

Sanat Swing

térdprotézis teljes kínálattal!



Cementes, cement nélküli primér és revízió!
Innovatív műszerekkel a gyors és sikeres műtétért!

**VEZÉRCIKK**Csernátony Zoltán
főszerkesztőchiefeditor@biomechanica.hu

DOI: 10.17489/biohum/2015/2/0h

Nagy megtiszteltetés érte a magyar biomechanikai kutatás-fejlesztésben érdekelt kis szakmai társadalmunkat az elmúlt hónapban. A Magyar Tudományos Akadémia a Magyar Tudomány Ünnepe rendezvénysorozat keretében BIOMECHANIKA: A mechanika és az orvostudomány közös evolúciója címmel tudományos összejövetelt szervezett az Akadémia Felolvasótermében, ahol a zsúfolásig telt teremben az érdeklődők színes képet kaphattak a hazánkban folyó biomechanikai vonatkozású alap- és alkalmazott kutatások és fejlesztések területéről. Az Akadémia Műszaki Tudományok Osztálya és Orvosi Tudományok Osztálya által szervezett rendezvény többek között annak a legmagasabb szinten történt felismerése és elismerése, hogy a biomechanika egy önálló tudományágként hatékony szolgálója az egészségiparnak és magának az orvostudománynak.

Jelen számunk jól példázza azt a sokat hangoztatott tényt, hogy az orvosi szakterületek számos ágának van több-kevesebb biomechanikai vonatkozású vetülete. Így ebben a számban is jól megférnek egymás mellett az érsebészettől a szemészetten és neuroradiológián keresztül a mozgásszervi vonatkozású közlemények.

Ezúton is köszönöm a magyar biomechanikához és a Magyar Biomechanikai Társasághoz hűséges szerzőknek és olvasóknak a szakterület támogatását, az ide irányított figyelmüket, egyben minden kedves olvasónknak boldog, sikeres és eredményekben gazdag új esztendőt kívánok a szerkesztőség és a magam nevében.

MULTIMODAL BIOMECHANICAL METHODS SUPPORTING ABDOMINAL AORTIC ANEURYSM MANAGEMENT

Róbert Nagy, Imre Bojtár

Department of Structural Mechanics, Faculty of Civil Engineering, Budapest University of Technology and Economics

robert.nagy@mail.bme.hu

DOI: [10.17489/biohun/2015/2/06](https://doi.org/10.17489/biohun/2015/2/06)

Abstract

In clinical practice, management of abdominal aortic aneurysms (AAA) is predominantly based on the diameter of the lumen. State-of-the-art fluid structure interaction (FSI) simulations have proven to be superior in estimating rupture risk, although they still have considerable shortcomings. In this paper we address one such unresolved problem, and present the outline of biomechanical material parameter distribution identification via inverse finite element (FE) analysis. Our method is based on the non invasive approximation of the displacement field using electrocardiogram-gated computer tomography angiography (ECG-gated CT-angiography, CTA) and estimating the load field with usual computational fluid dynamics (CFD) simulations. Parameters of our model connecting the two abovementioned sets of variables result from an optimization algorithm minimizing a work and energy related variational functional. Consequently, also supported by experimental measurements, we are able to assess local distribution of the biomechanical material properties of the arterial wall and give a functional characterization of vessel wall degeneration.

Keywords: abdominal aortic aneurysm, risk of rupture, in vivo measurement, biomechanical material parameters, ECG-gated CTA, clinical application

1. Introduction

In healthy elderly men, the diameter of the infrarenal abdominal aorta ranges between 15 mm and 24 mm.¹ Abdominal aortic aneurysm (AAA) is a persistent and irreversible, circumscribed, spindle-shaped dilatation of the vessel with diameters exceeding 1.5 times this value.^{2,3} Ensuing rupture of these lesions is extremely hazardous, with lethal outcomes in the overwhelming majority of the cases.^{4,5} Since the advent of modern imaging technologies and regular screening tests, aortic deformations are often discovered at an early stage, and although, elective repair by open surgery or endovascular stent grafting at this point can decrease mortality ratio significantly, treatment of these lesions remains a high risk procedure.⁶

Therefore, any prediction rule regarding the risk of rupture is of paramount importance.

2. Motivation

In clinical practice, the management of asymptomatic aortic aneurysms is predominantly based on the measurement of maximal lumen diameter and its rate of expansion with critical values being 5.5 cm and 1 cm/year, respectively.⁷ Although, a strong correlation has been observed, that also can be well explained by Laplace's law of thin membranes; there is no exclusive causal relation between these factors and the probability of rupture.

Insufficient effectiveness of early elective surgical repair⁸ and the still occurring rupture

of untreated small aneurysms (dilatations less than 5.5 cm in diameter)⁹ raised the demand of an improved decision strategy based on biomechanical concepts: rupture occurs when the blood flow induced stress of the vessel wall reaches the strength limit of the tissue. Patient-specific numerical modeling techniques adopting this concept¹⁰⁻¹⁴ are proven to have higher discriminatory value, with a proper reproducibility,¹⁵ than the maximal diameter.

These methods handle the liquid blood and the solid wall phases separately by solving the respective differential equations in a fully coupled fluid-structure interaction (FSI) algorithm. In practice, first, the geometry of the lumen is captured at a single timestep with CTA imaging; the blood pressure is measured usually on the arm, and then transformed to transient volumetric flow rate inlet and pressure outlet boundary conditions for the examined segment using the method of characteristics on a one-dimensional branching model.¹⁶ With an adequate fluid model for the blood, the CFD calculation yields the pressure acting on the wall as the boundary condition for the FE model, which itself is embedded in an elastic support environment. Conversely, the displacement field resulting from the FE model of the solid phase augments the boundary condition for the CFD simulation of the liquid phase. This concept requires an iteration algorithm in each timestep of an unsteady problem until the dynamic equilibrium is fulfilled.

One of the greatest shortcomings of these methods – beside the complex support boundary conditions¹⁷ – is the lack of individual calibration of the material parameters of the wall. Their distribution has a significant impact^{18,19} on the stress distribution and on the rupture criterion as well. In concordance with clinical observations, at the dilated part local stiffening of the hyperstatic structure concentrates the stresses exactly where the resistance decreased.

3. Purpose

Our aim is to develop a new, non invasive method to measure material parameters *in vivo*; thus, analyzing the adequacy of the wall stresses calculated by existing methods, and completing the characterization of the aneurysm with the assessment of tissue degeneration. The procedure involves 5 cornerstones: (1) displacement field determination, (2) corresponding load field calculation, (3) identification of local material model parameters, (4) assessment of vessel wall degeneration, and (5) the validation of the methodology. In the following, we present the basic ideas behind these steps.

4. Method

4.1. Determination of the displacement field

Characterizing the dynamic movement of the living tissue is possible in theory by following either natural landmarks or artificial markers.²⁰ The first requires a sophisticated experimental setup, while the second is highly invasive, both of which we want to avoid. Our method stems from the novel application of the electrocardiogram-gated computer tomography angiography (ECG-gated CTA) – commonly used in cardiology – opening new horizons for investigation of the dynamic behavior of the artery in contrast to the more commonly used static properties.²¹

Image acquisition

We used a Philips Brilliance iCT (Koninklijke Philips NV, Best, Netherlands) device to scan the aorta with slice thickness of 1 mm and transverse voxel size of approximately 0.5 mm. The reconstruction was performed at 10 discrete timesteps of the R-R interval with an active contour algorithm. The total displacement amplitude of a point of interest at the aortic

wall was comparable to the estimated measurement precision (identified by the voxel size in the transverse direction).

Parametric surface representation

At each timestep we constructed a parametric bicubic spline surface of the arterial lumen by minimizing the smoothness measure of the surface under the condition that the deviation of the measured points from the fitted surface exceeds the estimated measurement error (identified by the voxel size in the transverse direction) with probability less than a given significance level. The motion tracking of the resulting surface point is an ill-posed problem, since we have no information on the in-plane displacements. Two approaches are at hand: The first is solving the weak formulation of the problem by minimizing an image similarity measure combined with the variational functional of the mechanical energy. The second – which is followed in this paper due to its numerical efficiency and the advantage of restricting the problem to geometric properties

– is to amend the local, strong formulation by making auxiliary constraint on the movement. Based on FSI simulation observations, we assume the incremental displacement vector of the reference surface to align with its corrected normal vector. The correction accounts for the periodic movement and plays the role as the measure of the assumption efficiency. As *Figure 1* shows, the necessary correction decreases with increasing temporal resolution.

Isogeometric analysis

The idea of using the functions describing the geometry as basis functions of the finite element analysis was introduced by Hughes et al.²² and summarized by Cottrell et al.²³ applying the non-uniform rational B-spline (NURBS) description within the isogeometric paradigm to close the gap between CAD based design and analysis not requiring the intermediate step of mesh generation and enabling the work on the exact geometry. This approach is adopted in our investigations so that the control point motion function defines the kine-

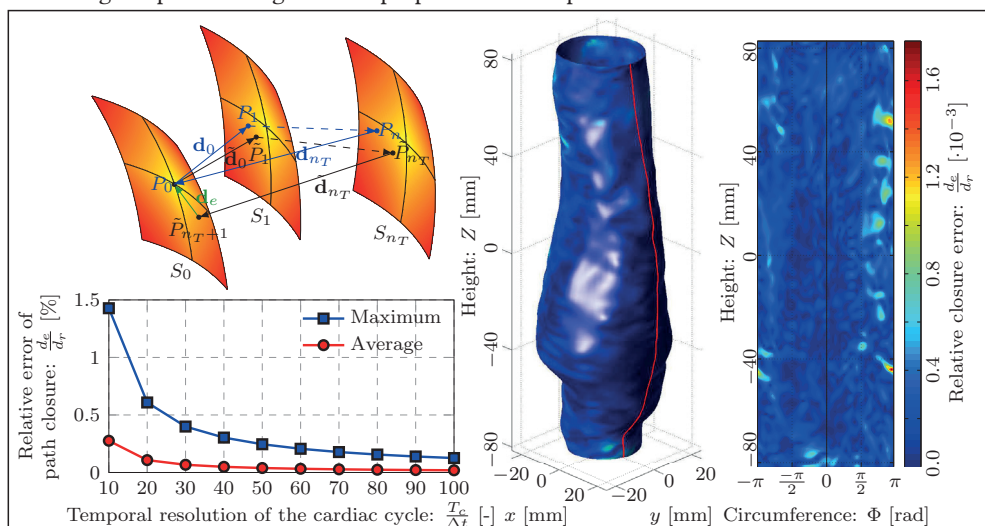


Figure 1. The top left figure shows the surface normal vectors (black), the remaining closure error (green) after a period, and the displacement increments (blue). The bottom left figure shows the maximum and average closure error convergence with increasing temporal resolution. The spatial distribution of the error in the converged state is presented on the right

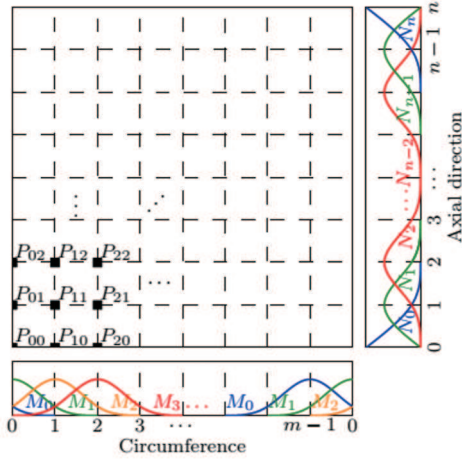


Figure 2. Natural and periodic univariate cubic uniform basis function constituting the bicubic uniform spline, the parameter mesh and the P_{ij} control point values

matics of the structure with the given set of basis functions as demonstrated in Figure 2.

The reference surface motion function (χ) is consequently defined in the form of (1), where $\xi^1, \xi^2 \in \Omega$ are the surface parameters, N_p, M_j are the basis functions, t is the time and T_c is the duration of the heartbeat. The velocity and acceleration – components that are also needed in future dynamic analysis – are easily derived by partial differentiation. The displacement amplitude and the maximal velocity and acceleration magnitudes are shown in Figure 3.

$$\chi(\xi^1, \xi^2, t) = \sum_{j=1}^{n_1} \sum_{i=1}^{n_2} N_i^p(\xi^1) M_j^q(\xi^2) \mathbf{w}_{ij}(t), \quad (1)$$

$$\mathbf{w}_{ij}(t) = \mathbf{w}_{ij0}^A + \sum_{k=1}^{n_f} \mathbf{w}_{ijk}^A \cos\left(\frac{2\pi k}{T_c} t\right) + \mathbf{w}_{ijk}^B \sin\left(\frac{2\pi k}{T_c} t\right).$$

Figure 4 shows the amplitudes of the in-plane Green-Lagrange strain components in local orthonormal coordinate system at the reference surface. These values oscillate around the initial strain, which is approximately 0.3.²⁴⁻²⁶

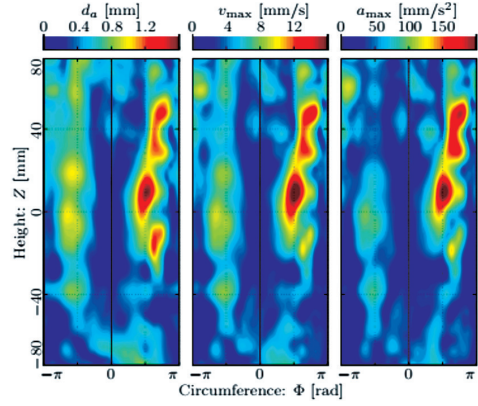


Figure 3. Amplitudes of the kinematic variables in a cardiac cycle. The sides move with displacement amplitude approximately 1 mm, while the frontal dilated part virtually remains in place

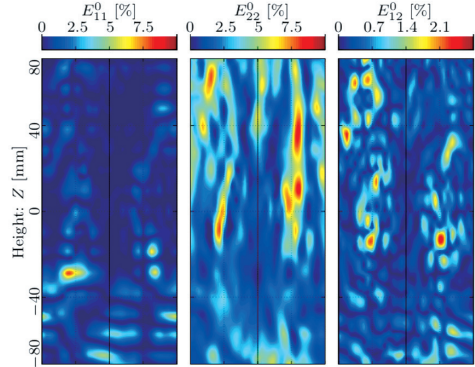


Figure 4. Green-Lagrange strain amplitude components at the lumen

The main load bearing direction is the circumferential one (E_{22}) with peak strain amplitude values of 0.1 surrounding the bulge region, while the values of strain amplitude are with an order of magnitude smaller within this region. This fact squares well with the expected behavior of a stiffer inclusion, and is also supported by observations of rupture, mostly occurring at the dilated part by having small

strains in a weakened region and high values at its border with a thin transition zone. In-plane shear (E_{12}) behaves similarly with peak values around 3%. Axial stretch (E_{11}) is also small at the dilatation and large at locations of high axial curvature.

