

## STRYKER HISTORY – PROOF OF STRYKER VISION

Csaba Muraközy

Scanmedic Kft.

[scanmed@hu.inter.net](mailto:scanmed@hu.inter.net)

### Early Beginnings 1939

What today is the Stryker Corporation, began with the vision of a practicing orthopaedic surgeon and brilliant inventor named Dr. Homer Stryker. Beyond creating the most innovative orthopaedic devices, Dr. Stryker had a more important and noble view. “Never make anything just for profit” he said. This simple statement defined the principle that guided Stryker’s orthopaedic frame company, which he started in 1939, and continues to guide the Stryker Corporation today.

Dr. Stryker built the company by creating practical devices of real value to his fellow orthopaedic surgeons and patients. The earliest roots of the company can be traced to the invention of the Turning Frame in 1941. The cast cutter, the first of many powered instruments, was introduced in 1945.

Keeping his father’s vision as the guiding force for the business, it was in 1955 that Dr. Stryker’s son Lee became president of the

company. For the next 20 years, father and son built a sales and marketing presence around the world. They continued a stream of innovative and practical new products, such as the CircOLectric bed, the world’s first hydraulic lift stretcher, the first medical pulsed irrigation system and the first evacuator for bone cement.

### 1970’s

Following the untimely death of Lee Stryker in 1976, the company began searching for a new leader. Their search ended in 1977 when John Brown accepted the position of CEO and President of Stryker. While the company now had new leadership, the mission for Stryker remained the same.

### 1980’s

Into the 1980s there were more impressive achievements for the company. In 1981, the Medical and Surgical sales forces were split to increase internal focus and provide better customer service. A Stryker collaboration on an osteogenic protein project with Creative BioMolecules began in 1985. Today, this is the Biotech Division of the company. In the late 1980s Stryker instruments made its mark on the field with the development of battery-powered saws and drills for reconstructive surgery. Then in 1986, Stryker acquired Syn-Optics, inventors of the first soakable solid state medical video camera. Syn-Optics became Stryker Endoscopy in 1990.



Dr. Homer Stryker



John W. Brown –  
CEO & President

## 1990's

The 1990s began for Stryker with its innovative development and marketing of vacuum cement mixing and delivery systems. At the same time, the company was making great strides with powerful micro-electric saws and drills for small bone and cranio-facial surgery. Then in 1992, Stryker entered the spinal fixation business with the acquisition of Dimso. Expansion continued in 1994 with the purchase of a majority investment in Matsumoto Medical Instruments of Japan and the acquisition of Osteo Trauma products in 1996. In 1997 there were two great milestones – first sales of monumental proportions were reached with company orders at \$980 million

and earnings growth at 20% for the 21<sup>st</sup> consecutive year. Milestone two – Stryker began trading on the New York Stock Exchange.

Stryker comprises now four domestic divisions – Medical, Instruments, Endoscopy and Orthopaedics.



888 Camera

## Osteonics

Osteonics was founded in 1978 by two engineers who conceived the company as a precision cast specialties vendor. It was in 1979, when John Brown realised the great potential of osteonics. That is when Osteonics became incorporated as a wholly owned subsidiary of Stryker. In 1979 introduction of its first hip implants – called the HS1 Stem System and the HC1 acetabular cup.

The 1980s was a decade of tremendous growth and innovation for the company. In 1980 Osteonics introduced its UHR – Universal Head Replacement – for the bipolar hip market. As the 1980s advanced, so did the hip line, with the addition of the Omnifit and Omniflex Hip Systems. In 1988, Osteonics entered the knee implant market and saw sales grow by a remarkable 50% in one year.

The 1990s were equally successful for the company, with the continued introduction of many new lines, including the Series 7000 Total and Modular Knee Systems, Osteonics Spinal System, Secur-Fit and Restoration Hip Systems, Scorpio total Knee Systems and the Solar Total Shoulder and Elbow Systems. In 1997, the Osteo Trauma Products



Stryker cementing system



Osteonics

were introduced, giving Osteonics a full product line offering in the field of Orthopaedics.

What began in 1979 with 6 employees, grew to a company of more than 700 by 1999 and accounted for 40% of Stryker's billion dollar world wide sales. With the new company – Howmedica Osteonics, the prospects for future growth are tremendous.

### **Howmedica**

Howmedica was founded in the 1930s when it adapted the use of Vitallium alloy – previously used in dentistry, for use in the first Orthopaedic implant. It was used in the manufacture of compression plates and bone screws and later as hip cap prostheses. In 1940, the first femoral hip replacement was performed. The 1950s saw continued growth of the company – then known as the Howe Sound Company. In 1964 it became Howmet Corporation, and finally in 1964 Howmedica was spun off from Howmet.

In the 1970s Howmedica was continuing to revolutionise the orthopaedics industry with innovations such as computer aided

design technologies for the design of implants and the introduction of products such as the Harris HD2 Hip System, the Poly-Centric and Geomedic Knees – which were the first non-hinged total knee implants. Howmedica's Universal Instrumentation became the first knee instrumentation system to achieve accurate and reproducible bone cuts. the Total Condylar Knee System, set the standard for the design of all current knee systems. The Exeter cemented hip system was also introduced making the 70s a historic and exciting time for Howmedica.

Through the 1980s and 90s Howmedica continued to innovate and add to its lines with products such as the Luhr MaxilloFacial Micro System, Gamma nails, the ABG Hip System, the MONO-Tube External Fixator System, The Interax and Duracon Knee Systems and three new instrument ranges.

In 1998 Howmedica was acquired by the Stryker corporation to form the Howmedica Osteonics division of the corporation.

On 1 June 2003 Stephen P. MacMillan became Company President and Chief Operating Officer. John Brown remains Chairman





Stephen P. MacMillan –  
Company President  
and Chief Operating  
Officer

of the board and Chief Executive Officer. He was appointed from the Pharmacia Corporation and has worked for Johnson & Johnson, Proctor & Gamble. Stephen brings a wealth of experience that will go a long way to continuing the demanding growth Stryker expects and will continue Homer Stryker and John Brown's visions for the company.

In 2006 Stryker purchases Sightline, a flexible endoscopy company and enters the GI market.

**Csaba Muraközy**

Scanmedic Kft.

H-1089 Budapest, Benyovszky Móric u. 43.

Tel.: (+36) 1 333-4259

With a wide portfolio covered by the divisions of Orthopaedic Implants, Spine, Trauma, CMF, Orthobiologics, Bone Cement, Surgical Navigation, OR Instruments, Endoscopy, Patient Handling and EMS Equipment and US Physical Therapy Services, Stryker becomes a Global Medical Technology Company. The Stryker Corporation becomes a Leader in Orthopaedics, with the most broadly based range of products and services in the market, while having a significant presence in other healthcare specialties and repeatedly investing in some of medicine's most promising technologies.

Stryker Corporation: over 16000 people, working in 14 divisions across the Globe, dedicated to helping people lead more active and more satisfying lives. We give life to a desire to improve medical outcomes that began with Dr. Stryker.

## AN EASY TO USE DEVICE FOR LUBRICITY EXAMINATION

Zsolt Tiba<sup>1</sup>, Géza Husi<sup>2</sup>, Sándor Manó<sup>3</sup>, László Kiss<sup>3</sup>, Zoltán Jónás<sup>3</sup>,  
László Nádházi<sup>1</sup>, Zoltán Csernátó<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Department of Mechanical Engineering, Faculty of Engineering, University of Debrecen

<sup>2</sup>Department of Electrical Engineering, Faculty of Engineering, University of Debrecen

<sup>3</sup>Department of Orthopaedic Surgery, Medical and Health Science Center, University of Debrecen

[tiba@mfk.unideb.hu](mailto:tiba@mfk.unideb.hu)

**Abstract**

The stability of surgical metals implanted into patients is affected by human extracellular fluid that can enter between different components of the implant system. However data are missing on the lubricity properties of different human fluids/tissues. In our article we would like to present an easy and inexpensive device to perform and standardize implant lubricity measurements.

**Keywords:** lubricity, friction, machine design

**Introduction**

The stability of metal implants assembled from different constituents inserted into the human body is greatly affected by the human extracellular fluid penetrating between the components.

For example according to our knowledge in case of the spinal implants the standard examinations<sup>1,2</sup> do not specify the examination conditions, they only state the examination can be performed in air, simulated body fluid, physiologic saline, or any other environment. However in the literature we could not find anything about the effect on stability caused by human extracellular fluid getting between the metal constituents. The manufacturers also determined the parameters required for assembly in vitro.

According to our opinion the standardization should also specify the examination environment, so that all the measurements can be compared, because our hypothesis is that lubrication has a considerable effect on the

stability of the different montage. The best example for this is the implants used in the surgical correction of scoliosis deformity, where we construct a montage to exert immense force sometimes from over a dozen components. Therefore because during surgery the penetration of human extracellular fluid in between these components is unavoidable we find it important to determine the stability after lubrication. The industry uses sophisticated and expensive methods to determine this, and the examination environment is also completely different that is why we developed a simple equipment with which we can repeat and document the lubricity of different materials. Our further goal is to determine the relative lubricity of the previously mentioned biological fluid and to find its analog in industrial lubricants so we can standardize our measurements.

**Methods and Materials**

When developing the equipment it was important that the examined fluid does not elude from the examined surface facing each

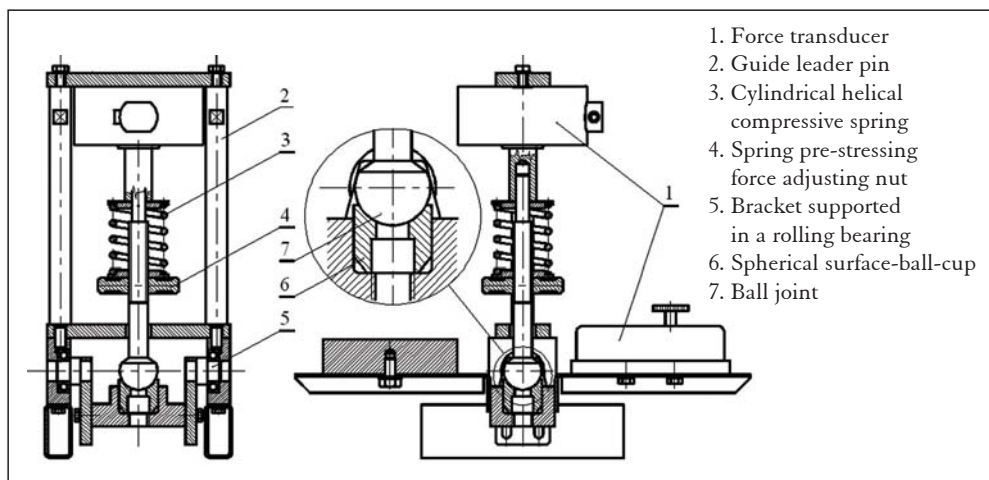


Figure 1. Assembly drawing of the test equipment

other. Due to the fact that this is hard to achieve with two flat surfaces we made a polished spherical ball and socket connection.

The assembly drawing of the equipment can be seen in Figure 1 and the photo of it in Figure 2.



Figure 2. Photo of the test equipment

The material of the spherical surface-ball-cup is acid-proof steel, polished to an average surface roughness of  $R_a=0.40$ . The force pressing the surfaces can be adjusted by pre-

stressing a cylindrical helical compressive spring. It was necessary, because despite the fact that theoretically the centre points of the spherical surface and the ball-cup coincide, because of the manufacturing tolerance (inaccuracy), the ball-joint could become stuck in the case of the ball-cup's displacement.

### Usage of the machine

The basic concept of the equipment is that opposite a fixed steel sphere is a totally congruent mobile hemisphere. The magnitude of the force between the two surfaces can be modified through the aid of a spring and can be measured with a dynamometer. The hemisphere is connected to a ball-bearing axle through an arm, the force required to move the arm can also be measured through a dynamometer. The dynamometers are connected to a computer and the measured results can be saved. This apparatus is brought into motion by the torque ( $M_c$ ) generated by the force. In the beginning this torque is resisted by the frictional force ( $M_s$ ), but as we increase the force we achieve a point where  $M_c$  will be greater than  $M_s$  and the apparatus moves.



Due to the fact that frictional force during movement is smaller than that during rest we will measure a lower value while in motion. The equipment can be used to compare measurements. The force required to move the apparatus is adjusted by hand.

This measuring background is available in the Machine-elements laboratories at the Faculty of Engineering, University of Debrecen<sup>3,4,5,6</sup>. The force transducers are connected with an amplifier (Spider 8), of which measuring frequency can be adjusted. Numerical data of the electrical signals, which can be saved and retrieved, are input in a database. The data, saved in the database can be evaluated by a measuring program, called CAT-MAN, which allows the graphical representation of the results. The program is able to represent the data as a function of time or as instantaneous values.

## Results

We planed, manufactured and assembled the measuring equipment, fixed the dynamometers on it, connected it to a computer and performed preliminary measurements with it. The veracity of the measurements is insured

by the calibrated dynamometers, but the results can not be validated by other presently used equipment, because those measurements were made at a higher speed and/or higher temperature domain. At the same time to ensure the repeatability of the measurements using our equipment we performed a series of measurements during which we examined the torque required to overcome friction with a force of 700 N in case of Vaseline (*Figure 3*).

Based on the 50 measurements we can confirm that the average torque required was 3.954 Nm, with a scatter of 0.125 Nm, which is 3.4% of the average.

## Discussion

Due to the fact that only sophisticated and expensive equipment is available for the lubricity measurements of different materials, we felt the need to develop a simple but at the same time reliable way to perform these measurements. We developed an easy to use and based on preliminary measurements reliable equipment. We plan to use our device in the future for the rheological measurement of biological materials.

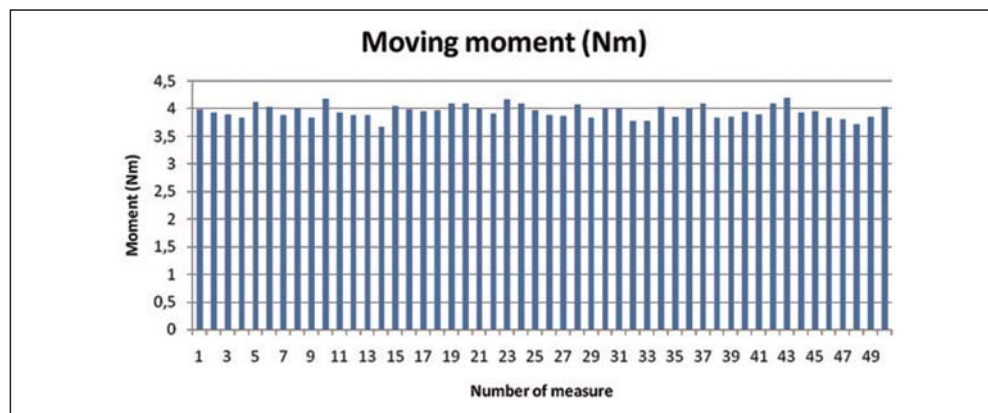


Figure 3. The results of the serial measurement to confirm repeatability

## REFERENCES

1. ASTM F1798-97 Standard Guide for Evaluating the Static and Fatigue Properties of Interconnection Mechanisms and Subassemblies Used in Spinal Arthrodesis Implants.
2. ASTM F1717-09 Standard Test Methods for Spinal Implant Constructs in a Vertebrectomy Model.
3. Tiba Zs, Hagymássy Z. Laboratóriumi foglalkozások szerepe a gépelemek tárgy oktatásában. Gép 1999;10:45–7.
4. Tiba Zs, Budai Z. Mérések a Gépelemek Laboratóriumában. DE MFK Tudományos Közlemények 2000;289–94.
5. Tiba Zs. Notwendigkeit der Modellbildung und Simulation bei der Dimensionierung mechanischer Konstruktionen. DE MFK Tudományos Közlemények 2002;1:117–25.
6. Fazekas L, Kisdeák Z, Tiba Zs. Some questions on the purity of hydraulic machine fluids. Manufacturing Engineering University of Technology in Kosice 2006;1:23–6.

## Dr. Zsolt Tiba

Department of Mechanical Engineering, Faculty of Engineering, University of Debrecen  
H-4028 Debrecen, Ótemető u. 2-4.  
Tel.: (+36) 52 422-088

## MORDON EGÉSZSÉGÜGYI ÉS INNOVÁCIÓS BETÉTI TÁRSASÁG

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



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



# KINEMATIC MODEL CONSTRUCTION OF LOWER LIMB BASED ON LINKAGE MODEL

Zsolt Tiba

Department of Mechanical Engineering, Faculty of Engineering, University of Debrecen

[tiba@mfk.unideb.hu](mailto:tiba@mfk.unideb.hu)

## Abstract

The human skeleton from mechanical point of view is a multi degree of freedom system supporting structure. Depending upon the fact whether the muscle groups are tightened, the supporting structure can be either determinate structure or statically indeterminate structure. The tightened muscles turn into the part of the supporting structure, the slack muscles make it possible that the structure operates as a mechanism. In this paper the simplified kinematics model of the lower limb and its analysis are presented.

**Keywords:** lower limb, kinematic model, biomechanical modeling

## Introduction

The human lower limb made up of bones, joints and muscles is a multi degree of freedom system construction. The muscles yield a determinate construction in a tightened state. In this case all of the degrees of freedom of the construction are fastened by supporting. A slackened musculature limb is an unstable construction, acts as a mechanism, which moves due to the acting force and moment in the particular direction. Due to this construction which is unstable from mechanical point of view, a motion can be carried out. It can be achieved by tightening certain muscles and slacking others. Tightened muscles can be modelled by springs and act as rods in a construction.

modeling of operating of the lower limb. In the following chapters I outline the engineering fundamental concepts regarding the determinate and statically indeterminate structure, then I build up and analyze the kinematics model of the lower limb.






The kinds of supporting	The number of unknowns	
	Planar structure	Spatial structure
Carrier idler set 	1 ( $F_y$ )	1 ( $F_y$ )
Pinned support 	2 ( $F_x, F_y$ )	3 ( $F_x, F_y, F_z$ )
Fixed end 	3 ( $F_x, F_y, M_z$ )	6 ( $F_x, F_y, F_z, M_x, M_y, M_z$ )
Joint guide 	1 ( $F_x$ )	1 ( $F_x$ )
Rodded needling 	1 ( $F_x$ )	1 ( $F_x$ )

Table 1. Analysis of supporting

The purpose of the paper is to subject the lower limb to kinematics analysis. On the base of fundamental mechanical theory I elaborated a very simple kinematics model of the lower limb. In the knowledge of basic principle, more sophisticated model can be constructed which takes more muscles and joints into account. It facilitates the more accurate

## Degree of freedom: s

The number of the scalar data determining the position of the formation<sup>1</sup>:

	planar case	spatial case
mass point:	2 ( $x, y$ )	3 ( $x, y, z$ )
figure:	3 ( $x, y, \varphi_z$ )	6 ( $x, y, z, \varphi_x, \varphi_y, \varphi_z$ )

**Determinate structure:**  $s = n_{\text{supporting}}$

$s$ : number of the degree of freedom of the structure

$n_{\text{supporting}}$ : number of the reactions of the structure

**Unstable structure:**  $s > n_{\text{supporting}}$

**Statically indeterminate structure:**

$$s < n_{\text{supporting}}$$

### Analysis of jointed structures

The number of the equations:  $3 \times$  the number of the rods

The number of unknowns: the number of reactions of the whole structure: depending upon the supporting, plus the number of reactions between the rods:  $2 \times$  the number of pins<sup>2</sup>

(Number of pins: number of the rods connecting with the pin, minus 1)

Application of the analysis in the case of structure containing 3 joints

**E:** the number of equations

**U:** the number of unknowns

$$E = 2 \times 3 = 6$$

$$U = 2 + 2 + 2 = 6$$

$E = U$ , consequently all the reactions can be calculated

The equations of static state

– spatial: 6

– planar: 3 (generalized sum of  $F_x$ ,  $F_y$ ,  $M_z$  are 0),  $\sum F_x = 0$ ,  $\sum F_y = 0$ ,  $\sum M_i = 0$

For the whole structure:

$$M_a = 0 \Rightarrow Y_B M_b = 0 \Rightarrow Y_A$$

For the rod 1

$$M_c = 0 \Rightarrow X_A$$

$$\sum X = 0 \Rightarrow X_{I2}$$

$$\sum Y = 0 \Rightarrow X_{I2}$$

For the rod 2

$$\sum X = 0 \Rightarrow X_B$$

### Steps of the kinematic model construction of the lower limb

- substitution of the shinbone and thighbone by rods
- substitution of the ankle, knee, hip joint by joint
- consideration of muscles as springs and damping
- construction of the model as a mechanism

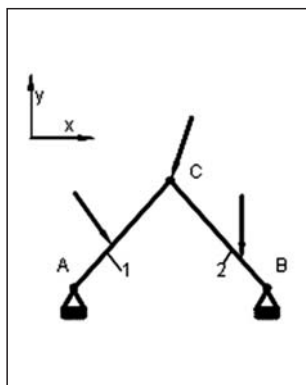


Figure 1. Structure containing 3 joints

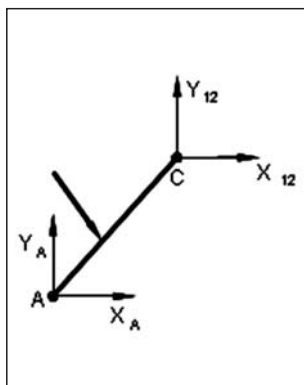


Figure 2. Analysis of rod 1

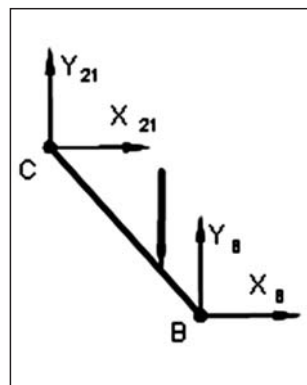


Figure 3. Analysis of rod 2



Number of joints (between bones and between bone and muscle):  $5+8=13$   
(It provides  $13 \times 2 = 26$  reaction forces)

Number of carrier idler set: 1  
(It provides  $1 \times 1 = 1$  reaction force)

Equations =  $9 \times 3 = 27$

Unknowns =  $13 \times 2 + 1 = 27$ , consequently all the reactions can be calculated.

