RF, Jr., Davis N, Wright TM, Windsor R*. Stemmed implants improve stability in augmented constrained condylar knees. *Clin Orthop Relat Res* 2008 Nov;466(11): 2639–43.
22. *Hicks CA, Noble P, Tullos H*. The anatomy of the tibial intramedullary canal. *Clin Orthop Relat Res* 1995 Dec;(321):111–6.
23. *Zhao D, Bankş SA, D’Lima DD, Colwell CW, Fregly BJ*. In vivo medial and lateral tibial loads during dynamic and high flexion activities. *J Orthopaed Res* 2007 May;25(5):593–602.
24. *Abd-el Wahab M, Szepesi K, Szűcs G, Farqas Cs, Csernátóy Z*. Functional improvement after knee arthroplasty without resurfacing of patella. *Acta Chir Hung* 1998;37(1–2):57–66.
25. *Manó S, Pálínkás J, Kiss L, Csernátóy Z*. The influence of lateral knee X-ray positioning on the accuracy of full extension level measurements: an in vitro study. *Eur J Orthop Surg Traumatol*. Published online 2011.
26. *Csernátóy Z, Gáspár L, Mórocz I*. Térdízületi synovialis chondromatosis. *Magyar Traumat Ortop* 1991;34:53–6.
27. *Gáspár L, Farqas Cs, Csernátóy Z*. Menisectomia után kialakuló radiológiai elváltozások és ezek összefüggése a térdfunkció romlásával. Késői eredmények. *Magyar Traumat Ortop* 1999;42:5–12.
28. *Jónás Z, Kiss L, ifj. Noviczki M, Noviczki M, Csernátóy Z*. Totál térdízületi endoprotézis késői szkeptikus szövödményének megoldása az implantátumok megtartásával *Magyar Traumat Ortop* 2007;50.4:366–70.

**Dr. Bazsó Tamás**

Debreceni Egyetem, Orvos- és Egészségtudományi Centrum, Ortopédiai Klinika

H-4032 Debrecen, Nagyterdei krt. 98.

Tel.: (+36) 52 411-600/56773

## A TÉRDÍZÜLETI PROTÉZIS HATÁSA A JÁRÁS VÁLTOZÉKONYSÁGÁRA A KORAI POSZTOPERATÍV SZAKASZBAN KÜLÖNBÖZŐ FELTÁRÁSOK ESETÉN

Pethes Ákos<sup>1</sup>, Kiss Rita M.<sup>2</sup>, Kovács Nauzika<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Szent János Kórház, Ortopédia-Traumatológiai Osztály

<sup>2</sup>Budapesti Műszaki és Gazdagstudományi Egyetem, Hidak és Szerkezetek Tanszék  
Biomechanikai Kooperációs Kutatóközpont

<sup>3</sup>Budapesti Műszaki és Gazdagstudományi Egyetem, Hidak és Szerkezetek Tanszék  
[pethesakos@gmail.com](mailto:pethesakos@gmail.com)

### Absztrakt

A térdízületi kopás és a teljes térdízületiprotézis-beültetés szignifikánsan megváltoztatja a járás paramétereit és a járás változékonyságát a késői posztoperatív szakaszban, de a korai posztoperatív szakaszban történő változásokról nincs, vagy kevés információnk van. A kutatás célja annak megállapítása, hogyan befolyásolja rögzített és nem-rögzített lapon történő helyben járás esetén az egyes kinematikai paraméterek változékonyságát a térdízületi kopás és a különböző feltárási móddal (hagyományos és minimál invazív) végzett teljes térdízületiprotézis-beültetés. Az alkalmazott vizsgálati módszer lehetővé tette, hogy a helyben járás változékonyságát 10 hagyományos és 10 minimál invazív technikával műtött idős betegnél a műtét előtt és a műtét után 6 és 12 héttel, valamint 10 idős, egészséges személynél vizsgáljuk. A vizsgálatban a lépésfrekvencia változékonyságát a relatív szórással, míg a térdízület térbeli mozgásának, a medenceöv és a vállöv mozgásának változékonyságát az átlagos relatív szórással jellemeztük. A térdízületi kopás és a mindkét technikával végzett térdízületiprotézis-beültetés szignifikánsan megváltoztatja a helyben járás paramétereinek változékonyságát az egészséges kontrollcsoporthoz képest. A korai posztoperatív időszakban az operált betegek két csoportja között az összes jellemző tekintetében szignifikáns eltérés figyelhető meg. A térdízület térbeli mozgásának csökkenése a térdízület flexibilitásának csökkenését, míg a lépésfrekvencia változékonyságának növekedése a mozgásciklus megismétlési pontosságának romlását mutatja. A posztoperatív szakaszban az értékek folyamatosan közelítik a kontrollcsoportét, de nem érik el azt. Az ízületi flexibilitás és megismétlési pontosság romlása együttesen a mozgás komplexitásának, stabilitásának a csökkenését, külső körülményekre való válaszadási képesség romlását jelenti, amelyet a rehabilitációs protokollok összeállításánál és a járást segítő eszközök (mankó, keretek) elrendelésénél vagy használatuk felfüggesztésénél is célszerű figyelembe venni.

**Kulcsszavak:** teljes térdízületiprotézis-beültetés, ultrahang alapú mérőrendszer, mozgás változékonysága, helyben járás

The effect of different knee joint exposures of TKR on the variability of gait parameters in early postoperative period

### Abstract

The osteoarthritis of the knee joint and total knee arthroplasty (TKA) change the gait parameters and variability significantly in the late postoperative period, but there is no or very little information about the changes in the early postoperative period. This study aims to determine how the

variability of certain kinematical parameters of stepping are influenced by osteoarthritis and by the different types of operation techniques (traditional and minimal invasive exposure) performed TKA. Our method allowed to measure gait variability on 20 elderly patients operated with different technique preoperatively and 6 and 12 weeks postoperatively plus 10 age-matched healthy control patients while stepping. The variability of cadence was specified by standard deviation, the variability of the knee joint motion and that of pelvis and shoulder girdle by the mean standard deviation. The osteoarthritis of the knee joint and total knee arthroplasty (TKA) with both techniques change the variability of stepping parameters significantly compared to the healthy control group. In the early postoperative period there is a significant difference between the two groups of the operated patients in all parameters considered. The decrease of knee joint motion refers to the flexibility decrease of knee joint, the increase of the cadence variability shows the inconsistency of the gait cycle. In the postoperative period the figures of the patients approach those of the healthy control group steadily, but do not reach them. The decrease of the joint flexibility, consistency together mean the decrease of the complexity and stability of motion and functional responsiveness. These factors should be considered when the rehabilitation protocols are compiled or special devices (crutches, canes) are recommended or suspended.

**Keywords:** total knee arthroplasty, ultrasound-based measuring system, variability of gait, stepping

## 1. Bevezetés

A térdízületiprotézis-beültetések száma évről évre folyamatosan nő. A beültetések sikerességének egyik alapja a megfelelő rehabilitáció megválasztása, a rehabilitáció pontos utánkövetése, szükség esetén módosítása. Ennek egyik fontos eszköze lehet a mozgáselemzéssel mért járásparaméterek értékelése. A térdízületi kopás és a teljes térdízületi protézis lényegesen megváltoztatja a járás paramétereit<sup>1,2,3,4</sup>, a járás változékonyságát és stabilitását<sup>5,6,7,8,9</sup>. A járásvizsgálatok térdízületi protézis beültetése előtt vagy utána 6, 12 hónappal végezhető, mivel a járásváltozékonyság vizsgálatához szükséges hosszú idejű (minimum 10 perc időtartamú) futószalagon végzett járásvizsgálat csak a posztoperatív 6. hónaptól végezhető. A járásképp és a járásváltozékonyság alakulásáról a korai posztoperatív szakaszban nincs, vagy kevés információnk van.

A Kiss<sup>10</sup> által kifejlesztett mérési módszer lehetővé teszi, hogy a korai posztoperatív szakaszban helyben járás közben vizsgáljuk a mozgás

legfontosabb kinematikai paramétereit, mint a lépésfrekvencia, a térdízület, a medenceöv és a vállöv mozgása. A vizsgálat PosturoMed® (Haider-Bioswing, Weiden, Germany) eszközön is elvégezhető, melyet széles körben használnak az ortopédiai, neurológiai osztályok, sportegészségügyi rehabilitációs intézetek és sportegyesületek. A merev lap rugók segítségével egy merev kerethez kapcsolódik, de a vízszintes síkban szabadon elmozdulhat. Egy rögzítőelem segítségével a rendszer stabilá tehető<sup>10,11,12,13</sup>. Ez a kialakítás lehetővé teszi, hogy a rögzített és nem-rögzített lapon történő helyben járás közben meghatározott kinematikai paramétereket is összehasonlítsunk<sup>10</sup>.

A kutatás egyik célja annak megállapítása volt, hogyan befolyásolja a térdízületi kopás és a különböző feltárási móddal (hagyományos és minimál invazív) végzett térdízületiprotézis-beültetés a korai posztoperatív időszakban (6 és 12 héttel a műtét után) a helyben járás egyes paramétereinek változékonyságát a kontrollcsoport értékeihez képest. A lépésfrekvencia változékonysága a relatív szórással (*CV*) jellemez-



hető, amely a szórás és az átlag hányadosa. A térdízület térbeli mozgásának, ill. a medence- és vállöv mozgásának, mint szögjellegű mozgások változékonysága az átlagos relatív szórással (*MeanCV*) jellemezhető, amely lépésciklus minden egész százalékában meghatározott relatív szórások átlaga<sup>14</sup>. Mind a térdízületi kopás<sup>6</sup>, mind a térdízületiprotézis-beültetés<sup>7</sup> lényegesen megváltoztatja a járás változékonyságát, így feltételezhető, hogy a helyben járás változékonyságát is módosítja. A korábbi kutatások igazolták, hogy a feltérési mód szignifikánsan befolyásolja a járás paramétereit<sup>1</sup> és a járás változékonyságát<sup>7</sup>. Így feltételezhető, hogy a helyben járás paramétereire is hatással van. A második cél annak elemzése, hogyan befolyásolja különböző feltérési mód a dinamikus stabilitást. Ehhez a rögzített és a nem-rögzített lapon történő járás közben meghatározott kinematikai paraméterek változékonyságát hasonlítjuk össze.

## 2. Anyag és módszer

### 2.1. Vizsgált személyek

Az egészséges kontrollcsoport 5 nőből és 5 férfiből állt. Átlagos életkoruk  $70,4 \pm 6,22$ , átlagos testtömegük  $71,5 \pm 15,6$  kg, átlagos testmagasságuk  $168,8 \pm 12,4$  cm. A vizsgált egészséges személyek anamnézisében csípő- vagy térdízületi artrózis, térdízületi instabilitás vagy korábbi alsó végtagi nagyízületet érintő műtét, neurológiai vagy egyensúlyi zavart okozó betegség nem szerepelt, az alsó végtagok izomereje és mozgástartománya normális volt.

A betegcsoportot hivatalos várólistánkról választott 20 beteg alkotta, akik a műtét előtt  $15^\circ$ -nál kisebb varus és  $10^\circ$ -nál kisebb valgus tengely eltéréssel és  $15^\circ$ -nál kisebb flexiós kontraktúrával rendelkeztek. Mindegyik beteg esetében unilaterális térdízületi kopást diagnosztizáltak, és a csípő és a lumbális gerinc relatív

egészséges volt. Mindkét csoport 10-10 betegének a SOTE Ortopédiai Klinikáján teljes térdízületprotézis-beültetés történt. Mindkét csoport esetén a betegeket a műtét utáni 3. napon kezdtük járni, és két héttel a műtét után engedjük őket haza. A kórházból való távozás után nem szabtuk speciális rehabilitációs követelményeket. Mindegyik vizsgált személy standard posztoperatív kezelésben részesült (fájdalomcsillapítás, gyógytornaprokoll).