Material point kinematics

In this example only the inner side of the arterial wall was extracted from the images, in order to characterize the rotational displacement of the material points situated above this reference surface, since it was convenient to suppose that the directors (straight material lines normal to the initial reference surface) remain straight and normal to the deformed lumen throughout the whole process, leading to Kirchhoff-Love shell theory. It is possible to determine the displacement field of the outer surface of the wall, as well, in a similar manner, which provides the linear approximation of the deflection of the director from the surface normal, which accommodates the transverse shear deformations using the Reissner-Mindlin shell formulation.

4.2. Determination of the load field

Simultaneously with the geometry scan, overpressure and velocity profile measurements were carried out at a limb, which was then transformed to the desired aortic section via a 1D systematic model – analogous to the electric circuit model – serving as boundary condition for the fluid simulation.¹⁶ The previously determined wall displacement served as a moving wall boundary making the resource consuming FSI calculation unnecessary, which is an advantage of our model in terms of real-time applicability. The simulation was carried out within the ANSYS framework yielding the flow induced pressure and wall shear stress distribution acting on the wall.

4.3. Identification of local material model parameters

The power of these forces should be equal to the time derivative of the sum of the strain energy and kinetic energy. The power is calculated from the loads and the reference surface velocity function. The kinetic energy is given by the shell model and the reference surface velocity function, while for the estimate of strain energy we needed additional characteristics of the material model, for which well developed formulae were found in the literature based on a microstructural approach.²⁷ Model parameter identification was carried out by a fast Levenberg-Marquardt local optimization algorithm where the objective function gradient is provided numerically in time comparable to a normal function evaluation by virtue of the local support property of the spline basis functions.

4.4. Degree of vessel wall degeneration

Changes in material properties will usually be accompanied by slow, gradual distension of vessel geometry. This phenomenon can be observed both on the macro- (stiffening) and microscale (decreased elastin content). We related the identified model parameters to these observed phenomena in order to get a threshold of material strength and to determine the level of degenerative process.

Aneurysmal aortic sections were dissected (see *Figure 5*) from patients undergoing to open surgery at the Heart and Vascular Center of Semmelweis University, where ECG-gated CTA images were also taken preceding the operations.

We measured macroscopic elastic behavior of the specimen by using displacement controlled equi-biaxial tensile tests shown in *Figure 6*,

while the microstructure of the same samples was assessed by multi-photon microscopy, which is capable to visualize collagen throughout the cross-section of arterial constitutive layers, as shown in *Figure 7*. Then, we stacked image slices together in order to get 3D data, and by the aid of an automatic image processing algorithm we were able to determine the collagen content and the distribution function

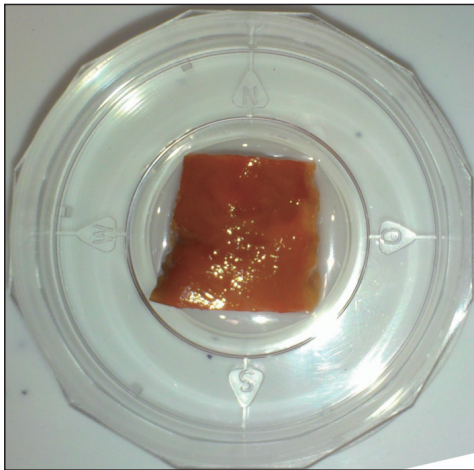


Figure 5. Dissected aneurysm sample (Semmelweis University, Heart and Vascular Center)

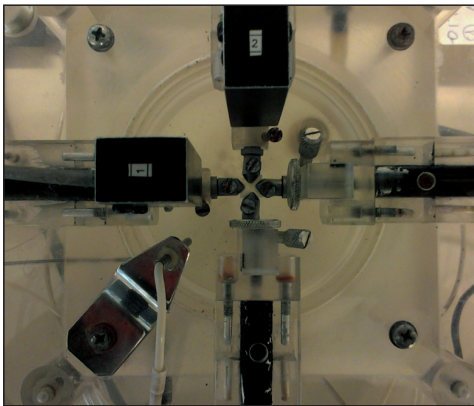


Figure 6. Equipment for equibiaxial tensile testing aneurysm specimens (Semmelweis University, Department of Biophysics and Radiation Biology Institute of Human Physiology and Clinical Experimental Research)

of the fiber orientation by applying a 3D Fourier transform.

4.5. Validation and verification

The applicability of the method components should be validated individually. The hypothesis of the displacement to be aligned with the corrected actual normal is observed by FSI simulations on geometries with small changes in curvature with homogenous hyperelastic material model. Deviations are expected at locations with negative Gaussian curvature. Experimental verification is also needed and proposed in the near future by natural landmark tracking. The load field determination procedure is documented extensively in the literature.¹⁷ The material identification procedure carried out on noisy data is an optimization problem of well described approximating solution algorithms as well. To verify the process itself, *in silico* measurements of an artificial silicon artery loaded with pulsatile fluid flow are also planned.

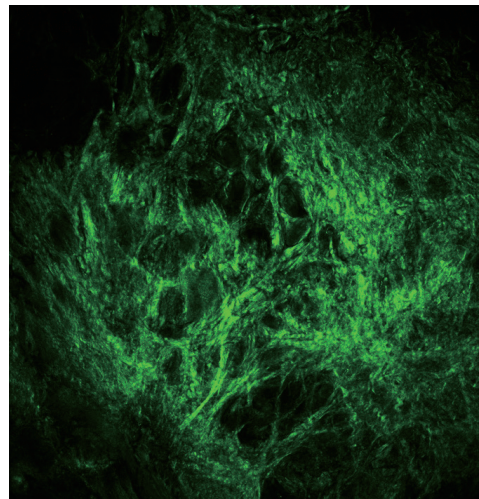


Figure 7. Dissected aneurysm sample (Semmelweis University, Heart and Vascular Center)

REFERENCES

1. *Liddington MI, Heather BP.* The relationship between aortic diameter and body habitus. *European Journal of Vascular Surgery* 1992;6:89-9.
2. *McGregor JC, Pollock JG, Anton HC.* The value of ultrasonography in the diagnosis of abdominal aortic aneurysm. *Scottish Medical Journal* 1975;20:133-7.
3. *Johnston KW, Rutherford RB, Tilson MD, Shah DM, Hollier L, Stanley JC.* Suggested standards for reporting on arterial aneurysms. Subcommittee on Reporting Standards for Arterial Aneurysms, Ad Hoc Committee on Reporting Standards, Society for Vascular Surgery and North American Chapter, International Society for Cardiovascular Surgery. *Journal of Vascular Surgery* 1991;13:452-8.
4. *Ingoldby CJ, Wijanto R, Mitchell JE, Epstein DM, Sculpher MJ, Greenhalgh RM.* Impact of vascular surgery on community mortality from ruptured aortic aneurysms. *The British Journal of Surgery* 1986;360:551-3.
5. *Kantonen I, Lepantalo M, Brommels M, Luther M, Salenius JP, Ylonen, the Finnvasc Study Group et al.* Mortality in ruptured abdominal aortic aneurysms. *European journal of vascular and endovascular surgery* 1999;17(3):208-12.
6. *Brown LC, Powell JT, Thompson SG.* The UK EndoVascular Aneurysm Repair (EVAR) trials: randomised trials of EVAR versus standard therapy. *Health Technology Assessment* 2012;16(9):1-218.
7. *Hirsch AT, Haskal ZJ, Hertzner NR, Bakal CW, Creager MA, Halperin JL, et al.* ACC/AHA 2005 Guidelines for the management of patients with peripheral arterial disease (lower extremity, renal, mesenteric, and abdominal aortic). *Journal of the American College of Cardiology* 2006;47(6):1239-312.
8. *Powell J.* Final 12-year follow-up of surgery versus surveillance in the UK small aneurysm trial. *British Journal of Surgery* 2007;94:6.
9. *Brewster DC, Cronenwett JL, Hallett Jr. JW, Johnston KW, Krupski WC, Matsumura J.* Guidelines for the treatment of abdominal aortic aneurysms: Report of a subcommittee of the joint council of the American Association for Vascular Surgery and Society for Vascular Surgery. *Journal of Vascular Surgery* 2003;37(5):1106-17.
10. *Raghavan ML, Webster MW, Vorp DA.* Ex vivo biomechanical behavior of abdominal aortic aneurysm: assessment using a new mathematical model. *Annals of Biomedical Engineering* 1996;24(5):573-82.
11. *Raghavan ML, Vorp DA, Federle MP, Makaroun MS, Webster MW.* Wall stress distribution on three-dimensionally reconstructed models of human abdominal aortic aneurysm. *Journal of Vascular Surgery* 2000;31(4):760-9.
12. *Raghavan ML, Fillinger MF, Marra SP, Naegelein BP, Kennedy FE.* Automated methodology for determination of stress distribution in human abdominal aortic aneurysm. *Journal of Biomechanical Engineering* 2005;127(5):868-71.
13. *Fillinger MF, Raghavan ML, Marra SP, Cronenwett JL, Kennedy FE.* In vivo analysis of mechanical wall stress and abdominal aortic aneurysm rupture risk. *Journal of Vascular Surgery* 2002;36(3):589-97.
14. *Fillinger MF, Marra SP, Raghavan ML, Kennedy FE.* Prediction of rupture risk in abdominal aortic aneurysm during observation: Wall stress versus diameter. *Journal of Vascular Surgery* 2003;37(4):724-32.
15. *Hyhlik-Dürr A, Krieger T, Geisbüsch P, Kotelis D, Able T, Böckler D.* Reproducibility of deriving parameters of AAA rupture risk from patient-specific 3D finite element models. *Journal of Endovascular Therapy* 2011;18(3):289-98.
16. *Bárdossy G, Halász G.* Modeling blood flow in the arterial system. *Periodica Polytechnica* 2011;55:49-55.

17. Józsa TI, Paál G. Boundary conditions for flow simulations of abdominal aortic aneurysms, *International Journal of Heat and Fluid Flow* 2014;50:342-51.
18. Speelman L, Bohra A, Bosboom EMH, Schurink, GWH, van de Vosse FN, Makaroun MS, Vorp DA. Effects of wall calcifications in patient-specific wall stress analyses of abdominal aortic aneurysms. *Journal of Biomechanical Engineering* 2007;129(1):105-9.
19. Li ZY, U-King-Im J, Tang TY, Soh E, See TC, Gillard JH. Impact of calcification and intraluminal thrombus on the computed wall stresses of abdominal aortic aneurysm. *Journal of Vascular Surgery* 2008;47(5):928-35.
20. Rausch MK, Bothe W, Kvitting JPE, Göktepe S, Craig Miller D, Kuhl E. In vivo dynamic strains of the ovine anterior mitral valve leaflet. *Journal of Biomechanics* 2011;44(6):1149-57.
21. Nagy R, Csobay-Novák Cs, Lovas A, Sótónyi P, Bojtár I. Non invasive in vivo measurement of strain in human abdominal aortic aneurysms. Towards a novel approach to rupture risk estimation. *Journal of Biomechanics* 2015;48(10):1876-86.
22. Hughes TJR, Cottrell JA, Bazilevs Y. Isogeometric analysis: CAD, finite elements, NURBS, exact geometry and mesh refinement. *Computer methods in applied mechanics and engineering* 2005;194(39):4135-95.
23. Cottrell JA, Hughes TJR, Bazilevs Y. *Isogeometric Analysis: Toward Integration of CAD and FEA.* John Wiley&Sons 2009, ISBN 978-0-470-74873-2.
24. Holzapfel GA, Sommer G, Auer M, Regitnig P, Ogden RW. Layer specific 3d residual deformations of human aortas with non-atherosclerotic intimal thickening. *Annals of biomedical engineering* 2007;35:530-45.
25. Langewouters G, Wesseling K, Goedhard W. The static elastic properties of 45 human thoracic and 20 abdominal aortas in vitro and the parameters of a new model. *Journal of biomechanics* 1984;17:425-35.
26. Stålhand J, Klarbring A. Aorta in vivo parameter identification using an axial force constraint. *Biomechanics and modeling in mechanobiology* 2005;3:191-9.
27. Holzapfel GA, Gasser TA, Ogden RW. A new constitutive framework for arterial wall mechanics and a comparative study of material models. *J Elasticity*, 2000;61:1-48.

We would like to thank the help of Semmelweis University Heart and Vascular Center for the ECG-gated imaging and sample preparation, Department of Biophysics and Radiation Biology Institute of Human Physiology and Clinical Experimental Research for collaborating in the biaxial tensile tests, Department of Biophysics and Radiation Biology for providing the multi-photon microscope.

Róbert Nagy

Department of Structural Mechanics, Faculty of Civil Engineering, Budapest University of Technology and Economics

H-1111 Budapest, Műegyetem rkp. 3. K building, KM 63.

Tel.: (+36) 1 463-1434

AUTOMATIC RECONSTRUCTION OF BRAIN'S MICRO-VASCULAR NETWORK BASED ON X-RAY SYNCHROTRON TOMOGRAPHY

Kristóf Kapitány¹, László Négyessy^{2,3}, Caroline Fonta⁴, Rajmund Mokso⁵, Zsuzsanna Szepessy⁶, Árpád Barsi¹

¹ Department of Photogrammetry and Geoinformatics, Budapest University of Technology and Economics

² Wigner Research Centre for Physics, Hungarian Academy of Science

³ Department of Anatomy, Histology and Embryology, Semmelweis University

⁴ Centre de Recherche Cerveau et Cognition, Université P Sabatier

⁵ Swiss Light Source, Paul Scherrer Institut

⁶ Department of Ophthalmology, Semmelweis University

kapitany.kristof@epito.bme.hu

DOI: 10.17489/biohun/2015/2/02

Abstract

X-ray synchrotron tomographic microscopy enables the acquisition of large amount of images with a geometric and radiometric resolution sufficient for the morphometric and topologic analysis of vascular and even of microvascular network of different organs. In this study cylindrical shaped, NiDAB labelled brain samples of a diameter of half a millimeter were imaged and analyzed with an effective pixel size of 0.38 μm . Several thousands of tomographic slices build up each reconstructed volume meaning that an automatized analysis tool is indispensable. These big data sets are processed by the developed algorithms on commercially available PCs with an automated image analysis technology in acceptable processing time. The obtained vessel segments are stored for further topological and morphometric analyses or surface/volumetric visualization purposes. These analyses contain vessel feature distribution analysis followed by 3D reconstruction. The obtained results are in accordance to the literature data.

Keywords: image processing, object reconstruction, 3D modelling, micro punching, high throughput, vascular network, cerebral cortex

1. Introduction

The knowledge of brain blood circulation is essential to understand the functioning and diseases of the brain. The imaging techniques of nowadays is getting more important thanks to the increasing quality, resolution and speed of image acquisition. Our research focuses on the algorithmic development to process these imagery, especially on handling large amount of images. A very promising imaging technique is the X-ray synchrotron tomography (XRST), where the synchrotron delivers bright photon

beam with the possibility to selectively tune the wavelength to fulfill the requirements imposed by the sample size and its electron density. In addition to the attenuation we can also exploit the refraction of the X-ray wave-front on the interfaces in the sample arising as a consequence of the partial coherence of synchrotron X-ray beams.¹ This unique combination of attenuation and phase contrast is very useful for the studies of the vascular system at the micrometer scale. The spatial resolution in the three dimensional volumetric representation of the sample is isotropic and is determined

by the pixel size of the detector, the numerical aperture of the objective and the phosphor screen thickness converting the X-rays to visible light.²

From the large XRST data sets of micrometer resolution, it is reliable to characterize morphometric and topological characteristics of vessels networks.³⁻⁵ Moreover such data provide vessel networks that can be used as a realistic basis for a numerical simulation of hemodynamic phenomena inside tens of cubic millimeters of cerebral cortex, which at the present time are not accessible through experimental measurements. XRST is applicable post mortem, which is very important in human studies. Also, XRST does not require complicated histological processing for vessel visualization.