## Conclusion

In possession of the expertise relating to the kinematics modeling of lower limb and limb, it becomes possible to design such artificial limbs which motion form is similar to the original one. The loads and forces acting on the skeleton made statically determinate by tightened muscles can be calculated, in this way the stressing of artificial limbs can be carried out.

## REFERENCES

1. Ugural A. Mechanical Design. New York: McGraw-Hill; 2004.
2. Shigley J, Mischke C, Budynas R. Mechanical Engineering Design. New York: McGraw-Hill; 2004.

### Dr. Zsolt Tiba

Department of Mechanical Engineering, Faculty of Engineering, University of Debrecen  
H-4028 Debrecen, Ótemető u. 2-4.

Tel.: (+36) 52 422-088

## A JÁRÁS SEBESSÉGÉNEK ÉS A CSÍPŐÍZÜLETI ARTHROSIS FOKÁNAK HATÁSA A JÁRÁS VÁLTOZÉKONYSÁGÁRA

Kiss Rita M.

Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem Hidak és Szerkezetek Tanszék,  
Biomechanikai Kooperációs Kutatóközpont

[kissrit@t-online.hu](mailto:kissrit@t-online.hu)

### Absztrakt

A járás vizsgálata fontos eleme a biomechanikai, ortopédiai, neurológiai vizsgálatoknak, azonban kevés kutatás elemzi különböző sebesség és különböző fokú csípőízületi arthrosis esetén a járás változékonyságát. A kutatás célja annak tisztázása volt, hogyan befolyásolja a járás változékonyságát a különböző kontrollált sebesség, valamint a csípőízületi kopás különböző foka. A járásvizsgálatokat három különböző kontrollált sebességen, idő-, egészséges, valamint kisfokú és nagyfokú csípőízületi kopással rendelkező betegeken végeztük. Az anatómiai pontok térbeli helyzetét zebris CMS-HS ultrahang alapú mozgásvizsgáló rendszerrel több mint 400 járásciklus alatt mértük, a vizsgált személyeknél számítottuk a távolság-, idő-, szögjellegű paraméterek szórását és relatív szórását. Az adataink azt sugallták, hogy a legtöbb paraméter szórása és relatív szórása szignifikánsan függött a sebességtől és az arthrosis fokától. Az adatokból az is látszott, hogy a legpontosabb, legbiztonságosabb járás a szabadon választható sebesség környékén alakult ki, az ettől eltérő sebességek a járás biztonságát, pontosságát csökkentették. Az összehasonlításokhoz célszerű a vizsgálatokat több kontrollált sebességen végezni, amikor az egyik kontrollált sebesség szignifikánsan nem tér el a vizsgált személy/csoport szabadon választott sebességétől. A csípőízületi degeneráció növekedésével az érintett oldal távolság-idő paramétereinek szórása szignifikánsan nő, míg a szögjellegű paraméterek szórása csökken. A kompenzációban az ellenoldali ízületek és a medenceöv szerepe jelentős, amit a flexibilitás növekedése jelez, és a mozgások adaptálásában való megnövekedett szerepvállalásra utalt. Az alsó végtag kinematikai jellemzőinek változékonysága (a távolság-idő paraméterek szórása, valamint a szögjellemző paraméterek szórása) ellentétes tendenciát mutathat, de ez ugyanazt a járásstabilitási változást jellemzi. Az eredmények alapján azt mondhattuk, hogy az arthrosis megjelenésével és rosszabbodásával különös figyelmet kell fordítani a járás biztonságának, pontosságának javítására különböző speciális gyakorlatokkal.

**Kulcsszavak:** járás, járás változékonysága, csípőízületi arthrosis, mozgásvizsgálat

### Impact of gait speed and severity of hip osteoarthritis on the variability of gait

#### Abstract

The gait analysis is an important element of examination of orthopedic and neurology, however few research studied the variability of gait at different gait speeds and at patients with different degree of hip osteoarthritis. The research was intended to clarify 1) how the variability of gait is affected by different controlled speeds, and 2) how the variability of gait is affected by various degrees of hip osteoarthritis. We examined healthy, elderly subject and patients with moderate and severe hip osteoarthritis at three different gait speed. The spatial positions of anatomi-

cal points investigated were determined by zebris CMS-HS ultrasound-based motion analysis system during more than 400 gait cycles, and the coefficient of variance of spatial, temporal and angular parameters are calculated. Our data suggested that the figures describing the variance of most parameters significantly depended on speed and on degree of osteoarthritis. The data also indicated that the most accurate and secure gait patterns were produced at speeds near the self-selected gait speeds; speeds different therefrom reduced the security and accuracy of gait. For comparisons, it is expedient to perform tests at various controlled speeds, with one of the controlled speeds not to deviate significantly from the self-selected gait speed of the subject / group of subjects. Hip joint degeneration significantly worsened variance on the affected side, with non-affected joints and the pelvis plays an important role in compensation as shown by increased flexibility, thereby playing an increased role in the adaptation of step-by-step motions. The two different characterizations of the kinematic variance of the lower limb (variance of spatial and temporal parameters; variance of angular parameters) may display opposing tendencies, but they describe the same change in gait. Based on the results, it can be stated that upon the appearance and deterioration of osteoarthritis, particular attention must be paid to the improvement of gait stability and accuracy by a variety of special exercises.

**Keywords:** gait, variability of gait, osteoarthritis of hip joint, motion analysis

## Bevezetés

A járás az egyik legkorábbi és a legtöbbet gyakorlott mozgásfajta, változékonysága az emberi mozgások közül a legkisebb. A járás változékonysága a vizsgált személy járásciklusainak megismétlési pontossága, ami a távolság-, idő-, valamint a szögjellegű jellemzők szórásával<sup>6,7,17,28</sup> és/vagy relatív szórásával<sup>8,14,16</sup> jellemezhető. A relatív szórás, a szórás és az átlagérték százalékos arányaként definiálható. A korábbi tanulmányok bizonyították, hogy az idősek járásának változékonysága lényegesen nagyobb, mint a fiataloké<sup>8,14,17,28</sup>. A nagyobb változékonyságot az idősek lassabb járása<sup>17</sup>, a növekedett életkor<sup>17</sup>, a neuromuszkuláris deorientáció<sup>17</sup>, az izmok csökkent ereje<sup>5</sup>, valamint a megváltozott flexibilitás<sup>19</sup> okozhatja.

A járás változékonysága vizsgálható futófolyosón a saját választott sebességgel<sup>14</sup>. Hátránya, hogy a futófolyosó korlátozott hossza miatt csak 5-10 lépés adatai rögzíthetők és elemezhetők. Újabb tanulmányok<sup>17,28</sup> a vizs-

gálatot futószalagon végeztek, a lassabb vagy gyorsabb járást a saját választott sebesség (PWS) bizonyos százalékaként definiálták (0,8-1,2 PWS). A tanulmányok bizonyították, hogy a fiatalokhoz hasonlóan az idősek járássebessége szignifikánsan befolyásolta a járás távolság- és időjellegű paramétereinek szórását, relatív szórását<sup>8,17</sup>. Möckel és mtsai<sup>22</sup> és Bejek és mtsai<sup>2</sup> bizonyították, hogy a járás sebessége szignifikánsan befolyásolta a járás kinematikai és kinetikai paramétereit, azaz célszerű a járásvizsgálatot azonos, kontrollált sebességen vizsgálni.

A járásvizsgálattal bizonyították, hogy a csípőízületi arthrosis a járás paramétereit lényegesen módosítja<sup>2,3,15,22,23,24,29,31,32</sup>. Van den Akker-Scheek és mtsai<sup>30</sup> idősek egészségeseknél, valamint betegeknek csípőprotézis-beültetése előtt, valamint az operáció után hat héttel és hat hónappal vizsgálták a lépéshosszt, a lépésidőt és a paraméterek relatív szórását szabadon választott kényelmes, lassú és gyors járáskor. Az irodalomban – tudásunk szerint – nincs olyan tanulmány, amely a különböző



fokú csípőízületi arthrosis fokának hatását vizsgálta volna a járás változékonysága tekintetében. A kutatás célja annak tisztázása volt, hogyan befolyásolja a járás változékonyságát a különböző kontrollált sebesség, valamint a csípőízületi kopás különböző foka.

## Módszer

### Vizsgált személyek

A kontrollcsoportot alkotó idős, egészséges személyek nem voltak korlátozva a mindennapi mozgásukban és sportolásukban. A mozgásvizsgálat előtt elvégzett ortopédiai vizsgálat szerint az alsó végtag ízületeinek mozgástartománya, stabilitása, valamint az alsó végtag tengelyállása, izomereje és izomtónusa életlenül megfelelő volt. A demográfiai jellemzőiket az 1. táblázatban foglaltuk össze.

A vizsgálatba bevont egyoldali arthrosisos beteget a SE Ortopédiai Klinikájának betegei közül választottuk. Az elkészített radiológiai felvétel alapján meghatározott Kellgren–Lawrence (KL) osztályozás szerint<sup>18</sup> a betegeket két csoportba osztottuk. Minden beteg képes volt segédeszköz nélkül járni, más alsó végtagot érintő, valamint neurológiai elváltozás kórtörténetében nem volt. Az első betegcso-

portot 22 kiséfokú (KL-fok 2 vagy 3), míg a második betegcsoportot 18 nagymértékű (KL-fok 4) arthrosisral rendelkező beteg alkotta.

Minden vizsgált személyt a vizsgálat menétéről, a vizsgálatról való bármikori visszalépés lehetőségéről írásban tájékoztattuk, és ezt aláírásukkal is igazolták. A vizsgálatot az Országos Tudományos Kutatási Bizottság engedélyezte (112/2004).

### Mérési módszer

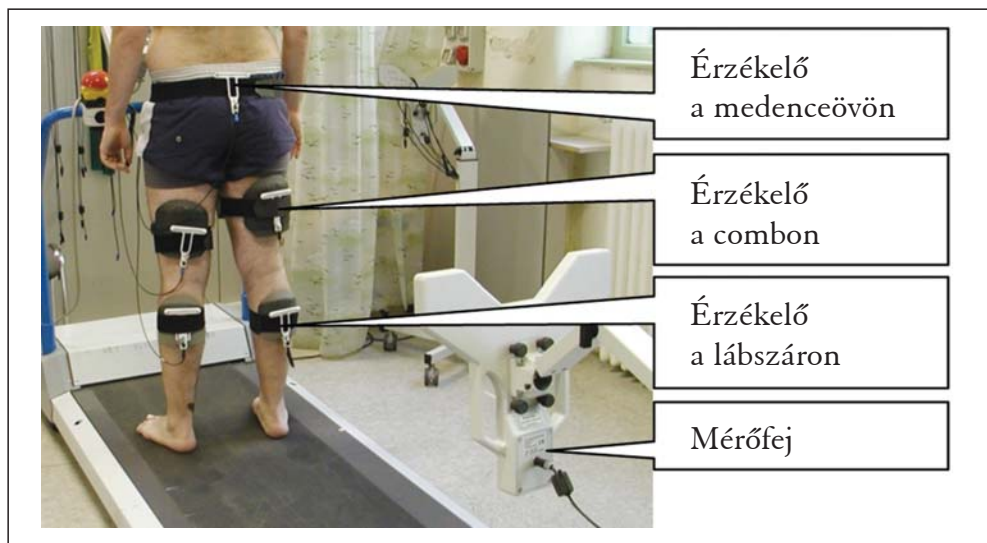
A vizsgálat megkezdése előtt minden beteggel kitöltöttük a HHS (Harris Hip Score) életminőségi és funkcionális tesztet.

A járásvizsgálatok a Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem Műszaki Mechanikai Tanszék Biomechanikai Laboratóriumában található zebris CMS-HS (zebris, Medizintechnik GmbH, Németország) számítógép által vezérelt, ultrahangalapú mozgáselemző rendszerrel történtek (1. ábra), a mérési frekvenciája 100 Hz volt. A mérést vezérlő program a mérőrendszer által rögzített ultrahang terjedési idejéből az érzékelők és a vizsgált szegmentumokon kijelölt 19 anatómiai pontok térbeli koordinátáit számolta<sup>20,21</sup>.

	kontroll	kiséfokú OA	nagyfokú OA
darabszám	12 nő és 8 ffi	12 nő és 10 ffi	10 nő és 8 ffi
életkor (év)	70,8±3,1	71,3±3,3	70,7±2,5
testtömeg (kg)	73,3±11,4	79,4±8,4	75,1±9,1
testmagasság (cm)	169,2±19,1	170,0±20,5	168,4±14,5
BMI	25,6±3,8	27,5±4,1	26,6±3,5
HHS	98,9±1,1	71,7±5,3 <sup>#</sup>	51,3±8,2 <sup>#,*</sup>

1. táblázat. A vizsgált személyek demográfiai adatai és HHS életminőségi és funkcionális teszt eredménye (átlag±szórás)

A demográfiai adatokban (életkor, testtömeg, testmagasság, BMI) nincs szignifikáns különbség. A HHS-teszt esetében az eltérés szignifikáns mindkét csoport esetében a kontrollcsoporthoz viszonyítva (<sup>#</sup>) és egymáshoz viszonyítva (<sup>\*</sup>).



1. ábra. A klinikai, hátsó elrendezésű mérés elrendezése

A vizsgálat megkezdése előtt meghatároztuk a vizsgált személyek szabadon választott, preferált sebességét 10 méter hosszú futófolyosón. A járásvizsgálatok elektromos motor meghajtású 330 mm × 1430 mm futófelületű futószalagon (Bonte Zwolle B.V., Ausztria) hatperces gyakorlás után történtek<sup>1</sup>. A vizsgált személyek három különböző, kontrollált sebességgel (0,8 m/s, 1,0 m/s és 1,2 m/s) 10-10 percet mezítláb sétáltak, közben rögzítettük a járás megkezdése előtt definiált anatómiai pontok térbeli helyzetét. A vizsgált személyeket kértük, hogy a járás közben mozgásukat ne nézzék, hanem előretekintsenek. A mérések között öt percet pihentek. Az összes vizsgálatba bevont egészséges és csípőízületi kopással rendelkező beteg a vizsgálatot teljesíteni tudta. Kizárás nem történt.

A mérést vezérlő program a kijelölt anatómiai pontok térbeli koordinátáit minden egyes méréskor legalább 400 ciklus esetén rögzítette. A vizsgálataink során a rögzített ciklusok számának átlaga 548 volt. A megadott protokoll alkalmas a járás változékonyságának vizsgálatára<sup>27,28</sup>.

### Számított jellemzők meghatározása

Minden vizsgált személy több mint 400 járásciklusánál számítottuk a lépéshosszt, a lépésidőt, a kettőtámasz fázis hosszát, a támaszfázis hosszát és a járás frekvenciáját. Minden vizsgált személynél, minden egyes sebesség esetén több mint 400 adatból számítottuk a személyekre jellemző átlagot, valamint a személyek járásának változékonyságát leíró szórást és relatív szórást. A térdízületi, csípőízületi szög, valamint a medenceöv dőlése, billenése és rotációja esetén az összes vizsgált személy összes járásciklusát 0–100% ciklusra normáltuk. Minden egyes személy esetén a lépésciklus minden egész százalékában számítottuk a szögjellegű paramétereket. Majd meghatároztuk az egyes személy összes lépésciklusából az átlagot  $[Mean(i)]$  és szórást  $[SD(i)]$ , és a relatív szórást  $(MeanSD)^{17}$

$$MeanSD = (SD(i))_i \quad i \in \{\text{lépésciklus } 0-100\%\}$$

ahol  $SD(i)$  jelenti a ciklus  $i$ . százalékban meghatározott átlagot és szórást, a  $< >_i$  jelenti az összes  $i$ . pontban meghatározott

értékek átlagát egy személy esetén. A fenti számítási módszerhez hasonlóan definiáltuk az átlagos relatív szórást (MeanCV%)

$$\text{MeanCV}(\%) = \left( \frac{SD(i)}{\text{Mean}(i)} \right)_i \times 100 \quad i \in \{\text{lépésciklus } 0-100\% \}$$

ahol  $\text{Mean}(i)$  és  $SD(i)$  jelenti a ciklus  $i$ . százalékban meghatározott átlagot és szórást, a  $< >_i$  jelenti az összes  $i$ . pontban meghatározott értékek átlagát egy személy esetén. Így minden egyes személy egy-egy szögjellegű paraméterének változékonysága két paraméterrel ( $\text{MeanSD}$  és  $\text{MeanCV}$ ) volt jellemezhető az egész lépésciklus tekintetében. Minden egyes vizsgált személy esetén rendelkezésünkre állt az egyes paraméterek átlaga, szórása és relatív szórása. A következőkben csak a járás változékonyságát leíró szórás és relatív szórás értékét elemeztük.

A fenti módon számolt, és a személyek járásának változékonyságát jellemző értékekből mindhárom csoport mindhárom kontrollált sebességénél meghatároztuk a csoporthoz tartozó személyek jellemzőiből a csoportátlagot és ennek szórását. A kapott adatokat a kétváltozós, ismételt mérés ANOVA modellel elemeztük, ahol szükséges, post-hoc vizsgálattal kiegészítve. A két változó az arthrosis foka és a járás sebessége volt. Az arthrosis foka csoportnak három szintje volt, a kontrollcsoport, a kisméretű csípőízületi arthrosis és a nagyfokú csípőízületi arthrosisban szenvedő betegek csoportja. A járás sebességének is három foka volt, 0,8 m/s, 1,0 m/s, valamint 1,2 m/s sebesség. Szignifikancia szintnek minden esetben a  $p \leq 0,05$  értéket választottuk. A statisztikai elemzések az SPSS 14 programmal történtek (SPSS, Chicago, IL).

## Eredmények

Az egészséges kontrollcsoport HHS életminőségi és funkcionális teszt értéke szignifikánsan magasabb volt, mint a kisméretű

( $p=0,009$ ) és nagyfokú ( $p=0,002$ ) csípőízületi arthrosisban szenvedő betegeké. A két különböző fokú arthrosis csoport összehasonlításából azt kaptuk, hogy a kisméretű arthrosisban szenvedők HHS-értéke szignifikánsan magasabb, mint a nagyfokú arthrosisban szenvedő betegeké ( $p=0,005$ ) (1. táblázat). A magasabb HHS-érték a beteg által érzett kedvezőbb funkcionális képességeket és életminőséget jelentette.

A futófolyosón meghatározott szabadon választott sebesség szignifikáns különbséget mutatott a nagyfokú arthrosisban szenvedő betegek ( $0,83 \pm 0,17$  m/s,  $0,54-1,13$  m/s) és az egészséges kontrollcsoport között ( $1,17 \pm 0,12$  m/s,  $0,73-1,37$  m/s) ( $p=0,009$ ). A kisméretű arthrosisban szenvedő betegek szabadon választott sebessége ( $1,09 \pm 0,21$  m/s,  $0,64-1,33$  m/s) szignifikánsan nem különbözött sem a nagyfokú arthrosisban szenvedő betegekétől ( $p=0,09$ ), sem a kontrollcsoporttól ( $p=0,17$ ).

Az adott csoporthoz tartozó vizsgált személyek járás paramétereinek változékonyságát jellemző szórás és relatív szórás értékeiből számolt csoportátlagot és annak szórását a távolság-idő paraméterek tekintetében a 2. táblázat, a szögjellegű paraméterek tekintetében a 3. táblázat tartalmazza. Kontrollcsoportnál, bármelyik sebességnél egyik paraméter esetén sem mutatott szignifikáns különbséget sem a szórás, sem a relatív szórás tekintetében, ha a két oldal értékeit hasonlítottuk össze (2. és 3. táblázat). A kisméretű vagy nagyfokú arthrosis csoport érintett és nem érintett oldalának összehasonlításakor minden sebességnél a járás majdnem minden paraméterének szórása és relatív szórása közötti különbség szignifikáns volt, kivétel támaszfázis hosszának szórása a kisméretű OA csoportnál 1,0 m/s sebességnél, valamint a nagyfokú OA csoportnál 0,8 m/s sebességnél (2. és 3. táblázat).

Az egészséges kontrollcsoportnál a 0,8 m/s és 1,0 m/s sebesség összehasonlításakor nem volt szignifikáns eltérés egyik paraméter esetén sem, míg a 0,8 m/s és 1,2 m/s összehasonlításakor az összes paraméter esetén az eltérés szignifikáns (2. és 3. táblázat) volt. A kisfokú csípőízületi és a nagyfokú csípőízületi arthrosisos betegeknek szinte az összes paraméter esetén a különbség szignifikáns volt. A kisfokú és nagyfokú csípőízületi arthrosisos betegeknek csak az egészséges oldal lépéshosszának, lépésszélességének szórását és relatív szórását nem befolyásolta a sebesség változása.

0,8 m/s és 1,0 m/s sebesség esetén az arthrosis foka nem befolyásolta az egészséges oldal lépéshosszának, lépésszélességének, valamint támaszfázis hosszának szórását és relatív szórását (2. táblázat). 1,2 m/s sebesség esetén az arthrosis foka nem befolyásolta a lépésszélesség relatív szórását, továbbá az egészséges és kisfokú arthrosisos betegek összehasonlításakor nem volt szignifikáns eltérés az egészséges oldal lépéshosszának, lépésszélességének és támaszfázis hosszának szórásában és relatív szórásában (2. táblázat). A térdízület, a csípőízület, valamint a medence mozgásainak változékonyságát az arthrosis foka minden sebességnél szignifikánsan befolyásolta (3. táblázat).

## Megbeszélés

### Járás sebességének a hatása

A futófolyosón végzett vizsgálatok azt mutatták, hogy a vizsgálat kontrollált (0,8 m/s, 1,0 m/s és 1,2 m/s) sebességeit jól választottuk meg. A kontrollált sebesség valamelyik csoport szabadon választott sebességével egyezett meg. A 0,8 m/s sebesség közel azonos volt a nagyfokú arthrosissal rendelkező betegek, az 1,0 m/s sebesség közel azonos volt a kisfokú

arthrosissal rendelkező betegek, míg az 1,2 m/s sebesség közel azonos volt az egészséges, idős személyek szabadon választott sebességével. Az egészséges kontrollcsoport futófolyosón mért szabadon választott sebessége megegyezett az irodalomban található eredményekkel<sup>8,14,17</sup>, és az idős emberek szabadon választott sebessége is az irodalmi adatokéhoz hasonlított<sup>3,22,23,32</sup>.