A vizsgálatba beválasztott 20 beteget véletlenszerűen 1:1 arányban két csoportba osztottuk. Az I. csoport (hagyományos módszer) 6 férfiből és 4 nőből állt, átlagos életkoruk  $68,4 \pm 7,2$  év, átlagos testtömegük  $87,7 \pm 8,2$  kg, átlagos testmagasságuk  $169,8 \pm 8,6$  cm. A II. csoport (minimál invazív technika Stryker–Leibinger típusú navigációs rendszerrel) 2 férfiből és 8 nőből állt, átlagos életkoruk  $67,9 \pm 6,7$  év, átlagos testtömegük  $74,1 \pm 11,9$  kg, átlagos testmagasságuk  $162,2 \pm 12,2$  cm.

A térdízületi artrózis súlyosságát a Kellgren és Lawrence<sup>15</sup> által leírt radiológiai beosztás alapján határoztuk meg, a radiológiai felvételek alapján 15 beteget a 4-es fokozatba, 5 beteget a 3-as fokozatba soroltunk. Minden vizsgált személynek súlyos térdízületi artrózisa volt kiterjedt oszteofitaképződéssel, ízületi-rés-beszűküléssel, súlyos szklerózissal és határozott csontkéreg-deformitással. Kizárási kritériumok között szerepelt az érintett végtag más ízületén végrehajtott korábbi sebészi beavatkozás és a több ízületet is érintő generalizált gyulladáso sokízületi megbetegedés.

### 2.2. Vizsgálómódszer és számított paraméterek

A betegek mozgását a műtét előtt, valamint a műtét után 6 és 12 héttel vizsgáltuk. A kijelölt anatómiai pontok térbeli koordinátáit helyben járás közben a PosturoMed<sup>®</sup> lapon mértük

a Semmelweis Egyetem Ortopédiai Klinika Biomechanikai Laboratóriumában levő ZEBRIS CMS10 (Zebris, Isny, Germany) típusú ultrahang alapú, egyedi érzékelős mozgásvizsgáló rendszerrel. A PosturoMed® (Haider-Bio-swing, Weiden, Germany) Európában a kereskedelmi forgalomban kapható rehabilitációs eszköz. A merev lap 8 db 15 cm hosszú, azonos merevségű rugóval a merev kerethez rögzítve. A rugók biztosítják a merev lap szabad elmozdulását a horizontális síkban (1. ábra). A rögzítőelem segítségével a lap a merev kerethez elmozdulásmentesen rögzíthető. A PosturoMed® kialakítása lehetővé teszi, hogy a helyben járást rögzített és nem-rögzített lapon is végeztethessük.

A mérés megkezdése előtt a vizsgálatba bevont anatómiai pontokra egyedi, ultrahang alapú adókat helyeztünk. A mérést vezérlő program (Zebris WinPosture) az egyedi érzékelők és az anatómiai pontok térbeli koordinátáit az idő függvényében rögzítette. A mérés frekvenciája

100 Hz volt. A mérési módszer alapjai korábbi közleményünkben<sup>10</sup> olvashatók.

A vizsgálat kialakításánál az volt a cél, hogy a vizsgálatot a lehető legegyszerűbb, legolcsóbb eszközökkel végezhessük, és a vizsgálat előkészítése gyors legyen. Ennek figyelembevételével a térdízület és a felsőtest mozgásának rögzítése külön-külön történt. További elvárás volt a vizsgálati módszerrel szemben, hogy a mérés standardizálható és megismételhető legyen. Ezért a vizsgálatba bevont anatómiai pontokat (amelyekre az ultrahang alapú adókat rögzítjük) úgy kellett megválasztani, hogy egyszerűen meghatározhatóak, a bőr alatt jól tapinthatóak legyenek. Az adókat a térdízület térbeli mozgásának vizsgálatához a tuberositas tibiaehez, a vállöv vizsgálatához az acromion scapulaeához, a medenceöv vizsgálatához a spina iliaca anterior superiorokhoz kétoldali ragasztóval rögzítettük (2. ábra). Ezek az anatómiai pontok megfelelőek, mert járás vagy másfajta mozgás közben a bőr elmozdu-



1. ábra. PosturoMed® a különböző irányokban azonos merevségű rugókkal a merev kerethez kapcsolt merev lap, a rögzítőelemmel a lap elmozdulásmentesen rögzíthető a kerethez



2. ábra. A vizsgált anatómiai pontok  
(a) a térdízület mozgásának vizsgálatához a tuberositas tibiae  
(b) a felső test mozgásának vizsgálatához a spina iliaca anterior superiorok és acromion scapulae

lása relatív csekély a csontos anatómiai pontok felett.

A vizsgálat során először a térdízület mozgását vizsgáló tesztet (alsó végtag – térdízület – tesztje) végeztettük el. A rögzített és a nem-rögzített lapon 20-20 lépésciklus alatt mértük a tuberositas tibiae mozgását. A térdízület függőleges mozgásából a lépésfrekvencia számítható. Minden egyes személy esetén számítottuk a lépésfrekvencia-értéket az összes mozgásciklus esetén, majd ezekből meghatároztuk az átlagot, a szórást és a relatív szórást, ami a szórás és az átlag hányadosa.

A térdízület mozgását vizsgáló teszt során meghatározott tuberositas tibiae három ( $x$ ,  $y$ ,  $z$ ) irányú koordinátájából a térdízület mozgása ( $r$ ) az 1. képlettel számolható<sup>10</sup>:

$$r = \sqrt{x^2 + y^2 + z^2} \quad (1)$$

A vizsgálat második részében a felső test mozgásának vizsgálatát (felső test – medenceöv és vállöv – tesztje) szintén 20-20 mozgásciklus alatt végeztettük mind rögzített, mind nem-rögzített lapon. A felső test vizsgálata során a spina iliaca anterior superiorok térbeli koordinátáiból a medenceöv billenése és rotációja, míg az acromion scapulaek térbeli koordinátáiból a vállöv billenése és rotációja számítható<sup>10</sup>.

A térdízület térbeli mozgása ( $r$ ) és szögjellegű paraméterek (a medenceöv és a vállöv rotációja és billenése) az idő függvényében folyamatosan változnak. A ciklusra bontás után minden ciklus maximum- és minimumértéke meghatározható, az összes lépésciklus esetén meghatározott változóból az adott személyre jellemző átlag, szórás és relatív szórás szintén számítható. Az így számított relatív szórás nem az adott ízületi mozgás, hanem az adott jellemző maximum- és minimumértékének változékonyságát jellemzi. Ennek kiküszöböl-

lésére a térdízület térbeli mozgása, a medenceöv billenése, rotációja, vállöv billenése és rotációja esetén az összes vizsgált személy összes lépésciklusát 0–100% ciklusra normalizáltuk. Minden egyes személy esetén a lépésciklus minden egész százaléklában számítottuk a szögjellegű változókat. Ezután meghatároztuk az egyes személy összes lépésciklusa esetén az  $i$ -edik egész lépésciklus-százaléknál meghatározott jellemzőből az átlagot [ $Mean(i)$ ], a szórást [ $SD(i)$ ]. Az ízület teljes mozgásának változékonyságát jellemző átlagos relatív szórás ( $MeanCV$ ) kiszámítását a 2. egyenlet mutatja<sup>14</sup>:

$$MeanCV(\%) = \frac{\sum_{i=1}^{100} \frac{SD(i)}{Mean(i)}}{100} \quad (2)$$

$i \in \{a \text{ lépésciklus } 0\text{--}100\%\text{-a}\}$

Így az átlagos relatív szórás ( $MeanCV$ ) az összes egész számú százaléklában meghatározott relatív szórás átlaga.

#### Statisztikai analízis

Minden vizsgált személy esetén rendelkezésünkre állt a lépésfrekvencia relatív szórása, a térdízület térbeli mozgásának, a medenceöv billenésének, rotációjának, valamint a vállöv billenésének és rotációjának átlagos relatív szórása. A fenti módon meghatározott és a személyek helyben járásának változékonyságát jellemző paraméterek értékéből a csoportok (egészséges, idős személyek; hagyományos műtéti technikával operált és minimál invazív technikával operált betegek) átlagát és szórását számítottuk.

A kapott adatokat a kétváltozós ANOVA módszerrel elemeztük, ahol a szükséges post-hoc vizsgálat a Turkey-módszer volt. Az egészséges csoportban a változó az alsó végtag oldal-lisága (domináns és nem domináns), míg a beteg csoportban a vizsgálat ideje (műtét előtti,

6, ill. 12 héttel a műtétet követően) és az oldal-lóság (érintett és nem érintett). Az adatok fel-dolgozását az SPSS 14 software (SPSS, Chi-cago, IL USA) segítségével végeztük. A szig-nifikanciaszintet ( $p$ ) minden esetben 0,05-re állítottuk be.

### 3. Eredmények

A vizsgálatban részt vevő minden egészséges személy és beteg műtét előtt és után képes volt helyben járni a rögzített és nem-rögzített lapon, emiatt kizárás nem történt. Az eredményeket az 1. táblázatban foglaltuk össze.

Elemizzük először a rögzített lapon történő helyben járás közben meghatározott jellemzők változékonyságát. A térdízületi kopás szignifi-kánsan befolyásolta a helyben járást jellemző paraméterek változékonyságát. A lépésfrek-vencia relatív szórása ( $CV$ ) szignifikánsan nőtt ( $p < 0,001$ ), az érintett térdízület térbeli moz-gásának átlagos relatív szórása ( $MeanCV$ ) szig-nifikánsan csökkent ( $p < 0,0008$ ), míg az egész-séges térdízület térbeli mozgásának, a meden-ceöv és a vállöv mozgásának átlagos relatív szórása szignifikánsan nőtt ( $p < 0,001$ ) (1. táb-lázat) az egészséges kontrollcsoport értékeihez képest. A korai posztoperatív időszakban a helyben járást jellemző paraméterek változé-konysága folyamatosan javult, azaz a lépés-frekvencia relatív szórása ( $CV$ ), a nem érintett térdízület térbeli mozgásának, ill. a vállöv és medenceöv mozgásának átlagos relatív szórása ( $MeanCV$ ) szignifikánsan csökkent, az érintett oldali térdízület térbeli mozgásának átlagos relatív szórása pedig szignifikánsan nőtt a műtét előtti értékekhez képest ( $p < 0,03$ ) már 6 héttel a műtét után. Ennek ellenére a poszt-operatív 12. héten is szignifikáns eltérést mut-atott a kontrollcsoport értékeihez képest ( $p < 0,04$ ), kivétel a vállízület billenésének átlag-os relatív szórása ( $p = 0,09$ ). Az érintett és a nem érintett térdízület térbeli mozgása átlagos

relatív szórásának összehasonlításakor szig-nifikáns eltérést kaptunk mind a műtét előtti, mind a műtét utáni időszakban ( $p < 0,01$ ).

A feltárási mód szignifikánsan befolyásolta a helyben járást jellemző összes paraméter vál-tozékonyságát a posztoperatív 6. és 12. héten, kivétel a medenceerotáció átlagos relatív szó-rása, ami nem mutatott szignifikáns különbsé-get a műtétet követő 12. héten ( $p = 0,09$ ) a két betegcsoport között.

A dinamikus egyensúlyozás megváltozásának vizsgálatához nem-rögzített lapon végzett hely-ben járás közben is vizsgáltuk a paraméterek változékonyságát. Nem-rögzített lapon végzett helyben járás változékonyságát szignifikánsan befolyásolta a térdízületi kopás ( $p < 0,02$ ) és a térdízületiprotézis-beültetés a kontrollcso-port értékeihez képest ( $p < 0,04$ ). A vállöv bil-lenésének átlagos relatív szórása nem mutatott szignifikáns eltérést a műtét utáni 12. héten ( $p = 0,08$ ) a kontrollcsoport-hoz képest. A vál-tozékonyságot jellemző paraméterek már a műtét utáni 6. héten szignifikánsan változtak a műtét előtt mért értékekhez képest ( $p < 0,03$ ). Mind a műtét előtt, mind utána a jellemzők változékonyságának változási tendenciája meg-egyezett a rögzített lapon végzett helyben járás közben meghatározott tendenciával. A fel-tárási mód a teljes korai posztoperatív sza-kaszban szignifikánsan befolyásolta a nem-rögzített lapon történő helyben járást jellemző összes paraméter változékonyságát. De a poszt-operatív 6. és 12. héten a medenceöv-billenés ( $p > 0,06$ ), a medenceöv-rotáció ( $p > 0,06$ ), a vállöv-rotáció ( $p > 0,06$ ) átlagos relatív szórása, a műtét utáni 12. héten, valamint a medenceöv-billenés átlagos relatív szórása ( $p = 0,11$ ) nem mutatott szignifikáns különbséget a két beteg-csoport között.