The developed complete 3D model is suitable for morphometric analysis of vascular network of brain tissues. For the reconstruction we developed software in Matlab environment.

Materials

XRST images were obtained from different samples of cerebral cortex of an adult marmoset (*Callithrix jacchus*). The animal was treated in accordance with the Guide for the Care and Use of Laboratory Animals (National Research Council 1996), European Directive 86/609 and the guidelines of the local institutional animal care and use committee.

Transcardial perfusion of an aldehyde solution was applied to preserve brain structure and the samples were treated with Avidin Biotin Complex (ABC) protocol (Elite kit, Vector Laboratoires, Burlingame, CA 94010, USA) and nickel-intensified diaminobenzidine (Ni-DAB; Sigma-Aldrich, Saint-Quentin Fallavier, France) as the chromogen.⁶ After the NiDAB reaction, sample A9 was osmicated (1% OsO₄, Electron Microscopy Sciences, Hatfield, PA

19440, USA) and 5% sucrose in PB for 60 minutes). All three samples were dehydrated and infiltrated with resin as described above. In order to contrast x-ray-imaged vessels, barium sulfate solution was perfused in the general blood circulation in advance of the transcardial perfusion, according to the protocol described in Plouraboué et al. (2004) and Risser et al. (2009).^{7,4}

Method

The samples were imaged at the TOMCAT beamline² of the Swiss Light Source at the Paul Scherrer Institut in Switzerland using XRST. Monochromatic synchrotron X-rays were used for the probing radiation with an energy of 10 keV (wavelength of 0.12 nm). The X-ray beam traversing the sample produces shadow images that were recorded by a CCD camera coupled to a scintillator screen through a microscopic objective with a 20x magnification. The effective pixel size of the detector system was 0.38 μm . The specimens were rotated during acquisition with the axis perpendicular to the X-ray beam direction. With 1501 radiographic projections the angular range of 180° was covered in an equidistant manner to obtain tomographic images. Each sample consists of 2048³ pixels covering a cylinder with a height and diameter of 780 μm both. According to the stance and position the unnecessary images were removed. *Figure 1* shows a small detail of the tomographic slices.

According to the size of the specimens each examined sample was represented on numerous cross-sections. Because of the high amount data manual image processing is not an option. The presented method could replace this labor-intensive, yet inefficient work by automated algorithms using predefined parameters. The parameters are depending on the sample's shape and size, and on the staining method of the samples. Also the condition of the sample

has to be taken in consideration because the samples could have internal cracks, or the surface of the sample could contain dirt particles or metal fragments and tissue shreds make it in generally rough.

The image processing starts with the segmentation of the vessel cross-sections using predefined intensity values. The vessels has been stained only non-homogenously, therefore it needed additional image enhancement technics, like local rescaled-range calculation (LRRC) that is used generally for texture analysis.⁸ This method processes the whole image by dividing it into smaller regions, and evaluating the intensity range inside the neighborhood of each pixel. The implementation of the LRRC technique supports to detect the texture of an image therefore the non-homogenous staining process could be compensated.

After segmentation noise filtering or sample's imperfection removal is necessary. A digital "punch" technique was applied, that cuts off the unwanted part from the detected segments,⁹ and contain the analysis of statistics of each region to remove misassignments.

The developed method supports two types of vessel reconstruction solution: a generalized model of the vessels and a surface model of the vessels. Both type requires different input data.

The *generalized model* contains multiple developed visualization and analysis procedures, but the connection must be established between the discrete regions. It has to be determined which regions compose a continuous vessel, and where bifurcations are located. The developed method analyzes and collects statistics about each vessel cross-section. The centroid's coordinates and the matching semi-minor axis lengths of each detected region are used. Each centroid is projected to the adjacent tomographic slices and a search radius is drawn with the length of the matching semi-minor axis around the projections on the particular slices, including one around the centroid itself. Then the number of detected centroids inside the projected circles is counted, and if there is one or more centroids inside, the detected elements are supposedly connecting. Each element is labeled uniquely, but in case of the connection is stated between different centroids, all get the same identification number, therefore continuous vessel branches could be located. At each bifurcation the vessels are partitioned, and the labels of the sub-branches differ, so it is important to recognize the breakpoints. This identification method provides opportunity to analyze both vessel cross-section and the connected elements together.¹⁰

For the reconstruction of the *surface model* of the vessels, the boundary of each detected ves-

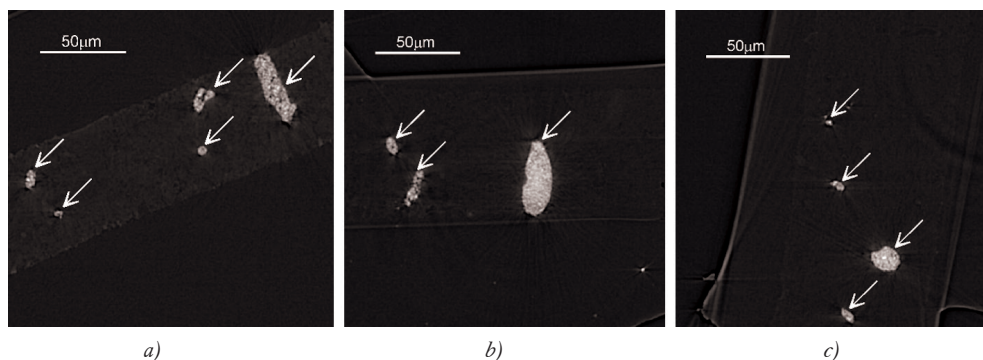


Figure 1. Tomographic slices of Sample A9 (a), Sample A12 (b), Sample A14 (c).
Arrows point to vessel cross-sections

sel cross-section is extracted. The coordinates of each boundary pixel are exported from the images resulting in a large, three-dimensional data set, where a triangulated irregular network (TIN) surface is fitted (*Figure 3*).

Results & Discussion

The developed method has been performed on several samples processed with XRST compatible histological techniques. NiDAB staining resulted in enough parenchymal background staining, which allowed the labeling of the vessels.

Image processing including vessels and branching pattern reconstruction is an automated process. It took 2378 seconds with Matlab on a regular PC for a 1135-slice sample (A9). The image analysis methodology can be taken as of computation requirement of 2.1 sec/image.

Figure 2 presents the detected boundaries of the vessel cross-sections with white outlines, on the same images of *Figure 1*.

Table 1 presents statistics describing the samples and the detected vessel structure. Row no. (3) shows the number of pixels in the direction parallel to the tomographic rotation axis, hence the number of reconstructed to-

mographic slices for the given sample processed. Although the sample's volume maybe similar in the different cases (11), the sample can be represented on a smaller number of tomographic slices depending on the orientation during the tomographic acquisition. The algorithm detects vessel cross-sections (4) on each tomographic slice and connects them together into separate vessel segments (5). At every bifurcation the vessels are partitioned, so the vessel segments are obtained with different identification numbers. The result of vasculature analysis of sample A12 is shown in *Figure 4*. A segment of the tissue was analyzed, and three perpendicular cross-sections containing $200 \times 200 \times 200$ voxels are presented, where the voxel size is $0.38 \mu\text{m} \times 0.38 \mu\text{m} \times 0.38 \mu\text{m}$.

The calculation of statistics was software based and did not require user interaction. *Table 1* presents also some derived statistical data about the vascular morphometry in each experimental condition. Vessel segments have the meaning of vessel fragments labeled uniquely (5). The table indicates the mean- (7) and longest length (6) of the identified vessel segments. Median (10), mean and standard deviation (9) of vessels' diameter are also presented. The total length (8) and volume (12) of the reconstructed vessels are used to evaluate the tissue blood supply by calculating the ratio of vascular length to the volume of the tissue

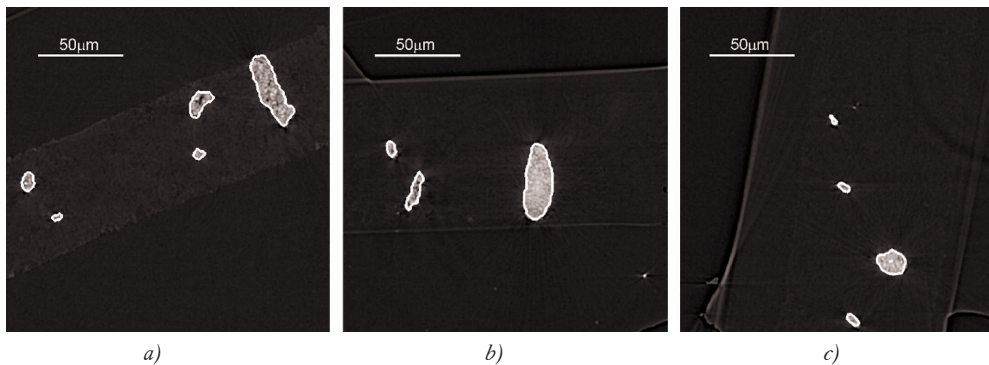


Figure 2. Tomographic slices of Sample A9 (a), Sample A12 (b), Sample A14 (c). White outlines represents vessel cross-sections

Sample's name	A9	A12	A14
1. Staining method	NiDAB, OsO ₄ , Barium	NiDAB, Barium	NiDAB, Barium
2. Sample size (cylindrical shape, diameter × thickness) [μm]	500 × 60	500 × 90	300 × 90
3. Number of images	1135	915	460
4. Number of detected vessel cross-sections	6058	8854	2901
5. Number of detected vessel segments	934	2190	843
6. Length of the longest vessel [μm]	69.16	49.02	50.16
7. Mean length of vessel segments [μm]	2.46 ± 5.82	1.54 ± 3.51	1.31 ± 3.81
8. Full length of detected vessels [μm]	2302.04	3364.52	1102.38
9. Vessel diameter (mean ± standard deviation) [μm]	3.99 ± 3.14	1.91 ± 2.06	1.43 ± 1.47
10. Median of the vessels' diameter [μm]	3.37	1.30	1.47
11. Volume of the examined sample [μm ³]	11 780 972	17 671 458	6 361 725
12. Total vessel volume [μm ³]	235 060.89	176 375.62	53 672.1
13. Relative volume of vessels [%]	2.00	1.00	0.84
14. Tissue supply (vessel length/ tissue volume) [μm/μm ³]	1.954 × 10 ⁻⁴	1.904 × 10 ⁻⁴	1.733 × 10 ⁻⁴

Table 1. Statistical analysis of the examined samples

sample (14) and the volume of vessels relative to the tissue sample volume (13). Vessel volume is calculated from the number of voxels in each vessel cross-section.

This study describes a high throughput automated process of reconstruction and analyses

of brain tissue vasculature at high resolution. The applied XRST technique doesn't require complicated histological processing. The present study also provides evidence for the interest to use micro-tomography in brain research, as it provides large dataset appropriate for automated processing in a reasonable time. XRST



Figure 3. Surface mesh, fitted to the vessel boundaries – a detail of the reconstruction of sample A12

has a great advantage against multiphoton laser microscopy, scanning electron microscopy or optical confocal microscopy, namely this technique has excellent spatial resolution in the range of micrometer level and has not the depth limitation of a few hundreds of micrometers.⁷

Previous studies based on XRST of vessel used barium staining. However, inherent of the process is the uncertainty of complete perfusion especially of the fine vessel branches by the barium staining suspension. This is a major obstacle in studying the finest branches, which are the most vulnerable in clinical conditions.

However, the distribution of the vessels is not homogeneous at a small scale,³ whose size is close to the thickness of the sample (50-60 μm). Therefore situation may be different from one sample to another, independently of the staining method.

Concerning the morphometry data, our results are similar to those published previously. The vascular length (tissue supply) is comparable, but smaller: 269 mm/mm^3 in marmoset monkeys;⁴ our values are between 173 and

195 mm/mm^3 . The relative volumes of vessels are also similar to the literature, where 2.5% stands against our finding of 0.84-2%. The longest vessel segment lengths are also very close to the literature: our values are between 49 and 69 μm .⁴

There is a strong evidence that changes in parameters such as vessel diameter, tortuosity and density are related to the disease in large vessels,¹¹⁻¹⁵ few results are reported at the microscopic scale.^{11,16} Therefore it is interesting to develop a multiscale approach and innovative quantitative analysis tools to characterize the capillary networks at different steps of the disease progression in the brain.

Summarizing the benefits of the developed method, we would highlight the following features:

- suitable on commercially available PCs (no need for high performance computers),
- automated image analysis technology (no need for manual work of human operators),
- acceptable processing time (required processing time is ~ 2 seconds per image).