A távolság-idő paraméterek változékonyságát leíró szórás és relatív szórás az alsó végtag mozgásának lépésről lépésre történő megismétlési pontosságát<sup>8,11</sup> jellemzi. Ha a járás automatikus, ritmikus, akkor az alsó végtag koordinált mozgásai lépésről lépésre szabályosan, kis eltéréssel (a szórás és a relatív szórás kicsi) ismétlődnek meg<sup>25,26</sup>. A szögjellegű paraméterek magasabb szórása, relatív szórása a jobb flexibilitásra utal, ami lehetőséget ad a folyamatos korrigálásra, koordinálásra<sup>13</sup>. Kutatásunkban a szabadon választott sebesség környezetében a távolság-idő paraméterek változékonysága a legkisebb (2. táblázat), a szögjellegű paramétereké a legnagyobb (3. táblázat). Ez bizonyította, hogy mind az egészséges személyeknél, mind a különböző fokú arthrosisos személyeknél a járás automatizmus a szabadon választott sebesség környezetében a leghatékonyabb, ami a legpontosabb járást és a legjobb járásbiztonságot eredményezte. Beuchet és mtsai<sup>4</sup> egészséges fiatal személyek járásának változékonyságára vonatkoztatott elméleti levezetését a mérési eredményeinkkel idős személyek, valamint különböző fokú arthrosisos személyek esetén is bizonyítottuk. Az eredmények azt is mutatták, hogy mindhárom csoport esetén a távolság-idő jellegű paraméterek szórása és relatív szórása általában szignifikánsan növekedett (2. táblázat), a szögjellegű paraméterek átlagos szórása és átlagos relatív szórása általában szignifikánsan csökkent (2. táblázat), ha a járás sebessége eltért a szabadon választott sebességtől. Ezt Kang és Dingwell<sup>17</sup> és Jordan

Jellemző	Oldal	Egészséges						Kisfokú OA						Nagyfokú OA					
		0,8 m/s		1,0 m/s		1,2 m/s		0,8 m/s		1,0 m/s		1,2 m/s		0,8 m/s		1,0 m/s		1,2 m/s	
		SD	CV	SD	CV	SD	CV	SD	CV	SD	CV	SD	CV	SD	CV	SD	CV	SD	CV
		%	%	%	%	%	%	%	%	%	%	%	%	%	%	%	%	%	%
Lépésszám		10,1 ±1,1	11,3 ±1,3	9,8 ±0,9	9,6 ±1,5	9,3 ±0,6	9,2 ±1,5	8,2 ±0,6	8,2 ±1,4	12,9 ±0,8	13,4 ±1,6	15,8 ±1,0	13,4 ±2,4	11,8 ±0,8	11,3 ±1,2	16,5 ±1,4	14,2 ±2,0	19,2 ±1,8	17,9 ±2,7
Lépéshossz	a	79,2 ±12,1	11,8 ±3,4	71,5 ±14,9	9,3 ±3,2	65,6 ±12,8	7,9 ±3,5	100,4 ±15,4	15,6 ±2,6	86,1 ±13,1	12,5 ±1,8	121,4 ±16,9	18,7 ±3,2	99,9 ±17,2	21,4 ±3,4	129,9 ±14,8	24,9 ±3,9	141,4 ±17,9	30,9 ±4,3
Lépéshossz	b	74,1 ±12,2	11,7 ±3,5	65,9 ±13,2	9,1 ±3,1	60,8 ±12,9	7,2 ±3,4	76,2 ±13,4	11,8 ±3,6	64,7 ±13,9	9,3 ±3,0	62,9 ±13,0	7,6 ±3,6	77,5 ±11,6	16,2 ±3,8	65,9 ±13,6	12,1 ±3,4	98,7 ±15,1	13,7 ±3,9
Lépésszélesség	a	4,7 ±0,9	18,1 ±3,7	4,3 ±0,7	17,1 ±3,5	3,9 ±0,6	16,8 ±3,3	15,8 ±2,4	22,3 ±1,7	13,1 ±2,4	19,8 ±2,1	25,4 ±3,8	24,3 ±4,6	27,5 ±3,6	26,7 ±4,1	32,2 ±3,2	31,7 ±4,9	41,5 ±4,2	39,3 ±5,2
Lépésszélesség	b	4,5 ±0,7	17,3 ±3,6	4,2 ±0,6	16,7 ±3,5	3,8 ±0,6	15,7 ±3,3	15,7 ±2,4	4,6 ±0,3	17,6 ±3,8	4,2 ±0,3	17,0 ±2,9	3,9 ±0,3	16,0 ±3,4	5,2 ±0,8	17,9 ±3,5	4,6 ±0,9	14,7 ±3,4	5,7 ±3,9
Támaszfázis	a	6,1 ±0,9	5,5 ±1,6	5,9 ±1,7	4,5 ±1,0	5,5 ±1,8	3,8 ±0,9	8,1 ±0,9	12,4 ±1,6	6,8 ±1,1	10,2 ±1,3	15,6 ±1,3	28,7 ±3,4	8,2 ±1,8	27,2 ±2,9	14,0 ±2,3	32,9 ±3,5	19,8 ±3,5	41,5 ±4,2
Támaszfázis	b	5,9 ±0,9	5,2 ±1,5	5,8 ±0,7	4,3 ±1,5	5,1 ±0,5	3,7 ±1,5	6,9 ±1,0	5,2 ±1,5	6,3 ±1,6	4,6 ±1,0	5,4 ±1,6	3,9 ±1,6	6,0 ±1,2	6,3 ±2,4	6,2 ±0,7	5,8 ±1,8	9,1 ±1,3	9,7 ±2,1
Kettőtámaszfázis		2,5 ±0,3	5,6 ±1,4	2,7 ±0,5	4,3 ±1,6	2,2 ±0,2	4,1 ±0,2	4,9 ±0,8	10,2 ±1,5	3,9 ±0,5	8,7 ±1,4	11,4 ±0,6	13,8 ±1,4	6,7 ±0,4	17,9 ±2,1	9,1 ±0,6	11,8 ±1,5	15,0 ±1,5	22,1 ±2,9

2. táblázat. Távolság és idő paraméterek szórása (SD) és relatív szórása (CV) különböző csoportok és sebességek esetén

A cellákban a csoporthoz tartozó személyek járásának változékonyságát jellemző szórásból (SD) és relatív szórásból (CV) számított csoportátlag és annak szórása látható.

a) egészségesek nem domináns oldala, OA betegek érintett oldala; b) egészségesek domináns oldala, OA betegek nem érintett oldala;

szignifikáns különbség \* az oldalak között; + 0,8 m/s sebességhez; # az 1,0 m/s sebességhez; ‡ a kontroll-csoporthoz; < a kisfokú OA csoporthoz viszonyítva.

Jellemző	Oldal	Egészséges						Kisfokú OA						Nagyfokú OA					
		0,8 m/s		1,0 m/s		1,2 m/s		0,8 m/s		1,0 m/s		1,2 m/s		0,8 m/s		1,0 m/s		1,2 m/s	
		Mean-SD	Mean-CV	Mean-SD	Mean-CV	Mean-SD	Mean-CV	Mean-SD	Mean-CV	Mean-SD	Mean-CV	Mean-SD	Mean-CV	Mean-SD	Mean-CV	Mean-SD	Mean-CV	Mean-SD	Mean-CV
		fok	%	fok	%	fok	%	fok	%	fok	%	fok	%	fok	%	fok	%	fok	%
Térdízület	a	5,6 ±0,5	9,5 ±1,6	6,1 ±1,1	10,1 ±1,7	7,9 ±0,6	12,6 ±1,9	4,6 ±0,7	7,1 ±1,0	4,8 ±0,8	8,9 ±0,9	3,4 ±1,2	8,0 ±0,7	2,3 ±0,3	6,1 ±0,9	1,8 ±0,5	4,3 ±1,4	1,1 ±0,3	3,0 ±1,1
Térdízület	b	5,2 ±0,5	8,9 ±1,2	5,7 ±1,0	9,9 ±1,3	7,4 ±0,6	13,0 ±1,7	7,3 ±1,0	14,8 ±1,5	8,6 ±1,2	21,9 ±1,9	9,9 ±1,0	27,7 ±1,7	16,5 ±2,0	35,1 ±3,1	13,5 ±1,6	32,5 ±2,2	11,5 ±1,4	11,3 ±1,7
Csípőízület	a	2,5 ±0,4	3,7 ±0,6	2,8 ±0,6	4,0 ±0,6	3,3 ±0,6	4,4 ±0,6	1,3 ±0,4	1,9 ±0,7	2,2 ±0,4	3,1 ±0,9	0,9 ±0,3	2,1 ±0,8	1,0 ±0,3	1,2 ±0,2	0,6 ±0,3	0,9 ±0,2	0,4 ±0,2	0,5 ±0,1
Csípőízület	b	2,4 ±0,2	3,6 ±0,5	2,5 ±0,6	3,9 ±0,6	3,0 ±0,5	4,3 ±0,8	5,4 ±0,8	18,1 ±3,1	4,0 ±0,2	14,8 ±2,7	6,2 ±1,1	25,7 ±3,5	10,3 ±1,4	47,2 ±6,7	8,0 ±0,5	35,4 ±5,4	7,5 ±0,5	29,3 ±4,8
Medence dőlése		5,1 ±0,5	25,6 ±1,1	5,5 ±0,7	26,8 ±3,4	6,1 ±0,5	28,4 ±3,8	7,9 ±0,9	28,7 ±2,4	8,8 ±1,0	35,7 ±2,9	7,0 ±0,8	32,8 ±2,4	13,4 ±1,2	59,8 ±4,8	9,8 ±0,7	48,2 ±3,8	8,5 ±0,6	37,1 ±3,3
Medence billenése		1,3 ±0,2	25,7 ±1,5	1,7 ±0,2	26,6 ±1,8	2,6 ±0,2	27,4 ±2,0	2,2 ±0,3	27,7 ±1,8	3,5 ±0,4	33,1 ±2,8	2,8 ±0,2	29,8 ±1,4	6,1 ±0,8	57,5 ±4,1	4,3 ±0,6	44,2 ±3,5	2,1 ±0,2	34,5 ±3,8
Medence rotációja		2,3 ±0,2	28,7 ±0,9	2,5 ±0,3	29,5 ±1,4	2,7 ±0,2	30,8 ±1,8	3,4 ±0,3	33,4 ±2,7	4,0 ±0,3	35,1 ±2,6	3,1 ±0,2	32,7 ±1,4	5,7 ±0,5	55,1 ±3,9	4,3 ±0,2	45,7 ±2,8	3,7 ±0,2	36,4 ±3,4

3. táblázat Térdízület, csípőízület és medenceöv mozgását jellemző szögek átlagos szórása (MeanSD) és átlagos relatív szórása (MeanCV) a különböző csoportok és sebességek esetén

A cellákban a csoporthoz tartozó személyek járásának változékonyságát jellemző átlagos szórásból (MeanSD) és átlagos relatív szórásból (MeanCV) számított csoportátlag és annak szórása látható.

a) egészségesek nem domináns oldala, OA betegek érintett oldala; b) egészségesek domináns oldala, OA betegek nem érintett oldala;

szignifikáns különbség \* az oldalak között; + 0,8 m/s sebességhez; # az 1,0 m/s sebességhez; ‡ a kontroll-csoporthoz; < a kisfokú OA csoporthoz viszonyítva

és mtsai<sup>16</sup> idős, egészséges személyek esetén, van den Akker-Scheek és mtsai<sup>30</sup> nagyfokú arthrosisos betegek esetén is megfigyelte.

Az irodalomban nincs adat arra nézve, hogy a különböző fokú csípőízületi arthrosissal rendelkező betegek esetén, a járás sebessége hogyan befolyásolja a járás változékonyságát. A kinematikai paraméterek szórása, relatív szórása a járás stabilitásának indexei<sup>25</sup>. A távolság-idő paraméterek megnövekedett szórása és relatív szórása<sup>9,12,13,25</sup>, a szögjellegű paraméterek csökkent szórása és relatív szórása<sup>4,10</sup> együttesen a járás instabilitásának, az elesés kockázatának növekedését jelezhetik. A járás instabilitása és az elesés kockázata arthrosisos betegek esetén különösen nagy lehet, mert az érintett és a nem érintett oldal legpontosabb járásképet adó sebessége más és más (2. és 3. táblázat), amit az érintett és nem érintett oldal értékeinek szignifikáns különbsége (2 és 3. táblázat) is bizonyított.

A kapott eredmények alapján a járás a szabadon választott sebesség környékén a legpontosabb és a legbiztonságosabb. A járás sebessége szignifikánsan befolyásolta a legtöbb járásparaméter változékonyságát (2 és 3. táblázat), kivéve az egészséges oldal lépéshosszának, lépésszélességének szórását és relatív szórását (2. táblázat). Ha a különböző fokú arthrosissal rendelkező személyek járásának változékonyságát kívánjuk elemezni, akkor a vizsgálatokat célszerű választott, kontrollált sebességen végezni, de a vizsgálatba több sebességet kell bevonni.

### Az arthrosis fokának a hatása

A HHS életminőségi és funkcionális tesztek kiértékelése és összehasonlítása bizonyította, hogy a három csoport arthrosisának foka szignifikánsan befolyásolta a beteg által érzett funkcionális képességeket és életminőségeket

(1. táblázat). Feltételezhettük, hogy az arthrosis foka a járás változékonyságát is befolyásolja. A járás és az egyes paraméterek szórásának és relatív szórásának elemzése fontos információkat adott nemcsak a járás változékonyságára, hanem a kompenzációs mechanizmusok feltárására és követésére is.

A távolság- és időjellegű jellemzők növekedett változékonysága a járás megismétlési pontatlanságát, biztonságosságának romlását mutatja<sup>8,11,25,26</sup>. Az eredményeink alapján az arthrosis romlásával a legtöbb távolság- és időjellegű paraméter változékonyságát jellemző szórás és relatív szórás szignifikánsan növekedett (2. táblázat), ami alapján feltételezhető, hogy a járás megismétlési pontatlansága, kontrollálása romlik, ami az egész járás biztonságát csökkenti, az elesés kockázatát növeli.

A csípőízületi arthrosis szignifikánsan szűkíti az érintett csípőízület<sup>15,24,31</sup>, valamint az érintett oldal térdízületi mozgását is<sup>15,31,32</sup>. Tanulmányunkban az arthrosis romlásával párhuzamosan az érintett oldal csípőízületi és térdízületi szórása és relatív szórása csökkent, ami az ízület flexibilitásának csökkenését, mozgásának beszűkülését jelentette<sup>25</sup>. Az ízületi mozgások változékonyságának csökkenése alátámasztotta azt az állításunkat, hogy az érintett oldal mozgásának megismétlési pontossága, kontrollálása romlott. Az ízületi mozgások változékonyságának növekedése a növekedett ízületi flexibilitást és a stabilitás biztosításában való nagyobb szerepvállalást is jelenti<sup>4,25</sup>. Az ellenoldali (nem érintett) csípőízület- és térdízület-, valamint medence-mozgások változékonyságának növekedésével bizonyítható, hogy ezek az ízületek fontos szerepet játszottak a kompenzációban<sup>2,24,29</sup> és a biztonságos járásra való törekvésben.

Az arthrosis rosszabbodásával az érintett oldali távolság-idő paraméterek változékonysága növekedett, míg az érintett oldali ízület



letek mozgásának változékonysága csökkent, ami együttesen a járás kontrollálásának, biztonságának, megismétlési pontosságának romlását mutatta. A tendencia szignifikáns változása tovább erősíti azt, hogy az arthrosis rosszabbodásával ezek a jelenségek növelik az

elesés kockázatát. Az ellenoldali ízületek, valamint a medenceövmozgások változékonyságának növekedése azt is bizonyította, hogy ezek az ízületek fontos szerepet töltenek be a kompenzációs mechanizmusban és a járás stabilitásának viszonylagos biztosításában.

## IRODALOM

1. *Alton F, Baldey L, Caplan S, Morrissey MC.* A kinematic comparison of over ground and treadmill walking. *Clinical Biomechanics* 1998; 13:434–40.
2. *Bejék Z, Paróczai R, Illyés A, Kiss RM.* The influence of walking speed on gait parameters in healthy people and in patients with osteoarthritis. *Knee Surgery Sports Traumatology, Arthroscopy* 2006;14:612–22.
3. *Bennett D, Himphereys L, O'Brain S, Kelly C, Orr JF, Beverland DE.* Gait kinematics of age-stratified hip replacement patients – A large scale, long-term follow-up study. *Gait and Posture* 2008;28:194–200.
4. *Beuchet O, Allali G, Berrut G, Dubost V.* Is low lower-limb kinematic variability always an index of stability? (Letter to editor) *Gait and Posture* 2007;26:327–8.
5. *DeVita P, Hortobágyi T.* Age causes a redistribution of joint torques and powers during gait. *Journal of Applied Physiology* 2000;8:1804–11.
6. *Dingwell JB, Robb RT, Troy KL, Grabiner MD.* Effects of an attention demanding task on dynamic stability during treadmill walking. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 2008;5:12.
7. *Dingwell JC, Marin LC.* Kinematic variability and local dynamic stability of upper body motions when walking at different speed. *Journal of Biomechanics* 2006;39:444–52.
8. *Dubost V, Kressig RW, Gonthier R, Herrmann FR, Aminian K, Najafi B, et al.* Relationship between dual task related changes in stride velocity and stride time variability in healthy older adults. *Human Movement Science* 2006; 25:372–82.
9. *England SA, Granata KP.* The influence of gait speed on local dynamic stability of walking. *Gait and Posture* 2007;27:172–8.
10. *Fuchs A, Kelso JA.* A theoretical note on models of interlimb coordination. *J Exp Psychol-Hum Percept Perform* 1994;20:1088–97.
11. *Hausdorffer JM.* Gait variability: Methods, modeling and meaning. *J Neuroeng Rehabil* 2005;20:19.
12. *Hausdorffer 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;82:1050–56.
13. *Heiderscheit BC.* Movement variability as a clinical measure for locomotion. *J Appl Biomech* 2000;16:419–27.
14. *Hollman JH, Kovash FM, Kubik JJ, Linbo RA.* Age-related differences in spatio-temporal markers of gait stability during dual task walking. *Gait and Posture* 2007;26:113–9.
15. *Hulet CH, Hurwitz DE, Andriacchi TP, Galante JO, Vielpeau C.* Functional gait adaptations in patients with painful hip. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 2000;86: 581–9.
16. *Jordan K, Challis JH, Newell KM.* Walking speed influences on gait cycle variability. *Gait and Posture* 2007;26:128–34.

17. Kang HG, Dingwell JB. Separating the effects of age and walking speed on gait variability. *Gait and Posture* 2008;28:572–9.
18. Kellgren JH, Lawrence JS. Radiological assessment of osteo-arthritis. *Ann Rheum Dis* 1957; 16:494–502.
19. Kerrigan DC, Lee KW, Collins JJ, Riley PO, Lipsitz LA. Reduced hip extension during walking: healthy elderly and fallers versus young adults. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 2001;82:26–31.
20. Kiss RM, Kocsis L, Knoll Zs. Joint kinematics and spatial temporal parameters of gait measured by an ultrasound based system. *Medical Engineering & Physics* 2004;26:611–20.
21. Knoll Zs, Kocsis L, Kiss RM. Gait patterns before and after anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy* 2004;12:7–13.
22. Möckel G, Perka C, Labs K, Duda G. The influence of walking speed on kinetic and kinematic parameters in patients with osteoarthritis of the hip using a force-instrumented treadmill and standardised gait speeds. *Arch Orthop Trauma Surg* 2003;123:278–82.
23. Mont MA, Seyler TM, Ragland PS, Starr R, Erhart J, Bhawe A. Gait analysis of patients with resurfacing hip arthroplasty compared with hip osteoarthritis and standard total hip arthroplasty. *Journal of Arthroplasty* 2007;22:100–8.
24. Murray MP, Gore DR, Brewer BJ, Gardner GM, Sepic SB. A comparison of the functional performance of patients with Charnley and Muller total hip replacement. *Acta Orthopaedica Scandinavica* 1979;50:563–9.
25. Newel KM, Corcos DM. Issues in variability and motor control. In: Newel KM, Corcos DM, editors. *Variability and motor control*. Champaign: Human Kinetics Publishers, 1993. p. 1–12.
26. Nutt JG, Marsden CD, Thompson PD. Human walking and higher-level gait disorders, particularly in the elderly. *Neurology* 1993;43: 268–79.
27. Owings TM, Grabiner MD. Measuring step kinematic variability on an instrumented treadmill: How many steps are enough? *Journal of Biomechanics* 2003;36:1215–18.
28. Owings TM, Grabiner MD. Variability of step kinematics in young and older adults. *Gait and Posture* 2004;20:26–9.
29. Thurston AJ. Spinal and pelvis kinematics in osteoarthritis of the hip. *Spine* 1985;10:467–71.
30. van den Akker-Scheek I, Stevens M, Bulstra SK, Groothoff JW, van Horn JR, Zijlstra W. Recovery of gait after short-stay total hip arthroplasty. *Arch Phys Med Rehabil* 2007;88:361–7.
31. Wadsworth JB, Smidt GL, Johnston RC. Gait characteristics of subjects with hip disease. *Phys Ther* 1972;8:829–37.
32. Wall JC, Ashbrun A, Kleenerman L. Gait analysis in the assessment of functional performance before and after total hip replacement. *Journal of Biomedical Engineering* 1981;3:121–7.
33. Winter DA. Biomechanical motor patterns in normal walking. *J Motor Behavior* 1983;15: 302–30.