A nem-rögzített lapon végzett helyben járás közben mért értékek szignifikánsan nagyob-bak voltak, mint a rögzített lapon végzett hely-

ben járás közben meghatározott értékek, mind az egészséges személyek esetén, mind a betegek esetén, pre- és posztoperatív időszakban ( $p < 0,03$ ). Kivétel mindkét betegcsoport esetén műtét előtt és műtét után is az érintett térdízület mozgásának átlagos relatív szórása ( $p > 0,19$ ).

#### 4. Megbeszélés

A kutatás célja annak megállapítása volt, hogyan befolyásolja a térdízületi kopás és a különböző feltárással operált teljes térdízületi-protézis-beültetés 1. a helyben járást jellemző paraméterek változékonyságát a kontrollcsoport értékeihez képest a korai posztoperatív időszakban, 2. a dinamikus stabilitást, mely a nem rögzített és rögzített lapon történő helyben járás változékonyságának összehasonlításával jellemezhető. A lépésfrekvencia változékonysága (időjellegű paraméter) a relatív szórással (*CV*) modellezhető – az alsó végtagok mozgásának lépésről lépésre történő megismétlési pontosságát jellemzi<sup>16,17</sup>. A térdízület térbeli mozgásának (*r*), a medenceöv és a vállöv billenésének és rotációjának változékonysága (szögjellegű paraméter) az átlagos relatív szórással (*MeanCV*) jellemezhető, és az ízületek mozgásának flexibilitását mutatja<sup>9,17,18</sup>. A szögjellegű paraméterek változékonyságának csökkenése az időjellegű paraméterek változékonyságának növekedését okozhatják, és együttesen a mozgás komplexitásának<sup>18,19</sup> és stabilitásának romlását mutatják<sup>17,20</sup>.

##### 4.1. A térdízületi kopás és térdízületi-protézis-beültetés hatása a helyben járás paramétereinek változékonyságára

A térdízületi kopás és mindkét technikával végzett térdízületi-protézis-beültetés szignifikánsan megváltoztatta a helyben járás paramétereinek változékonyságát az egészséges kontroll-

csoporthoz képest (1. táblázat). A helyben járás lépésfrekvenciájának változékonysága a műtét előtt és a korai posztoperatív időszak végén is (12 héttel a műtét után) szignifikánsan nagyobb volt, mint a kontrollcsoport értéke (1. táblázat). Ez alapján feltételezhetjük, hogy az alsó végtag mozgásának megismétlési pontossága és a mozgás kontrolláltsága romlott az egészséges személyek értékeihez képest<sup>16,21</sup>. A korábbi kutatás<sup>7</sup> hasonló megállapítást tett a futószalagon történő járás lépésfrekvenciájának elemzésekor, mivel a műtét után hat hónappal a járásfrekvencia relatív szórása szignifikánsan nagyobb, mint az egészséges kontrollcsoport értékei.

Mind a műtét előtt, mind a műtét utáni korai posztoperatív szakaszban az érintett térdízület mozgásának változékonysága szignifikánsan csökkent az egészséges értékekhez képest (1. táblázat). A posztoperatív szakaszban a térdízület mozgásának változékonysága szignifikánsan növekedett a műtét előtti értékhez képest, de a műtét utáni 12. héten sem tért vissza az egészséges értékhez (1. táblázat). Az érintett ízületi mozgás változékonyságának csökkenésével az ízület merevségére, azaz az ízület flexibilitásának csökkenésére következtethetünk<sup>14,18</sup>. A térdízületi-protézis-beültetés előtt az ízület flexibilitásának csökkenése a kopás és a fájdalom következménye<sup>22</sup>. A térdízületi protézis beültetése után a flexibilitás csökkenését csak kismértékben a fájdalom, nagyobb mértékben az izmok gyengesége, valamint a propiocepció romlása<sup>22</sup> okozhatta.

Az eredményeink alapján megállapítható, hogy a helyben járás változékonyságának növekedése és az érintett térdízületi mozgás változékonyságának csökkenése együttesen a mozgás koordináltságának és megismétlési pontosságának csökkenését jelenti<sup>16,17,18,21</sup>. A korai posztoperatív időszakban a mozgás koordináltsága és megismétlési pontossága folyamatosan javult a műtét előtti értékekhez képest,

Paraméterek		Rögzített lap							Nem rögzített lap						
		Kontroll	I. csoport			II. csoport			Kontroll	I. csoport			II. csoport		
			preop	6. hét postop	12. hét postop	preop	6. hét postop	12. hét postop		preop	6. hét postop	12. hét postop	preop	6. hét postop	12. hét postop
Lépésfrekvencia		8,7 ±0,9	23,8 ±1,7 *	16,4 ±1,2 *,†	12,4 ±1,1 *,†	24,3 ±1,6 *	15,1 ±1,3 *,†,◇	10,7 ±1,1 *,†,◇	11,3 ±0,9 ‡	29,3 ±1,9 *,‡	18,7 ±1,5 *,†,‡	15,8 ±1,3 *,†,‡	30,1 ±2,0 *,‡	17,1 1,6 *,†,‡,◇	13,2 ±1,3 *,†,‡,◇
Térdízület térbeli mozgása	nd	6,9 ±0,7	2,8 ±0,2 *	3,5 ±0,3 *,†	4,6 ±0,4 *,†	2,9 ±0,2 *	4,1 ±0,3 *,†,◇	5,7 ±0,5 *,†,◇	8,2 ±0,8 ‡	2,9 ±0,3 *	3,7 ±0,3 *,†	5,1 ±0,4 *,†	3,0 ±0,3 *	4,3 ±0,4 *,†,◇	6,2 ±0,5 *,†,◇
	d	6,8 ±0,6	32,7 ±3,0 *#	27,7 ±2,8 *,†,#	22,4 ±2,2 *,†,#	31,4 ±2,9 *	23,8 ±2,5 *,†,#,◇	17,1 ±2,0 *,†,#,◇	8,1 ±0,7 ‡	39,3 ±3,6 *#,#,‡	33,9 ±2,9 *,†,#,‡	26,4 ±2,4 *,†,#,‡	38,1 ±3,4 *#,#,‡	29,9 ±2,5 *,†,#,#,◇	25,1 ±2,1 *,†,#,‡
Medenceöv	billenés	21,8 ±1,8	41,4 ±3,9 *	35,6 ±3,3 *,†	30,8 ±2,7 *,†	42,4 ±4,1 *	30,8 ±2,8 *,†,◇	27,6 ±2,6 *,†,◇	27,9 ±2,1 ‡	46,5 ±4,1 *,‡	40,1 ±3,9 *,†,‡	35,5 ±3,3 *,†,‡	47,8 ±4,2 *,‡	37,2 ±3,6 *,†,‡	32,3 ±3,0 *,†,‡
	rotáció	23,7 ±2,0	45,7 ±4,3 *	39,3 ±4,0 *,†	31,6 ±3,6 *,†	46,6 ±4,6 *	33,3 ±3,9 *,†,◇	25,9 ±3,1 *,†	29,1 ±2,5 ‡	49,3 ±4,1 *	43,8 ±4,3 *,†	33,2 ±4,1 *,†	49,8 ±4,4 *	39,9 ±4,1 *,†	32,4 ±3,3 *,†
Vállöv	billenés	13,2 ±1,5	29,4 ±2,5 *	23,5 ±2,0 *,†	19,9 ±1,8 *,†	27,9 ±2,4 *	20,3 ±1,7 *,†,◇	13,9 ±1,5 †,◇	17,0 ±1,8 ‡	33,4 ±2,2 *,‡	27,3 ±2,7 *,†,‡	24,6 ±2,6 *,†,‡	31,9 ±2,1 *,‡	25,8 ±2,0 *,†	18,2 ±1,9 †,‡,◇
	rotáció	17,1 ±1,9	35,7 ±3,1 *	30,4 ±3,3 *,†	25,7 ±3,1 *,†	34,8 ±3,2 *	26,7 ±2,9 *,†,◇	19,8 ±2,3 *,†,◇	26,4 ±2,3 ‡	39,1 ±3,5 *,‡	34,9 ±3,4 *,†	31,4 ±3,2 *,†,‡	37,8 ±3,6 *,†,‡	34,8 ±3,5 *,†,‡	29,7 ±3,1 *,†,‡

1. táblázat. A lépésfrekvencia relatív szórásának csoportátlaga és szórása, a térdízület térbeli mozgásának, a medence és vállízület billenésének és rotációjának átlagos relatív szórásának csoportátlaga és szórása

*Megjegyzések:* preop: a műtét előtt mért adatok; postop: a műtét után mért adatok; nd: nem domináns végtag az egészséges személyeknél és az operált betegeknek az érintett végtag; d: domináns végtag az egészséges személyeknél és az operált betegeknek a nem érintett végtag; \* szignifikáns különbség az egészséges kontrollszemélyekhez képest; † szignifikáns különbség a beteg műtét előtti értékeihez képest; # szignifikáns különbség az egészséges (kontralaterális) oldal és az érintett oldal között; ‡ szignifikáns különbség helyben járás közben a rögzített és a nem rögzített lap értékei között; ◇ szignifikáns különbség a betegcsoportok között (hagyományos és minimál invazív módszer)

de a műtét utáni 12. héten sem éri el az egészséges csoport értékeit. A jelen kutatásban a növekedett lépésfrekvencia-változékonyság és az érintett ízület mozgásának csökkent változékonysága együttesen azt mutatja, hogy a térdízületi kopás és mindkét technikával elvégzett TKA után az egész mozgásrendszer flexibilitása, a mozgás komplexitása és stabilitása, a külső körülményekre való válaszadási képesség csökkent<sup>16,17,18,21</sup>. Ezek felhívják a figyelmet arra, hogy az elesés kockázata is nő<sup>20,23</sup>. Ezt a megállapítást célszerű figyelembe venni egyrészt a rehabilitáció kialakításában, másrészt a járókeret, a kétoldali mankó használatának előírásakor vagy használatának felfüggesztésekor.

Jelen kutatásban a nem érintett ízület mozgásának és a medenceöv és a vállöv mozgásának változékonysága szignifikánsan nőtt az egészséges csoport értékeihez képest, mind a műtét előtt, mind a műtét utáni korai posztoperatív szakaszban (1. táblázat). Az értékek folyamatosan csökkentek a műtét előtti értékekhez képest. A minimál invazív technikával végzett műtét után 12 héttel a vállöv billenésének, rotációjának és a medenceöv rotációjának változékonysága a kontrollcsoport értékeivel megegyezett (1. táblázat). Az ízületi mozgások megnövekedett változékonysága az ízület megnövekedett flexibilitására és a stabil mozgás létrehozásában megnövekedett szerepére utal<sup>16,17</sup>. Jelen kutatásban ez azt jelenti, hogy a nem érintett oldali térdízület, medenceöv, valamint a vállöv is a kompenzációs mechanizmus része, segít a járás stabilitásának biztosításában. Ez a korábbi megállapításokat is alátámasztja, azaz a nem érintett térdízület és a medenceöv fontos szerepet játszik a kompenzációban mind a műtét előtt, mind a műtét után<sup>1,6,7</sup>. Az eredményeink arra is felhívják a figyelmet, hogy a korai posztoperatív időszakban ezeken az ízületeken kívül a vállövnek is fontos szerepe van a kompenzációban, a biztonságos járás létrehozásában.