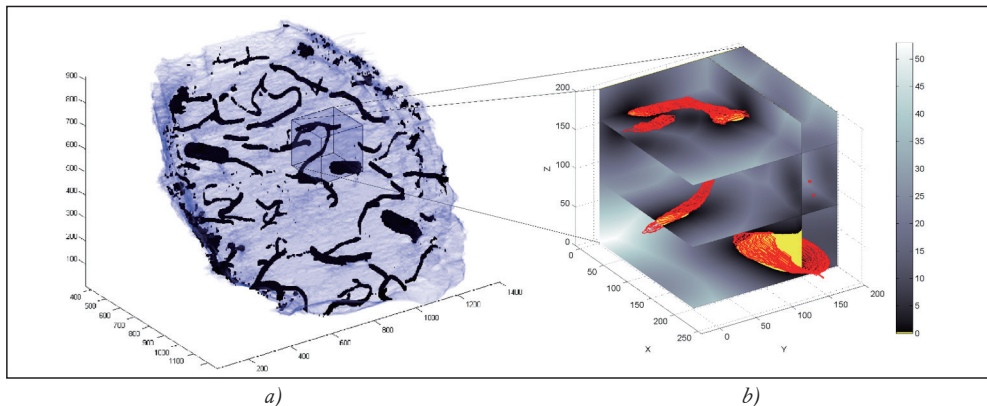


Figure 4. Vascularity analysis. Sample A12 with highlighted vessels (black outlines) (a) and an analyzed part in detail (b). The gray scale shows the distance of any point of the tissue from the vessels. The vessels' boundaries are presented in red. This analysis shows that the largest distance between any point of the tissue and the closest vessel is around 50 μm . The coordinates and the color bar are in μm (voxel size $0.38 \mu\text{m} \times 0.38 \mu\text{m} \times 0.38 \mu\text{m}$, and $200 \times 200 \times 200$ voxels are represented)

REFERENCES

1. *Mokso R, Marone F, Irvine S, Nyvlt M, Schwyn D, Mader K, et al.* Advantages of phase retrieval for fast X-ray tomographic microscopy. *J Physics D: Appl Phys* 2013;46(49):494004, DOI:10.1088/0022-3727/46/49/494004.
2. *Stampanoni M, Marone F, Modregger P, Pinzer B, Thüring T, Vila-Comamala J, et al.* Tomographic hard X-ray phasecontrast micro- and nano-imaging at Tomcat. *AIP Conference Proceedings*, 2010;1266:13-7, DOI: 10.1063/1.3478189.
3. *Risser L, Plouraboué F, Steyer A, Cloetens P, Le Duc G, Fonta C.* From homogeneous to fractal normal and tumorous microvascular networks in the brain. *Journal of Cerebral Blood Flow and Metabolism* 2007;27(2):293-303.
4. *Risser L, Plouraboué F, Cloetens P, Fonta C.* A 3D-investigation shows that angiogenesis in primate cerebral cortex mainly occurs at capillary level. *International Journal of Developmental Neuroscience* 2009;27(2):185-96, DOI: 10.1016/j.ijdevneu.2008.10.006.
5. *Heinzer S, Kruckner T, Stampanoni M, Abela R, Meyer EP, Schuler A, et al.* Hierarchical micro-imaging for multiscale analysis of large vascular networks. *Neuroimage* 2006;32(2):626-36.
6. *Negyessy L, Gal V, Farqas T, Toldi J.* Cross-modal plasticity of the corticothalamic circuits in rats enucleated on the first postnatal day. *Eur J Neurosci* 2000;12(5):1654-68.
7. *Plouraboué F, Cloetens P, Fonta C, Steyer A, Lauwers F, et al.* High resolution X-ray imaging of vascular networks. *J Microsc* 2004;215:139-48.
8. *Russ JC.* *Image Processing Handbook*. 3rd ed 1998; ISBN: 0-8493-2532-3.
9. *Kapitány, K.* Geometric reduction of high amount histological image data - A digital-punch approach. *Conference of Junior Researchers in Civil Engineering; 2012; Budapest; p. 77-82.*
10. *Kapitány, K.* Automatic generation and storage of vascular network topology. *Second Conference of Junior Researchers in Civil Engineering; 2013; Budapest; p. 1-5.*
11. *Meyer EP, Ulmann-Schuler A, Staufenbiel M, Kruckner T.* Altered morphology and 3D architecture of brain vasculature in a mouse model for Alzheimer's disease. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America* 2008;105(9):3587-92.
12. *Dorr A, Sahota B, Chinta LV, Brown ME, Lai AY, et al.* Amyloid-beta-dependent compromise of microvascular structure and function in a model of Alzheimer's disease. *Brain* 2012;135(Pt 10):3039-50, DOI: 10.1093/brain/aws243.
13. *Biron KE, Dickstein DL, Gopaul R, Jefferies WA.* Amyloid triggers extensive cerebral angiogenesis causing blood brain barrier permeability and hypervascularity in Alzheimer's disease. *PLoS One* 2011;6(8):e23789
14. *Brown WR, Thore CR.* Review: cerebral microvascular pathology in ageing and neurodegeneration. *Neuropathol Appl Neurobiol* 2011 Feb; 37(1):56-74, DOI: 10.1111/j.1365-2990.2010.01139.x.
15. *Desai BS, Schneider JA, Li JL, Carvey PM et al.* Evidence of angiogenic vessels in Alzheimer's disease. *J Neural Transm* 2009;116(5):587-97.
16. *Klohs J, Rudin M, Shims hek DR, Beckmann N.* Imaging of cerebrovascular pathology in animal models of Alzheimer's disease. *Frontiers in aging neuroscience* 2014 Mar;13(6):32.

The authors are grateful to Dr. Terez Tombol and Dr. Laszlo Seress for providing brain tissue samples. The technical assistance of Andrea Nemeth and Luc Renaud is highly appreciated. This study was supported by PSI through experimental time allocations #20090952 and #20100156.

Kristóf Kapitány

Department of Photogrammetry and Geoinformatics, Budapest University of Technology and Economics

H-1111 Budapest, Műgyetem rkp. 3. K building, I/31.

Tel.: (+36) 1 463-1454

AZ ÍNHÁRTYÁT ÉRINTŐ LÉZERES LÁTÁSJAVÍTÓ SZEMMŰTÉT VÉGES-ELEMES VIZSGÁLATA ÉS ELEMZÉSE

Bocskai Zoltán Imre, Bojtár Imre

Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Tartószerkezetek Mechanikája Tanszék

zbocskai@mail.bme.hu

DOI: 10.17489/biohun/2015/2/03

Absztrakt

Szemünk az egyik legfontosabb érzékszervünk, ezért kiemelt fontosságú, hogy helyes működését életünk végéig biztosítsuk. Erre manapság már nagyon sokféle lehetőség áll rendelkezésre, hiszen a hagyományos segédeszközökön kívül léteznek műtéti eljárások az éles látás fenntartására. A sokféle műtéti eljárás egyik fajtája az ínhártyát érinti. Szemészeti lézer segítségével parányi lyukakat képeznek az ínhártya megfelelő szegmenseibe, azzal a céllal, hogy az öregszeműséget orvosolják, és visszaállítsák a szem természetes alkalmazkodóképességét. Cikkünkben ennek a műtéti eljárásnak a numerikus elemzését mutatjuk be. Kitérünk a műtéti eljárás működésének elvére és kísérletet teszünk az eredeti műtéti geometria módosítására a szemlencse hatékonyabb alkalmazkodási szélességének elérése érdekében. A közölt eredményeket a numerikus vizsgálataink végeredményeire alapoztuk.

Kulcsszavak: emberi szem, ínhártya, végeselem-módszer, numerikus modell, mikro-bemetszések

Numerical analyzing of the surgical method related to the sclera

Abstract

The human eye is one of the most important sensory organs, thus we need pay attention to keep healthy it during the whole life. Nowadays there are lots of opportunities to remedy the eye diseases, such as different type of eyeglasses or surgeries. One of the mentioned surgeries relates to the sclera of the eye. This procedure is a surgical technique performed with ophthalmic laser to restore the accommodation of the eye and terminate presbyopia. In this paper we analysed this surgical technique in biomechanical point of view based on a finite element numerical model. The results presented in this study were based on the numerical outcomes.

Keywords: human eye, sclera, FE, numerical model, microexcisions

1. Bevezetés

Az ember öt érzékszervvel rendelkezik, úgymint látás, tapintás, hallás, szaglás, ízérezkelés. Ezek közül a látás az, aminek kiemelt jelentősége van, mivel ez az egyik legtöbbet használt a többi közül. Ebből az okból kifolyólag kiemelt jelentősége van a szem helyes működése egész életen át tartó megőrzésének.

Az emberi szemnek sokfajta betegsége létezik, így sokféle műtéti eljárás ismert, amely az éles látás fenntartásához, visszaállításához nyújt segítséget.^{1,2} A szem betegségei közül kiemelt jelentősége van az öregszeműségnek, vagy más néven *presbyopiának*, ami a szemlencse alkalmazkodóképességének hiánya idősebb korban,^{3,4} általában 40 év felett (alkalmazkodóképességen a szemünkben lezajló távolból

közre fókuszálás folyamatát értjük⁵). Az öregszeműség kezelésére is létezik többféle eljárás, mint például az ínhártyába szemészeti lézerrel elhelyezett mikrométer nagyságrend méretű lyukak elhelyezése.⁴ Ezzel a módszerrel a feltalálók a szem természetes öregedésének, merevedésének^{1,3,4} hatását akarták korrigálni, és a természetes alkalmazkodóképességét (akkomodációját) a szemlencsének visszaállítani, hogy lehetőleg ne kelljen a páciensnek szemüveg sem olvasáshoz, sem pedig távolba nézéshez. A módszer lényege, hogy Er:YAG infravörös tartományba eső precíziós szemészeti lézer segítségével az ínhártya négy különböző szegmensébe összesen 4×9 , azaz 36 darab $600 \mu\text{m}$ átmérőjű lyukat égetnek, melyek az ínhártya mélységének $\approx 80\%$ -ig behatolnak.⁴ Ezzel az eljárással a korral merevedő ínhártyában „geometriai lágyítást” visznek be, amely segítségével az eddigi kutatások alapján a szemlencse alkalmazkodási szélességét tartósan átlagosan $\approx 1,3$ dioptriával tudták növelni (alkalmazkodási szélességen itt a szemlencse közelre és távolra néző állapotához tartozó dioptriaértékek különbségét értjük). Az eddig vizsgált páciensek átlagéletkora 50,4 év volt és objektív mérésel (aberrométerrel) állapították meg a betegek akkomodációs szélességét a műtét előtt és után.⁴

Ennek a röviden ismertetett műtéti beavatkozásnak a biomechanikai vizsgálatát tűztük ki

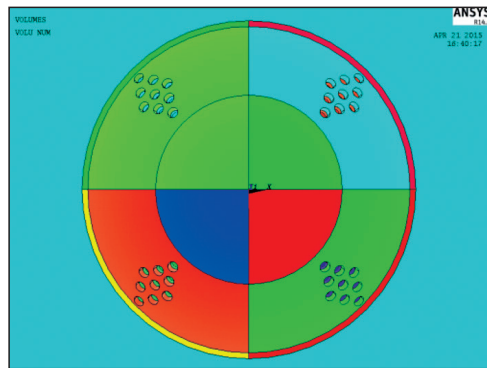
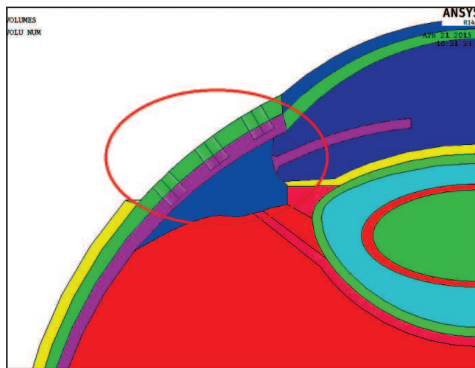
célul végelem-módszer segítségével. Az eljárás elemzésén túl a meglévő geometriának a módosítására is kísérletet tettünk a még kedvezőbb alkalmazkodási szélesség elérése érdekében.

2. Módszerek

Ahogy a bevezetőben említettük, végelem-módszert alkalmazó numerikus modell segítségével vizsgáltuk az említett műtéti eljárást ANSYS 14 programrendszer segítségével. Alapvetően a korábbi munkáinknál már alkalmazott komplex numerikus modellünket³ használtuk ennek a műtéti eljárásnak az elemzésére, mivel magát a modellt kifejezetten ilyen és ehhez hasonló szemsebészeti célok biomechanikai modellezésére fejlesztettük ki.

2.1. Végeselemes numerikus modell

Az említett korábbi munkánkban³ szereplő komplex modellben figyelembe vettünk minden biomechanikai szempontból fontos olyan alkotóelemet, ami véleményünk szerint az akkomodációt befolyásolja. Mivel a presbyopia 40 éves kor felett jelentkezik általában, ezért a modell globális geometriai és anyagi paramétereire az 50 éves korhoz tartozó értékeket vettük fel bemenő adatoknak a referencia³ alapján. Ahogy azt látni fogjuk, az eredmények kiértékelésénél kitüntetett szerepe van a szemlen-

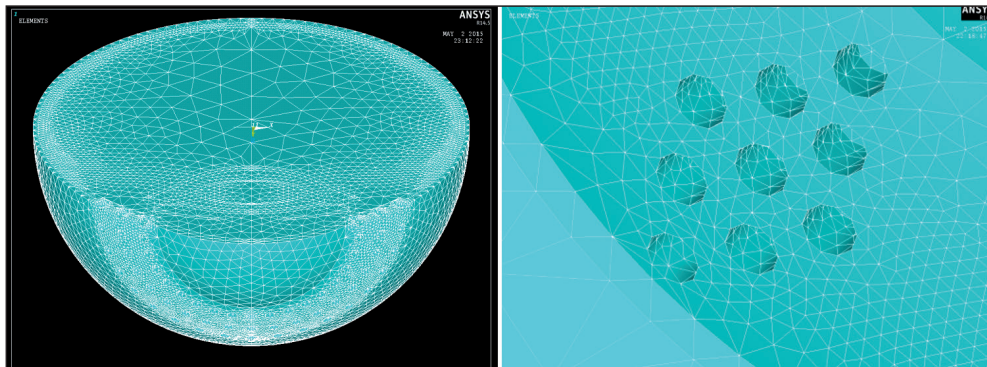


1. ábra. A műtéti beavatkozásnak megfelelő módosított eredeti geometria

csének, ezért erről a részéről a modellünknek részletesebben szólnunk. A szemlencse alakját a komplex modellben a következő függvény segítségével vettük figyelembe.⁶

$$y(x) = \left[b + c \left(\sin^{-1} \left(\frac{x}{a} \right) \right)^2 + d \left(\sin^{-1} \left(\frac{x}{a} \right) \right)^4 \right] \cos \left(\sin^{-1} \left(\frac{x}{a} \right) \right) \quad (1)$$

Az 1. ábra mutatja metszetben és előlnézetben a műtéti eljárásnak megfelelő 36 darab lyukat a ínhártya négy különböző szegmensében a szaruhártya közelében. A lyukak mélysége az ínhártya vastagságának 80%-a, ahogy az az eredeti műtéti eljárás geometriai kialakításában ismertette van.⁴ A 2. ábra mutatja a numerikus modell további részleteit,³ az ínhártyát, a szaruhártyát, a szemlencsét (tokot, kérget, magot), az üvegtestet, a lencsefüggesztő rostokat és a sugártestet, stb. A sugárizomra helyezett sugárirányú erővel modelleztük az alkalmazkodási folyamatot.³ Megvizsgáltuk a lencse deformációját az eredeti intakt és a lyukakat tartalmazó geometriák esetében. Az eredeti műtéti eljárás geometriáján (1. ábra) felül két, másik fajta lyukakkal gyengített geometriát is elemeztünk (koncentrált lyukak, folytonos lyukak), amelyekről az eredmények értékelésénél szólnunk részletesen. Rendelkezésünkre állt az akkomodált (kiinduló) állapotú lencse, és ezt deformáltuk a távolba néző állapotba egyfajta „inverz” akkomodációs technikával, amit több szerző is alkalmazott már munkáiban.^{3,7-9}



2. ábra. A komplex modell további részletei, metszet és a végeleemes háló a lyukak környezetében

Az 1. táblázat tartalmazza a különböző esetekhez tartozó végelelem számokat. Ebben a táblázatban az utolsó három esethez lényegesen nagyobb elemszám tartozik, mivel ezeknél a számításoknál az ínhártyában alkalmazott lyukak környezetében a végelelem hálót sűríteni kellett a geometriai finitizálás során (2. ábra). A lyukak környezetében alkalmazott további lokális hálósűrítés nem okozott számottevő változást a lencse deformációjában a vizsgálatok során, ezért az 1. táblázatban közölt elemszámokat használtuk.