*A kutatást az OTKA T49471 tematikus pályázata támogatta. A szerző köszönetét fejezi ki Köllő Katalin radiológus szakorvosnak a röntgenfelvételek értékelésében, Bejek Zoltán, Illyés Árpád ortopéd szakorvosoknak a mérésekben nyújtott segítségükért. A szerző szintén köszöni Kocsis László segítségét.*

**Dr. Kiss Rita M.**

Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem Hidak és Szerkezetek Tanszék,  
Biomechanikai Kooperációs Kutatóközpont  
H-1111 Budapest, Bertalan Lajos utca 2.  
Tel: (+36) 1 463-1738

## VIRTUAL REHABILITATION – A FOCUS ON MOVEMENT FUNCTION

Gábor Barton

Research Institute for Sport and Exercise Sciences

Liverpool John Moores University

[G.J.Barton@ljmu.ac.uk](mailto:G.J.Barton@ljmu.ac.uk)

### Abstract

For a long time virtual reality had been an exciting concept commonly associated with science fiction rather than science but with the accelerated development of technology now we have an accessible tool which is used in a multitude of applications. Rehabilitation is one of the fields where physical or intellectual interaction of the patient with a reactive environment can lead to health benefits and so the concept of “virtual rehabilitation” enjoys a lot of attention. The complementary expertise of health professionals, biomechanists, engineers and computer scientists working together in virtual rehabilitation allows us to formalise research questions related to movement function and the answers can help individuals coping with their impairments in a daily living context. This article describes our initial steps on a long and exciting journey.

**Keywords:** virtual reality, rehabilitation, movement analysis, cerebral palsy, targeted training, core control

### Introduction

Our Institute received major funding from the UK's Science Research Investment Fund in 2004 to establish a cutting edge scientific laboratory aiming to extend research towards new directions by combining biomechanical movement analysis technology with virtual reality. This approach has taken us into the exciting arena of “serious games” which are games designed for purposes other than entertainment (see [www.seriousgames.org.uk](http://www.seriousgames.org.uk)). Packaging a research paradigm as a computer game builds heavily on the power of motivation which together with repetition and feedback provides the three components of motor learning<sup>1,2</sup>. Our initial studies were of technical nature exploring the potential uses of the only CAREN system in the UK but we soon moved on to bona fide research projects in a clinical context. Considerable research funding by The WellChild Trust, Alder Hey Children's NHS Foundation Trust, and LJMU's

Institute for Health Research has consolidated the theme of Virtual Rehabilitation. A brief overview of the past five years will cover the technically focused initial work followed by the more applied research projects closing with an indication of future directions of research.

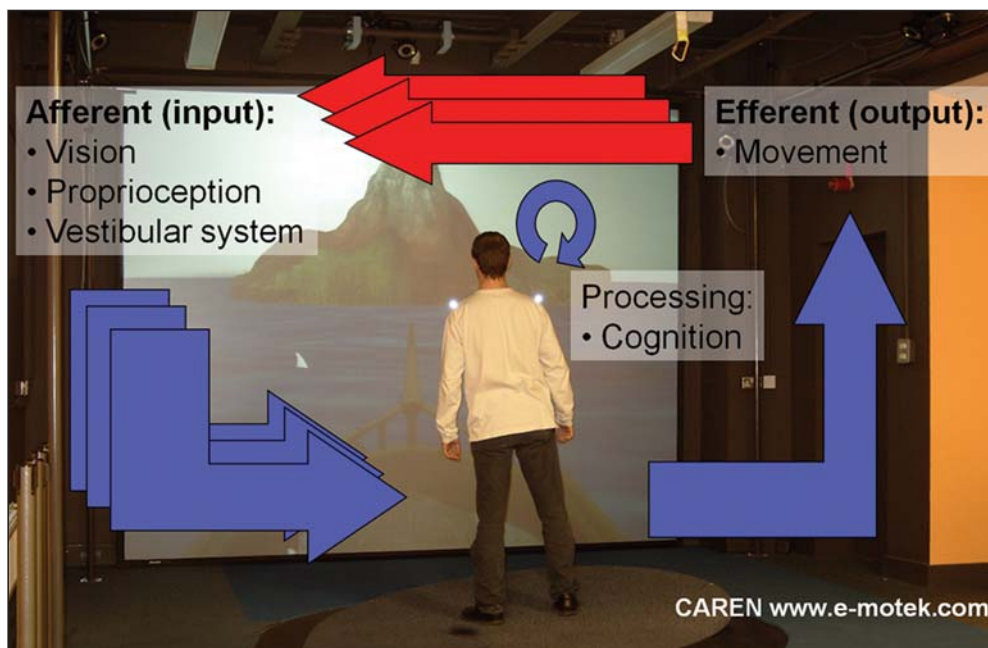
### The CAREN system

A lot of delicate details of human balance and posture have been uncovered following the conventional scientific approach of breaking down the phenomenon of standing balance into its conceptual building blocks (inputs, processing and outputs) and examining the components in great detail. The complexity of the experiments however is still inferior when compared to the challenges of real life situations where balance seamlessly or consciously plays an integral part of coping with our environment. How a figure skater can land after a

jump on a narrow blade, how a child learns to ride a bicycle, how a mother can manoeuvre a buggy on a bus braking in a bend, or even how a frail old lady can stand by the kitchen sink with poor vision and painful hips, are all challenges to the experimenter which so far had to be avoided or largely simplified before they could be approached.

Inputs, outputs and the internal processing of the neuro-musculo-skeletal system can be manipulated and evaluated by the integration of a number of sub-systems. Vision, proprioception and the vestibular system are the three inputs to balance and posture and can be influenced by computer generated graphics presented to a subject standing on a computer driven movable Stewart platform. Output of the subject is segmental movement captured in real-time by an optoelectronic multi-camera setup (e.g. Vicon or Qualisys). Advanced computer graphics software (e.g.

SoftImage) can be used to generate faithful scenarios which provide the task for the individual experiencing the interactive environment. The Computer Assisted rehabilitation Environment (CAREN system, [www.motekmedical.com](http://www.motekmedical.com)) links together all the above components making it possible to set up real time cause-effect relationships and feedback loops of events. For example the Boat demo (*Figure 1*) uses reflective markers attached to the trunk to reconstruct trunk lean sideways which rolls a boat on the screen and rolls the platform at the same time. Forward tilt of the segment is linked to forward acceleration of the boat. In this example leaning of the trunk moves the supporting platform which in turn moves the trunk, thereby closing a positive feedback loop. Responses of the person immersed in the virtual environment carefully designed to interact with the individual can be recorded and analysed offline.



*Figure 1.* The CAREN system integrates biomechanical movement capture, three dimensional computer graphics and a movable platform to provide immersive virtual environments

## Initial studies

In one of our earliest studies<sup>3</sup> we aimed to determine the technical performance of the CAREN platform by defining its kinematic response characteristics to commonly used input functions for each of its six translational and rotational degrees of freedom. Limits of the platform's linear and angular displacement ( $0.13\text{ m}$  and  $16^\circ$ ), velocity ( $0.4\text{ ms}^{-1}$  and  $40^\circ\text{s}^{-1}$ ) and acceleration ( $4.5\text{ ms}^{-2}$  and  $450^\circ\text{s}^{-2}$ ) compare favourably with other single degree of freedom platforms. Full range of the CAREN platform's amplitude can be utilised at  $0.3\text{ Hz}$  sine movement and 25% of its range at  $1.2\text{ Hz}$ . The low maximum average displacement crosstalk (1.5%) and velocity crosstalk (3.3%) suggest that single degree of freedom movements can be generated faithfully although the real strength of the platform is in the generation of realistic multiple degree of freedom movements. In our assessment the CAREN system is an appropriate device for postural and balance research with some unique features.

There is mounting evidence in the literature<sup>4</sup> that triggered responses to balance perturbations involve not only the ankle but also neck, thigh and trunk muscles. Current research<sup>5</sup> demonstrated that a single inverted pendulum model of human posture is not sufficient and muscles crossing the ankle, knee and hip account for the majority of forces driving a musculoskeletal model. Such evidence raises the need to generate joint specific rotational perturbations by rotating the CAREN platform around an axis crossing the targeted joint of the subject standing on the moving platform. Our first published results with the CAREN platform<sup>6,7,8</sup> described locations of the platform's default axes of rotation and the mathematical algorithm needed to translate the three axes of rotations into arbitrary locations. Accuracy of the platform's movement is

indicated by the small bounding rectangles containing the instantaneous axes of rotation while rotating around the ankle, knee and hip of a subject standing on the platform (ankle:  $1.87 \times 0.81\text{ mm}$ , knee:  $3.04 \times 1.23\text{ mm}$ , hip:  $3.14 \times 1.63\text{ mm}$ ).

The ability to aim rotational perturbations of the standing support at specific joints was used to test<sup>9</sup> if rotation of a person around the hip joint leads to a more focused movement perturbation when compared to the conventional rocking movement routinely used in targeted training<sup>10</sup>. Movement responses of one healthy female participant were recorded under the two conditions replicated by programmed movements of the CAREN platform (*Figure 2*). In comparison to the rocker movement, rotation of the body around the hip joints resulted in significantly reduced range of motion (ROM) in the hip and spine (mean  $\pm$  SD:  $1.4^\circ \pm 0.3$  and  $6.8^\circ \pm 1.2$  respec-



*Figure 2.* The upper part of a Targeted Training equipment is mounted on the CAREN platform which was programmed to replicate the default rocking movement normally provided by a rocker base. Responses of hip and lumbar flexion/extension were recorded and compared to a condition in which the body was rotated around an axis joining the two hip joint centres

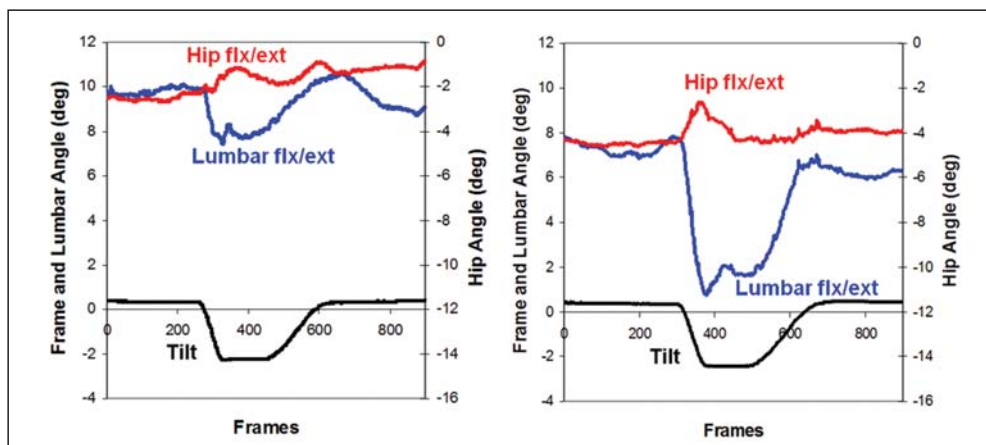


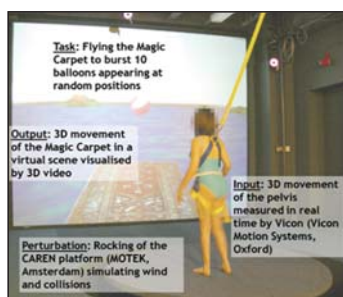
Figure 3. Tilt of the body using the same ramp function (black curve) resulted in different responses of hip and lumbar movement when rotating around the hip centre (left chart) and simulating the default rocking motion (right chart)

tively when rocking and  $1.1^{\circ} \pm 0.4$  and  $2.5^{\circ} \pm 0.4$  respectively when rotating,  $p < 0.05$ ) and a significantly increased ratio of hip-to-spine ROM (mean  $\pm$  SD:  $0.2 \pm 0.1$  when rocking and  $0.5 \pm 0.2$  when rotating,  $p < 0.05$ ) (Figure 3). Rotation around the targeted joint simplifies the balance task by minimising the antero-posterior accelerations and related proprioceptive, vestibular and visual stimuli, as indicated by the smaller ROMs. Rotation around the hip joint re-directs the focus of movement perturbation from the spine, confirmed by the increased relative contribution

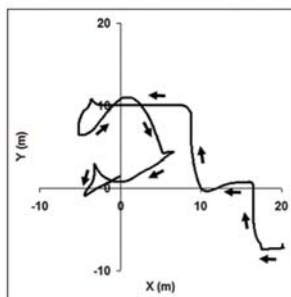
of the hip. The ability to focus the movement perturbation on a selected joint while reducing the stimulus acting on adjacent joints allows more finely graded levels of difficulty when training patients with cerebral palsy (CP).

### Virtual rehabilitation – proof of concept

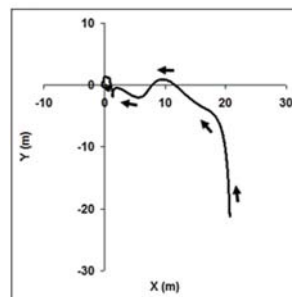
A collaboration with the Gait Laboratory of Alder Hey Children's NHS Foundation Trust (Liverpool) and The Movement Centre (Oswestry) resulted in an award winning pres-



a)



b)



c)

Figure 4. The Magic Carpet game (a) played by a girl with cerebral palsy diplegia.

Typical trajectories of the magic carpet approaching the balloon in the origin, showing the differences between strategies used by the patient (b) and the healthy control (c)



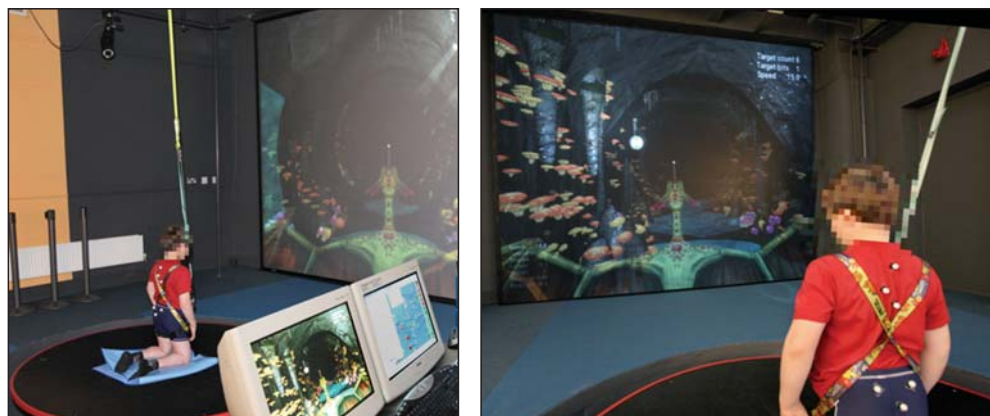
entation<sup>11</sup> exploring the potential of Virtual Rehabilitation in cerebral palsy. The study documented our proof of concept findings with a virtual reality game which employed a multiple-task driven visual and somatosensory bio-feedback environment that was expected to serve both as an assessment and training tool for core (pelvic) stability in CP children. Movement of the pelvis recorded in real time by Vicon was used to navigate the “Magic Carpet” in order to burst a series of balloons appearing at random positions (*Figure 4a*). A comparison of the movement strategies of a diplegic patient and a typically developing control (*Figure 4b* and *4c*) indicated that the method had a great potential to evaluate core stability. A video of the game can be seen at [www.ljmu.ac.uk/sportandexercisesciences/RISES/WellChildProject](http://www.ljmu.ac.uk/sportandexercisesciences/RISES/WellChildProject).

### Goblin post office – the WellChild project

Motivated by the initial findings and financially supported by The WellChild Trust, the next stage was to further develop and evaluate custom made computer games to improve movement co-ordination of children with cerebral palsy who have impaired dynamic

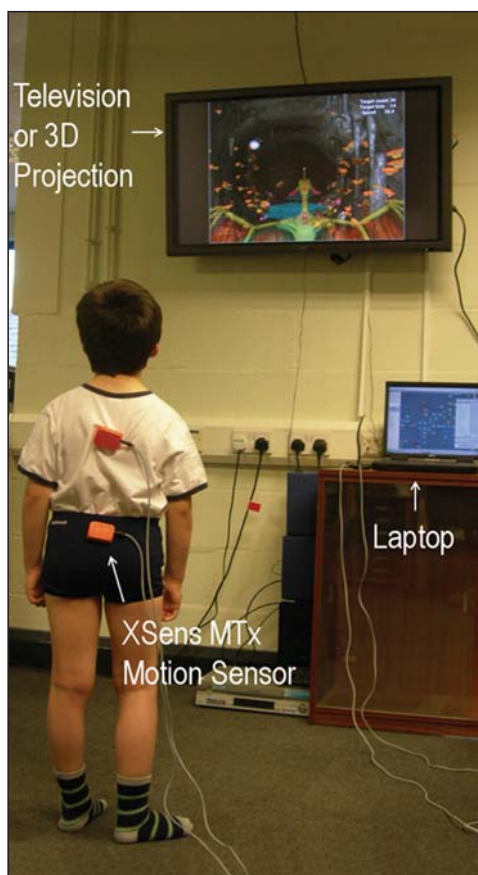
movement control of the pelvis and trunk (core). We proposed that exposure to computer games driven by active body movements of the core can lead to measurable improvements of core control and gait, and that computer based core control training is more effective than exposure to conventional physiotherapy. In phase 1, games were designed and developed and participants were recruited (*Figure 5*). In phase 2 after establishing their baseline measures of core control and gait, the CORE group received core control training by playing the games, and the CONTROL group played the games for the same duration and frequency but without a focus on core control (by using a joystick). This phase ended with recording of post-training measures of core control and gait scores. We are currently in phase 3 when the results are analysed leading to output generation.

Related satellite studies have explored the effect of game speed<sup>12</sup> and the development profiles of performance over time<sup>13</sup>. Our initial results were presented at ESMAC 2009 reporting some findings of the pre-training tests of core control, focusing on rotation and tilt of the trunk and pelvis<sup>14</sup>. The game task was similar to that of the “Magic Carpet”



*Figure 5.* One of our participants playing the Goblin Post Office game. Note the two clusters of markers on the trunk and pelvis which drive the game

game with the added feature that an adaptive algorithm adjusted the speed of the game in response to changes in target hit rates during game play. The maximum settled speed reached under each segmental control scheme was used to quantify performance. Significant differences were found between the control schemes in that game speed with trunk rotation was highest ( $54.5 \pm 0.6 \text{ ms}^{-1}$ ) followed by trunk tilt ( $48.3 \pm 2.0 \text{ ms}^{-1}$ ) and then pelvic rotation ( $44.1 \pm 1.6 \text{ ms}^{-1}$ ). Children were unable to play the game using pelvic tilt. Sagittal plane tilt was more difficult to control than transverse plane rotation, the trunk was better controlled than the pelvis, and there was least control over movements of the pelvis.



Further results of the study will follow soon and our next project funded by LJMU's Institute for Health Research is under way aiming to extend movement training to peripheral joints in order to improve reduced selectivity of muscle control in children with cerebral palsy. Our newly developed games training methodology based on inertia sensors (XSens, Enschede, The Netherlands) will be applied in Liverpool schools accessing more children (*Figure 6*). We aim to describe the interaction between core and peripheral movement control measuring the specific effects of the interventions on selective movement control. The specific implementation of virtual reality based movement training in clinical and community settings was funded by Alder Hey Charitable Funds.

### Future directions

Our current research stream uses visual and somatosensory feedback based on segmental movement. Thanks to the recent developments by Motek Medical, their Human Body Model software can visualise muscle actions in real time derived from inverse dynamics (joint moments and powers) combined with optimisation algorithms (*Figure 7*). Muscle specific visual bio-feedback realised in flexible virtual environments opens new directions to improving the movement control of children with neuromuscular conditions.

*Figure 6.* The Goblin Post Office game running on a laptop computer can be driven by XSens orientation trackers. Strategic placement of the sensors to selected body segments can be used to address the role of core and peripheral movement control in motor learning

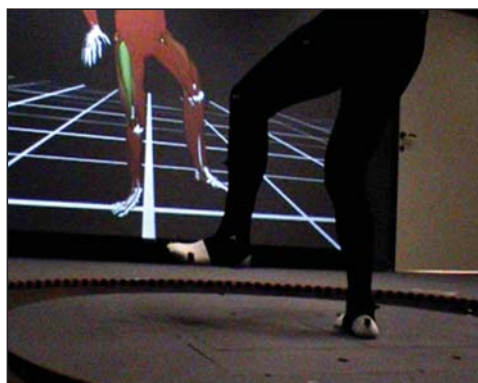


Figure 7. Motek Medical's Human Body Model in action. The colour of each muscle indicates its activation level calculated in real time from inverse dynamics using an optoelectronic movement analysis system and two force platforms. Addition of an instrumented treadmill with dual force platforms enables visualisation of muscle activity during gait

## REFERENCES

1. Rizzo AA, Buckwalter G, van der Zaag C. Virtual environment applications in clinical neurophysiology. In: Stanney K, editor. Handbook of virtual environment technology. London: Lawrence Erlbaum; 2002. p. 1027–64.
2. Holden MK. Virtual environments for motor rehabilitation: review. *Cyberpsychology and Behavior* 2005;8:187–211.
3. Lees A, Vanrenterghem J, Barton GJ, Lake M. Kinematic response characteristics of the CAREN moving platform system for use in posture and balance research. *Medical Engineering and Physics* 2007;29(5):629–35.
4. Allum JH, Bloem BR, Carpenter MG, Hulliger M, Hadders-Algra M. Proprioceptive control of posture: a review of new concepts. *Gait and Posture* 1998;8:214–42.
5. Jansen K, Levin O, De Groot F, Duysens J, Jonkers I. Modelling postural control: Validity of the inverted pendulum assumption. *Gait and Posture* 2009 (In Press). 18<sup>th</sup> ESMAC Meeting and Conference; Sept 17–19; London, United Kingdom.
6. Barton GJ, Vanrenterghem J, Lees A. Joint specific proprioceptive perturbation of standing balance on a movable platform [abstract]. *Gait and Posture* 2005;22(Suppl 1):50. 14<sup>th</sup> ESMAC Meeting and Conference, Sept 22–24; Barcelona, Spain.
7. Vanrenterghem J, Barton GJ, Lake M, Lees A. Changing the axes of rotation in a six degrees of freedom moving platform used for postural research [abstract]. *Gait and Posture* 2005;21(Suppl 1):152. ISPG 17<sup>th</sup> Conference; May 29–June 2; Marseille, France.
8. Barton GJ, Vanrenterghem J, Lees A, Lake M. A method for manipulating a movable platform's axes of rotation: a novel use of the CAREN system. *Gait and Posture* 2006; 24(4):510–4.
9. Barton GJ, Butler PB, Hawken MB, Jarvis SE. Re-direction of movement perturbation by rotating around the targeted joint [abstract]. *Journal of Sports Sciences* 2009;27(Suppl 1): 3–4. The Ergonomics Society: 6<sup>th</sup> International Conference on Sport, Leisure and Ergonomics. 2007 Nov 14.
10. Butler PB. A preliminary report on the effectiveness of trunk targeting in achieving independent sitting balance in children with cerebral palsy. *Clinical Rehabilitation* 1998;12(4): 281–93.
11. Barton GJ, Holmes G, Hawken M, Lees A, Vanrenterghem J. A virtual reality tool for training and testing core stability: a pilot study [abstract]. *Gait and Posture* 2006;24(Suppl 2): 101–2. 1<sup>st</sup> Joint ESMAC–GCMAS Meeting; 2006 Sept 28–30; Amsterdam, Netherlands: Winner of the Best Poster Prize.