#### 4.2. A feltárási mód hatása a helyben járás változékonyságára

A két betegcsoport értékei között a műtét előtt nem találtunk szignifikáns különbséget, mivel a betegek véletlenszerűen lettek a műtét csoportba beválasztva (1. táblázat). A korai posztoperatív időszakban a két csoport között az összes jellemző tekintetében szignifikáns eltérés volt (1. táblázat). A minimál invazív technikával végzett műtéten átesett betegek esetén az értékek gyorsabban közelítették az egészséges kontrollcsoport értékeit, mint a hagyományos technikával operált betegek értékei. De a minimál invazív technikával operált betegek esetén is a posztoperatív 12. héten a lépésfrekvencia és az érintett térdízület mozgásának változékonysága szignifikánsan eltért az egészséges csoport értékeitől (1. táblázat). Az eredmények alapján az látható, hogy a minimál invazív technika használata esetén is a mozgás pontossága, az ízület flexibilitása, a mozgás stabilitása rosszabb, mint az egészséges csoporté, de a posztoperatív 12. héten a kompenzációs mechanizmus lényegesen eltér a hagyományos műtét technikával végzett betegekétől. A kompenzációban a medenceöv rotációja, a vállöv billenése és rotációja már nem vett részt, értékei az egészséges csoport értékeitől szignifikánsan nem tértek el (1. táblázat). Ennek oka feltételezhetően az, hogy az érintett térdízület lényegesen megnövekedett flexibilitása, a nem érintett térdízület és medenceöv billenésének megnövekedett szerepe elegendő volt a stabil járás kialakításához.

#### 4.3. A feltárási mód hatása a dinamikus stabilitásra a korai posztoperatív szakaszban

Mindkét műtét technikája esetén a nem-rögzített lapon történő járáskor a lépésfrekvencia változékonysága növekedett (1. táblázat), azaz a mozgás megismétlési pontossága csökkent

a rögzített lapon történő járáskor meghatározott értékhez képest. Az érintett térdízület mozgásának változékonysága a mozgó lapon történő járás esetén szignifikánsan nem változott a rögzített lapon történő járáshoz képest (1. táblázat). Ez azt mutatja, hogy az érintett ízület merevsége oly mértékű, hogy az egyensúlyozásban, a mozgás stabilitásának kialakításában már nem tud részt venni.

Mindkét betegcsoport esetén a nem-rögzített lapon történő járáskor az egészséges térdízület mozgásának, valamint a medenceöv és a vállöv billenésének változékonysága növekedett a rögzített lapon történő járáskor meghatározott értékhez képest (1. táblázat). Ez azt mutatja, hogy ezen ízületek szerepe a kompenzációban, a járás stabilitásában, az egyensúly megőrzésében a rögzített lapon történő járáshoz képest is megnövekedett. Az eredmények azt is mutatják, hogy a medenceöv és a vállöv rotációjának változékonysága nem-rögzített lapon történő járáskor nem mutatott szignifikáns eltérést a rögzített lapon történő járáskor mért értékektől

(1. táblázat). Az, hogy az érintett térdízület mozgásának, a vállöv és a medenceöv rotációjának változékonysága nem növekedett a nem-rögzített lapon történő járáskor, megerősíti azt a megállapításunkat, hogy a térdízületi kopás esetén, valamint a térdízületiprotézis-beültetés utáni korai posztoperatív szakaszban a külső körülmények változására a mozgásrendszer nem tud megfelelőképpen reagálni. Másrészt azt is mutatja, hogy a kompenzációban, a rendszer stabilitásának fenntartásában a nem érintett térdízületnek, valamint a vállöv és a medenceöv billenésének van fontos szerepe. Ez megegyezik futószalagon történő járásvizsgálattal meghatározott a járásképp<sup>1</sup> és a járásváltozékonyság elemzésének<sup>6,7</sup> eredményeivel.

A kutatás korlátai, hogy a vizsgálatot csak a korai posztoperatív szakaszban végeztük el, valamint csak néhány kinematikai paraméter relatív szórását határoztuk meg 20 mozgásciklus eredményeiből. A további kutatás feladata, hogy helyben járás közben az összes kinematikai paraméter változékonyságát elemezzük.

## IRODALOM

1. Bejek Z, Paróczai R, Szendroi M, Kiss RM. Gait analysis following TKA: comparison of conventional technique, computer-assisted navigation and minimally invasive technique combined with computer-assisted navigation. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2011 Feb;19(2):285–91.
2. Fuchs S, Floren M, Skwara A, Tibesku CO. Quantitative gait analysis in unconstrained total knee arthroplasty patients. *Int J Rehabil Res* 2002 Jan; 25(1):65–70.
3. Smith AJ, Lloyd DG, Wood DJ. Pre-surgery knee joint loading patterns during walking predict the presence and severity of anterior knee pain after total knee arthroplasty. *J Orthopaed Res* 2004 Mar;22(2):260–6.
4. Smith AJ, Lloyd DG, Wood DJ. A kinematic and kinetic analysis of walking after total knee arthroplasty with and without patellar resurfacing. *Clin Biomech* 2006 May;21(4):379–86.
5. Hausdorff JM. Gait dynamics, fractals and falls: finding meaning in the stride-to-stride fluctuations of human walking. *Hum Mov Sci* 2007 Aug;26(4):555–89.
6. Kiss RM. Effect of severity of knee osteoarthritis on the variability of gait parameters. *J Electromyogr Kinesiol* 2011 Oct;21(5):695–703.
7. Kiss R, Bejek Z, Szendroi M. Variability of gait parameters in patients with total knee arthroplasty. *J Electromyogr Kines* 2011.
8. Yakhani HRF, Bafghi HA, Meijer OG, Bruijn SM, van den Dikkenberg N, Stibbe AB et al. Stability and variability of knee kinematics during gait in



- knee osteoarthritis before and after replacement surgery. *Clin Biomech* 2010 Mar;25(3):230–6.
9. McClelland JA, Webster KE, Feller JA. Variability of walking and other daily activities in patients with total knee replacement. *Gait & Posture* 2009 Oct;30(3):288–95.
  10. Kiss R. Parameters of kinaesthesia during gaits derived from an ultrasound-based measuring system. In: Brebbia E, editor. *Modelling in Medicine and Biology VIII*. Southampton, Boston: WITPress; 2009. p. 171–80.
  11. Boer J, Mueller O, Krauss I, Haupt G, Axmann D, Horstmann T. Effects of a sensory-motor exercise program for older adults with osteoarthritis or prosthesis of the hip using measurements made by the Posturomed oscillatory platform. *J Geriatr Phys Ther* 2010 Jan-Mar;33(1):10–5.
  12. Kiss RM. A new parameter for characterizing balancing ability on an unstable oscillatory platform. *Med Eng Phys* 2011 Nov;33(9):1160–6.
  13. Muller O, Gunther M, Krauss I, Horstmann T. Physical characterization of the therapeutic device posturomed as a measuring device presentation of a procedure to characterize balancing ability. *Biomed Tech* 2004 Mar;49(3):56–60.
  14. Kiss R. A járás sebességének és a csípőízületi arthrosis fokának hatása a járás változékonyságára. *Biomech Hung* 2010;2:37–46.
  15. Kellgren J, Lawrence J. Radiological assessment of osteoarthritis. *Ann Rheum Dis* 1957;16:494–502.
  16. Dubost V, Kressig RW, Gonthier R, Herrmann FR, Aminian K, Najafi B et al. Relationships between dual-task related changes in stride velocity and stride time variability in healthy older adults. *Hum Mov Sci* 2006 Jun;25(3):372–82.
  17. Hausdorff JM. Gait variability: methods, modeling and meaning. *J Neuroeng Rehabil* 2005;2:19.
  18. Stergiou N, Moraiti C, Giakas G, Ristanis S, Georgoulis AD. The effect of the walking speed on the stability of the anterior cruciate ligament deficient knee. *Clin Biomech* 2004 Nov;19(9):957–63.
  19. Georgoulis A, Moraiti C, Ristanis S, Stergiou N. A novel approach to measure variability in the anterior cruciate ligament deficient knee during walking: the use of Approximate Entropy on Orthopaedics. *J Clin Monitor Comp* 2007;20:11–8.
  20. England SA, Granata KP. The influence of gait speed on local dynamic stability of walking. *Gait Posture* 2007 Feb;25(2):172–8.
  21. Newel K, Corcos D. Issues in variability and motor control. In: Newel K, Corcos D, editors. *Variability and motor control*. Champaign: Human Kinetics Publishers; 1993.
  22. Hubley-Kozey CL, Deluzio KJ, Landry SC, McNutt JS, Stanish WD. Neuromuscular alterations during walking in persons with moderate knee osteoarthritis. *J Electromyogr Kinesiol* 2006 Aug;16(4):365–78.
  23. Hausdorff JM, Rios DA, Edelberg HK. Gait variability and fall risk in community-living older adults: a 1-year prospective study. *Arch Phys Med Rehabil* 2001 Aug;82(8):1050–6.

A szerzők köszönetüket fejezik ki Prof. Dr. Szendrői Miklós és Dr. Bejek Zoltán Ph.D. kollégáknak a műtétekben és a mérésekben való közreműködésben.

A munka szakmai tartalma kapcsolódik a „Minőségorientált, összehangolt oktatási és K+F+I stratégia, valamint működési modell kidolgozása a Műgyetemen” c. projekt szakmai célkitűzéseinek megvalósításához. A projekt megvalósítását az Új Széchenyi Terv TÁMOP-4.2.1/B-09/1/KMR-2010-0002 és az OTKA K083650 programja támogatta.

### Dr. Pethes Ákos

Szent János Kórház, Ortopédia-Traumatológiai Osztály

H–1121 Budapest, Diósárok 3.

Tel.: (+36) 1 458-4603

## GERINCDEFORMITÁS ÉS BIOMECHANIKA – TÖRTÉNETI ÁTTEKINTÉS LEONARDÓTÓL A „DA VINCI SZOFTVERIG”

Molnár Szabolcs Lajos<sup>1</sup>, Szabó Ferenc János<sup>2</sup>, Skapinyecz János<sup>3</sup>,  
Skapinyecz Róbert<sup>4</sup>

<sup>1</sup>Hospital Ernest Lluch, Calatayud, Aragon, Spanyolország

<sup>2</sup>Miskolci Egyetem, Gép- és Terméktervezési Tanszék

<sup>3</sup>Borsod-Abaúj-Zemplén Megyei Kórház és Egyetemi Oktató Kórház, Idegsebészeti Osztály

<sup>4</sup>Miskolci Egyetem

[szabolcsmolnadr@gmail.com](mailto:szabolcsmolnadr@gmail.com)

A gerincdeformitás kezelése Nicolas Andry óta tartozik az ortopédia keretei közé, amelynek az azt megelőző történetéről egy korábbi közleményünkben értekeztünk<sup>1</sup>. Jelen munkánk célja a gerincdeformitás és biomechanika közös fejlődésének áttekintése Leonardo da Vincitől napjainkig.

A reneszánsz korában a tudományok új lendületet kaptak. Felfedezték az ókori görög és latin tudományos alkotásokat – amelyeket az arab könyvtárak őriztek – és külön oktatási és tudományos disciplinává vált az anatómia<sup>2</sup>. Ekkor alakult ki a biomechanika, amelyben az anatómiát, matematikát és mechanikát kapcsolták össze. Ezen új tudományág evolúcióját a későbbiekben segítette az a tény, hogy egyre nagyobb figyelmet fordítottak a járás és az izmok működésének elemzésére<sup>3</sup>.

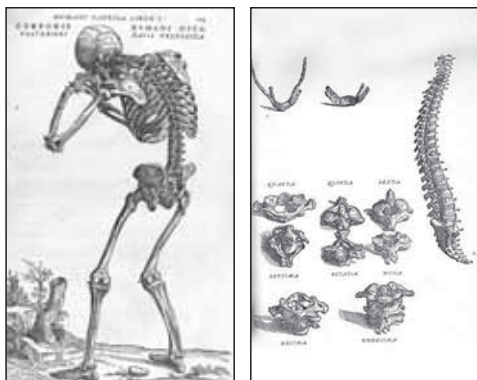
Ennek a kornak a felülmúlhatatlan zsenije Leonardo da Vinci (1452–1519), polihisztor, aki évszázadokkal előre mutató gondolatokat fogalmazott meg; úttörő kutatásokat és tanulmányokat végzett. Da Vinci művészként lett világhírű, de elsősorban mérnökként dolgozott és mérnöki munkáiból élt. A mechanika fejlődéséhez nagyban hozzájárult számos mérnöki munkájával, felfedezésével. Értette és használta az erővektor fogalmát, a súrlódási együtthatót és a szabadesést. Meg akarta érteni az izmok működését – több mint 750 rajzot készített 10 cadaver anató-

miai boncolása során. Ezeket a részletes rajzokon ábrázolta az ízületek, izmok, csontok, szalagok, inak és a porc dinamikus működését<sup>4</sup>.