Eset	Elemszám [db]
Intakt	237 668
Eredeti geometria	847 908
Koncentrált lyukak	905 677
Folytonos lyukak	961 458

1. táblázat. A különböző esetekben alkalmazott elemszámok

2.2 Az eredmények kiértékelésének menete

Ahhoz, hogy az alkalmazkodóképesség folyamatát elemezni tudjunk, szükségünk volt a szemlencse tengelyében értelmezett dioptriájára (*central optical power: COP*) távolba és közelre fókuszáló – azaz a kezdeti és a deformált – állapotban, lásd a 2. egyenletet, ahol r_a és r_p a lencse elülső és hátulsó felszínének gör-

bületi sugara, n_l és n_p a lencse és a csarnokvíz törésmutatója és t a lencse vastagsága. A COP számításához szükségünk volt a lencse tengelyében értelmezett *elülső* és *hátsó* görbületi viszonyokra, mind az akkomodált (kezdeti), mind a távolba néző (deformált) esetben. Ehhez a lencse szimmetriáskjában – a kezdeti és a deformált állapotban egyaránt – polinomiális regressziót alkalmaztunk a numerikus számítás végelemeinek – kezdeti és deformált – csomóponti koordinátaira.

$$COP = \frac{n_l - n_p}{r_a} + \frac{n_l - n_p}{r_p} - \frac{t(n_l - n_p)^2}{r_a r_p n_l} \quad (2)$$

A lencse felületén azokat a csomópontokat és csomóponti elmozdulásokat vizsgáltuk, amelyek a lencse tengelyének 3 mm-es környezetébe estek. A lencse felületi csomópontjaira illeszkedő polinomokat a legkisebb négyzetek módszerének segítségével határoztuk meg. Az eredeti kiinduló (közelre néző) lencse felszínének függvénye⁶ adott a lencse szimmetriáskjában (*1. egyenlet*). Ebből kifolyólag a lencse görbületi függvénye számítható a *3. egyenlet* ismert formulájával¹⁰ a kiindulási állapotban. A görbületi függvény reciproka a görbületi sugár függvénye.

$$\kappa = \frac{d^2 y(x)}{dx^2} \quad (3)$$

$$\left[1 + \left(\frac{dy(x)}{dx} \right)^2 \right]^{\frac{3}{2}}$$

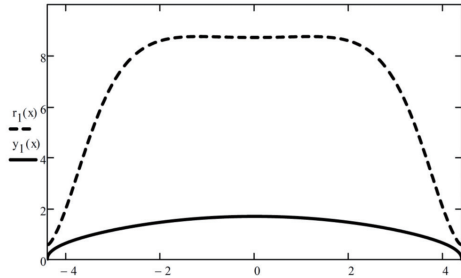
Ezt a *3. ábra* szemlélteti, amin az eredeti elülső lencsealak, és az ebből számolt görbületi sugár függvénye látható. A deformált (távolba néző) állapothoz tartozó csomóponti koordinátákat kapjuk meg a végeelemes számításból, ebből kifolyólag az ehhez az állapothoz tartozó lencsét leíró függvényalakot, amiből a deformált állapothoz tartozó görbületi viszonyokat számítani tudnánk, nem ismerjük zárt formában

az adott tartományon. Ezt úgy küszöböltük ki, hogy a kezdeti (deformálatlan) felületi csomóponti koordinátákra – amik az *1. egyenlet* függvényére illeszkednek – polinomot illesztettünk. Ennek a polinomnak a fokszámát úgy állapítottuk meg, hogy az *1. egyenlet* alapján számolt görbületi sugár függvény ($r(x)$) és a polinommal közelített függvényből meghatározható görbületi sugár függvény ($r_{pol}(x)$) közötti különbségfüggvény négyzetének határozott integrálja a lencse tengelyének 3 mm-es környezetében minimumot adjon (*4*).

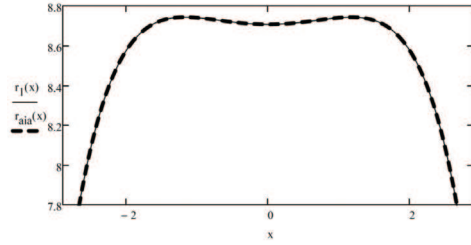
A leginkább illeszkedő fokszámú polinom – amivel a görbületi sugár függvénye a legjobban hasonlít az eredeti görbületi viszonyokhoz – az, ahol az előző *4. egyenlet* minimumot ad. A *4. egyenletben* szereplő eltérés értékeire az illesztett polinom fokszámának függvényében a *4. ábra* mutat példát. Látszik, hogy bizonyos fokszám esetén a határozott integrálértékeknek minimuma van.

$$\int_{-3mm}^{3mm} (r(x) - r_{pol}(x))^2 dx \rightarrow \min. \quad (4)$$

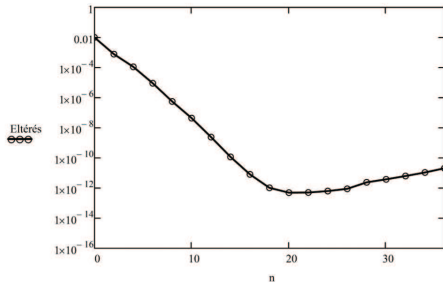
A lencse felülete aszférikusnak mondható (*1*) alapján, mivel a tengelyétől kifelé egy bizonyos távolságig a görbülete csökken, tehát a görbületi sugara nő, hiszen a fénysugarak a bikonvex vastag lencsék esetén minél inkább egy pontban metsződnek, ha a görbületi sugár a széleken nagyobb (*3. ábra*). A polinom illesztésénél ellenőriztünk egy olyan változatot is, amikor a függvények különbségfüggvényének határozott integrálját aközött a két pont között számoltuk ki, ameddig a lencse görbületi sugara nő, de a görbületi sugarat tekintve a legjobban illeszkedő polinom fokszámának meghatározását ez szinte semmilyen mértékben nem befolyásolta. Az ilyen módon illesztett polinomból és az eredeti függvényből (*1*) számolt görbületi sugarak függvényeit az *5. ábra* szemlélteti.



3. ábra. A lencse felszínének ($y_1(x)$, [mm]) és a hozzátartozó görbületi sugárnak ($r_1(x)$, [mm]) a függvénye



5. ábra. Az eredeti lencsefüggvényből számolt görbületi sugár függvénye ($r_1(x)$, [mm]) és az illesztett polinomból számolt görbületi sugár függvénye ($r_{ait}(x)$, [mm]) összehasonlítva

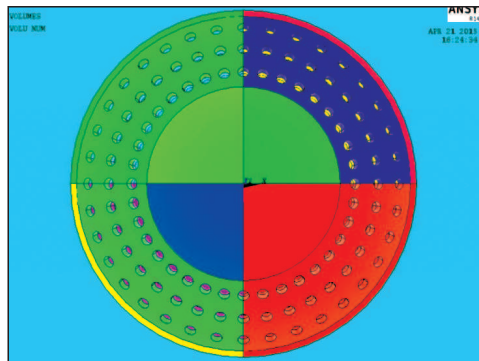
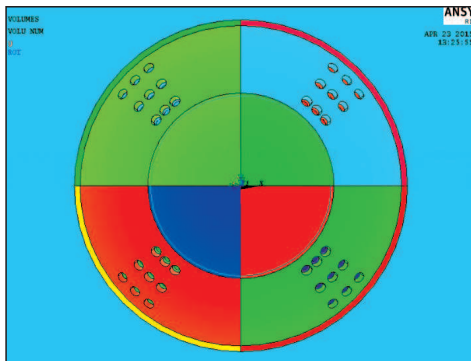


4. ábra. Az illesztett polinomból és az eredeti függvényből számolt görbületi sugár közötti relatív eltérés az illesztett polinom fokszámának (n) függvényében

3. Eredmények

A komplex végeleemes modellel és a lencse deformációjának részletes elemzésével kiszámítottuk a szemlencse alkalmazkodási szélességének a változását a különböző esetekben. Az eredeti intakt modellen és az ismertett műtéti beavatkozás (1. ábra) geometriáján kívül a 6. ábrán látható két másik geometriával (lyukelrendezéssel) is elvégeztük a számításokat.

A 2. táblázat tartalmazza a számítási eredmények fontosabb adatait, végeredményeit. A táblázat tartalmazza az eredeti geometriához a numerikus modell által számolt eredménye-



6. ábra. A koncentrált és a folytonos elhelyezkedésű lyukak geometriája

50 éves korhoz tartozó anyagi és geometriai állandók ($n_1 = 142$; $n_p = 1,336$)	Intakt	Eredeti geometria	Koncentrált lyukak	Folytonos lyukak	Elhanyagolt ínhártya (intakt)
COP (akkomodált)	25,800 D	25,800 D	25,800 D	25,800 D	25,800 D
COP (ernyedt)	23,859 D	23,785 D	23,783 D	23,764 D	22,519 D
Δ COP	1,941 D	2,015 D	2,017 D	2,036 D	3,281 D
COP változás az intakthoz képest	0,000 D	0,07382 D	0,07622 D	0,09505 D	1,3397 D
a lencse vastagságváltozása	0,2866 mm	0,2878 mm	0,2876 mm	0,2897 mm	0,4282 mm
a lencse görbületi sugara (elülső, akkomodált)	8,706 mm	8,706 mm	8,706 mm	8,706 mm	8,706 mm
a lencse görbületi sugara (elülső, ernyedt)	10,821 mm	10,842 mm	10,838 mm	10,871 mm	11,861 mm
a lencse görbületi sugara (hátsó, akkomodált)	5,031 mm	5,031 mm	5,031 mm	5,031 mm	5,031 mm
a lencse görbületi sugara (hátsó, ernyedt)	5,090 mm	5,109 mm	5,110 mm	5,109 mm	5,323 mm

2. táblázat. A számítási eredmények összefoglaló táblázata (D: dioptria)

ket, továbbá az említett 6. ábra geometriájával kiszámolt eseteket is. Az akkomodációs szélesség alakulásán felül a táblázat tartalmazza az intakt (lyukmentes) geometriához képesti többlet dioptrianövekedést a különböző esetekben. Ezekon kívül a lencse elülső és hátsó görbületi sugarainak alakulását is nyomon követhetjük a vizsgált geometriáknál. Az összehasonlíthatóságnak és a műtét elvi működésének vizsgálata kedvéért egy olyan esetet is kiszámítottunk, amelynél a lyukmentes geometria mellett az ínhártya rugalmassági modulusát nagyságrendekkel kisebbre vettük fel, mint a többi alkotórész merevsége.

4. Értékelés

Az eredményekből látható, hogy a geometriában történt módosítás (eredeti geometria) $\approx 0,1$ dioptrianövekedést mutat az eredeti (intakt) akkomodációs szélességen felül (2. táblázat). Ez csupán 6%-a annak az értéknek, amit átlagosan a pácienseken a műtét után másfél évvel mértek.⁴ Az eltérés eredete sok okból lehetsé-

ges, egyrészt a geometriai és anyagi paraméterek az 50 éves átlagos korosztályhoz tartozó adatok voltak.³ Mivel a bevezetőben említett 1,3 dioptria csupán egy átlagérték, ezért néhány páciens esetében az akkomodációs szélesség növekedése a mérések alapján⁴ ebbe a tartományba esett. További oka lehet az eltérésnek, hogy a számításaink során kizárólag a lencse dioptriájában bekövetkező változásokat elemeztük, és nem vettük figyelembe a szaruhártya görbületének, illetve a szemtengely hosszának esetleges változását a szem teljes dioptriájának változásába, amit az említett objektív mérésen alapuló eredmények⁴ tartalmaznak.

A 2. táblázat koncentrált lyukak oszlopa tartalmazza a 6. ábra bal oldala szerinti lyukelrendezés eredményeit. Ebből az látszik, hogy ez a fajta lyukséma ugyanannyi lyukat és lézerrel kiégetett ínhártya térfogatot jelent, azonban kissé nagyobb dioptriaváltozást eredményez, mint az eredeti lyukelrendezés az említett numerikus számítás alapján. Ugyancsak ebben a

táblázatban látható a 6. ábra jobb oldala szerinti geometriai kialakítás eredménye. A dioptriaváltozás arányából látható, hogy természetesen ebben az esetben a legnagyobb a dioptrianövekedés. Ebből adódik, hogy a módszer elméleti működése szempontjából a numerikus modell eredményei követik azt a tendenciát, hogy annál nagyobb a dioptriaváltozás, minél nagyobb a lézerrel eltávolított ínhártyarész térfogata. A technika elvi hátterét jól alátámasztja a komplex modell, ugyanis, ha a folytonos lyukelrendezéshez tartozó esetet vizsgáljuk, akkor látható, hogy ebben az esetben a dioptriaváltozás az eredeti geometriához képest nagyobb volt, mint az előző esetben.

A 2. táblázat utolsó oszlopa szemlélteti annak az esetnek az eredményét, amikor az ínhártya merevségét elhanyagoltuk a környező szövetek merevségéhez képest. Így tulajdonképpen egy olyan esetet vizsgáltunk, amikor az ínhártya geometriai és anyagi merevsége nem befolyásolja a lencse alkalmazkodóképességét. Ebben az esetben látható, hogy az akkomodációs szélesség növekedése az eredeti intakt esethez képest 1,34 dioptria. Természetesen ez az eredmény nem reprezentatív, mivel az ínhártya

szerepe a komplex modellünkben ilyen módon nem elhanyagolható és a valóságban biztosak lehetünk abban, hogy a szemgolyó zárt rendszere miatt az ínhártya geometriai és anyagi merevsége hatással van a lencse deformációjának mértékére. Így ez az eredmény csupán egy izolált lencsét vizsgáló modell eredményéhez esne közelebb ilyen formában, de azt jól mutatja, hogy mekkora a növekedés a dioptriában, ha a környező részek szempontjából domináns merevségűnek tekinthető^{3,11} ínhártya kiesik a rendszerből, ami tulajdonképpen a geometriából adódó merevségcsökkentéssel a vizsgált műtéti eljárásnak a lényege.

Ezekből a vizsgálatokból azt a következtetést vonhatjuk le, hogy az említett okok miatt, a numerikus modell számadatokat tekintve ugyan kisebb dioptrianövekedést ad vissza, mint a műtétek végrehajtása után a pácienseken megmért átlagos eredmény, de mindenképpen számítható mértékben szolgáltatja a dioptrianövekedés értékét az adott módosított geometria mellett, amellyel lehet becsléni és vizsgálni a különböző lehetséges geometriák egymáshoz képesti viselkedésének tendenciáját.