12. *Hawkins PJR, Hawken MB, Barton GJ.* Effect of game speed and surface perturbations on postural control in a virtual environment. Proceedings of the 7<sup>th</sup> ICDVRAT with ArtAbilitation; 2008; Maia, Portugal.
13. *Foster RJ, Hawken MB, Barton GJ.* Movement Co-ordination of the pelvis in a virtual game environment [abstract]. Gait and Posture 2008; 28:10–1. 17<sup>th</sup> ESMAC Meeting and Conference; Sept 11–13; Antalya, Turkey.
14. *Barton GJ, Hawken MB, Butler P, Holmes G, Foster RJ.* Movement control of the trunk and pelvis in cerebral palsy diplegia [abstract]. Gait and Posture 2009 (In Press). 18<sup>th</sup> ESMAC Meeting and Conference; Sept 17–19; London, United Kingdom.

*Our research is funded by The WellChild Trust, Alder Hey Children's NHS Foundation Trust, and the Institute for Health Research of Liverpool John Moores University.*

**Dr. Gábor Barton**

Research Institute for Sport and Exercise Sciences  
 Liverpool John Moores University  
 15–21 Webster Street, Liverpool, L3 2ET, United Kingdom  
 Tel: +44 (0)151 2314333

## ALFÖLDI NYOMDA ZRT.



**4027 Debrecen, Böszörményi út 6.**

Tel.: (52) 515-715 • 415-579

Fax: (52) 325-227 • 430-987

E-mail: [info@anyrt.hu](mailto:info@anyrt.hu)

[www.alfoldi-nyomda.hu](http://www.alfoldi-nyomda.hu)

*Teljes körű nyomdaipari szolgáltatás – felsőfokon*

## THE GEOMETRY OF THE PROXIMAL FEMUR

Zoltán Csernátony, Sándor Manó, László Kiss

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

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

### Abstract

The authors performed radiological and morphological examinations on 86 femurs from fresh cadavers, and present their results to aid the planning of companies manufacturing hip endoprosthesis.

**Keywords:** geometry, femur, Singh index, Barnett–Nordin index

### Introduction

Total hip replacement began its conquest with the low friction arthroplasty principle and implant developed in 1961 by Sir John Charnley. From then on orthopedic surgery, besides numerous other beneficial surgeries, gave such an advantageous solution to patients suffering from hip pain that the prestige of the specialty was greatly increased. It is presently estimated that there are about 3-4.5 million patients benefitting from total hip replacement yearly. In the past 50 years, various implants appeared on the market. During this half century, there were enormous developments in metallurgy and in the chemical industry especially in plastics, material, and machinery, not to mention the advances in surgery itself. Nowadays many basic concepts are used in replacement surgery thus patients are operated along similar trends worldwide. At the same time, the further development of prosthetic replacement has not ended.

About two decades ago, industrial technology offered a new opportunity with the manufacture of custom made prostheses. For a few years, the specialty was unable to come to terms with what the future will bring. The problem was soon answered. The solution

was to use off-the-shelf prostheses in routine cases, thereby shaping the patient to the implant and not shaping the implant to the patient. For this the size differential between the implants became more refined. However, it must be kept in mind that within certain limits the geometry can vary in different populations.

### Methods and Materials

In our present work, we performed direct and radiological examination of 86 proximal femurs from 43 cadavers from Hajdú-Bihar County. The femurs were removed with the permission of the University of Debrecen, Medical Health and Science Center Regional and Institutional Ethics Committee. The deceased were all Caucasian. The measurement points and characteristics are shown in *Figure 1*. The Singh<sup>5</sup> and Barnett-Nordin indices<sup>1,3</sup> were also measured, the latter one in an extended form, 10, 20 and 30 centimeters below the lesser trochanter in both the AP and lateral views<sup>2</sup>.

In *Figure 1.*, for the sake of simplicity, the calculation method used to calculate the index 20 centimeters from the tip of the greater

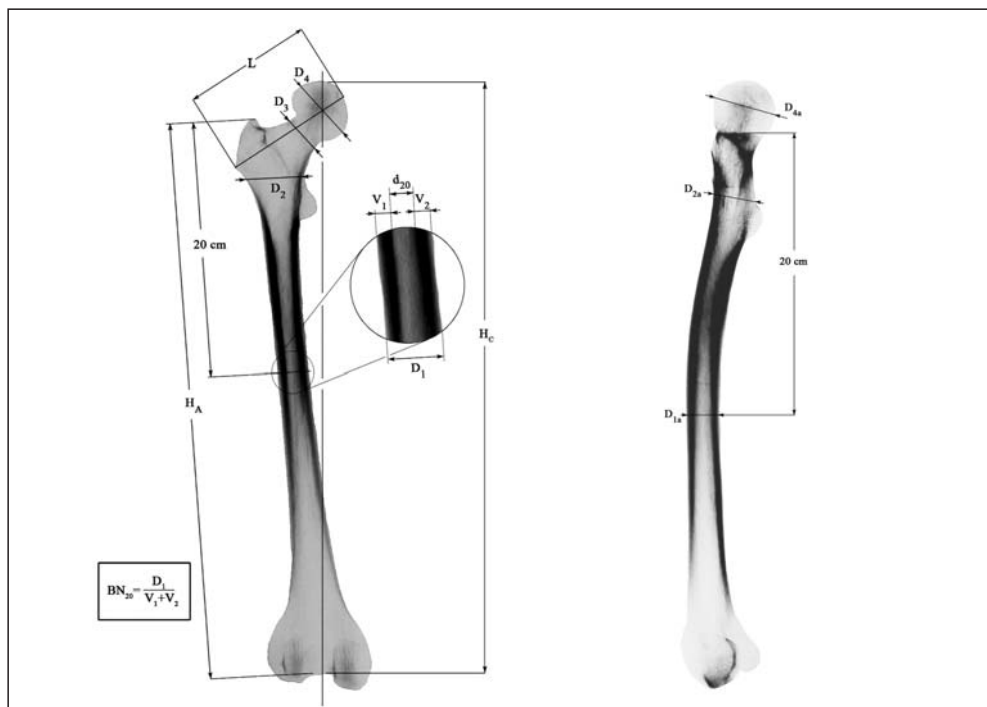


Figure 1. The measurement points and characteristics with the Barnett–Nordin index

trochanter ( $BN_{20}$ ) is demonstrated. We divided the diameter of the femur with the sum of the thickness of the outer and inner cortical bone.

The Singh index is a less exact, but practically useful radiological method to determine the level of osteoporosis which is based on the progressive disappearance of the bone scaffolds in the proximal femur (Figure 2).

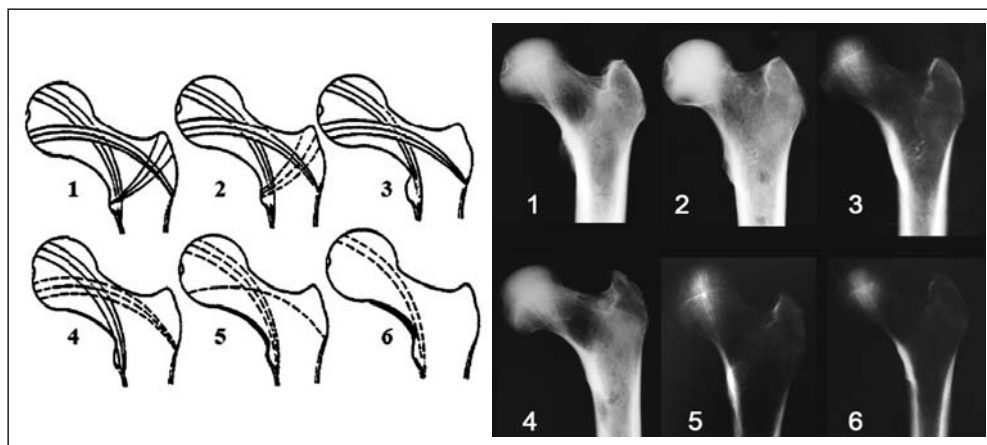


Figure 2. The interpretation of the Singh index



## Results

The measurement data are shown in *Table I*.

No	Age (year)	L (mm)	D <sub>1</sub> (mm)	D <sub>1a</sub> (mm)	D <sub>2</sub> (mm)	D <sub>2a</sub> (mm)	D <sub>3</sub> (mm)	D <sub>4</sub> (mm)	D <sub>4a</sub> (mm)	d <sub>10</sub> (mm)	d <sub>20</sub> (mm)	S	BN <sub>10</sub>	BN <sub>20</sub>	BN <sub>30</sub>
1.	49	116	34	30	41	44	37	57	59	25	14	6	0.39	0.59	0.39
2.	49	117	38	31	45	43	38	57	59	19	18	6	0.45	0.57	0.37
3.	73	95	24	27	39	30	30	44	45	15	10	4	0.50	0.58	0.26
4.	73	93	25	28	37	30	32	44	45	17	19	5	0.61	0.56	0.37
5.	86	98	31	20	40	34	31	46	48	23	12	4	0.34	0.61	0.27
6.	86	96	32	22	42	37	32	47	48	19	15	4	0.44	0.53	0.33
7.	81	95	24	23	39	32	31	48	48	12	12	5	0.54	0.58	0.35
8.	81	93	23	23	41	31	30	46	38	11	10	3	0.58	0.57	0.22
9.	83	100	26	27	49	38	37	53	55	20	11	5	0.41	0.58	0.14
10.	83	98	26	27	46	42	37	54	54	24	15	5	0.33	0.42	0.11
11.	83	106	30	30	47	48	37	55	53	21	15	4	0.42	0.50	0.28
12.	83	103	30	29	48	47	34	53	54	20	15	5	0.41	0.50	0.24
13.	46	101	28	25	43	34	27	46	47	20	13	4	0.39	0.54	0.37
14.	46	101	28	24	44	35	28	46	47	23	9	4	0.49	0.61	0.30
15.	82	110	33	32	52	42	39	53	56	27	17	2	0.36	0.49	0.20
16.	82	113	32	34	52	46	38	54	56	24	16	2	0.39	0.50	0.19
17.	55	104	31	31	43	40	37	49	52	19	15	4	0.47	0.52	0.27
18.	55	101	31	32	47	38	34	50	50	20	13	3	0.47	0.58	0.26
19.	41	103	35	30	42	37	31	47	49	13	8	4	0.54	0.68	0.30
20.	41	102	24	30	39	36	31	48	49	13	7	4	0.54	0.63	0.29
21.	60	102	29	26	44	41	33	50	51	20	16	4	0.39	0.45	0.15
22.	60	100	27	26	44	41	34	51	53	21	16	4	0.36	0.41	0.13
23.	78	102	29	28	43	38	32	49	50	17	13	5	0.46	0.55	0.25
24.	78	100	28	29	43	37	33	48	52	19	12	5	0.42	0.57	0.36
25.		89	29	24	43	37	34	—	—	16	11	5	0.48	0.62	0.22
26.		90	31	25	40	38	32	45	45	17	14	5	0.50	0.55	0.23
27.	61	113	28	28	45	30	34	52	55	17	9	4	0.50	0.68	0.35
28.	61	110	29	30	44	36	33	52	54	18	10	4	0.47	0.66	0.28
29.	72	106	35	25	47	39	33	53	53	18	13	4	0.51	0.63	0.30
30.	72	102	32	26	47	40	30	50	51	20	13	4	0.46	0.59	0.28
31.	64	87	25	26	38	32	29	44	44	16	10	2	0.39	0.60	0.13
32.	64	85	27	25	40	34	30	43	43	15	12	1	0.44	0.56	0.16
33.	46	89	24	24	38	28	28	43	44	13	11	3	0.54	0.54	0.13
34.	46	89	25	26	38	28	29	42	43	14	12	3	0.50	0.52	0.16
35.	71	106	30	26	44	35	31	49	50	22	12	4	0.37	0.60	0.30
36.	71	108	30	23	42	34	34	50	50	18	13	4	0.51	0.57	0.41
37.	53	105	34	28	50	40	45	53	53	18	11	6	0.50	0.57	0.42
38.	53	104	34	27	49	33	35	53	53	18	14	5	0.49	0.59	0.36
39.	42	106	33	30	47	40	35	54	55	24	18	4	0.35	0.46	0.45
40.	42	103	33	29	48	39	34	53	54	25	20	4	0.34	0.39	0.40
41.	74	107	28	28	48	40	35	50	53	15	11	4	0.53	0.61	0.32
42.	74	106	28	29	48	42	34	51	52	15	11	4	0.53	0.61	0.26
43.	42	101	29	29	46	35	37	49	51	18	14	6	0.46	0.52	0.27
44.	42	98	28	29	48	37	34	49	51	20	13	6	0.38	0.54	0.29
45.	69	96	29	26	41	37	27	44	45	23	17	4	0.30	0.41	0.32
46.	69	96	28	28	41	38	26	44	45	24	15	4	0.29	0.46	0.29
47.	88	88	25	29	40	37	28	42	44	18	13	4	0.36	0.46	0.13
48.	88	88	25	27	38	40	30	42	42	21	14	4	0.30	0.44	0.13
49.	62	104	27	26	47	38	29	56	58	18	12	5	0.44	0.56	0.18
50.	62	104	28	26	45	40	30	55	55	18	12	4	0.46	0.57	0.17
51.	83	110	30	29	48	37	—	—	—	20	10	5	0.46	0.67	0.36
52.	83	109	27	28	42	43	39	56	60	22	12	5	0.37	0.56	0.29
53.	69	97	30	26	47	43	—	—	—	19	15	3	0.40	0.50	0.31
54.	69	100	28	27	45	38	35	49	49	22	14	5	0.34	0.50	0.29

No	Age (year)	L (mm)	D <sub>1</sub> (mm)	D <sub>1a</sub> (mm)	D <sub>2</sub> (mm)	D <sub>2a</sub> (mm)	D <sub>3</sub> (mm)	D <sub>4</sub> (mm)	D <sub>4a</sub> (mm)	d <sub>10</sub> (mm)	d <sub>20</sub> (mm)	S	BN <sub>10</sub>	BN <sub>20</sub>	BN <sub>30</sub>
55.	49	109	31	29	57	40	38	58	57	18	11	4	0.41	0.65	0.18
56.	49	108	30	28	52	42	34	57	56	20	15	4	0.38	0.50	0.19
57.	77	105	27	26	45	37	32	52	54	15	9	4	0.55	0.67	0.25
58.	77	107	27	26	46	36	31	53	54	16	8	4	0.48	0.70	0.24
59.	68	—	26	21	41	33	29	43	44	13	11	4	0.55	0.58	0.17
60.	68	92	27	20	40	30	30	43	44	14	12	4	0.46	0.56	0.20
61.	85	93	26	28	44	44	31	47	48	18	10	4	0.42	0.62	0.31
62.	85	95	26	32	43	40	34	49	48	19	10	4	0.37	0.62	0.43
63.	70	105	28	27	43	39	33	50	52	23	12	4	0.30	0.57	0.30
64.	70	107	30	27	46	42	33	50	52	22	12	4	0.33	0.60	0.33
65.	78	86	23	24	40	37	31	44	44	22	17	4	0.21	0.26	0.18
66.	78	89	26	28	39	34	32	44	46	22	16	4	0.31	0.39	0.21
67.	56	96	30	26	40	36	31	51	51	20	14	4	0.43	0.53	0.32
68.	56	96	29	26	42	35	30	51	52	17	11	4	0.49	0.62	0.32
69.	72	103	27	27	45	36	32	50	52	21	12	4	0.35	0.56	0.36
70.	72	103	27	29	44	37	32	51	52	19	12	4	0.42	0.56	0.36
71.	46	107	27	30	46	38	35	55	56	21	13	2	0.38	0.52	0.21
72.	46	105	29	30	50	40	37	55	56	24	15	2	0.31	0.48	0.27
73.	82	109	28	28	42	40	35	52	51	16	13	5	0.52	0.54	0.22
74.	82	103	28	27	48	38	36	50	51	17	12	5	0.49	0.57	0.25
75.	39	116	26	31	46	38	33	58	58	19	12	4	0.44	0.54	0.28
76.	39	114	27	33	48	39	34	58	58	21	12	4	0.40	0.56	0.31
77.	55	114	31	31	46	42	36	54	56	21	16	5	0.42	0.48	0.24
78.	55	108	30	—	47	—	35	54	—	19	10	5	0.49	0.67	0.28
79.	76	95	25	24	42	32	28	46	47	14	10	4	0.48	0.60	0.17
80.	76	97	23	23	40	33	28	44	46	14	10	4	0.48	0.57	0.18
81.	36	94	25	30	48	40	34	49	51	18	9	3	0.42	0.64	0.26
82.	36	95	26	28	44	42	33	49	49	18	10	2	0.44	0.62	0.25
83.	80	88	27	29	40	36	29	44	46	18	12	3	0.36	0.56	0.25
84.	80	88	28	28	41	37	33	45	46	20	13	4	0.33	0.54	0.24
85.	76	104	27	30	47	41	34	53	57	21	10	5	0.38	0.63	0.36
86.	76	106	26	28	44	43	32	62	53	21	10	2	0.36	0.62	0.29

Key

male

female

K age (year)

L femoral neck-head length (mm)

D<sub>1</sub> the outer diameter of the femur in the frontal plane 20 cm from the tip of the greater trochanter (mm)D<sub>1a</sub> the outer diameter of the femur in the sagittal plane 20 cm from the tip of the greater trochanter (mm)D<sub>2</sub> the outer diameter of the femur in the frontal plane at the top of the lesser trochanter (mm)D<sub>2a</sub> the outer diameter of the femur in the sagittal plane at the top of the lesser trochanter (mm)D<sub>3</sub> the diameter of the femoral neck in the frontal plane (mm)D<sub>4</sub> the diameter of the femoral head in the frontal plane (mm)D<sub>4a</sub> the diameter of the femoral head in the sagittal plane (mm)d<sub>10</sub> the diameter of the femoral canal 10 cm from the greater trochanter (mm)d<sub>20</sub> the diameter of the femoral canal 20 cm from the greater trochanter (mm)

S Singh index

BN<sub>10</sub> Barnett–Nordin index (10 cm from the tip of the greater trochanter)BN<sub>20</sub> Barnett–Nordin index (20 cm from the tip of the greater trochanter)BN<sub>30</sub> Barnett–Nordin index (30 cm from the tip of the greater trochanter)V<sub>1</sub> the lateral thickness of the cortical boneV<sub>2</sub> the medial thickness of the cortical bone

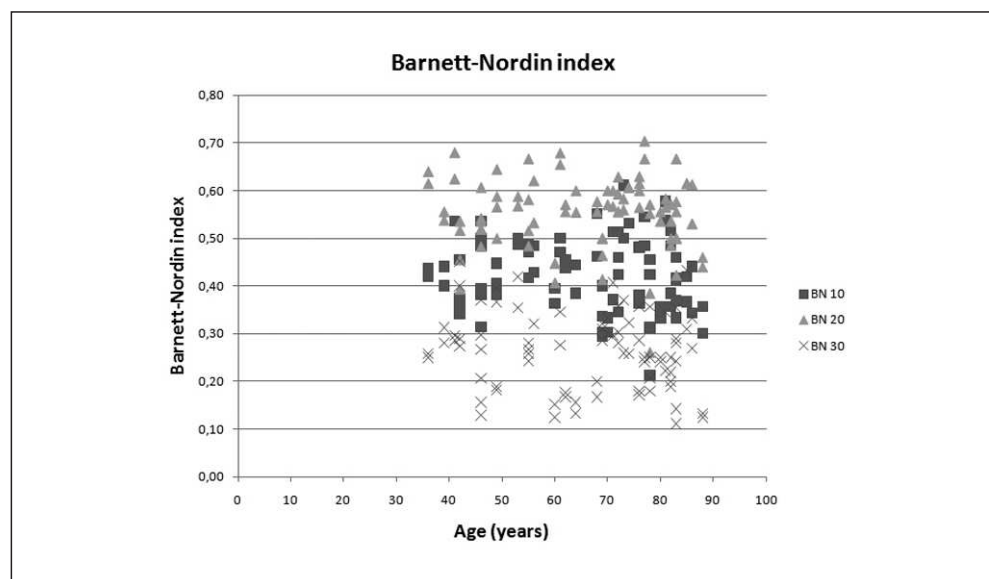
Table I. The geometrical data of the femur measurements

The higher the value of the Barnett–Nordin index the wider the medullary canal. The index has the lowest value at 20 centimeters from the tip of the greater trochanter when determined at 10, 20, and 30 centimeters; the reason for this can be explained on the lateral view of the femur, because at this level the posterior cortex is thickened in the concavity of the physiological anterior bowing of the femur. At 30 centimeters from the tip of the greater trochanter we are below the narrow-

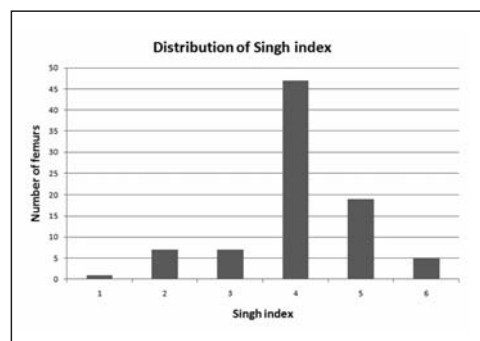
ing of the medullary canal of the femur, where the canal is wider compared to the cortical bone (*Figure 1 and Diagram 1*).