Szemléletét jellemzi „*De Figura Humana*” című könyve, amelyben mechanisztikus irányból közelítette meg az emberi testet<sup>2,5</sup>. Elemmezte az emberi test gerinc által létrehozott stabilitását; az emelőkarok szerepét a mozgásban, valamint a járást (1. ábra).



1. ábra. Leonardo da Vinci „*De Figura Humana*” könyvéből a gerinc ábrázolása



2. ábra. Vesalius De Humani Corporis Fabrica

**Andreas Vesalius** (1514–1564), a belga anatómus, 1543-ban jelentette meg „*De Humani Corporis Fabrica*” című részletes anatómiai könyvét<sup>6</sup>, ami az általuk addig ismert anatómiai leírások legintegráltabb és legpontosabb összefoglalása (2. ábra). A gerincet aprólékos részletességgel írja le, új ismereteket rendelve a discus intervertebralisokhoz<sup>3</sup>.

A reneszánsz korban élő **Ambroise Paré** (1510–1590) volt az első, aki fűzőkezelést végzett. Az általa kiadott 17. könyv tartalmazza a scoliosisról való értekezését<sup>7</sup>. A felnőtt betegeknek Hippokratész módszerét ajánlotta – húzás közben spinalis manipuláció –, de gyerekeknek ő javasolt először fűzőkezelést<sup>1</sup>.

**Galileo Galilei** (1564–1642) a medicina elsajátítása után lett fizikus, és alapvetően befolyásolta kora biomechanikájának fejlődését. A Pádai Egyetem oktatójaként a természet törvényeinek megértéséhez a matematikát nélkülözhetetlennek tartotta. A csontok mechanikai tulajdonságait vizsgálva hozta létre a kinéziológia alapjait<sup>8</sup>.

**René Descartes** (1596–1650) francia filozófus, elsősorban a fájdalom élettanával foglalkozott, Galilei tanait követte, és az emberi szervezet működését tisztán mechanikusan szemlélte. *L’Homme* című munkáját 1633-ban fejezte

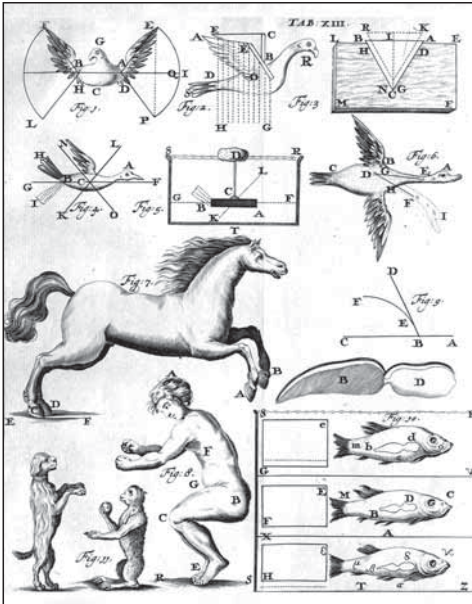
be, de amikor hírt kapott az általa nagyon tisztelt Galilei inkvizíciójáról, elégette azt. Latin nyelvű kiadása 1662-ben jelent meg. Tanulmányai indirekt módon járultak hozzá a biomechanika fejlődéséhez<sup>9</sup>.

**Francis Glisson** (1597–1677), Londonban a „*Királyi Társaság*” tagjaként heti rendszerességgel tartott kollégáival megbeszéléseket. Hét társával együtt 1650-ben adta ki „*De Rachitide*” címmel értekezését, amelyben elemzi a betegségben létrejött gerincdeformitást<sup>10</sup>.

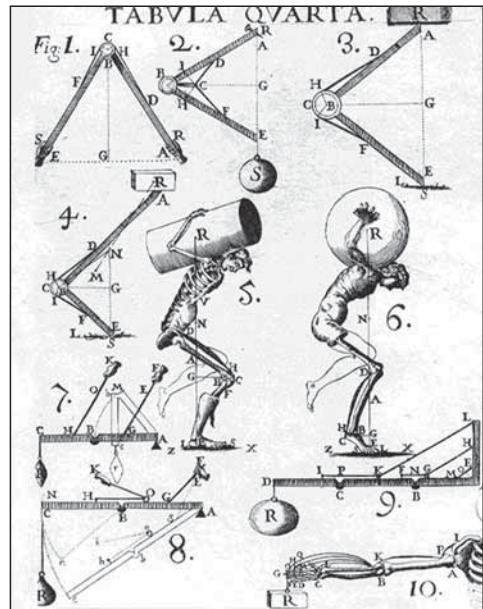
**Giovanni Alfonso Borelli** (1608–1679) matematikus, fizikus volt az első, aki a mechanika törvényeit medicinális keretek közé foglalva megalkotta a „*iatromecanica*” fogalmát, amely az orvostudományban alkalmazott mechanikai sajátosságokat foglalta össze. Galilei tanait sajátította el Galilei egyik tanítványától (Castellitól). A Pisai Egyetemen, mint professzor találkozott Malpighivel, akivel rendkívüli módon inspirálták egymást határterületük fejlődésében. A gerinccel kapcsolatban felállította a „*rotációs és translációs egyensúly*” téziseit<sup>3</sup>. Krisztina svéd királynő által posthumus kiadott „*De Motu Animalium*” című könyve számít az első biomechanikai könyvnek<sup>2</sup>. A 3. ábrán is látható a gerinccel kapcsolatos mechanikai modellezése.

Borelli pontos számításokat végzett a spinalis izmokkal és intervertebralis discusokkal kapcsolatban is. Vizsgálta a stabilitást, az eredő erőket, és ő volt az első, aki kísérletesen meghatározta a súlypontot (4. ábra), valamint 200 évre elég lendületet adott a biomechanikának.

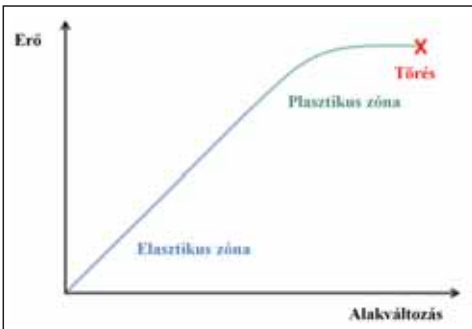
**Robert Hooke** (1635–1703) írta le az elasztikus és plasztikus deformáció, valamint a szakítópont (ultimate failure) törvényét<sup>3</sup>, amelyet a mindennapi ortopéd sebészi gyakorlatban leggyakrabban az ín-izom és szalagszakadásoknál, valamint a műtéti implantátumrendszerek és csont közötti kölcsönös deformálódásnál



3. ábra. Vázlatok Borelli „De Motu Animalium” című posthumus kiadott könyvéből



4. ábra. Biomechanikai számítások a különböző helyzetekben



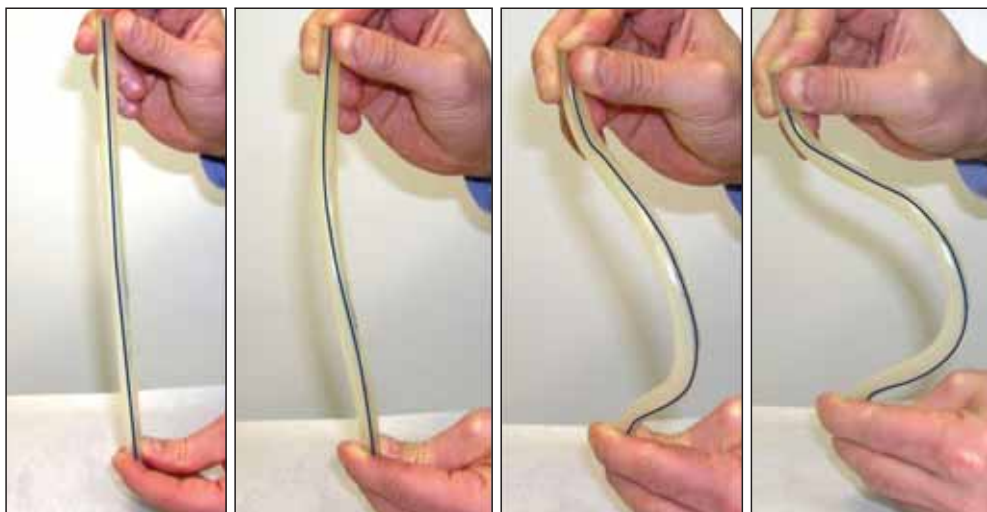
5. ábra. Alakváltozás (deformálódás) az erő függvényében

láthatunk, tapasztalhatunk<sup>11</sup>. A biológiai szövet alakváltozását leíró jól ismert grafikon az 5. ábrán: alakváltozás (deformálódás) az alkalmazott erő függvényében<sup>12</sup>.

**Isaac Newton** (1642–1727) kiemelkedő fizikus volt, a biomechanika fejlődéséhez indirekt módon járult hozzá: a fizikai törvények leírásához használt matematikai szemlélettel (integrálás, deriválás) forradalmi újításokat veze-

tett be. Az általa definiált kinetikai és dinamikai tételek (I., II., III. tétel) szolgáltak alapul a későbbiekben a biomechanikai mozgások, kölcsönhatások leírásához<sup>13</sup>.

**Leonhard Euler** (1707–1783) rendkívül termékeny és sokoldalú tudós, akinek nevével középiskolás matematika tanulmányaink során találkozhattunk először (számelmélet, analitikus geometria, trigonometria)<sup>14</sup>. Példaértékű azon szintetizálási képessége, amellyel a svájci, orosz, majd porosz szemléletet elsajátította, és gyakorlati problémákra kereste az elméleti választ (pl. a köningsbergi hidak ihlette gráfelmélet és Euler-tétel kidolgozása). 1736-ban publikálta a „*Mechanica Sive Motus Scientia Analytice Exposita*”-t, amelyben analitikus megközelítéssel vizsgálta a mechanikát és a mozgást. Leírta a csigolyákra ható kompressziós erő fogalmát, amely bizonyos körülmények között instabilitáshoz vagy mechanikai elégtelenséghez vezethet<sup>15</sup>. 1757-ben határozta meg a rugalmas kihajlás differenciálegyen-



6. ábra. Euler–Tetmajer-féle kihajlás. Fokozatos nyomóerőt létrehozva először „sagittalis görbület”, majd „axiális rotáció” jön létre. Az elvi „dorsalis rész” görbül és csavarodik jobbra. Kék vonallal ábrázoltuk a gumicsövön a processus spinosusok elméleti helyzetét

letét. A kihajlás az a mechanikai jelenség, amely keresztmetszetéhez képest hosszú egyenes rúd (jelen esetben gerinc) tengelyébe eső, megfelelően nagy nyomóerő hatására bekövetkezik. A nyomóerő növelésével egy bizonyos kritikus értéknél a rúd elgörbül, kihajlik, majd eltörik. A rúdra merőleges kis nyomóerő esetén a nyomott rúd meggörbül, ugyanakkor stabil egyensúlyi helyzetben van<sup>16</sup>. A törvényt a magyar származású Tetmajer Lajos egészítette ki a plasztikus kihajlás meghatározásával, ami már alkalmas a gerincdeformitások rugalmassági modelljeinek kalkulálásához<sup>17</sup>. Gyakorlati jelentőségét a 6. ábrán szemléltetjük.

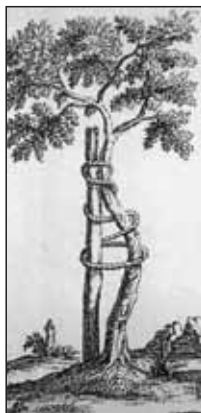
A fenti elvek mellett tisztázták a különböző típusú kihajlásokat. Ez számunkra azért fontos, mert ezáltal alkalmas a *flexiós-torziós*, valamint a *lateral-torziós* kihajlás modellezésére is.