IRODALOM

1. *Levin LA, Nilsson SFE, Ver Hoeve J, Wu SM, editors.* Adler's Physiology of the Eye. 11th ed. New York: Saunders Elsevier; 2011.
2. *Nagy ZZ, editor.* Femtosecond laser-assisted cataract surgery: Facts and results. Thorofare: SLACK Incorporated; 2014.
3. *Bocskai Z, Bojtár I.* Biomechanical modelling of the accommodation problem of human eye. Periodica Polytechnica – Civil Engineering 2013;(57)1:1-7.
4. *Hipsley A, McDonald M.* Laser Scleral Matrix Microexcisions (LaserACE/Erbium YAG Laser). In: *Pallikaris I, Plainis S, Charman WN, editors.* Presbyopia, Effects and Treatment. SLACK Incorporated; 2012. p. 219-23.
5. *Szentágothai J.* Funkcionális anatómia III. kötet. Budapest: Medicina Könyvkiadó; 1971. p. 1538-58.
6. *Chien CH, Huang T, Schachar RA.* A mathematical expression for the human crystalline lens. Comprehensive therapy 2003 Winter;29(4):245-58.
7. *Abolmaali A, Schachar RA, Le T.* Sensitivity study of human crystalline lens accommodation. Comput Methods Programs Biomed 2007 Jan;85(1):77-90, DOI: 10.1016/j.cmpb.2006.08.005.

8. *Burd HJ, Judge SJ, Cross JA.* Numerical modelling of the accommodating lens. *Vision Res* 2002 Aug;42(18):2235-51.
9. *Liu Z, Wang B, Xu X, Wang C.* A study for accommodating the human crystalline lens by finite element simulation. *Comput Med Imaging Graph* 2006 Sep-Oct;30(6-7):371-6, DOI: 10.1016/j.compmedimag.2006.09.008.
10. *Bronstein IN, Szemengyajev KA, Musiol G, Mühlig H.* Matematikai kézikönyv. Budapest: Typo-TEX Kiadó; 2000.
11. *Srodka W.* Evaluating the material parameters of the human cornea in a numerical model. *Acta of bioengineering and biomechanics / Wrocław University of Technology* 2011;13(3):77-85.

Szeretnénk megköszönni Dr. AnnMarie Hipsley és Mark Wilder témához nyújtott segítségét.

Bocskai Zoltán Imre

Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Tartószerkezetek Mechanikája Tanszék
H-1111 Budapest, Műegyetem rkp. 3. K épület, magasszint 63.

Tel.: (+36) 1 463-1434

EZ AZ ÖN HIRDETÉSÉNEK HELYE

GYERMEKEK SAGITTALIS SÍKÚ GERINC GÖRBÜLETÉNEK FELMÉRÉSE ULTRAHANG-ALAPÚ MOZGÁSVIZSGÁLÓ ESZKÖZZEL

Takács Mária¹, Rudner Ervin¹, Kovács Attila², Orlovits Zsanett³, Kiss Rita M⁴

¹ MÁV Kórház és Rendelőintézet, Ortopédiai Osztály, Szolnok

² MÁV Kórház és Rendelőintézet, Reumatológia Osztály, Szolnok

³ Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Matematika Intézet

⁴ Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Hidak és Szerkezetek Tanszék

drtakacsmaria@freemail.hu

DOI: 10.17489/biohun/2015/2/05

Absztrakt

A gyermekkori tartásvizsgálat során gyakran felmerül az a kérdés, hogy indokolt-e röntgenvizsgálatot végezni. Szűrővizsgálatoknál és bármilyen ellenjavallat esetén a röntgenfelvétel készítése szóba sem jöhet, ekkor a fizikális vizsgálat mellett non-invasive, alternatív vizsgálati lehetőségek közül kell választani. A gyermekek gerincállapotának a felmérése a Spinal Mouse és az ultrahang-alapú Zebris gerincvizsgáló eszköz egyaránt jól használható. A kutatás elsődleges célja, hogy az iskoláskorú gyermekek sagittalis síkú gerincgörbületeit alternatív, non-invasive sugárterheléssel nem járó vizsgáló módszerrel határozzuk meg. Az életkor és a testmagasság függvényében a háti kyphosis (TK), az ágyéki lordosis (LL), valamint a sagittalis síkú törzsdőlés (TTI) és a lateralis dőlés (LI) normáltartományát 530 helyes (fiziológiás) tartású és 394 hanyag testtartású 6-15 év közötti egészséges gyermek esetén adjuk meg. Megállapítható, hogy a testmagasság szerinti (120 cm és 180 cm között 5 cm-enként) normálértékek megadása a célszerű. A kapott eredmények azt is mutatják, hogy mind a helyes-, mind a hanyag testtartású gyermekek esetén a fiúk és a lányok gerincalakját jellemző paraméterek között a különbség szignifikáns, azaz a normáltartományok megadása a nemek szerinti bontásban indokolt. A vizsgálatok azt is bizonyítják, hogy a normál (fiziológiás) testtartású és a hanyag testtartású gyermekek összehasonlításakor a gerinc alakját leíró két szög (TK és LL) szignifikánsan eltérő.

Kulcsszavak: gerinc sagittalis görbületei, gyermek gerinc, ultrahang-alapú mozgásvizsgáló eszköz

Ultrasound-based motion analysing system in the assessment of children's spinal curves in the sagittal plane

Abstract

In children's posture examinations the question often arises whether an X-ray examination is necessary or appropriate. The use of X-ray is not an option in screenings or in case of any contra-indication. In that case in addition to a physical examination a non-invasive, alternative examination method must be chosen. Both Spinal Mouse and Zebris ultrasound-based spine measuring instrument could be used to measure the shapes of the children's spines. The main aim of the study is to determine the shape of the school-age children's spines in the sagittal plane with an alternative, non-invasive, radiation-free measuring method. Normal ranges of kyphosis (TK), lordosis (LL) and thoracal and lateral inclination (TTI and LI) values are determined geared to age and height. The subjects were 530 healthy and 394 bad postured children between the ages of 6

and 15. In their case it can be stated that the normal values should be determined according to height (they were divided into groups according to their height between 120 and 180 cm with 5 cm long intervals). The results also showed that in both groups (in healthy children and in children with bad posture) there were a significant differences between the values of males and females, so normal values should be divided according to gender. The measurement results also indicated that comparing healthy children to bad postured children the two angles determining the shape of the spine (TK and LL) show significant differences.

Keywords: spinal sagittal curvatures, children's spine, ultrasound-based motion analysing system

1. Bevezetés

Scoliosisban a genetikai és az örökletes faktorok jelenlétét már évekkel ezelőtt ikervizsgálatokkal bizonyították.¹ A sagittalis síkú görbületek kialakulásában szintén örökletes tényezőket feltételeznek.² Számos vizsgálat alátámasztotta, hogy a sagittalis görbületek igen fontos szerepet játszanak a gerinc stabilitásában, sőt a gerinc deformitások kialakulása és azok progressziója során különös figyelmet érdemelnek.² A helyes testtartás felvételéhez a gerinc és a medence körüli izmok egyensúlya elengedhetetlen, de egészséges személyeknél ennek a megtartása minimális energia befektetést igényel.³ A gyermekek fejlődése során három olyan időszak van, amikor gyors (rapid) növekedés feltételezhető (6-24 hónap, 5-8 év, 11-14 év). Ezekben az időszakokban a gerincdeformitások kialakulásának kockázata nagyobb, a gerinc alakjának változását szűrővizsgálat jelleggel ajánlott figyelemmel kísérni. Ha fizikális vizsgálat során gerincdeformitás vagy a scoliosis lehetősége felmerül, akkor a radiológiai vizsgálat első alkalommal és évente egyszer javasolt.⁴ Mind a sagittalis, mind a frontális síkú görbületek megállapításához a gold-standardként elfogadott a röntgen vizsgálat. Számos tanulmány foglalkozott⁵⁻¹⁰ különböző életkorokban a kyphosis és a lordosis értékének röntgenfelvételeken történő meghatározásával. Az eredmények nem vethetőek közvetlenül össze egymással. A frontális síkú scoliosis nagyságának megítélésére használt Cobb módszer a sagittalis síkban is haszná-

latos, azonban alkalmazásával a háti kyphosis (Thoracalis Kyphosis - TK) és az ágyéki lordosis (Lumbalis Lordosis - LL) fogalma nincs egységesen definiálva. A lumbalis 1-es (L1) csigolya felső záró lemezére és a lumbalis 5-ös (L5) csigolya alsó záró lemezére fektetett egyenesek által bezárt szög adja az ágyéki lordosis (LL) értékét. A kyphosis meghatározása már bonyolultabb: a thoracalis 12-es csigolya (T12) szinte minden esetben állandó, de a kyphosis cranialis végpontját az határozza meg, hogy a röntgenfelvételen melyik thoracalis csigolyát lehet az első csigolyaként vizualizálni. A TK szöveget Schlösser és munkatársai⁹ és Lee és munkatársai⁸ a T4 –T12 közé eső szakaszra, Boseker és munkatársai⁷ a T2-T12 szakaszra definiálták.

Ha scoliosis vagy Scheuermann kór lehetségre nem merül fel, és a gyermek panaszmentes, akkor röntgenfelvétel készítése nem indokolt. Ilyenkor a non-invasív, alternatív vizsgálati lehetőségek közül kell választani. Az alternatív gerincvizsgáló eszközök körében a Spinal Mouse az egyik legkönnyebben elérhető és leggyakrabban használt eszköz.^{9,11,12} A kutatások^{9,11,12} megállapították, hogy a Spinal Mouse álló helyzetben a gerinc görbületeit és a különböző gerincszakaszok mozgékonyágát megfelelő pontossággal határozza meg, a vizsgálat intraobserver és interobserver hibája kicsi. A Spinal Mouse a kyphosis szögét a gerincgörbület frontális vetületének T1-beli érintője és a vetületgörbe inflexiós pontjának érintője által bezárt szögeként definiálja. A lordosis szögét

a gerincgörbület frontális vetületének az inflexiós pontba húzott érintője és a vetületi görbe L5-beli érintő által bezárt szögét adja meg. Az inclinatio a frontális vetületen T1-beli érintő és az L5-beli érintő által bezárt szög.

A gyermekek gerinc státuszának felmérésére a Spinal Mouse eszközön kívül jól használhatóak még az ultrahang-alapú gerincvizsgáló eszközök is. Geldhof és munkatársainak^{13,14} eredményei alapján a Zebris ultrahang-alapú mozgásvizsgáló rendszerrel és a hozzá tartozó mérési módszerrel (Zebris CMS70P, WinData software) egészséges gyermekeken természetesen felvett álló helyzet vizsgálata esetén az 1 hét különbséggel elvégzett mérések közötti korreláció kicsi (0,39). Ugyanezt a vizsgálatot 2013-ban 2 független vizsgálóval 15 egészséges gyermek (9,7 ± 0,5 év) saját munkacsoportunk is elvégezte: mindkét vizsgáló esetén a TK és a LL esetén is a korrelációt erősnek találtuk (TK: 0,90-0,97, LL: 0,96-0,99). A maximális különbségek TK esetén 6,7°-16,5%, míg a LL esetén 6,6°-23,6%.¹⁵

A mai ortopédiai gyakorlatban a helyes és a hanyag testtartás diagnózisát fizikális vizsgálattal állítjuk fel. Egyéb kiegészítő vizsgálat nem szükséges, de sugarterheléssel nem járó, alternatív vizsgálati módszer igénybe vehető.

A kutatás fő célja annak megállapítása, hogy a helyes testtartású (HP) és a hanyag testtartású (BP) gyermekek gerincalakját jellemző két szög (TK és LL), valamint a testtartást jellemző teljes és laterális dőlés (Total Trunk Inclination - TTI és Lateralis Inclination - LI) értékét hogyan befolyásolja a vizsgált személy neme, életkora és testmagassága. Feltételezésünk szerint a különböző testmagasságú, egészséges gyermekek TK, LL, TTI és LI értékei szignifikánsan eltérő normál értékeket mutatnak, míg az életkor szignifikánsan nem befolyásolja a szögértékeket. Vélhetően a gyermek neme is befolyásoló tényező, mivel fiúk és a lányok

gyors növekedési periódusa eltérő korban és eltérő testmagasság esetén következnek be. A két csoport (HP, BP) esetén a TK, LL, TTI és LI szögértékek normáltartományait a befolyásoló tényezők figyelembevételével adjuk meg. A kutatás további célja annak megállapítása, hogy a helyes testtartású gyermekek TK, LL, TTI és LI értékei szignifikánsan eltérnek-e a hanyag testtartású gyermekek értékeitől.

A hanyag testtartás, mint klinikai megfogalmazás magában foglalja a vállak előreesettségét, a has előredomborodását, a lapockák elállóságát és azt a figyelem hiányt, amellyel a gyermek produkálja a hanyag testtartást (1. ábra). A fen-



1. ábra. Helyes testtartású gyermek, aki figyelem nélkül csak rövid ideig képes fenntartani a korrigált helyzetet. Figyelem nélkül a vállai előre esnek, hasa előre domborodik, lapockái elállnak

ti külső jegyeket az érintett gyermekek fokozott figyelemmel képesek korigálni, és a természetes, elvárt tartást felvenni. Fontos azonban kiemelni, hogy a hanyag testtartású gyermekek esetén a helyes testtartás megtartása hosszútávú gondot okoz

Anyag és módszer

Vizsgált személyek

Az utánkövetéses vizsgálat 4 éven át (2009 tavaszától 2013 tavaszáig) tartott, a vizsgálatokat félévente végeztük. Első alkalommal 129 gyermek vizsgálatát végeztük el, az életkoruk 6 és 15 év között volt. A fizikális vizsgálat során a gyermekeket testtartásuk alapján két csoportba soroltuk: a helyes testtartású (HP) és hanyag testtartású (BP) csoportba. A csoportok kialakítása során csak a fizikális vizsgálat eredményeit vettük figyelembe, az ultrahang-alapú mozgásvizsgáló eszköz mérési eredményeinek ismerete nélkül. Ezt a besorolást mind a nyolc vizsgálat alkalmával elvégeztük, és a gyermekeket mindig az előző fizikális vizsgálati eredményétől függetlenül az aktuális állapotnak

megfelelő csoportba soroltuk. A vizsgálatosorozat végére a helyes testtartású gyermekekénél 530, hanyag testtartásúaknál 394 vizsgálati eredmény állt rendelkezésünkre. A vizsgálatokat a szolnoki MÁV Kórház Intézeti Kutatási Etikai Bizottság engedélyezte (száma: FI/5-93/2007). A résztvevők szülei a beleegyező nyilatkozatok aláírását megelőzően minden esetben részletes szóbeli és írásbeli felvilágosítást kaptak. Az antropometriai adatok részletesen az 1. táblázatban láthatók. A korosztályokra bontott testmagasság és testtömeg átlagok, szórássok, és a szélsőértékek a 2. és 3. táblázatban kerültek összefoglalásra.

Vizsgálati módszer

A gerinc alakját ortopéd szakorvos által végzett fizikai vizsgálat után egyenes, természetes állás közben ultrahang-alapú, Zebris CMS-HS mozgásvizsgáló rendszerrel (Zebris Medizintechnik GmbH, Isny, Németország) határoztuk meg. A vizsgálatokat a Szolnoki MÁV Kórház Biomechanikai Laboratóriumában végeztük.