The Singh index shows a Gaussian distribution (*Diagram 2*).

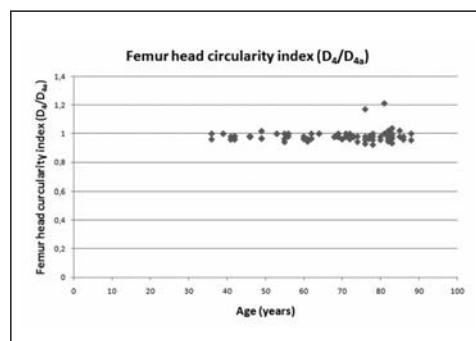
The difference in the frontal and sagittal diameter of the femoral head has a greater distribution with increased age. The highest values were observed at around 80 years of



*Diagram 1.* The relation between the Barnett–Nordin index and age



*Diagram 2.* The distribution of the Singh index



*Diagram 3.* The relation between the ratio of the frontal and sagittal diameter of the femur and age

age. This can be explained by the deformities caused by arthrosis and osteophytes usually present by this age (*Diagram 3*).

### Discussion

One of the key steps in successful total hip replacement is the selection of the right size of femoral stem from a surgical point of view, and the geometry of the femoral stem from the manufacturer's perspective. Data bases that can provide help with this are limited in the literature<sup>4</sup>. It is typical that most manufactured femoral stems possess the same geometry throughout all available sizes; for this reason it would be interesting to compare population statistics during the planning phase. We hoped to assist this research and development phase with our present work.

We performed femoral head measurements, because the size of the bony acetabulum can be estimated from this information, and we find that this is also important during prosthesis manufacturing.

Nowadays hip replacement is not exclusively a surgical technique for the older age group, due to the expansion of the indication criteria more and more middle-aged patients, and in some cases even very young individuals require surgery.

The decision to use cemented or non-cemented prosthesis greatly depends on geometrical changes seen in osteoporosis, and the type of prosthesis used depends ideally on the geometry of the femur.

### REFERENCES

1. *Barnett E, Nordin BEC*. I. The Clinical and radiological problem of thin bones. The British journal of radiology 1961;407:683–92.
2. *Csernátóy Z*. Diplôme d'Etudes Approfondies (DEA) en Biomécanique et Biomatériaux. Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers, Paris; 1993.
3. *Grampp S, Steiner E, Imhof H*. Radiological diagnosis of osteoporosis. European Radiology. 1997(Suppl 2):11–9.
4. *Józsa L*. A proximális femur-vég geometriája. Magyar Traumatológia, Ortopédia, Kézsebészet, Plasztikai Sebészet 1999;42:250–6.
5. *Koot VCM, Kesselaer SMMJ, Clevers GJ, de Hooge P, Weits T, van der Werken Chr*. Evaluation of the Singh index for measuring osteoporosis. J Bone Joint Surg Br 1996;78-B:831–4.

### Zoltán Csernátóy

Department of Orthopaedic Surgery, Medical and Health Science Center, University of Debrecen  
H-4032 Debrecen, Nagyerdei krt. 98.  
Tel.: (+36) 52 255-815

## LEONARDO DA VINCI MOZGÁS- ÉS JÁRÁSVIZSGÁLATAI

Józsa László

[jozsalg@freemail.hu](mailto:jozsalg@freemail.hu)

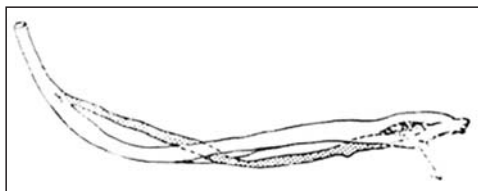
Az állatok mozgását, hely- és helyzetváltoztatását elsőként Arisztotelész<sup>2</sup> próbálta meg elemezni. Állatrendszertanában, éppen mozgási sajátosságai alapján osztotta négy osztályba (négylábúak, madarak, csúszómászók, halak) az állatvilágot. Az állatok mozgásairól külön könyvet írt, amelyben arra törekszik, hogy sajátos mozgásritmusukat matematikai módszerrel interpretálhassa. Mozgáselemzéséhez a mozgásszervek makroanatómiai felépítését vette alapul (eltekintve most a halak és csúszómászók lokomóciójától), megkülönböztette a két és négy lábon járást, de a járófelület (egy vagy több ujj, pata, köröm, talp stb.) vizsgálatába nem merült bele. Arisztotelész nem foglalkozott sem az ember, sem az ember-szabásúak helyváltoztatásának vizsgálatával. Noha kutatási módszerei kitűnő alapokat teremtettek, a mozgás- és járáskutatások több mint két évezredre megszakadtak, illetve feledésbe merültek<sup>15,16</sup>.

Leonardo da Vincit mint művészt és mérnök-konstruktőrt mindenféle mozgás érdekelte, egyfelől annak ábrázolási lehetősége, másrészt biomechanikája szempontjából. Milánói éve alatt (1482–1500) a Codex Atlanticusban a vizek mozgásáról, majd a madarak repüléséről (Sul volo degli uccelli) írt tanulmányt<sup>14</sup>. Megállapította, hogy repülésük matematikailag modellezhető, és az ember szerkeszthet olyan gépet, amely hasonló mechanizmus alapján repül, de a gépnek jóval nagyobb erő-kifejtésre lesz szüksége, mint a madaraknak. Művész kortársainak nagy része (Botticelli, Michelangelo stb.) és Firenze ura, Cosimo Medici platonikus nézeteket vallott, ezzel szemben Leonardo jobban vonzódott Arisztotelész filozófiájához és természettudomá-

nyához. Nem értett a magasabb matematikához, mégis megkapta a növények és állatok arisztotelészi vizsgálata.

Az „Il Cavallo” című szobor készítésekor kezdett el a lovak mozgásával foglalkozni, és rájött, hogy az elülső és hátsó lábak mozgása eltérő mechanikájú, amint ezt az 1490 táján készült rajzai és feljegyzései bizonyítják<sup>3,11,17</sup>. Az emberi mozgást anatómiai tanulmányai-val együtt 1510 körül kezdte elemezni<sup>6,10,11,13</sup>.

Leonardo a mozgások megfigyelése során először elkülönítette az akaratától független szervmozgásokat (szív, gyomor, belek, húgyhólyag), amiket „alacsonyabb rendűeknek” tartott. Az akaratlagos mozgások közé sorolta – a hely- és helyzetváltoztatásokon kívül – a légzőmozgásokat, miközben rájött a bordaközi és rekeszizmok szerepére<sup>6,13</sup>. Kimutatta az izomzat posturalis funkcióját, elsősorban a fej és gerinc tartásával foglalkozott. Leírta a gerinc fiziológiás görbületeit. Felismerte a szinergista és antagonista izmokat, és megfigyelte (valószínűleg vivisectióval) az izomkontrakciót is<sup>11,17</sup>. Rajzaiból kitűnik, hogy az izomrendszert komponenseire bontotta, megszerkesztette az erővonalait. Továbbmenve az erőátviteli mechanizmust és annak morfológiai szubsztrátumait (izom-ín-ízület-csont) vette vizsgálat alá<sup>1,4,11</sup>. Leonardo megállapította és egyes anatómiai ábráin fel is tüntette azt – amit napjaink anatómiai tankönyvei csak elvétve vesznek tudomásul –, hogy szó sincsen párhuzamos rostokból felépülő ín-ról. Makroszkópos megfigyelésekkel (és finom preparálási technikájával) kimutatta és ábrázolta\*, hogy az emberi inak spirális szerkezetűek (1. ábra). A kéz

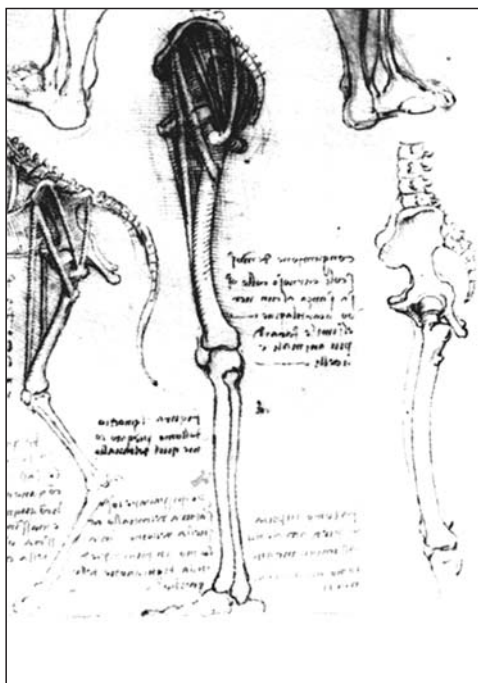


1. ábra. A flexor digitorum profundus ín szerkezetének rajza. Készült 1510 körül

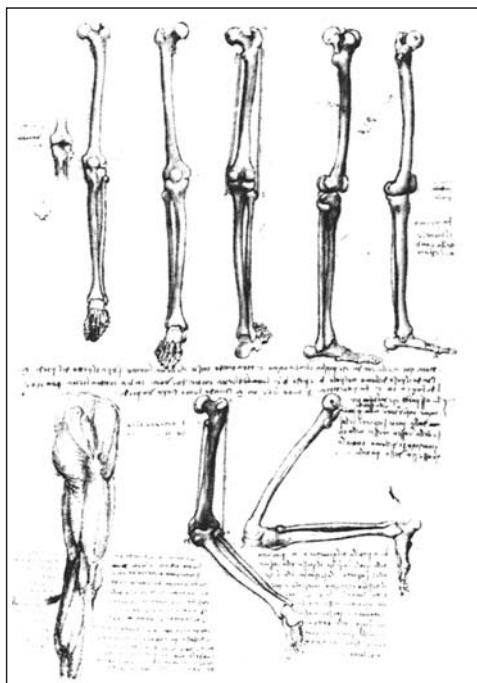
mély hajlítóinában három kötegből álló, összefonódó szerkezetet írt le<sup>7,9</sup>, amit csak pár évtizeddel ezelőtt fedeztek fel újonnan<sup>7</sup>.

Mozgáselemzéseit komparatív anatómiai tanulmányokkal kezdte. A medence- és combizomzatot, azok erővonalait, biomechaniká-

jukat hasonlította össze az egy ujjon járó ló, a két ujjon járó disznó és a plantigrád járású majom és ember végtagjain (2. ábra). A későbbiekben az emberi csontok és ízületek helyzetét elemezte (3. ábra) a mozgás különböző fázisaiban: flexió, extenzió, rotáció. Igen fontos felfedezése, hogy rájött a lábboltozat funkcionális szerepére, megrajzolta mozgásainak erővonalait<sup>5,11,17</sup>. Kimutatta, hogy a járófelszín, ti. a talp, csak az embernél és a medvéénél azonos<sup>\*\*</sup>, de azt is, hogy az ember és a medve eltérő járása abból adódik, hogy a láb csontos felépítése, ennek következtében a talp alakja, relatív nagysága, a támaszkodási felület és a járás közbeni erőátvitel különbözik a medvéénél és az embernél<sup>8,12</sup>. Felismerte,



2. ábra. A ló és az ember medencéjének és alsó végtagcsontjainak összehasonlító rajza. Készült 1511–1512 körül



3. ábra. Az alsó végtag csontjainak és azok tengelyeinek ábrázolása. Készült 1511 körül

\* Az inakról készült rajzainak fényképe szerepelt az egykori Munkásmozgalmi Múzeum (!!) 1985. évi kiállításán.

\*\* Utólag kiderült, hogy néhány menyétféle is ide sorolható.

hogy a medvénél hiányzik a felső ugróizület, a talus nem a sarokcsont fölött, hanem mellette helyezkedik el, a lábtőcsontok egy síkban foglalnak helyet, emiatt a medve lábán nincsen talpboltozat sem. Vesalius<sup>18</sup> – ellentétben Leonardóval – nem tulajdonított jelentőséget a talpboltozatnak (legalábbis sehol sem ábrázolta azt), anatómiai képein a talp sima, a lábtőcsontok egy síkban helyezkednek el. Leonardo összehasonlító tanulmányai során a ló, disznó, medve, majom és az ember lábának anatómiáját, a csontok és izmok járás közbeni pozícióját is ábrázolta<sup>3,13</sup>. Nem került el a figyelmét a femur anterversiója, a meniscusok szerepe, a csontok és alsó végtag tengelyének felvázolása. Ugyanebbe a körbe sorolható a láb és alsó végtag arányainak meg-

határozása, biomechanikai értékelése. Kimutatta, hogy lépéskor három ponton támaszkodik meg az emberi talp, s ezeket a pontokat helyesen tüntette fel. Mozgáselemző vizsgálatainak (talán) a csúcsa, hogy meghatározta az emberi test súlypontját nyugalomban (álláskor), annak változásait a járás, futás különböző fázisaiban, és ami külön érdekesség: úszáskor.

Leonardo da Vinci biokibernetikai vizsgálatai nemcsak messze megelőzték korát, hanem számos megállapítása a mai elemzések kiindulópontja lehet. Több mint négy évszázad telt el, amíg napjaink technikai adottságaival újabb adatokat tudtunk hozzátenni Leonardo da Vinci megállapításaihoz.

## IRODALOM

1. Antalóczy Z. Tudomány és művészet. Leonardo da Vinci anatómiai rajzai. Budapest: Medicina; 1989.
2. Aristoteles. De motu animalium. (angolra fordította Nussbaum MI.) Princeton: Univ Press of Princeton; 1978.
3. Baun O. (szerk.): Leonardo da Vinci I. Anatomie, Physiologie, Proportion und Bewegung. Köln: Kölner med. hist. Beitr.; 1984.
4. Clarcq R. Leonardo da Vinci. Budapest: Corvina; 1982.
5. Farkas J. A normál és deformált ízületek biomechanikai viszonyai és vizsgálata. Budapest: MÁV Kiadó; 1986.
6. Harkányi L. Leonardo da Vinci a légzőrendszeréről. Orv Hetil 1989;130:1814–19.
7. Józsa L. Az inak biológiája. In: Csaba Gy. szerkesztő. A biológia aktuális problémái. Budapest: Medicina; 1983. p. 101–31.
8. Józsa L. Az emberi láb evolúciója. Anthropol Közl 1995;37:159–76.
9. Józsa LG, Kannus P. Human tendon. Anatomy, physiology, pathology. Champaign/III.: Human Kinetics; 1997.
10. Keele KD. Leonardo da Vinci on the movement of heart and blood. London: Harvey & Blythe; 1952.
11. Keele KD. Leonardo da Vinci. Anatomical drawings from the Royal Collection. London: Royal Acad. Arts.; 1977.
12. Nánási T. A két lábon járás és felegyenesedés biomechanikai előfeltételei. Természet Világa 1999;130:115–18.
13. Novell JR. From Da Vinci to Harvey: the development of mechanical analogy in medicine from 1500 to 1650. J Roy Soc Med 1990;83: 397–98.
14. Pedretti C. Leonardo. A study in chronology and style. London: Thames & London; 1973. p. 80.
15. Schmit CB. Aristotle and the Renaissance. Cambridge–London: Harvard Univ. Press.; 1983.



16. Szabó Á, Kádár Z. Az antik természettudomány. Budapest: Gondolat; 1984.

18. Vesalius A. De humana corporis fabrica (szerk.: Szentágothai J.). Budapest: Magyar Helikon; 1967.

17. Taiana JA. The anatomical drawings of Leonardo da Vinci. Abbotempo in review; 1970. p. 54–61.

**Prof. emer. Józsa László**

H–3648 Csernely, Táncsics u. 9.



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

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



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

## AZ AO MAGYARORSZÁGON

Varga Endre

Szegedi Egyetem, Szentgyörgyi Albert Klinikai Központ, Traumatológiai Klinika

[endrevargamd@yahoo.com](mailto:endrevargamd@yahoo.com)

Az AO (Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen) – angol nyelvterületen ASIF (Association of Surgery for Internal Fixation) – 51 éve alakult a svájci Bielben. 13 sebész akkoriban azért gyűlt össze, hogy kifejtse forradalmian új elképzeléseit a törések belső

rögzítéséről. Ők valóban úttörők voltak, akik megváltoztatták a töréskezelés addigi hagyományait. Olyan tevékenység indult meg ezzel a világban, amellyel visszavonhatatlanul megváltozott a csonttörések kezelésének korábbi gyakorlata.

**A történelmileg jelentős mérföldkövek a következők voltak:**

Év	Az AO mérföldkövei	A világban történt események
1958	Az AO megalakítása Bielben, Svájcban	Sir Vivian Fuchs az első ember, aki átkel az Antarktiszon
1959	AO Kísérleti Sebészeti Laboratórium és Dokumentáció megalapítása	A microchip bevezetése
1960	Az első AO-kurzus Davosban	A fogamzásgátló tabletta megjelenése
1961	Az AO Technikai Bizottságának megalapítása	Az első ember az űrben a szovjet Jurij Gagarin
1963	Az első AO műtősnői (ORP) kurzus Svájcban	Martin Luther King előadja híres „Van egy álom” c. beszédét
1969	Az első AO-kurzus Észak-Amerikában Az AO Vet megalapítása	Woodstock Fesztivál, a hippi korszak tetőpontja
1972	Az első AO-kurzus Latin-Amerikában A Nemzetközi AO megalapítása	Ceylon Srí Lanka-i Köztársasággá alakulása
1974	Az első AO CMF kurzus Davosban	Az első olaj-embargó krízis megrázza a nyugati világot
1977	Az első AO kurzus Ázsiában	Az első PC-k és játékkonzolok eladásra kerülnek
1979	Az első AO Vet kurzus Spanyolországban	Teréz Anya megkapja a Nobel Béke-díjat
1983	Az AO Kutatási Alap megalapítása Az első AO Spine kurzus Davosban	A CD-ROM bevezetése
1984	Az AO Alapítvány Okiratának aláírása	A HIV vírus felfedezése
1989	Az AO Alumni Egyesület megalapítása	A Berlini Fal leomlása, jelezve a hidegháború végét
1992	AO Központ megnyitása Davosban Az AO Fejlesztési Intézet megalapítása	Dél-Afrikában a faji megkülönböztetés ellen szavaznak
2003	Az AO-Spine és az AO Biotechnológiai Kuratórium megalapítása	A teljes emberi génállomány feltérképezésre kerül
2004	Az Akadémiai Tanács megalkotja a 4 Klinikai Prioritás Programot	Cunami sújtja Észak-Kelet-Ázsiát
2006	Az AO és a Synthes cég megújítja kooperációs megállapodásait	715 millió ember nézi világszerte, amint Olaszország megnyeri a 2006-os FIFA Világkupát Németországban
2008	Az AO 50. születésnapja	Franciaország alkotmányának 50. születésnapját ünnepli

Magyarország a volt szocialista országok közül az elsők között már 1976-ban igyekezett bevezetni az AO filozófiát Magyarországra, amelyben kulcsszerepet játszott az Országos Baleseti Intézet, amelyet akkoriban Prof. Manning Jenő vezetett. 1976-ban az AO akkori elnökével Hans Willeneggerrel szervezte az első AO-kurzust a Baleseti Intézetben olyan híres nemzetközi oktatókkal, mint Prof. Weller Freiburgból (Németország), Dr. Sander Halléből, az akkori egyetlen kelet-európai AO Klinikáról (Kelet-Németország), valamint Dr. Burch, Sundarlandból (Svájc).

1976-tól 1995-ig összesen 44 kurzusnak adott helyet a Baleseti Intézet, úgymint műtősnői kurzusok, AO-szemináriumok, amelyeken összesen 1441 hallgató vett részt. 1977–1995 között 124 kollégának volt lehetősége – mint AO Fellows – Magyarországon kívül gyakorlatot szerezni. Ebben az időben a magyarországi sebészek, akik a traumatológiát művelték, rendkívül aktívak voltak, hogy a forradalmian új AO-princípiumokat elsajátítsák. A legtöbb nagy magyar traumaközpontban az induló négy alaptálcá elérhető volt.

A vasfüggöny lebontása után a piaci lehetőségek kiszélesedtek, miközben a műtéti armamentárium is lényegesen megváltozott. Ez egyrészt előnyös volt, hiszen a csonttörések kezelési lehetőségei soha nem látott mértékben megnöttek, másrésztől azonban a változás magában hordozta azt a veszélyt, hogy a számtalan különböző implantátum mellé nem tartozott mindig kellő mértékű elméleti és gyakorlati oktatási tréning. Hasonlóképpen a korábbi baleseti intézeti kiemelt oktatási szerep sem folytatódott tovább Magyarországon. Ennek a nehézségnek a kompenzálására indult el a regionális AO-oktatás koncepciója a négy orvos-egyetemi városra koncentrálván: Budapest, Szeged, Debrecen és Pécs. Az oktatásba ugyancsak bekapcsolódott az egyetlen

magyarországi AO Traumatológiai Osztály, a Miskolci Megyei Kórház, amely a mai napig aktív szerepet játszik a regionális és a nemzeti balesetisebész-képzésben. Az oktatás korszerű mai igényeket kielégítő megszervezésében az AO Alumni magyarországi csapata történelmi szerepet játszott. Köszönhetően ennek a szisztematikus tevékenységnek, 2003-ban Magyarország létrehozta AO Alumni Chapterét, ahol jelenleg 35 aktív tag vállal rendszeres oktató szerepet. A jelenlegi helyzet elérésében kulcsszerepe van az AO örökös elnökének Prof. Thomas Rüdinek Svájból és Prof. Michael Nerlichnek Németországból, akik a szükséges rövid- és hosszú távú oktatói és logisztikai segítséget megadták ahhoz, hogy az AO-képzés Magyarországon rendszeres, kiszámítható és mindenre kiterjedő legyen.