A *flexiós-torziós* kihajlás kompressziós hatás mellett jön létre hajlás és csavarodás eredményeként, például láncban álló elemek, valamint kettős görbületek esetén.

A *lateral-torziós* elhajlás akkor jön létre, amikor egy szimpla rudat flexióban terhelünk úgy, hogy a tetején nyomást, az alsó részén pedig tenziós feszültséget hozunk létre (vagyis megtartjuk fix pontként).

Ezen törvények alkalmasak a rotációval kísért görbületek kialakulásának leírására.

**Nicolas Andry** (1658–1742) francia gyermekgyógyász, 1741-ben adta ki könyvét az „*Orthopaedia*”-ról (7. ábra), amely alapként szolgált a későbbi nemzedékek ortopédiai tanulmányainak és tankönyveinek<sup>18</sup>. Ő aszimmetrikus izom feszülést feltételezett a scoliosis hátterében és pihentetéssel, fel-



7. ábra. Az ortopédiai tankönyvekből 1741 óta kihagyhatatlan szimbólum

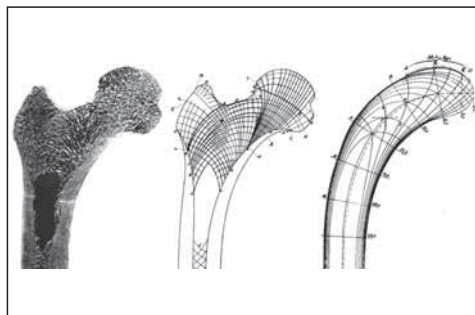
függesztéssel, posturalis gyakorlatokkal és párnázott korzettel végezte a scoliosis kezelését<sup>19</sup>.

Andry feltételezése a XX. század második felében nyert bizonyítást. Az „idiopathiás” scoliosisok egy részében valóban az aszimmetrikus izomfeszülés játszik döntő szerepet. A gerinc két oldalán eltérő az izmok rostösszetétele, s amelyik oldalon többségben vannak az I. típusú rostok, arra húzzák el a gerincet<sup>20</sup>. A paravertebralis muscularis izomegyensúly felborulása egy olyan patológiai helyzetet eredményezhet, amely a posturalis reflexekkel és a testtömeg által okozott vertikális terheléssel együtt scolioticus görbületet hozhat létre<sup>21</sup>.

A XIX. század elején születtek Lipcsében a **Weber testvérek** (Ernst Henrik, Wilhelm Eduard és Eduard Friedrich Wilhelm), akik az izomműködés biomechanikájával foglalkoztak. Leírták a csontok erőkar szerepét. Meghatározták a gravitációs középpont (súlypont) mozgását. 1827-ben Ernst publikálta az emberi gerinc mozgásával kapcsolatos biomechanikai megfigyeléseiket<sup>22</sup>. Szintén németül jelentették meg 1836-ban az emberi járásról szóló monográfiájukat<sup>23</sup>. Munkásságuk lényege az izomműködés mechanikájának tudományos alapokon történő leírása.

**Christian Wilhelm Braune** (1795–1878) és tanítványa, **Otto Fischer** (1861–1917) is elsősorban a járás analízisével foglalkozott<sup>24</sup>, ami miatt mégis itt említjük őket, az a súlypont mozgás közben való viselkedésével kapcsolatos tanulmányaik. Kísérleteik során külső koordináta-rendszerhez viszonyították a vizsgált test viselkedését, valamint a mozgást 4 kamerás rendszerrel rögzítették és a fotókat analizálták<sup>8</sup>. Ezzel az egyszerű kivitelezéssel és pontos analízissal példát mutattak arra, hogy egyszerű felszereltséggel, de megfelelően előkészített vizsgálatokkal és pontos analízissel is számottevő eredményeket lehet elérni.

**Julius Wolff** (1836–1902) berlini ortopéd sebész, aki doktori tézisét Langenbecknél írta a csontképződésről. 1890-ben nevezték ki a Berlini Egyetemen az ortopéd tanszék professzorának. 1892-ben publikálta könyvét a csontremodellációról, amelynek máig is használt legfőbb megállapításai a következők voltak: „minden a csont alakjában és/vagy funkciójában bekövetkezett változás meghatározott, a matematika törvényeinek megfelelő, mikro- majd sekunder módon makrostrukturális elváltozásokat hoz létre. A struktúra a funkció fizikai megjelenése. Patológiai körülmények között a struktúra és a forma változik a megváltozott behatásoknak megfelelően” (8. ábra)<sup>25</sup>.



8. ábra. Wolff trajektoriális elmélete – talán a leggyakrabban ábrázolt helyen – a femur proximális részén

A XX. század elején a tudományok egyre szélesebb és integráltabb alapokat kaptak, képzésük és művelésük is kezdett különválni (egyre kevesebb polihisztorral találkozhatunk), ugyanakkor különállóan lendületes fejlődésnek indultak. Az olyan területek, mint a biomechanika, az orvosok és mérnökök kollaborációján múlott és jelenleg is azon múlik. A publikáció általános elterjedésével a tudás univerzálisan elérhetővé vált, amely az ismeretek exponenciális terjedéséhez és fejlődéséhez vezetett. A pozitív ösztönzők mellett azonban sajnálatos módon több negatív ok is vezetett a gerinc biomechanikai vizsgálataihoz és az arról szerzett tudás gyarapodásához.

**Wood-Jones** 1913-ban közölt vizsgálatokat az akasztásos halállal kapcsolatban, mégpedig arra az eredményre jutva, hogy a submentalis elhelyezett csomó hozza létre az ún. „Hangman’s törés”-t, míg az oldalt (subauricularis) elhelyezett csomó koponyaalapi töréssel okoz halált – ez kegyeleti okokból volt fontos a haláltusa rövidítése miatt<sup>26</sup>.

Sajnálatosan áldozatait a két világháború és a motorizáció is szedte. A maradandó sérülést szenvedett túlélők többletigényei szintén lendítettek a biomechanika előrehaladásán.

**Jules Amar** (1879–1935) biomechanikai vizsgálatokat végzett mozgássérült francia háborús veteránok járás és célzott feladat végrehajtása közben. 1914-ben publikálta franciául, majd 1920-ban angolul eredményeit<sup>27</sup>.

A II. világháború német bombázóinak kaptululése alkalmatlannak bizonyult arra, hogy menekülés és mentés során megfelelő védelemmel lássa el a pilóták törzsét (thoracolumbalis gerincsérülés veszélyét okozva), így az e témát tanulmányozó Siegfried Ruff vizsgálatai hozzájárultak a gerinc biomechanikájának az előrehaladásához<sup>28</sup>. A szövetségeseket is nagyban érintette ez a kérdés: Európában **Olof Perey** svéd és **Martin-Baker** angol szerzők, az USA-ban pedig a légierő szakemberei végeztek kísérleteket a gerinc „ellenálló képességének” mérésére. A detroiti Wayne State Universityn **Lissner HR** (1908–1965) mérnök és **Gurdjian ES** (1900–1985) idegsebész kooperációjából számos, a gerinc biomechanikájával foglalkozó tanulmány született<sup>3</sup>.

**Friedrich Pauwels** (1885–1980) nevével elsősorban a csípő biomemechanikája kapcsán találkozhatunk, ugyanakkor az általa szisztematikusan kidolgozott musculosceletalis mechanika elvei máshol is megállják a helyüket. A csont és izmok közötti interakciókat tanulmányozva írta le a spongiosa nagyobb alkal-

mazkodóképességét, amely lehetővé teszi a csigolyáknak a flexióhoz és rotációhoz való jobb alkalmazkodást<sup>29</sup>.

**Nikolai Aleksandrovich Bernstein** (1896–1966) orosz tudós, aki a központi idegrendszer mozgást szabályozó működését tanulmányozta, hangsúlyt fektetve a biomechanikai igények támasztotta exogén faktorokhoz való alkalmazkodás szükségességére. Pavlovval ellentétes nézetei miatt támadták, kísérletei abbahagyására kényszerült<sup>30</sup>. Modellezései során bebizonyította, hogy az élő test súlypontja megközelítőleg a térfogati középpontjában van<sup>31</sup>. Kutatásai egyik érdekes vetülete a futók súlypontjának vizsgálata, amelyből levont következtetéseit a gyakorlati edzésmódszerekben is alkalmazták.

**Sir Frank Wild Holdsworth** (1904–1969) vezette be 1962-ben az ún. „két-oszlop” gerinc modellt. Munkahelyén sok gerincsérülés fordult elő, és több mint 1000 neurológiai szövődémmel kapcsolt gerinctörés elemzése alapján differenciálta az elülső (ligamentum longitudinale anterius, csigolyatest és ligamentum longitudinale posterius) és a hátsó oszlopot (pediculusok, lamina, processus spinosus, kisízületek és a környező szalagok), amelyek közül utóbbi integritásának sérülését instabilitással párosította<sup>32</sup>.

**Francis Denis** több mint 412 gerinctörés röntgenjének átnézése után felismerte, hogy az ún. „burst” törés instabil, és Holdsworth klasszifikációját kiegészítette a középső oszloppal is: a csigolyatest, valamint az anulus fibrosus hátsó része, illetve a ligamentum longitudinale posterius. A három oszlopból kettő sérülése instabilitást jelent<sup>33</sup>.

A XX. század közepére tehető egy új korszak megjelenése: biomechanikai laboratóriumok alapítása, amelyekben szervezett keretek között folyik ezen integrált szakterület tudomá-

nyos kutatása. Ezekben az újonnan alapított laboratóriumokban már megfelelő az „utánpótlásképzés” is, és ennek köszönhető, hogy a század 50-es, 60-as éveiben mind mennyiségileg, mind minőségileg javul a tudományos publikálás.

**Russell Plato Schwartz** (1894–1965) a Rochesteri Egyetemen 1926-ban rendezte be „*Myodynamikai*” vagy mai szóhasználattal élve járáslaboratóriumát, amely az első jegyzett, a mozgást vizuális rögzítéssel elemző laboratórium volt. Profilja természetesen a járás volt, de az 1940–50-es évek USA-beli igényeihez alkalmazkodva poliomyelitises és ICP-s gyermekek mozgáselemzésével és kezelésével is foglalkozott<sup>34</sup>.

**Carl Hirsch** (1913–1973) svéd ortopéd sebész, aki manuális, illetve intézetvezetői tevékenysége mellett több mint 20 évig irányította biomechanikai laboratóriumát, ahol a kor vezető ortopéd sebészei és mérnökei is megfordultak. Rendkívül termékeny szakirodalmi publikációs aktivitásában kiemelt szerep jutott a gerincnek<sup>35</sup>, őt tekintjük a tudományosan megalapozott spinalis biomechanika megteremtőjének.

**Lysell** volt az első, aki in vitro (ex vivo) stereoradiographiával vizsgálta a csigolyák egymáshoz való háromdimenziós elmozdulását<sup>36</sup>.

A progresszíven gyarapodó tudásanyag egyre újabb vívmányait élvezhetjük és alkalmazhatjuk. Ilyen például a sem a graduális, sem a posztgraduális orvosi/szakorvosi képzésben nem szereplő, de a biomechanika vívmányait alkalmazó műhelyek munkájában nélkülözhetetlen ún. végeelem-módszer (finite element method = FEM). A FEM használata előtt a mérnöki gyakorlatban a rugalmas anyagból készült, különböző környezetben „működő” és anyagi összetételű testek viselkedésének leírásához a newtoni kinematika-dinamika már nem volt elegendő. Szükség volt a

különböző anyagszerkezeteket, a kialakuló alakváltozást, elmozdulást, a geometriai alakot, a kölcsönhatást és a környezeti hatást szintetizáló modellek bevezetésére<sup>37</sup>. A XX. század elején kidolgozott ún. „variációs elvek” ezt a célt szolgálták, és ezek alkalmazását is forradalmasította a számítógépek megjelenése<sup>38</sup>.