Csoport	n [db]	Jellemző	Átlag	SD	min.	max.
Lányok Egészséges testtartás	336	Kor [év]	9,66	1,60	6,00	14,00
		Testtömeg [kg]	40,11	11,72	20,00	81,00
		Testmagasság [cm]	144,18	11,38	117,00	174,00
Lányok Hanyag testtartás	230	Kor [év]	9,54	1,81	6,00	14,00
		Testtömeg [kg]	36,17	11,14	13,00	72,00
		Testmagasság [cm]	145,44	12,83	116,00	177,00
Fiúk Egészséges testtartás	194	Kor [év]	10,00	1,57	7,00	15,00
		Testtömeg [kg]	39,78	10,38	21,00	69,00
		Testmagasság [cm]	146,10	11,40	122,00	176,00
Fiúk Hanyag testtartás	164	Kor [év]	9,83	1,61	6,00	14,00
		Testtömeg [kg]	36,76	14,93	21,00	192,00
		Testmagasság [cm]	144,62	12,27	120,00	187,00

1. táblázat. Kor, testtömeg, testmagasság értékek az egészséges testtartású és a hanyag testtartású eseteknél (SD: szórássok, n: esetszám)

Biomechanica Hungarica VIII. évfolyam, 2. szám

Egészséges testtartás		n [db]	Testtömeg [kg]				Testmagasság [cm]			
Kor	Nem		Átlag	SD	min.	max.	Átlag	SD	min.	max.
6	Lány	1	20,0	-	-	-	117,0	-	-	-
7	Fiú	27	30,4	5,7	22,0	42,0	129,0	4,8	122,0	140,0
7	Lány	5	35,4	9,8	25,0	50,0	133,4	6,7	122,0	140,0
8	Fiú	54	31,9	8,2	22,0	58,0	133,6	5,6	117,0	150,0
8	Lány	33	31,3	7,0	21,0	54,0	134,3	6,2	122,0	143,0
9	Fiú	84	37,3	10,0	22,0	76,0	141,1	7,8	119,0	172,0
9	Lány	39	34,5	6,1	23,0	46,0	140,6	7,1	124,0	153,0
10	Fiú	69	42,2	10,1	27,0	75,0	147,1	8,0	121,0	170,0
10	Lány	44	40,8	8,6	25,0	60,0	146,0	6,9	128,0	159,0
11	Fiú	57	45,9	10,0	27,0	81,0	151,8	7,5	124,0	167,0
11	Lány	43	42,8	9,7	26,0	69,0	151,4	8,5	131,0	172,0
12	Fiú	28	49,7	12,3	28,0	75,0	157,6	7,2	143,0	174,0
12	Lány	19	46,7	9,5	25,0	61,0	156,4	6,9	140,0	170,0
13	Fiú	13	53,7	11,4	36,0	70,0	159,8	6,1	152,0	170,0
13	Lány	6	55,8	4,1	48,0	60,0	165,8	7,1	156,0	175,0
14	Fiú	3	53,7	8,7	44,0	61,0	161,0	3,0	158,0	164,0
14	Lány	4	60,3	3,3	57,0	64,0	171,0	5,2	166,0	176,0
15	Fiú	1	62,0	-	-	-	176,0	-	-	-

2. táblázat. Kor szerinti testtömeg és testmagasság értékek az egészséges testtartású gyermekek esetén (SD: szórás, n: esetszám)

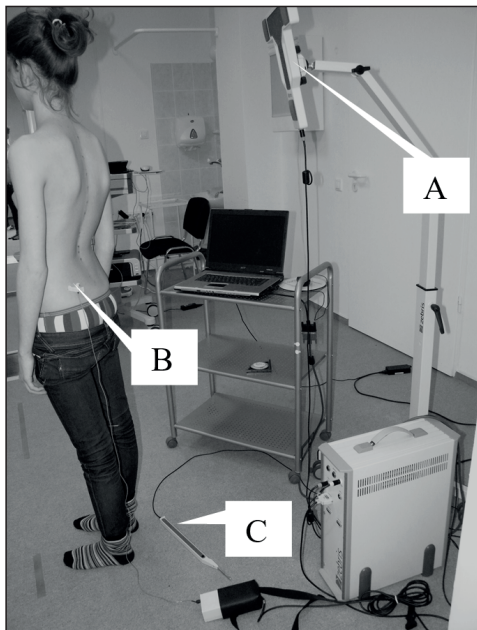
Hanyag testtartás		n [db]	Testtömeg [kg]				Testmagasság [cm]			
Kor	Nem		Átlag	SD	min.	max.	Átlag	SD	min.	max.
6	Lány	5	22,0	1,2	20,0	23,0	122,4	2,6	120,0	126,0
6	Fiú	1	24,0	-	-	-	128,0	-	-	-
7	Lány	30	24,8	4,7	13,0	41,0	129,0	6,3	116,0	144,0
7	Fiú	9	26,0	3,0	17,1	31,0	130,1	5,2	116,1	136,0
8	Lány	34	30,1	6,9	23,0	50,0	137,3	7,5	125,0	157,0
8	Fiú	24	29,0	4,8	21,0	40,0	133,5	6,4	122,0	148,0
9	Lány	47	33,7	7,9	23,0	57,0	143,0	7,1	130,0	166,0
9	Fiú	38	33,0	5,5	23,0	52,0	139,8	6,5	127,0	157,0
10	Lány	46	37,8	10,0	25,0	67,5	148,0	7,7	134,0	167,0
10	Fiú	45	35,0	5,4	25,0	46,0	143,6	6,4	131,0	158,0
11	Lány	35	43,1	9,0	27,0	72,0	154,7	8,3	136,0	177,0
11	Fiú	25	39,7	5,5	30,0	53,0	152,8	7,0	138,0	170,0
12	Lány	21	48,6	10,1	34,0	72,0	160,6	6,9	147,0	172,0
12	Fiú	9	47,3	7,5	34,0	59,0	158,4	8,5	150,0	178,0
13	Lány	7	49,7	9,9	42,0	71,0	162,7	4,0	157,0	168,0
13	Fiú	6	52,7	5,7	44,5	60,0	173,0	9,8	158,0	187,0
14	Lány	6	51,8	10,0	42,0	71,0	167,3	3,5	162,0	172,0
14	Fiú	7	71,4	53,5	44,5	192,0	165,4	5,6	158,0	172,0

3. táblázat. Kor szerinti testtömeg és testmagasság értékek a hanyag testtartású gyermekek esetén (SD: szórás, n: esetszám)

A vizsgálórendszer részei (2. ábra):

- három pontból ultrahang jeleket kibocsátó mérőfej,
- három ultrahang vevőt tartalmazó mérőhármás a medence mozgásainak kiszűrésére,
- két ultrahang vevőt tartalmazó jelölőceruza a gerinc alakjának megadásához.

A mérőfejben lévő érzékelők meghatározott időközönként ultrahangjeleket bocsátanak ki, amelyeket a vevők rögzítenek (a mérési frekvencia 100 Hz). Az adott hőmérsékletnek megfelelő, ismert ultrahangsebességből és a mért terjedési időből minden egyes érzékelő és a mérőfej adói közötti távolság számítható. A vevők térbeli koordinátái a háromszögelés módszerével a mérés minden időpillanatában a mérőfej három adójának térbeli koordinátá-



2. ábra. Az alkalmazott mérőrendszer. A: három ultrahang adót tartalmazó mérőfej, amely a vizsgált személy mögött helyezkedik el, B: a medencére rögzített mérőhármás a medence mozgásainak korrigálásához, C: jelölőceruza a gerinc alakjának megadásához

iból, valamint az aktív adó és a mérőfej három érzékelője közötti távolságból számíthatóak. A fenti számítási módszer az összes érzékelő esetén elvégezhető. Az érzékelők térbeli helyzetét és ebből a csigolyák tövisnyúlványának (processus spinosus) térbeli helyzetét a WinSpine mérésvezérlő program (Zebris Medizintechnik GmbH, Isny, Németország) rögzíti és numerikusan tárolja. A vizsgálatot röviden ultrahang-alapú gerincvizsgálatnak nevezik.¹⁶

A vizsgálat lépései (3. ábra):

1. A három érzékelőt tartalmazó mérőhármás rögzítése a medencén. A mérőhármás és a jelölő ceruza kapcsolása speciális kábelekkel az adatgyűjtő egységhez.
2. A vizsgált gyermek elhelyezése a mérőfej előtt, annak háttal fordulva. A gyermek testtartásának felvételekor fokozottan kell ügyelni a helyes testtartásra (3.a ábra).
3. Kalibrálás: az ultrahang-alapú jelölő ceruzával a globális koordináta-rendszer felvétele (3.b ábra).
4. Megadott anatómiai pontok kijelölése a test mindkét oldalán (acromion, angulus inferior scapulae, spina iliaca posterior superior), valamint a thoracalis 12-es és lumbalis 1-es csigolya átmenet megadása a jelölőceruza segítségével (3.c ábra).
5. A gerinc alakjának felvétele: a processus spinosusok fölött a jelölőceruzát végigvezetjük a cervicalis 7-es csigolyától indulva sacralis 1-es magasságáig (3.d ábra).

Mért jellemzők (4. ábra)

Zebris mérőrendszer WinSpine mérésvezérlő programjának alkalmazásával minden mérés esetén a meghatározott tövisnyúlványok térbeli koordinátáiból a sagittalis síkban (nyílrányú középsíkban) háti kyphosishoz és ágyéki lordosishoz tartozó szögértékek számíthatók:

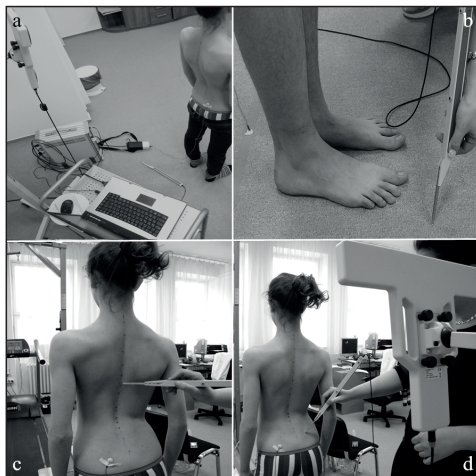
- a thoracalis kyphosis (TK): thoracalis 1-es és 2-es csigolyák tövisnyúlványa, valamint a thoracalis 11-es és 12-es csigolyák tövis-

nyúlánya által meghatározott egyenesek kiegészítő szöge;

- a lumbalis lordosis (LL): lumbalis 1-es és 2-es csigolyák tövisnyúlánya, valamint lumbalis 4-es és 5-ös csigolyák tövisnyúlánya által meghatározott egyenesek kiegészítő szöge;
- a sagittalis síkú törzs dőlést (Total Trunk Inclination - TTI) és frontális síkú laterális dőlést (Lateral Inclination - LI): a 7-es nyaki csigolya tövisnyúlánya és az 5-ös lumbalis csigolya tövisnyúlánya által meghatározott egyenes és a függőleges tengely által bezárt szög a sagittalis és frontális síkban.

Statistikai feldolgozás

A vizsgált személyek TK, LL, TTI és LI adataiból átlagot, szórást és az átlagra vonatkozó 95%-os konfidencia intervallumokat számoltunk, korcsoportok szerint a testmagasságtól függetlenül, valamint a testmagasság szerinti csoportokban az életkortól függetlenül. A cso-



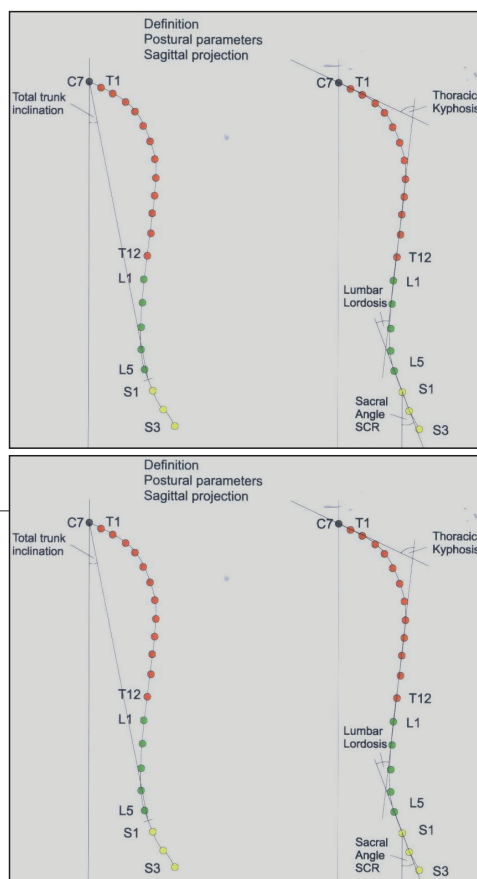
3. ábra. A mérés menete. a) a vizsgált személy elhelyezkedése; b) a globális koordináta rendszer megadása; c) kalibrálás során az anatómiai pontok kijelölése; d) jelölő ceruzával a gerinc alakjának megadása

portok átlagainak összehasonlítása ANOVA tesztekkel 5%-os szignifikancia szinten történt.

Eredmények

Nemek szerinti vizsgálat

A nemek hatását diagnózistól, kortól és testmagasságtól függetlenül vizsgálva azt tapasztaltuk, hogy megerősíthető az a hipotézis, mely szerint a fiúk és a lányok csoportjainak átlaga



4. ábra. A processus spinosusok térbeli pozíciójából a Zebris Win Spine program frontális síkban kalkulálja a Lateral Inclination (LI) értékét, és sagittalis síkban a Thoracalis Kyphosis (TK) Lumbalis Lordosis (LL), Total Trunk Inclination (TTI) értékét

a négy vizsgált paramétert tekintve különböző. A statisztikák szignifikáns eltérést mutatnak a nemek között mind a négy szögértéket illetően TK: ($F(1,921) = 15,995$ $p < 0,05$), LL: ($F(1,921) = 50,169$ $p < 0,05$), TTI: ($F(1,921) = 17,219$ $p < 0,05$), LI: ($F(1,921) = 13,881$ $p < 0,05$). A négy szögérték átlagértékét és a hozzájuk tartozó 95%-os konfidencia-inter-

Szög/Nem		Átlag	Szórás	CI alsó	CI felső
TK	L	40,234	0,363	39,523	40,946
	F	42,563	0,456	41,669	43,457
LL	L	33,286	0,472	32,359	34,213
	F	27,913	0,593	26,749	29,078
TTI	L	3,296	0,103	3,094	3,498
	F	3,982	0,129	3,728	4,235
LI	L	1,512	0,056	1,401	1,623
	F	1,849	0,071	1,710	1,988

4. táblázat. A négy vizsgált szög (TK, LL, TTI, LI) átlagértéke, szórása és a hozzájuk tartozó 95%-os konfidencia-intervallumok (CI) nemek szerint (TK: Thoracalis Kyphosis, LL: Lumbalis Lordosis, TTI: Total Trunk Inclination, LI: Lateralis inclination, L: lány, F: fiú)

Lányok		Átlag	Szórás	CI alsó	CI felső
TK	BP	41,188	0,566	40,077	42,299
	HP	39,580	0,469	38,659	40,500
LL	BP	32,017	0,703	30,637	33,397
	HP	34,157	0,582	33,014	35,301
TTI	BP	3,278	0,157	2,970	3,586
	HP	3,309	0,130	3,054	3,564
LI	BP	1,515	0,080	1,358	1,671
	HP	1,510	0,066	1,380	1,640

5. táblázat. Diagnózis csoportonként a négy vizsgált szög (TK, LL, TTI, LI) átlagértéke, szórása, és Confidencia értéke lányoknál (TK: Thoracalis Kyphosis, LL: Lumbalis Lordosis, TTI: Total Trunk Inclination, LI: Lateralis inclination, HP: helyes testtartás, BP: hanyag testtartás)

vallumokat az 4. táblázatban foglaltuk össze. A fenti megállapítás alapján a következőkben a fiúkat és a lányokat már külön-külön csoportként kezeljük.