Jelenleg Magyarországon minden évben lehetőségünk van egy báziskurzus és egy műtősnői kurzus megtartására, továbbá minden évben AO-szemináriumokat tartunk novemberben, amelyek a legérdekesebb fókuszban lévő témákra világítanak rá, mint pl. az intramedullaris technikák, az ízületközeli törések vagy geriátriai traumatológia problémák. Az ez év novemberi AO-szeminárium témája a modern csontpótló eljárások témaköre lesz. A legutóbbi geriátriai szemináriumon 2008-ban közel 120 résztvevő volt, ami több mint háromszorosa a kezdeti hasonló jellegű találkozóknak létszámának. A báziskurzusokat az öt nagy traumatológiai centrum: Budapest, Szeged, Debrecen, Pécs és Miskolc rendezi. A későbbiekben valószínűleg Győr is kapcsolódni fog ehhez a folyamathoz. Az AO-szemináriumok általában valamilyen üdülöhelyen kerülnek megrendezésre, hasonlóképpen a haladó kurzusokhoz, ebből az elsőt 2005-ben rendeztük Balatonkenesén. Az AO-kurzusok rendkívül szigorú nemzetközi normáknak megfelelően zajlanak. Az utóbbi időben az

ARS (Answering Response System) használatát is elkezdtek, amivel ezek a kurzusok interaktívak és sikerük azonnal mérhető. A haladó kurzusok rendezése azért is rendkívül fontos, mivel ez lehet a belépő a fiatal szakemberek számára, hogy az AO Alumni aktív tagjaivá váljanak. Mindezekon túl megszámálhatatlan mini workshop, service training, rezidens tréning is szerepel abban az oktatási stratégiában, amelynek célja az új AO-technikák minél pontosabb ismerete és a biomechanikai alapok elsajátítása. A Magyarországi AO Alumni ugyancsak jelen van a Magyar Kézsebészeti- és a Magyar Traumatológus Társaság rendezvényein, ahol speciális szemináriumokat és workshopokat rendezünk. 2008 májusában a European Society for Trauma Emergency Surgery (ESTES) Budapesten rendezte első kongresszusát több mint 1500 résztvevővel. Ez az alkalom lehetőséget adott hazánknak arra, hogy az AO 50 éves fennállása alkalmából rendezett jubileumi szimpóziumot rendezzünk, amelyen több mint 160 résztvevő volt neves nemzetközi előadókkal. Magyarország ezzel az egyik helyszíne volt annak a néhány nagy AO 50 éves évfordulót ünneplő eseménynek, amely tiszteleggett a nagy elődök örökségének.

2005-ben Magyarország, Szlovénia, Törökország, Lengyelország és Izrael megalapította az AO MID (AO Middle Europe) nevű szervezetet, amelynek célja az, hogy erőinket összevonva a nemzetközi képzésből is mind aktívabban vegyük ki a szerepünket. A megalapítás óta eltelt négy év alatt a résztvevő országok száma 15-re emelkedett (csatlakozott még Csehország, Bulgária, Görögország, Oroszország, Grúzia, Horvátország, Szerbia, Románia, Bosznia-Hercegovina, Macedónia) és legutóbb Ukrajna is kifejezte hajlandóságát a regionális együttműködésre. Az elmúlt években több regionális eseményt, haladó kurzusokat, báziskurzusokat, speciális kur-

zusokat szerveztünk Szlovéniában, Törökországban, Görögországban és Romániában két-két alkalommal. A jövő évi regionális kurzus egyik színhelye Málta, a másik pedig Magyarország lesz, ezzel is elismerve a Magyarországi AO Alumni regionális oktatói potenciáját.

Ezen kurzusok alkalmat adtak arra, hogy Magyarországról is egyre több kolléga ún. Tips for Trainers oktatói képzésen vegyen részt, amellyel lehetősége nyílik hazai és nemzetközi AO-kurzusokon való oktatói minősítésre. Hasonló képzés és direktori kurzusok is indultak az utóbbi években, amellyel mindenki számára nyitottá válik a davosi oktatói státus, illetve a nemzetközi kurzusdirektori minősítés megszerzése. 2007 januárjában Budapesten rendeztük az első Magyarországi Tips for Trainers kurzust, amely az egyik legsikeresebb ilyen jellegű rendezvény volt a régióban. A rendszeres oktatói tevékenység mellett az AO MID tagjai évek óta kerékpártúrát is rendeznek, amelynek a színhelye tavaly Szlovénia, idén Magyarország volt. Ezen alkalmak ideálisak a szakmán túl a baráti kapcsolatok ápolására, egymás jobb megismerésére is.

Az AO MID léte Európa számára is példamutató, hiszen pillanatnyilag Európában nem létezik AO-régió, míg a világ többi része már felosztott, úgymint AO North-America, AO Latin-America, AO Asia Pacific, AO Middle East. Európában a történelmileg hagyományosan nagy AO-tradíciókkal rendelkező országok önállóan működnek úgymint AO Germany, AO Switzerland, AO Austria, AO Italy, AO UK. A maradék országok egyelőre nem tömörülnek regionális oktatói szervezetekbe. A jövő valószínűleg Európa teljes egyesülése lesz az AO vonalán is, amelynek pillanatnyilag zászlóvivője az általunk alapított AO MID. Példánk megmutatja,

hogy a politikailag, történelmileg is nehéz időket megélt országok orvosai a legnagyobb egyetértésben képesek együtt dolgozni azok-

ért a közös, nemes célokért, amelyek a betegek minél eredményesebb gyógyulását jelentik.

**Prof. Dr. Varga Endre**

Szegedi Egyetem, Szent-Györgyi Albert Klinikai Központ, Traumatológiai Klinika

H-6725 Szeged, Semmelweis u. 6.

Tel.: (+36) 62 545-531

Ez az Ön hirdetésének a helye



## VEZÉRCIKK

Csernátony Zoltán

főszerkesztő

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

Nemrégiben a hazai tudomány egyik jeles reprezentánsa panaszolta, hogy az utóbbi időben világviszonylatban kicsit „beállt” az alapkutatás. Az alkalmazott kutatás lelkes elkötelezettjeként csak részben tudtam azonosulni a szakmai szomorkodással. Való igaz, hogy a természet felfedezésre váró jeges tengerén az alapkutatók mint jégtörő hajók járnak előttünk, és az ő nyomdokaikban haladva, az általuk feltárt utakat hasznosítva tudunk megfelelő tudástranszfer esetén merőben újat alkotni. Ugyanakkor ne tegyünk úgy, mintha az alapkutatás minden eddigi eredményét az élet minden területén már maximálisan kihasználtuk volna, és most idegesen, helyben toporogva várnánk, hogy az alapkutatók népes flottája valami új utat mutasson nekünk, amire rálépve végre mi is valami újat tehesünk le az innováció asztalára.

Tisztelt alapkutatók! Nagyon szorítunk a további sikerek eléréséért, és mindezt a legőszintebben mondom magam és a nemzetközi kutató-fejlesztő társadalom nevében. Mi ugyanakkor még nem feltétlenül érezzük a jégtörő hajók megtorpanását. Az azok által hátrahagyott hatalmas jégtáblák további tördelése számunkra, ott a második-harmadik vonalban még épp elég feladatot ró. Azaz a természettudományos kutatás-fejlesztés akármelyik területét vesszük is alapul – messze túllépve a biomechanikához köthető tudományterületeken –, van még ten-nivalónk, és látjuk a lehetőségeket.

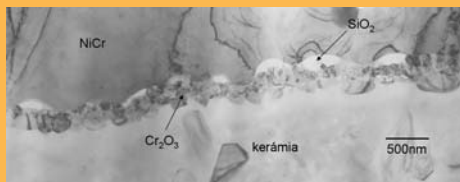
Ha jól belegondolok, megkockáztatnám, hogy most talán egyetlen iránya van az alapkutatásoknak, ahol valóban elakadást érzünk, és várjuk a nagy áttörést. A világ gazdasági és morális krízise a társadalomtudományok és a közgazdaságtan tehetetlenségét érzi, és mind, mint kutatók, mind, mint egyszerű polgárok világszerte várjuk egy új gazdasági- és világrend kialakítását, olyat, amely ismét élhetővé teszi világunkat, élvezhetővé teszi életünket, munkát, létbiztonságot és békét biztosítva.

Az orvosláshoz (és szívemhez) leginkább kötődő biomechanika is tud nyugodtan továbbfejlődni az ergonómia, a környezettudatosság, a költséghatékonyság, a minimál invazivitás és a szövet/szerv regeneráció irányába, csak mint a fejlesztési szükségletek néhány kiragadott példáját tekintve is. Az ezen az úton való továbbhaladás kis fóruma próbál lenni a Biomechanica Hungarica, melynek hasábjaira továbbra is várjuk az új gondolatokat, ötleteket, az érdeklődőkkel megosztó írásokat.

## TUDOMÁNYOS PARTNERKERESŐ

### DEBRECENI EGYETEM SZILÁRDTEST FIZIKA TANSZÉK

4026 Debrecen, Bem tér 18/b · tel./fax: (+36) 52 316-073  
<http://ssphys.science.unideb.hu> · e-mail: [cserhati@delfin.klte.hu](mailto:cserhati@delfin.klte.hu)



Implantátumok,  
biokompatibilis védőrétegek  
(károsodások okainak feltárása),  
fém-kerámia, polimer-kerámia  
kötések minősítése,  
elektronmikroszkópos szerkezeti  
és összetétel-vizsgálata.

Mozgásszervi műtéttechnikai és mű-  
szerfejlesztési munkák elvégzésére ta-  
pasztalt szakemberekkel lehetőséget  
biztosítunk laboratóriumunkban.

Többek között az alábbi tevékenységek-  
kel tudunk közreműködni:

- anyagvizsgálat, szerkezetvizsgálat, imp-  
lantátumvizsgálat, cadaver kísérletek,
- 3D nyomtatás, prototípuskészítés, mű-  
téti tervezés, implantátumtervezés,
- gépészeti tervezés, végelelemes mo-  
dellezés CATIA<sup>®</sup> rendszerrel.

#### DEBRECENI EGYETEM BIOMECHANIKAI LABORÁTORIUM

4028 Debrecen, Ótemető u. 2-4.  
tel./fax.: (+36) 52 255-815  
(+36) 52 415-155/77707

<http://www.biomech.dote.hu>  
e-mail: [biomech@med.unideb.hu](mailto:biomech@med.unideb.hu)

#### MEDI-KORREKT KERESKEDELMİ ÉS SZOLGÁLTATÓ BT.

4012 Debrecen,  
Móricz Zsigmond krt. 22.  
I. épület  
tel.: (+36) 52 532-904,  
(+36) 52 411-717/  
56824  
(DE OEC mellék)

Vállaljuk  
orvostechnikai  
eszközök, beren-  
dezések biztonság-  
technikai, érintésvé-  
delmi vizsgálatának le-  
bonyolítását, veszélyességi  
besorolását, illetve a CE tanú-  
sítás megszerzésében való köz-  
reműködést ISO 9001:2000 minő-  
ségirányítási rendszerrel.

e-mail: [medi-korrekt@t-online.hu](mailto:medi-korrekt@t-online.hu)



**SEBÉSZETI, CSONTSEBÉSZETI, PLASZTIKAI,  
NŐGYÓGYÁSZATI ÉS EGYÉB KÉZIMŰSZEREK GYÁRTÁSA, JAVÍTÁSA**

- Egyedi műszerek, hidegfénnyel ellátott eszközök gyártása.
- Fejlámpák, fényforrások, fénykábelek forgalmazása.
- Kéziműszerek gyártása 1 db-tól a nagyobb szériákig.
- Műszertálcák, egyéb kiegészítők.
- Ingyenes szaktanácsadás, állapotfelmérés.

**Magas szakmai színvonal, kiváló minőség, több év garancia!**

**BÍRÓ ANTAL** orvosműszerész-mester

4031 Debrecen, Bartók Béla u. 66.

tel.: (+36) 52 315-844, (+36) 30 9584-535 • fax: (+36) 52 431-555

<http://www.biroorvosimusz.hu> • e-mail: [biroorvmusz@t-online.hu](mailto:biroorvmusz@t-online.hu)

A Tudományos Partnerkereső rovatba bárki feladhatja saját „tudományos apróhirdetését”, amit intézményeknek díjmentesen, cégeknek pedig 5000 Ft/hirdetés áron tudunk biztosítani.

## A MAGYAR BIOMECHANIKAI TÁRSASÁG ÉLETÉVEL KAPCSOLATOS INFORMÁCIÓK

### 4. Magyar Biomechanikai Konferencia

A konferencia Pécssett kerül megrendezésre 2010. május 7–8-án a Magyar Biomechanikai Társaság és a pécsi Mozgásszervi Sebészeti Intézet szervezésében.

#### A szervezőbizottság elnöke:

Prof. Dr. Illés Tamás

#### A tudományos bizottság elnöke:

Dr. Csernátó Zoltán

#### Helyszín

MTA Pécsi Területi Bizottság Székháza  
7624 Pécs, Jurisics Miklós u. 44.  
GPS: 47.223474, 18.658905

#### Határidők

Absztrakt beküldés	2010. jan. 30.
Publikáció-kézirat angolul	2010. febr. 28.
Szállásfoglalás	2010. ápr. 1.
Jelentkezés	2010. máj. 4.

#### Absztrakt beküldés

A magyar nyelvű absztraktokat interneten lehet beküldeni a <http://www.asszisztencia.hu/10biom/> weboldalon keresztül a következő témakörökben:

1. BIOmechanika (alapvetően orvosi megközelítésű témák)
2. BioMECHANIKA (alapvetően mérnöki megközelítésű témák)
3. Vegyes témakörök
4. Szellemi bolhapiac (kutatásipartner-keresés)

A tudományos bizottság által elfogadott absztraktok szerzőinek az előadás témájában lehetőségük van angol nyelvű kézirat beküldésére, amely lektorálást követően a *Biomechanica Hungarica* különszámában jelenik meg.

A konferencia keretein belül kerül sor a Magyar Biomechanikai Társaság közgyűlésére és tisztújítására is.

További információk:

<http://www.asszisztencia.hu/10biom/>

### Hazai rendezvények 2010-ben

Április 15.

Bioanyagok – idegenek az élő szervezetben

[http://www.chem.elte.hu/pr/alkimia\\_ma\\_20100415.html](http://www.chem.elte.hu/pr/alkimia_ma_20100415.html)

Budapest

Május 7–8.

4. Magyar Biomechanikai Konferencia

<http://www.asszisztencia.hu/10biom/>

Pécs

Június 7–11.

Symposium on Dynamics Modeling and Interaction Control in Virtual and Real Environments – IUTAM 2010

<http://iutam2010.org/>

Budapest

Június 16–17.

8<sup>th</sup> CEOC – Central European Orthopaedic Congress

<http://www.asszisztencia.hu/ceoc/invitation.pdf>

Pécs

Június 17–19.

A Magyar Ortopéd Társaság és a Magyar Traumatológiai Társaság 2010. évi Közös Kongresszusa

<http://www.asszisztencia.hu/10motra/meghivo.pdf>

Pécs

Szeptember 9–11.

XVII. Gyermektraumatológiai Vándorgyűlés

<http://www.asszisztencia.hu/10gyt/meghivo.pdf>

Győr

Szeptember 16–18.

A Magyar Kézsebész Társaság 17. Kongresszusa és Fiatal Kézsebészek Fóruma

<http://www.asszisztencia.hu/10mkt/meghivo.pdf>

Nyíregyháza

### Külföldi rendezvények 2010-ben

Június 6–9.

International Conference on Orthopaedic Surgery, Biomechanics and Clinical Applications

[www.brunel.ac.uk](http://www.brunel.ac.uk)

London, Egyesült Királyság

Június 16–19.

International Society of Electrophysiology and Kinesiology

[http://www.isek-online.org/up\\_conf.asp](http://www.isek-online.org/up_conf.asp)

Aalborg, Dánia

Július 5–8.

17<sup>th</sup> Congress of the European Society of Biomechanics

<http://www.lifelong.ed.ac.uk/esb2010/index.htm>

Edinburgh, Egyesült Királyság

Július 6–9.

European College of Sport Sciences (ECSS)

<http://www.ecss-congress.eu/>

Antalya, Törökország

Július 12–16.

8<sup>th</sup> Conference of the International Sports Engineering Association

<http://iseca2010.technikum-wien.at/>

Bécs, Ausztria

Július 14–16.

3D Analysis of Human Movement 2010 Conference

<http://www.3dma-10.org>

San Francisco, USA

Szeptember 1–4.

BIOSPINE 3: 3<sup>rd</sup> International Congress of Biotechnologies for Spinal Surgery

[www.biospine.org](http://www.biospine.org)

Amszterdam, Hollandia

Szeptember 16–18.

i-FAB 2010 Seattle, the 2<sup>nd</sup> Congress of the International Foot and Ankle Biomechanics Community (i-FAB)

<http://www.i-FAB2010.org>

Washington, USA

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

Kulcsár Zsolt<sup>1,2</sup>, Szabó Gábor<sup>3</sup>, Kiss Rita M.<sup>3</sup>, Marosfői Miklós<sup>1</sup>,  
Borbás Lajos<sup>3</sup>, Szikora István<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Országos Idegsebészeti Tudományos Intézet

<sup>2</sup>Klinik Hirslanden, Neurozentrum, Zürich, Svájc

<sup>3</sup>Budapesti Műszaki és Közgazdaságtudományi Egyetem, Biomechanikai Kooperációs  
Kutatóközpont Laboratóriuma

[kulcsarzsolt22@gmail.com](mailto:kulcsarzsolt22@gmail.com)

## Absztrakt

Az előzetes biomechanikai vizsgálatban a szerzők az osteoporosis talaján kialakult kompressziós csigolyatörések kezelésében alkalmazott perkután csigolyastabilizációs módszerek, a vertebroplasztika és kyphoplastika szomszédos csigolyatestekre gyakorolt hatásait vizsgálták. A vizsgálatot három csigolyatestet tartalmazó funkcionális gerincegységek végezték nyomóterhelés alkalmazásával. A funkcionális gerincegységek középső csigolyáját előzetesen vertebroplasztikával vagy kyphoplastikával kezelték. Az eredmények azt mutatják, hogy a kidolgozott módszer alkalmas egy nagyobb mintaszámú összehasonlító vizsgálat elvégzésére, amely választ adhat arra a kérdésre, hogy a két perkután csigolyastabilizációs módszer szomszédos csigolyákra gyakorolt biomechanikai hatásában van-e különbség.

**Kulcsszavak:** vertebroplasztika, kyphoplastika, biomechanika, szomszédos törés

## Effect of percutaneous vertebroplasty on adjacent vertebrae: a preliminary biomechanical study

### Abstract

In this preliminary study the authors have evaluated the biomechanical effect of two different percutaneous vertebral augmentation techniques – vertebroplasty and kyphoplasty – on adjacent vertebral bodies. The in vitro study was performed by applying compressive load on functional spinal units containing three vertebrae. The middle vertebral body was previously treated with one of the above mentioned techniques. The results showed that the applied technology is feasible for performing a larger sample size study to compare vertebroplasty and kyphoplasty in terms of their biomechanical effects on adjacent vertebrae.

**Keywords:** vertebroplasty, kyphoplasty, biomechanics, adjacent fracture

## Bevezetés

A népesség elöregedésével egyre több ember szenved csonttritkulásban. A kórkép következménye a csontok ásványianyag-tartalmának csökkenése, a csontok szerkezetének meggyengülése, aminek eredményeképpen ellen-

álló képességük csökken, törékenyséjük fokozódik. Leggyakoribb következménye tehát a csonttörés, ami minimális trauma hatására is bekövetkezhet. Az osteoporosisos betegeknél leggyakoribb törésfajta a csigolya-össze-roppadás. Ez rendkívül erős fájdalmat képes okozni, ami jelentős mértékben rontja az élet-

minőséget<sup>1,2</sup>. Míg kezdetben a kórkép alapvetően konzervatív kezelésben részesült, a perkután csontcementes csigolyastabilizációs módszerek egyre több beteg számára jelentenek azonnali, minimálisan invazív gyógyymódot.

A legerterjedtebb perkután csigolya-augmentációs módszer a perkután vertebroplasztika (PVP) és a kyphoplastika. Mindkét technika minimálisan invazív gyógymódnak tekinthető, és céljuk a törött csontszerkezet stabilizálása csontcementnek nevezett polimer (polimetil-metakrilát, PMMA) befecskendezésével a csigolyatestbe. A kyphoplastika során a cementtel való feltöltés előtt nagynyomású ballonokkal megkíséreljük a csigolya összeroppanás előtti alakját – legalább részben – visszanyerni. Mindkét beavatkozás egyrészt azonnal és hatékonyan csökkenti a fájdalmat, másrészt növeli a csigolyák nyomóterheléssel szembeni ellenálló képességét valamint a keménységét<sup>3,4,5</sup>. A csigolyatest biomechanikai tulajdonságai ezáltal jelentős mértékben megváltoznak, aminek hatása lehet a szomszédos csigolyákra<sup>6</sup>. Egyre több adat szól amellett, hogy a csontcementtel végzett csigolyastabilizáció hatására fokozódik a szomszédos csigolyák törésének kockázata. A két módszer között azonban alapvető különbség a befecskendezett csontcement mennyisége és annak csigolyatesten belüli eloszlása. Ezen tényezőknek szerepük lehet a szomszédos csigolyákra gyakorolt hatásban.

Jelen előzetes vizsgálat célja egy olyan nagyobb esetszámú, jellemzőiben egymásnak megfelelő mintákból álló összehasonlító vizsgálat előkészítése, amelyben a vertebroplasztika és a kyphoplastika szomszédos csigolyákra gyakorolt biomechanikai hatásait elemezzük.

### Anyag és módszer

A vizsgálatot előzetesen a Semmelweis Egyetem Regionális, Intézményi Tudományos és Kutatásetikai Bizottsága kutatásra alkalmasnak találta.

A vizsgálatot hamvasztásra szánt, 60 évesnél idősebb kort megért holttestekből eltávolított gerinc-szegmentumokon végeztük. A gerinc-szegmentumokat egy darabban preparálva, a thoracalis X-es és a lumbalis V-ös csigolyák között távolítottuk el, majd fagyasztva tároltuk.