**Courant** volt az első 1943-ban, aki a numerikus analízis és a minimalizáció módszerét használta a variációs eltérő megközelítésre<sup>39</sup>. 1956-ban **Turner** és munkatársai sík rugalmasságtani feladat megoldása során altartományokra osztotta fel az „elmozdulás mezőt”<sup>40</sup>. 1958-ban készült el az első modell a gerincről, a már korábban is említett katapultülések okozta thoracolumbalis gerincsérülések vizsgálatának modellezése során<sup>41</sup>. A végeelem-módszer elnevezést Turner munkatársa, **Clough** alkotta 1960-ban<sup>37</sup>. A számítástechnikai háttér igénye miatt az 1970-es években a módszert a légiere és a hadiipar használta elsősorban. Ugyanakkor a számítógépek és programjaik elterjedésével az orvosi biomechanika számára is elérhetővé, mindennapi alkalmazási területté vált<sup>42</sup>.

Ezzel párhuzamosan fejlődni kezdenek az optimumkereső algoritmusok: egyszerűbb nemlineáris, többváltozós és multidiszciplináris optimalizálási feladatok megoldására.

Az említett két módszer (véges elem és multidiszciplináris optimalizálás) egyre nagyobb, bonyolultabb feladatokra való alkalmazása és egyre szélesebb körben való elterjedése figyelhető meg, majd a számítástechnika megfelelő szintjén elindul ezek összekapcsolódása, olyan optimumkeresési feladatok megoldásával, melyekben a feltételek vagy a célfüggvény kiértékelése végeelem-analízis útján történik. Erre az első példák az 1990-es évek elején találhatók. Az ezt követő években ez a módszer is elterjed olyannyira, hogy az évtized közepén



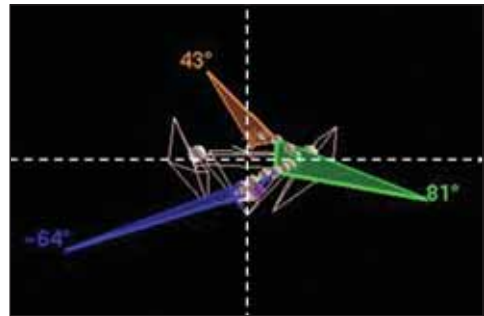
már olyan problémákat oldanak így meg, melyeknél többféle végeelem-számítás szükséges az optimalizálás során. Így jön létre a multidiszciplináris optimalizálás tudománya, 1994-ben pedig megalakul az ISSMO: International Society of Structural and Multidisciplinary Optimization (Szerkezeti és Multidiszciplináris Optimalizálás Nemzetközi Szervezete).

A multidiszciplináris optimalizálás módszere napjainkban is egyre szélesebb körben terjed, és a mérnöki gyakorlat egyre több területén lehetséges az alkalmazása. Ilyen lehetséges alkalmazási terület a biomechanika: anatómia – a csontok, ízületek kialakításának, terhelésének és viselkedésének figyelembevétele, virtuális műtétek, protézisek, orvosi műszerek tervezéséhez.

A scoliosis leírásában, osztályozásában és a műtéti tervezésben<sup>43</sup> a fenti vívmányoknak egyre nagyobb szerep jut. Egy példán keresztül szeretnénk szemléltetni a számítástechnikai lehetőségek alkalmazását a mindennapi ortopéd sebészi gyakorlatban:

A scoliosis deformitásának komponensei a hagyományos (sagittális, coronalis és axiális) koordináta-rendszerekben ugyan leírhatóak, de egyik síkban sem jelenik meg „tisztá” 2 dimenziós projekció, ugyanis a deformitás síkjai

ezektől eltérnek és ezek gerincszakaszonként változnak<sup>44</sup>. A téma jelentősége miatt a Scoliosis Research Society (SRS) által létrehozott munkacsoport 3 dimenziós rekonstrukciós algoritmussal egy „egyszerűsített” 3D-klasszifikációt vezetett be<sup>45</sup>. Az eredmények szintézisére és szimplifikálására létrehoztak egy szoftvert (amely Leonardo da Vinciről kapta a nevét): egy 2 dimenziós koordináta-rendszerben a görbületek apicalis csigolyáit úgy ábrázolják, hogy a zéró ponttól mért horizontális (x tengely) távolsága korrelál a görbület coronális, a vertikális távolsága (y tengely) pedig a sagittális eltéréssel (9. ábra). Ábrázolják továbbá az apicalis csigolyák transversalis rotációját is<sup>46</sup>.



9. ábra. Szemléltető ábra a da Vinci szoftver által készített rekonstrukcióra (Scoliosis Research Society 3D Scoliosis bizottságának reprodukciója)

## IRODALOM

1. Molnár S, Skapinyecz J, Csernátony Z. A gerincdeformitás kezelése Nicolas Andry előtt. *Biomech Hung* 2011;4(1):61–6.
2. Sanan A, Rengachary S. The history of spinal biomechanics. *Neurosurg* 1996 Oct;39(4):657–68.
3. Naderi S, Andalqar N, Benzel EC. History of spine biomechanics: part II from the Renaissance to the 20<sup>th</sup> century. *Neurosurgery* 2007 Feb;60(2):392–403; discussion -4.
4. Józsa L. Leonardo da Vinci mozgás- és járásvizsgálatai. *Biomech Hung* 2009;2(2):49–52.
5. Jose A. Anatomy and Leonardo da Vinci. *Yale J Biol Med* 2001 May-Jun;74(3):185–95.
6. Benini A, Bonar SK. Andreas Vesalius 1514–1564. *Spine (Phila Pa 1976)* 1996 Jun 1;21(11):1388–93.
7. Williams AN, Williams J. 'Proper to the duty of a chirurgion': Ambroise Pare and sixteenth century

- paediatric surgery. *J R Soc Med* 2004 Sep; 97(9):446–9.
8. *Csernátóy Z.* Az orvosi biomechanika története. *Biomechanica Hungarica* 2008;I(1):63–75.
  9. *Benini A, DeLeo JA.* Rene Descartes' physiology of pain. *Spine (Phila Pa 1976)* 1999 Oct 15; 24(20):2115–9.
  10. *Dunn PM.* Francis Glisson (1597–1677) and the 'discovery' of rickets. *Arch Dis Child* 1998 Mar;78(2):F154–F5.
  11. *Woo SL.* Contribution of biomechanics to clinical practice in orthopaedics. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc* 2004;7:5455.
  12. *Kowalski RJ, Ferrara LA, Benzel EC.* Biomechanics of the spine. *Neurosurg Quart* 2005 Mar;15(1):42–59.
  13. *Newton I.* *Philosophiae Naturalis Principia Mathematica.* Project Gutenberg 2009. Available from: <http://www.gutenberg.org/ebooks/28233>.
  14. *Pach J.* A megtestesült analízis – Leonhard Euler. *Ponticulus Hungaricus* [serial on the Internet]. 2004; 8(6): Available from: <http://members.iif.hu/visontay/ponticulus/rovatok/limes/euler.html>
  15. *Kyle RF.* Biomechanics of Intramedullary Fracture Fixation. *Orthopedics* 1985;8(11):1356–9.
  16. Kihajlás. Available from: <http://hu.wikipedia.org/wiki/Kihajl%C3%A1s>
  17. *Tetmajer L.* Méthodes d'essais et résultats de recherches. Sur les propriétés de résistance du fer et autres métaux. Zürich, Suisse: Communications de l'École Polytechnique Fédérale; 1904.
  18. *Kirkup JR.* Andry, Nicolas and 250 Years of Orthopaedy. *Journal of Bone and Joint Surgery-British Volume* 1991 May;73(3):361–2.
  19. *Ponseti I.* History of Orthopaedic Surgery. *Iowa Orthop J* 1991;11(59–64).
  20. *Kouwenhoven JWM, Castelein RM.* The pathogenesis of adolescent idiopathic scoliosis review of the literature. *Spine* 2008 Dec 15;33(26):2898–908.
  21. *Csernátóy Z, Szepesi K, Gáspár L, Dezső Z, Jónás Z.* 'The Rotational Preconstraint'. A kinetic model of a possible new mechanism in the ethiopathogenesis of scoliosis. *Medical Hypotheses* 2000;54(2):203–6.
  22. *Weber E.* Anatomisch-physiologische Untersuchung über einige Einrichtungen in Mechanismus der menschlichen Wirbelsäule. *Arch Anat Physiol* 1827;1(240–271).
  23. *Weber WE, Weber E.* Mechanics of the human walking apparatus. Berlin; New York: Springer-Verlag; 1991.
  24. *Braune W, Fischer O.* Human gait: Trial on loaded and unloaded humans 1895;21:153–322.
  25. *Wolff J.* The law of bone remodelling. *Das Gesetz der Transformation der Knochen.* Berlin: Springer; 1989.
  26. *Rayes M, Mittal M, Rengachary S, Mittal S.* Hangman's fracture: a historical and biomechanical perspective. *J Neurosurg Spine* 2011 Feb;14(2):198–208.
  27. *Amar J, Butterworth EP, Wright GE.* The human motor; or, The scientific foundations of labour and industry. London, New York; Routledge; Dutton; 1920.
  28. *Ruff S.* Brief acceleration: less than one second, in german aviation medicine. 1950:584–97.
  29. *Khurana J.* Bone Pathology. Second ed. Dordrecht, Heidelberg, London, New York: Humana Press; 2009.
  30. *Meijer OG, Bruijn SM.* The loyal dissident: N.A. Bernstein and the double-edged sword of Stalinism. *J Hist Neurosci* 2007 Jan–Jun;16(1–2):206–24.
  31. Whiting HTA, Bernshte in NA. Human motor actions: Bernstein reassessed. Amsterdam New

- York: North-Holland: Sole distributors for the U.S.A. and Canada, Elsevier Science Pub. Co.; 1984.
32. *Sir Frank Wild Holdsworth* 1904–1969. *J Bone Joint Surg Br* 1970 Feb;52(1):168–70.
33. *Denis F.* Spinal Instability as Defined by the 3-Column Spine Concept in Acute Spinal Trauma. *Clin Orthop Relat R* 1984;(189):65–76.
34. Papers of R. Plato Schwartz. Available from: [http://www.urmc.rochester.edu/hslt/miner/historical\\_services/archives/Faculty/schwartz.cfm](http://www.urmc.rochester.edu/hslt/miner/historical_services/archives/Faculty/schwartz.cfm)
35. *Hirsch C.* The classic. Exposure of ruptured lumbar discs: a technical discussion. *Clin Orthop Relat Res* 1981 Jan–Feb;(154):5–8.
36. *Lysell E.* Motion in the cervical spine. An experimental study on autopsy specimens. *Acta Orthop Scand* 1969;Suppl 123:1.
37. *Páczelt I, Szabó T, Baksa A.* A végeelem-módszer alapjai. Értékünk az Ember, Humán-erőforrás-fejlesztés operatív program: Miskolci Egyetem; 2007. Available from: <http://www.mech.uni-miskolc.hu/~paczelt/notes/VEM-ME-jegyzet.pdf>.
38. *Widas P.* Introduction to finite element analysis. 1997; Available from: [http://www.sv.vt.edu/classes/MSE2094\\_NoteBook/97ClassProj/num/widas/history.html](http://www.sv.vt.edu/classes/MSE2094_NoteBook/97ClassProj/num/widas/history.html)
39. *Courant R.* Variational methods for the solution of problem of equilibrium and vibrations. *Bull Am Math Soc* 1943;49:1–23.
40. *Turner M, Clough R, Martin H, Topp L.* Stiffness and deflection analysis of complex structures. *J Aeronaut Sci* 1956;23(9):805–23.
41. *Hess JL, Lombard CF.* Theoretical investigations of dynamic response of man to high vertical accelerations. *J Aviat Med* 1958 Jan;29(1):66–75.
42. *Goel VK, Gilbertson LG.* Applications of the Finite-Element Method to Thoracolumbar Spinal Research – Past, Present, and Future. *Spine* 1995 Aug 1;20(15):1719–27.
43. *Csernátóy Z.* A hátsó feltárásból végzett scoliosisműtétek a kezdetektől napjainkig. *Bio-mech Hung* 2009;2(1):59–80.
44. *Perdriolle R, Le Borgne P, Dansereau J, de Guise J, Labelle H.* Idiopathic scoliosis in three dimensions: a succession of two-dimensional deformities? *Spine (Phila Pa 1976)* 2001 Dec 15;26(24):2719–26.
45. *Labelle H, Aubin CE, Jackson R, Lenke L, Newton P, Parent S.* Seeing the Spine in 3D: How Will It Change What We Do? *J Pediatr Orthoped* 2011 Jan–Feb;31:S37–S45.
46. *Sangole A, Aubin C, Labelle H, Stokes I, Lenke L, Jackson R et al.* Three-dimensional classification of thoracic scoliotic curves. *Spine* 2009 Jan;34(1):91–9.