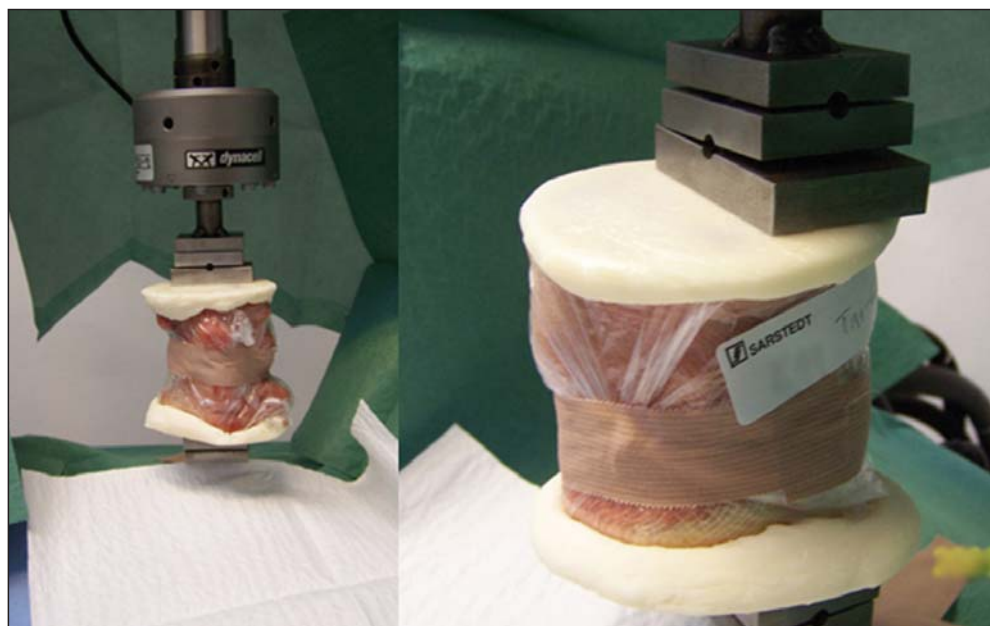
Első lépésben kétirányú röntgenfelvételeket készítettünk a gerincpreparátumokról, amelyek segítségével azonosítottuk az egyes anatómiai szegmentumokat. A felvételeket az azonosító számok szerint mentettük el. Ezután CT-felvételt készítettünk minden egyes preparátumról. A képalkotó vizsgálatok elkészülte után kiválasztottunk három mintát az előzetes vizsgálathoz. A minták kiválasztásában elsődleges szempont volt a csigolyatörés, kapocsképződés hiánya. Mindhárom minta a ThXI-LIV közötti szakaszt foglalta magába, és nem tartalmazott sérült vagy törött csigolyát, illetve másodlagosan rögzült szegmentumot. Röntgen képerősítő átvilágítás alatt a mintákat megfigyelve egy-egy újabb mintát állítottunk elő, amelyek egyenként a ThXI-LI, valamint a LII-LIV szegmentumokat tartalmazták. Az új mintákban szereplő csigolyatestek és a köztük lévő porckorongok épek maradtak a preparálás során, ezt szintén röntgenátvilágítással ellenőriztük. Az így nyert hat darab mintát újra hermetikusan zárt csomagolásba helyeztük, azonosítóval elláttuk a megfelelő anatómiai szegmentumok megjelölésével, majd kiolvastottuk. Egyazon betegből származó, egy ThXI-LI és egy LII-LIV mintát kontrollnak szántunk. A másik négy minta középső csigolyáját cementfeltöltéssel kezeltük a következők szerint: a két ThXI-LI minta középső, vagyis ThXII-es csigolyáját vertebroplasztikával, a két LII-LIV minta középső csigolyáját, vagyis az LIII-ast kyphoplastikával. A vertebroplasztikát unipedicularis behatolásból, a csigolyatest középpontját megcélozva töltöttük fel, míg a kyphoplastikát mindkét transpedicularis be-

hatolásból végeztük. A vertebroplasztikához 2-3 ml csontcementet juttattunk a csigolyatestbe, míg a kyphoplastikánál 3 ml-es ballonokat használtuk, csigolyánként kétszer. A feltöltéshez a kereskedelmi forgalomban kapható OptiMed® csontcementet használtuk. Regisztráltuk a csigolyánként befecskendezett csontcement mennyiségét, illetve az esetleges cementkicsorgást a csigolyatestből. A csontcementes feltöltés után a mintákat előkészítettük a biomechanikai kompressziós vizsgálatra.

A biomechanikai vizsgálatot egy Instron 8872 típusú szervohidraulikus berendezésen végeztük. A mintákat mindkét oldalon egy speciálisan ehhez a vizsgálathoz tervezett és legyártott, két csuklós befogó közé helyeztük (1. ábra). A befogók mindkét felfekvő felülete önbeálló, és alkalmas három csigolyát tartalmazó funkcionális gerincegység vizsgálatára,

kihajlás nélkül. A felfekvési felületek úgy lettek kialakítva, hogy a blokkokat a súlypontjukban terheljük, a kihajlás minimalizálása érdekében. Ahhoz, hogy a befogók megfelelően illeszkedjenek a minták felszínéhez, előzetes kísérletek alapján biztosítanunk kellett az egyenletes terhelés megoszlását az egyenetlen felszínnű vizsgálati mintákon. Ennek érdekében PMMA-öntvényt készítettünk minden egyes minta két végéhez. A PMMA-lenyomat a minta felszínéhez annak lenyomati negatívjaként illeszkedett, külső felszíne pedig síkfelszín volt, a függőlegeshez viszonyítva megközelítően derékszögben. Összesen tehát a hat minta 12 db egyedi végéhez egy-egy speciális lenyomatot készítettünk. Az egyes mintákat ezután terhelésnek vetettük alá.

**Terhelési protokoll:** A vizsgálat során a mintákat 100 N erővel előterheltük 5 mm/perces keresztfejsésséggel. A mérés során 5 mm/

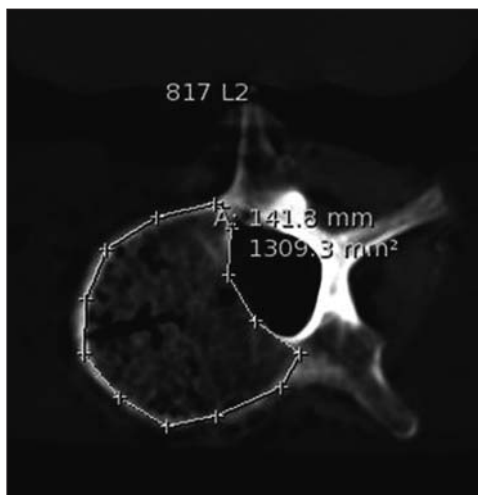


1. ábra. Három csigolyát tartalmazó funkcionális gerincegység a terhelő berendezésbe fogva.

A minta PMMA-öntvénnel van közrefogva, ehhez illeszkedik az önbeálló befogó, amely a csigolyatesteket terheli. Jól látható az önbeálló csuklószerkezetű befogó alkalmazkodása a vízszintestől eltérő mintasíkhöz

perces vizsgálati sebességgel terheltek a funkcionális gerincegységet útvezérelt üzemmódban. A vizsgálat során rögzítettük a keresztfej elmozdulását, illetve a hidraulikus munkahenger által kifejtett erőt, ez utóbbit 25 kN maximális terhelhetőségű, 32 bites felbontású erőmérő cella segítségével. A vizsgálat végét a nyomóerő 20%-os csökkenése a maximális nyomóerőhöz képest, vagy a próbatest 20%-os deformációja jelezte. Az első megrop-

panáshoz tartozó, továbbá a maximális nyomófeszültség, illetve a rugalmassági modulus kiszámításához szükség volt a funkcionális gerincegységben lévő csigolyák felületének ismeretére, illetve a minta magasságára. Az utóbbit tolómérő segítségével határoztuk meg, míg az előbbihez a CT-vizsgálat során készült axiális felvételeket használtuk (2. ábra). A terheléses vizsgálat után újra CT-vizsgálatot végeztünk a funkcionális gerincegységeken a fentiekben leírtak szerint. A vizsgálat alapján az axiális felvételeken azonosítottuk a törést szenvedett csigolyákat, és meghatároztuk a törés viszonyát a feltöltött csigolyához képest.



2. ábra. Axiális CT-felvétel a 817-es minta LII-es csigolyájáról. A terheléshez szükséges csigolyatestfelszínének területét DICOM alapú képfeldolgozó program segítségével számoltuk ki

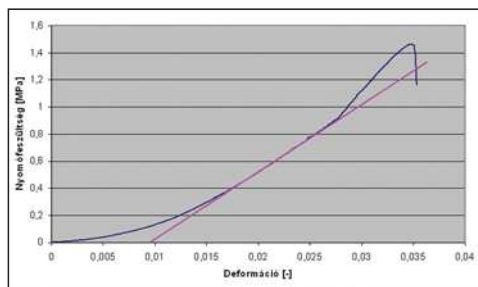
## Eredmények

A biomechanikai vizsgálat során regisztrált paraméterek az 1. táblázatban látható adatoknak megfelelően alakultak, jelentős szórást mutatva minden mutató esetében. Ennek egyik lehetséges oka, hogy a mintákat csak a röntgenképen mutatott állapotuk alapján választottuk ki, és nem vettük figyelembe a klinikai adatokat, így az életkort, a nemi hovatartozást vagy a csonttritkulás súlyosságát. A mérések eredményét deformáció-nyomófeszültség diagramon összegeztük (3. ábra).

Minta-szám	Anatómiai szegmentum	Kezelt csigolya	Módszer	Törés helye	Maximális nyomófeszültség (MPa)	Nyomó rugalmassági modulus (MPa)	Nyomófeszültség első megroppanásnál (MPa)
823/T	T11-L1	Kontroll		L1 alsó zárólemez	1,75	79,40	1,35
823/L	L2-L4	Kontroll		L4 alsó zárólemez	3,06	62,36	1,91
817/T	T11-L1	T12	PVP	L1 test	1,46	49,53	1,46
817/L	L2-L4	L3	Kyphoplasztika	L2 szomszédos zárólemez	1,51	69,40	1,19
810/T	T11-L1	T12	PVP	L1 alsó zárólemez	2,54	107,73	2,54
810/L	L2-L4	L3	Kyphoplasztika	L4 alsó zárólemez	3,60	112,72	2,56

1. táblázat. A vizsgálat során mért terhelési paraméterek alakulása





3. ábra. Deformáció-nyomófeszültség diagram az egyik minta esetében

### A nyomóterheléses vizsgálat eredményei

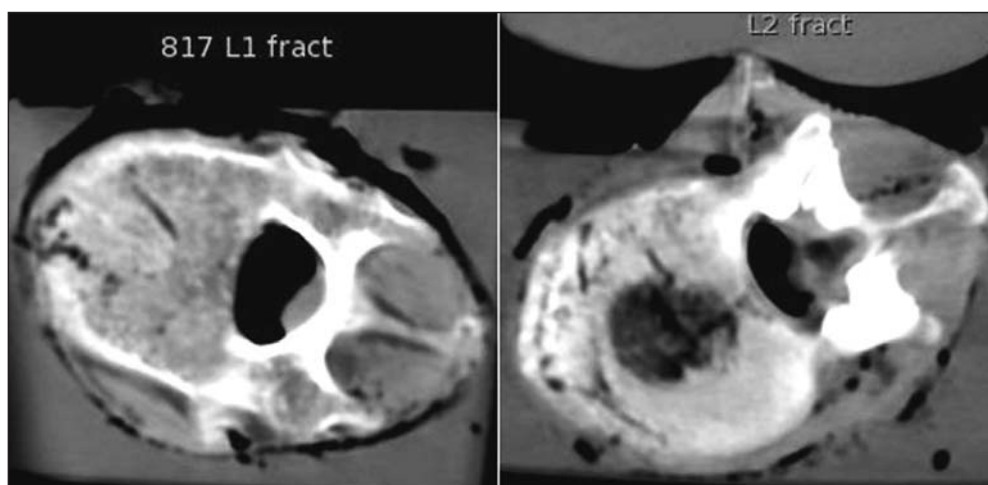
A nyomóterheléses vizsgálat után elvégzett CT-vizsgálattal elemeztük a terhelés eredményeként bekövetkezett törések lokalizációját. Azt találtuk, hogy a hat mintából négy esetben (a 823-as kontroll és a 810-es számú, PVP-val és kyphoplasztikával kezelt mintánál) a törés ugyanott jelentkezett, éspedig az alsó befogóval érintkező zárólemezen (1. táblázat). A maradék két minta esetében azonban mást tapasztaltunk. A két minta ugyanazon cadaverből származott, az egyik a ThXI-LI-es, a másik az LII-LIV-es szegmentumokat tartalmazta. Az előzőben a törés az alsó,

vagyis a vertebroplasztikával kezelt ThXII-es csigolya alatti csigolya testében jelentkezett, míg a másodikban az LII-es, vagyis a kyphoplasztikával kezelt LIII-as csigolya fölötti corpus alsó, tehát szomszédos zárólemezen alakult ki (4. ábra).

A nyomófeszültség az LII csigolya megroppanásakor 1,46 MPa, míg az LIV megroppanásakor 1,19 MPa volt, ami jelentősen kisebb, mint az egész csoportra jellemző átlag.

### Megbeszélés

Bár még mindig nincs egyértelműen tisztázva, mégis úgy tűnik, hogy a PMMA-val végzett csigolyastabilizáció biomechanikai szempontból nem közömbös a szomszédos csigolyákra súlyos csonttrikulás esetén. Biomechanikai vizsgálatok arra utalnak, hogy vertebroplasztika hatására fokozódik a szomszédos törések kockázata<sup>7</sup>. Egy 2009-es, populáció alapú, összehasonlító vizsgálatban azt találták, hogy a csigolyastabilizációs módszerek szignifikáns mértékben növelik a másodlagos törések kialakulásának kockázatát<sup>8</sup>. Egy 2008-ban közzétett vizsgálat eredményei szerint



4. ábra. Az axiális CT-felvételek a terhelés során kialakult töréseket mutatják

a szomszédos törések korábban jelentkeznek a PVP után, mint a távoliak<sup>9</sup>. Egy véges elemes modellen alapuló elemzésben azt találták, hogy a vertebroplasztika után megváltozik a szomszédos csigolyákra kifejtett terhelés<sup>10</sup>.

A PVP és kyphoplasztika klinikai hatásairól nagy esetszámú, véletlen besorolású összehasonlító vizsgálat nem készült. Biomechanikai hatásait összehasonlítva egy vizsgálatban nem találtak érdemi különbséget közöttük<sup>11</sup>. A két módszer között azonban részleteiben sok különbség van. Az egyik lehetséges különbség az alkalmazott csontcement mennyiségében rejtőzhet. A PVP esetében átlagosan 2-4 ml-nyi a befecskendezett cement mennyisége. Ezzel szemben a kyphoplasztika esetén két felfújható ballonnal képezünk üreget a csigolyatest belsejében, ami a legkisebb rendelkezésre álló ballonokat használva is 6 ml-t jelenthet teljes felfújásuk és feltöltésük esetén. A másik fontos különbség abból adódhat, hogy vertebroplasztika esetén a befecskendezett csontcement szétterjed a csigolyatest trabecularis szerkezetében, körülölelve és nem destruálva annak felépítését. A kyphoplasztika esetében viszont a ballonok magas nyomású felfújásával a csigolyaszerkezet a ballon helyén destruálódik, és a cementet ezen prefórmált üregbe fecskendezzük. Ebből kifolyólag egy kompakt, golyószerű cementdarab kerül a csigolyatestbe, ami különbözik a vertebroplasztikánál tapasztalt nyúlványos, szivacszerű szerkezettől. Feltételezhető tehát, hogy a nagyobb térfogatú, tömör golyószerű cementforma másként viselkedik biomechanikai szempontból, mint a kevesebb cementből álló, szivacszerű forma. Ezáltal a szomszédos csigolyákra gyakorolt hatásuk is különbözhet.

Jelen előzetes vizsgálatban a kísérleti technológia kidolgozása volt az elsődleges célunk. Az a tény, hogy a hat vizsgált mintából a két

kontroll és két kezelt minta esetében következett be törés a csont és a befogó-felcsín közötti kölcsönhatás eredményeként, nem enged messzemenő következtetéseket levonni. Azt a klinikai tapasztalatot viszont erősítheti, miszerint az esetek 80–85%-ában a csigolya-stabilizációs kezelések nem okoznak szomszédos csigolyatörést. Azon két minta esetében, amelyeknél a törés nem a befogókkal érintkező felszíneken következett be, azt tapasztaltuk, ami – bár kisebb arányban – a klinikai gyakorlatban is előfordul: a csigolya feltöltése után a betegek újabb, szomszédos csigolyákat érintő törésekkel jelentkeznek. Az a tény, hogy ezen minták esetében az összeroppanáskor mért maximális nyomófeszültség alacsonyabb volt, mint az egész csoport átlaga, utalhat arra, hogy ebben az esetben egy viszonylag súlyosabb csonttrikulással állunk szemben. Mivel azonban nem rendelkezünk előzetes csontsűrűségi adatokkal, ezt nem állíthatjuk biztosan. Fokozott osteoporosis esetén a csontok terhelhetősége csökken, és terhelés esetén az összeroppanás már kisebb kompressziós erőket is bekövetkeztet. Ez egybecseng klinikai eredményeinkkel, amelyek azt mutatják, hogy a szomszédos törések elsősorban súlyos csonttrikulásban szenvedő betegeknél jelentkeznek<sup>12</sup>.

Az előzetes vizsgálatunk eredményei tehát ígéretesnek tűnnek abból a szempontból, hogy a kidolgozott technológia alkalmas a vizsgálat kivitelezésére. Fontos eredmény az is, hogy négy esetben, és pedig a két kontroll minta, valamint a két 810-es számú minta esetében nem a várt helyen következett be törés (1. táblázat). Ez arra enged következtetni, hogy a továbbiakban a funkcionális gerincegységeken a kezelésük előtt osteodenzitometriás vizsgálatot érdemes végezni. Bár ez a vizsgálat költségeinek növekedéséhez vezet, segítségével kiszűrhetők a csonttrikulás által nem sújtott minták, ami hosszú távon költségmegtakarítást is eredményezhet.

## Következtetés

Jelen vizsgálatban humán cadaverekből származó, három csigolyatestet tartalmazó funkcionális mintákon végeztünk nyomóterheléses biomechanikai vizsgálatokat azt követően, hogy a középső csigolyatestet perkután csontcementes augmentációval, vertebroplasztikával vagy kyphoplastikával kezeltük. Az ered-

mények azt sugallják, hogy csonttrikulás által sújtott minták vizsgálata esetén a csontcementes csigolyatest-stabilizációnak mérhető hatása van a szomszédos csigolyatestekre, és megfelelően egymáshoz illesztett csoportok esetén a két módszer közötti különbség meghatározható lehet. A tervezett vizsgálat értékét növelendő, ehhez előzetes csontsűrűség-mérésre és nagyobb mintaelem-számmra lesz szükség.

## IRODALOM

1. Mathis JM, Barr JD, Belkoff SM, Barr MS, Jensen ME, Deramond H. Percutaneous vertebroplasty: a developing standard of care for vertebral compression fractures. *AJNR Am J Neuroradiol* 2001;22(2):373–81.
2. Jensen ME, Evans AJ, Mathis JM, Kallmes DF, Cloft HJ, Dion JE. Percutaneous polymethylmethacrylate vertebroplasty in the treatment of osteoporotic vertebral body compression fractures: technical aspects. *AJNR Am J Neuroradiol* 1997;18(10):1897–904.
3. Deramond H, Depriester C, Galibert P, Le Gars D. Percutaneous vertebroplasty with polymethylmethacrylate. Technique, indications, and results. *Radiol Clin North Am* 1998;36(3):533–46.
4. Deramond H, Mathis JM. Vertebroplasty in osteoporosis. *Semin Musculoskelet Radiol* 2002;6(3):263–8.
5. Belkoff SM, Mathis JM, Jasper LE, Deramond H. The biomechanics of vertebroplasty. The effect of cement volume on mechanical behavior. *Spine* 2001;26(14):1537–41.
6. Polikeit A, Nolte LP, Ferguson SJ. The effect of cement augmentation on the load transfer in an osteoporotic functional spinal unit: finite-element analysis. *Spine* 2003;28(10):991–6.
7. Berlemann U, Ferguson SJ, Nolte LP, Heini PF. Adjacent vertebral failure after vertebroplasty. A biomechanical investigation. *J Bone Joint Surg Br* 2002;84(5):748–52.
8. Mudano AS, Bian J, Cope JU, et al. Vertebroplasty and kyphoplasty are associated with an increased risk of secondary vertebral compression fractures: a population-based cohort study. *Osteoporos Int* 2009;20(5):819–26.
9. Pitton MB, Herber S, Bletz C, et al. CT-guided vertebroplasty in osteoporotic vertebral fractures: incidence of secondary fractures and impact of intradiscal cement leakages during follow-up. *Eur Radiol* 2008;18(1):43–50.
10. Polikeit A, Ferguson S. The effect on anterior column loading due to different vertebral augmentation techniques. *Clin Biomech* 2005;20(5):551–2.
11. Ananthakrishnan D, Berven S, Deviren V, et al. The effect on anterior column loading due to different vertebral augmentation techniques. *Clin Biomech* 2005;20(1):25–31.
12. Kulcsár Zs, Marosfői M, Berentei Zs, et al. Szomszédos csigolyatörések előfordulása perkután vertebroplasztika után. *Orv Hetil* 2009 Sept 13;150(37):1744–8

*Ez a munka az Egészségügyi Tudományos Tanács (ETT) 227/2006 számú pályázatának támogatásával készült.*

**Dr. Kulcsár Zsolt**

Országos Idegsebészeti Tudományos Intézet  
H–1145 Budapest, Amerikai út 57. · Tel.: (+36) 1 467-9300

# www.muszeroldal.hu

(a magyar műszerportál)

## - Cégbázisok:

- Gyártók/Forgalmazók/Műszerek
- Kalibráló-és Vizsgálólaboratóriumok
- Műszerfejlesztők
- Műszerjavítók

## - Referencia oldalak:

- **Metrológia**
  - SI rendszer
  - Ipari metrológia
  - Négy nyelvű metrológiai szótár
- **Szakirodalom**
  - Magyar mérés technikai cikkek jegyzéke
- **Hasznos adatok**
  - Anyagok szilárdsági jellemzői
  - Hőelemek adatai
  - Mértékegység lexikon
  - Fontosabb fizikai állandók
  - ASCII kódtábla
- **Letölthető szoftverek stb.**
- **Műszer-piac**

Ha mérést végez... ha műszereket árusít... kalibrál... fejleszt  
vagy javít... itt mindent megtalál!

MŰSZER OLDAL