### Dr. Molnár Szabolcs Lajos

Hospital Ernest Lluch, Calatayud, Aragon, Spanyolország  
E–50300 Calatayud, Ctra Sagunto Burgos km. 254, Aragon, Spanyolország  
Tel.: (+34) 976 880 964

## VARINEX

Falk György

Varinex Zrt.

[falk@varinex.hu](mailto:falk@varinex.hu)

2011. november 25-én lett 20 éves a Varinex Zrt. Az elmúlt húsz év bővelkedett fordulatokban, új kihívásokban, de kezdjük az elején.

A cég két meghatározó tulajdonosa, Falk György és Voloncs György, magánvállalkozásuk megteremtése előtt a Gépipari Technológiai Intézetben – GTI – dolgoztak mint tudományos főmunkatársak. A GTI-ben folytatott alkalmazásorientált műszaki kutatási tevékenységeik jelentős mértékben hatottak a magánvállalkozási megközelítéseikre is. Ez azt jelentette és jelenti a mai napig is, hogy mindig egy adott feladat megoldásakor az adott időszak műszaki szempontból legkorszerűbb módszereinek alkalmazására törekednek.

Kezdetben a cég elsősorban a számítógéppel segített tervezési feladatok – ismert nevén CAD (Computer Aided Design) – ellátásában vett részt. Egyrészt a megfelelő szoftver kiválasztására és forgalmazására irányult ez a tevékenység, illetve az adott szoftverhez írtak olyan kiegészítő modulokat, amelyek segítségével egy-egy szakterület specifikus igényeit is ki lehetett elégíteni.

A kezdetekkel kezdtek el foglalkozni a számítógépes térképezéssel is – népszerű nevén a térinformatikával. Ennek kapcsán a papír alapú térképek és a meglévő műszaki rajzdokumentációk számítógépes feldolgozását is elsajátították. A nagy formátumú dokumentumszkennerrel, továbbá a kapcsolódó raszter-vektor konvertáló szoftverekkel történő beható vizsgálódások (és nem utolsósorban az ilyen eszközökbe történt beruházások) eredményeképpen az országban elsőként hoztak létre olyan szolgáltatást, amelyet bárki igénybe

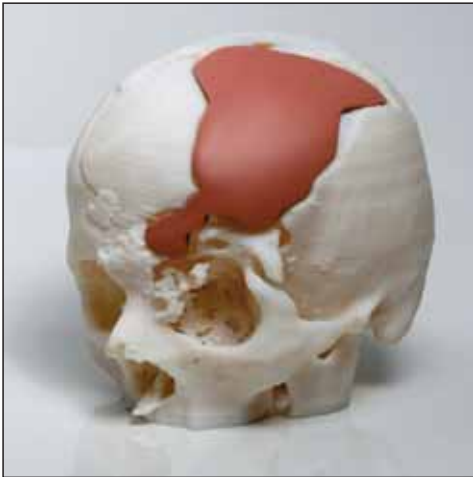
vehetett, kisvállalkozásoktól kezdve a multinacionális cégekkel bezárólag. A két dimenzióban összegyűjtött raszter-vektor összefüggések, a kapcsolható adatok, adatbázisok ismerete a későbbiekben igen nagy jelentőséget kaptak. Ez akkor következett be, amikor ezt a tudást konvertálták a háromdimenziós térben jelentkező problémák megoldási módszereinek kialakításában.

Időközben a speciális ismeretek növekedésével, továbbá az ügyfélkör szélesedésével együtt nőtt a cég létszáma is. A növekedéssel együtt kialakultak azok az üzletágak, amelyek az egyes szakmai területekre koncentráltak. Így jött létre a CAD, a GIS (térinformatika), a FEA (véges elemes analízis) és az RPT (Rapid Prototyping – gyors prototípusgyártás) csoportok.

A biomechanikai problémák megoldásával a FEA csoport mellett elsősorban az RPT üzletág foglalkozik. A korábbiakban a két dimenzióban megszerzett, szkenneléssel gyűjtött adatok feldolgozási ismeretei igen jól jöttek ezen a területen is. Ennek az az oka, hogy az élő szervezetekről elsősorban a különböző röntgeneljárásokkal gyűjthető adatokból lehet kiindulni. Ha például egy koponyáról rendelkezésünkre áll annak CT-felvételeinek sorozata, akkor egy sorozat fekete-fehér, kétdimenziós adathalmazból kell háromdimenziós adatokat előállítani. Ma ezek a feladatok könnyedén megoldhatóak a kereskedelmi forgalomból beszerezhető szoftverek segítségével. Ezen szoftverek közül a MIMICS az, amelyik a legszélesebb körben terjedt el, és amelyik az időközben szabványossá vált DICOM formátumból képes a háromdimenziós, számítógéppel kezelhető modellek előállítására.

Ha rendelkezésünkre áll – továbbra is csak a példa kedvéért – egy koponya 3D-s adathalmaza, akkor azt akár fizikai valójában is rekonstruálni tudjuk a gyors prototípusgyártási eljárások valamelyikével.

A gyors prototípusgyártó eljárások használata során is jelentős fejlődésen ment keresztül a Varinex Zrt. Első berendezésük, az 1988-ban telepített papírból dolgozó Laminated Object Manufacturing – LOM berendezés volt. Ezt követte a gipszpor+ragasztó elven működő háromdimenziós nyomtatók sorozata, majd 2006-tól a ma elérhető legvékonyabb rétegsztruktúrával működő Objet/PolyJet nyomtatók. A rétegek vastagságának azért van jelentősége, mert minél vékonyabb rétegekből építjük a fizikai modellünket, annál finomabb részleteket tudunk a valóságban létrehozni. Az Objet/PolyJet eljárás a maga 16 mikronos rétegvastagságával ma a legrészletgazdagabb megközelítést biztosítja.



1. ábra. Koponyapótlás tervezése beültethető implantátummal

Az Objet/PolyJet eljárásnál a kemény anyagok mellett rugalmas anyagokat is ki lehet nyomtatni, sőt az Objet/PolyJet-Matrix eljárással nyomtatás közben, minden egyes rétegen belül is lehet két különböző alapanyagot keverni.



2. ábra. Kétkomponensű nyomtatás

A Varinex Zrt. megalakulása óta elkötelezett a műszaki haladás mellett. Ennek szellemében igyeckszik a biomechanika legkülönbözőbb területein is speciális tudását felajánlani, elsősorban a háromdimenziós fizikai modellek megvalósítása terén. Ennek kapcsán lehetőség nyílik az összetett csontpótlások operáció előtti megtervezésére élethű modellek segítségével, érrendszeri problémák fizikai modellezésére, és akár fogászati implantációnál precíz sebészeti beavatkozáshoz egyedi fúrósablonok gyártására is. A felsorolás természetesen nem teljes, és ennek kapcsán várjuk a lap olvasóinak felvetéseit, kérdéseit a különböző orvosi alkalmazások megvalósíthatóságával kapcsolatban. Szívesen segítünk végzős orvostanhallgatók diplomamunkáinak kidolgozásában azzal, hogy például sebészeti beavatkozások előzetes tervezéséhez nyomtatunk modelleket.

Várjuk a kedves olvasók jelentkezését!

**Falk György**

Varinex Zrt.

H-1141 Budapest, Kőszeg utca 4.

Tel.: (+36) 1 273-3403

## KÖSZÖNTŐ

A Magyar Biomechanikai Társaság 2004-es alapítását követően cél szerinti tevékenységének igyekszik megfelelni, annak eleget tenni. Alapításkor céljai között kiemelten kapott helyet a hazánkban működő biomechanikai műhelyek tevékenységének szorosabbá tétele, összehangolt hazai és nemzetközi kutatások folytatása, ezáltal eredményink szélesebb körben történő megismertetése. Reményeink szerint társaságunk tagjainak tevékenysége hozzájárul úgy a tagjainkhoz kötődő kutatási munkák eredményességének javításához, mint a rendelkezésre álló eszköz-állomány kapacitásának ésszerűbb kihasználásához.

Társaságunk létszáma az elmúlt esztendőben nem változott, továbbra is mintegy száz fő, elsődlegesen a különböző orvosi klinikák, egyetemi műhelyek munkatársai alkotják tagságunk gerincét. Számítunk minden érdeklődőre, orvosi, mérnöki szakterületekről egyaránt. Társaságunk tagsági díja jelképes, néhány állandó, működésünkhöz kötődő kiadás fedezetét szolgálja.

Társaságunk és a Biomechanica Hungarica közös honlapján ([www.biomechanica.hu](http://www.biomechanica.hu)) a működésünkkel kapcsolatos hírek, információk az eddigiekhez hasonlóan folyamatosan nyomon követhetők.

Társaságunk legközelebb 2013-ban szervezi a Magyar Biomechanikai Konferencia soron következő rendezvényét, valamikor tavasszal, elképzeléseink szerint a Magyar Ortopédiai Társaság rendezvényével közösen, amelyre vonatkozóan folynak az egyeztetések.

2012-ben számos hazai és nemzetközi, biomechanikai tárgyú konferenciát találunk a kínálatban, amelyek közül néhányat, a teljesség igénye nélkül mellékelünk, szíves tájékoztatásul.

Kérem valamennyi tagtársam támogatását és együttműködését társaságunk céljainak minél hatékonyabb megvalósításához, elképzeléseink minél szélesebb körben történő megismertetéséhez, társaságunkhoz kötődő rendezvényeink minél szélesebb körű látogatottságának biztosításához.

Üdvözlettel:

**Borbás Lajos**  
a társaság elnöke

## Rendezvények

Dátum	Rendezvény/link	Helyszín
2012. máj. 31.–jún. 2.	A Magyar Sportorvos Társaság 2012. évi Kongresszusa	Budapest, Semmelweis Egyetem Testnevelési és Sporttudományi Kar
2012. júl. 19–21.	International Society of Electrophysiology and Kinesiology (ISEK), XIX <a href="http://isekconference2012.com/">http://isekconference2012.com/</a>	Brisbane Convention and Exhibition Centre, Australia
2012. szept. 16–19.	BIOMECHANICS 2012 – International Conference of the Polish Society of Biomechanics <a href="http://www.biomechanics2012.pb.edu.pl/">http://www.biomechanics2012.pb.edu.pl/</a>	Bialistok, Lengyelország
2012. máj. 30.–jún. 2.	11 <sup>th</sup> YSESM (Kísérleti mechanikai rendezvény, Biomechanikai szekcióval) 11 <sup>th</sup> Youth Symposium on Experimental Solid Mechanics <a href="http://www.unitbv.ro/constructii/yesm2012">www.unitbv.ro/constructii/yesm2012</a>	Brassov, Románia
2012. szept. 26–29.	29 <sup>th</sup> Danubia-Adria-Symposium (Kísérleti mechanikai rendezvény, Biomechanikai szekcióval) <a href="http://das2012.mas.bg.ac.rs">http://das2012.mas.bg.ac.rs</a>	Belgrád, Szerbia

## Pályázatok

Beadási határidő	Név/link	Leírás	Támogatás mértéke
2013. dec. 31.	Bonus-HU Program	A program célja, hogy a felsőoktatási intézmények és közfinanszírozású kutatóintézetek, valamint kisvállalkozások részére kiegészítő támogatást nyújtson a 7. keretprogram keretében végrehajtandó projektek költségvetéséhez. A program keretén belül csak olyan költségek számolhatók el, melyek nem kerülnek elszámolásra az Európai Bizottság felé, és amelyek a kutatási-fejlesztési vagy demonstrációs tevékenységek végrehajtásához kapcsolódnak.	A pályázati intenzitást lehet megnövelni, egyes esetekben akár 90%-ig.