Testtartás helyessége (csoportok) szerinti vizsgálat

A helyes- és hanyag testtartású lányok esetében TK ($F(1,563) = 4,794$, $p < 0,05$) és LL ($F(1,563) = 5,50$, $p < 0,05$) szögek esetén az eltérés szignifikáns. A BP kategóriában a TK átlaga $41,188^\circ$ (szórás = $0,566^\circ$), mely szignifikánsan magasabb a helyes testtartású gyermekek átlagánál ($39,58^\circ \pm 0,469^\circ$). LL szög esetén a HP csoport átlaga ($34,157^\circ \pm 0,582^\circ$) szintén szignifikánsan magasabb, mint a BP csoport átlaga ($32,017^\circ \pm 0,703^\circ$). A TTI ($F(1,563) = 0,022$, $p = 0,881$) LI ($F(1,563) = 0,002$, $p = 0,964$) szögek esetén nincs szignifikáns eltérés a két csoport között.

A helyes és hanyag testtartású fiúk esetében a lányokhoz nagyon hasonló eredményeket kapunk: TK ($F(1,356) = 6,773$, $p < 0,05$) és LL szögérték esetén ($F(1,356) = 14,323$, $p < 0,05$)

Fiúk		Átlag	Szórás	CI alsó	CI felső
TK	BP	43,846	0,669	42,529	45,162
	HP	41,479	0,616	40,268	42,689
LL	BP	25,346	0,922	23,533	27,158
	HP	30,084	0,847	28,418	31,751
TTI	BP	3,954	0,200	3,562	4,347
	HP	4,005	0,183	3,644	4,365
LI	BP	1,909	0,119	1,674	2,143
	HP	1,799	0,109	1,584	2,015

6. táblázat. Diagnózis csoportonként a négy vizsgált szög (TK, LL, TTI, LI) átlagértéke, szórása, és Confidencia értéke fiúknál (TK: Thoracalis Kyphosis, LL: Lumbalis Lordosis, TTI: Total Trunk Inclination, LI: Lateralis inclination, HP: helyes testtartás, BP: hanyag testtartás)

a különbség szignifikáns. A BP kategóriában a TK szögérték ($43,846^\circ \pm 0,669^\circ$) szignifikánsan nagyobb a HP kategória átlagértékénél ($41,479^\circ \pm 0,616^\circ$). LL szög esetén a HP csoport átlaga ($30,084^\circ \pm 0,847^\circ$) szignifikánsan nagyobb, mint a BP csoport átlaga ($25,346^\circ \pm 0,922^\circ$). A TTI ($F(1,356) = 0,035$, $p = 0,853$) az LI ($F(1,356) = 0,454$, $p = 0,501$) szögek esetén nincs szignifikáns eltérés. Numerikus adatok az 5. és 6. táblázatban találhatóak.

Életkor szerinti vizsgálat

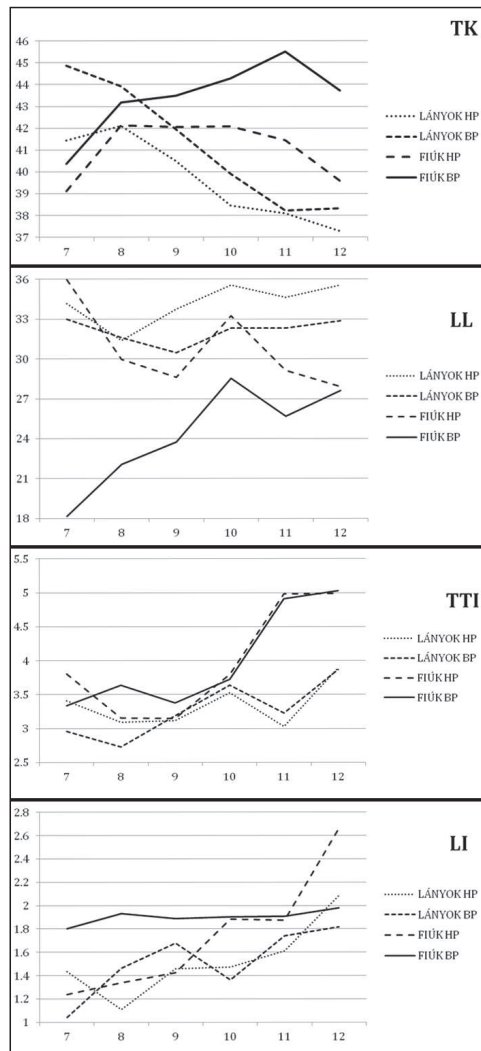
Az életkor szerinti vizsgálathoz a 6 és 15 év közötti gyermekekből 6 életkori csoportot alakítottunk ki: a hétéves és az annál fiatalabbak alkották az első csoportot, míg a 12 évesek és az annál idősebbek az utolsó csoportot. A 8 és 11 év közötti gyermekek között évenként alakítottunk ki csoportokat. Az eredményeket az 5. ábrán foglaltuk össze.

Mind a helyes-, mind a hanyag testtartású lányok esetén a különböző életkorokat tekintve a TK és LI értékekben szignifikáns különbségek vannak. Megfigyelhető, hogy a TK szögértékek az életkor előrehaladtával szignifikánsan csökkennek, míg az LI szögértékek az életkor előrehaladtával szignifikánsan nőnek. A TTI (HP: $p = 0,446$, BP: $p = 0,284$) és LL (HP: $p = 0,290$, BP: $p = 0,917$) értékekben nincs szignifikáns eltérés.

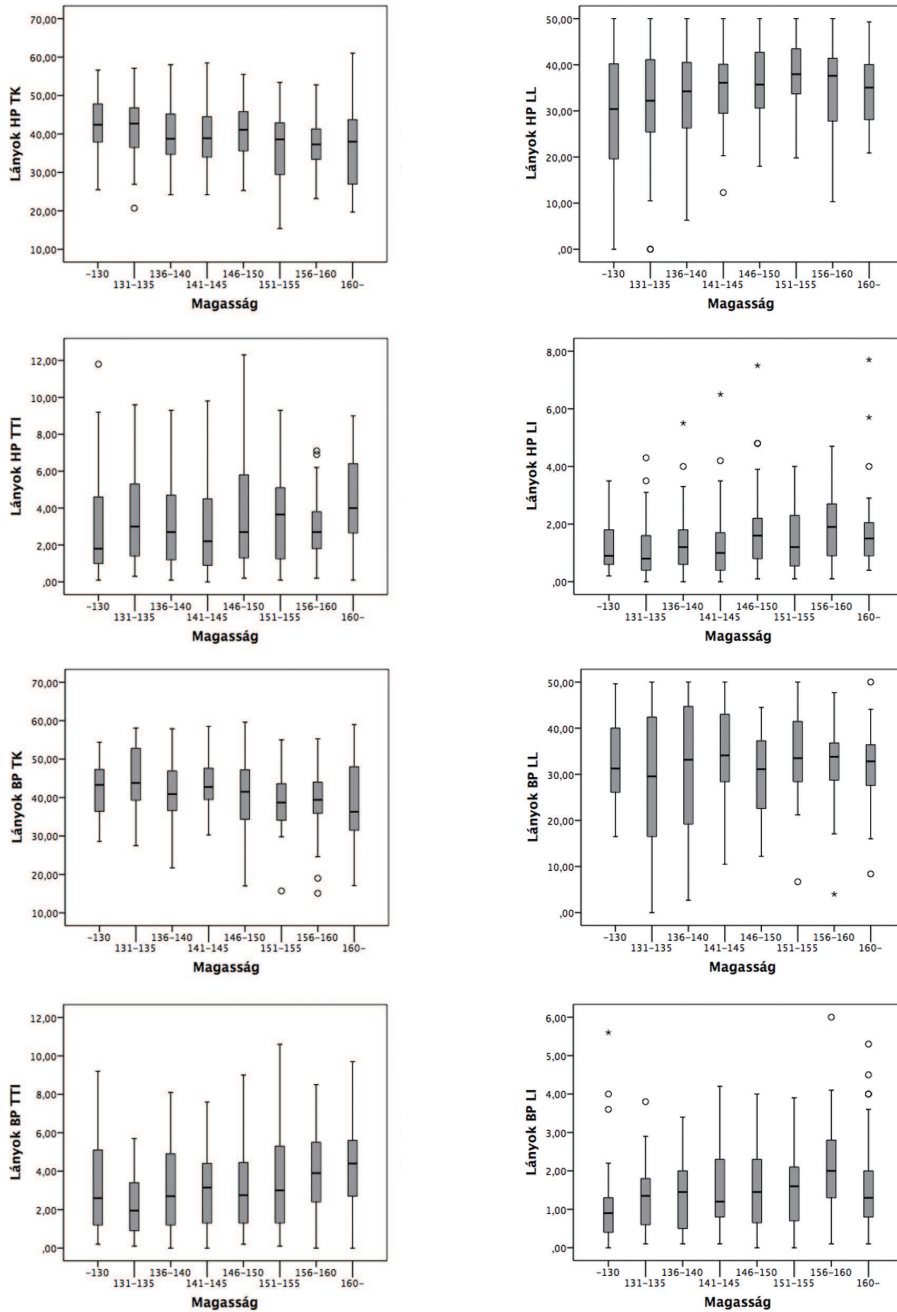
Fiúk esetén a TK (HP: $p = 0,815$, BP: $p = 0,678$) és LL (HP: $p = 0,196$, BP: $p = 0,114$) szögértékekben nincs szignifikáns eltérés a különböző életkorok tekintetében. A HP kategóriában a TTI és LI szögek esetén az eltérés szignifikáns (a kor előrehaladtával növekszik), míg a BP kategória esetén nincs szignifikáns eltérés (TTI: $p = 0,065$, LI: $p = 0,978$). Ezek az eredmények az 5. ábrán kerültek összefoglalásra.

Testmagassági adatok vizsgálata nemenként és csoportonként, kortól függetlenül

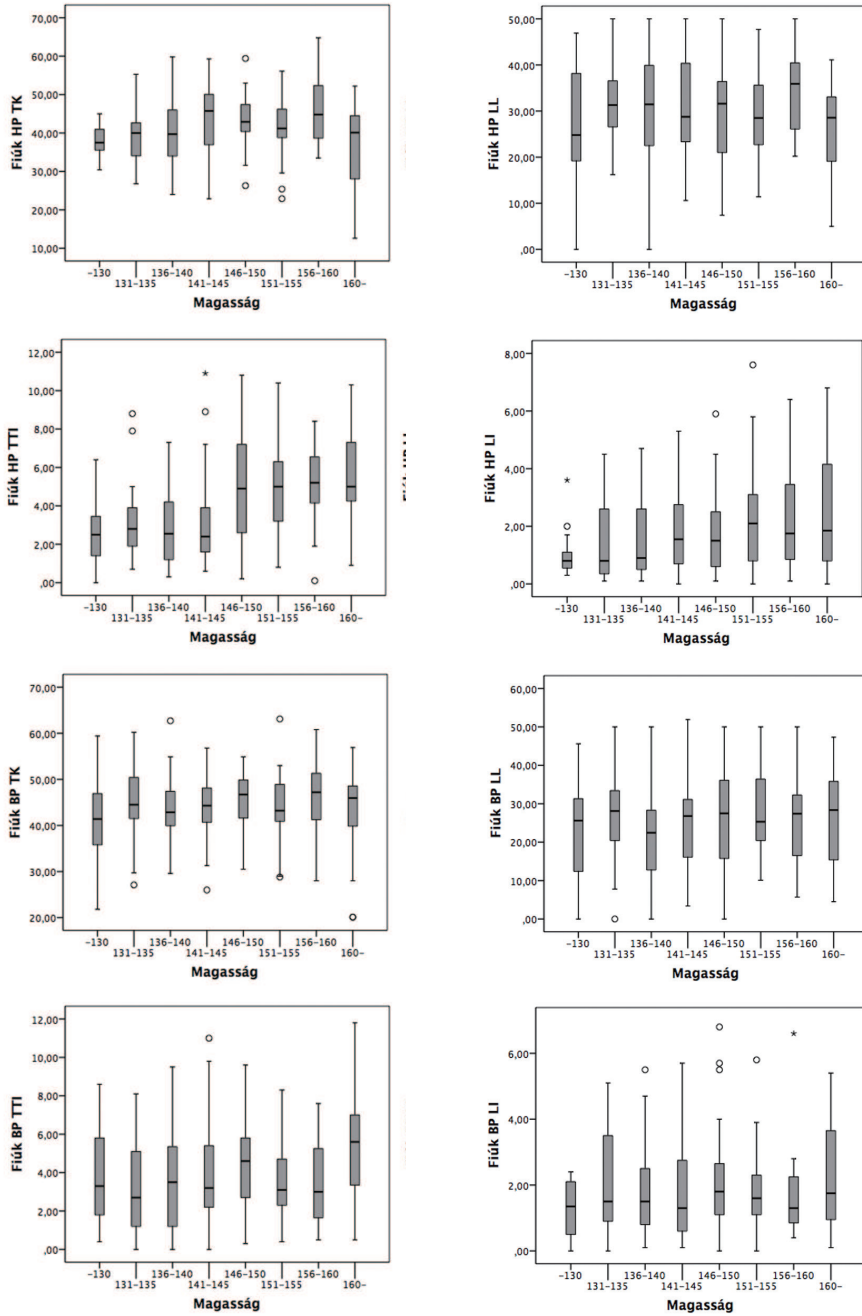
A nemek és a két csoport (HP és BP) szerint szétbontott adatokat a testmagasság függvényében is vizsgáltuk (6-7. ábra). Nyolc testma-



5. ábra. A gerinc alakját leíró gerincgörbület (TK és LL), valamint a testtartást jellemző inclinatio (TTI és LI) értékei nemenkénti és életkor szerinti bontásban (TK: Thoracalis Kyphosis, LL: Lumbalis Lordosis, TTI: Total Trunk Inclination, LI: Lateralis inclination, HP: helyes testtartás, BP: hanyag testtartás)



6. ábra. A gerinc alakját leíró gerincgörbületek (TK és LL), valamint a testtartást jellemző inclinatio (TTI és LI) értékei testmagasság szerinti bontásban lányoknál (TK: Thoracalis Kyphosis, LL: Lumbalis Lordosis, TTI: Total Trunk Inclination, LI: Lateralis inclination, HP: helyes testtartás, BP: hanyag testtartás)



7. ábra. A gerinc alakját leíró gerincgörbületek (TK és LL), valamint a testtartást jellemző inclinatio (TTI és LI) értékei testmagasság szerinti bontásban fiúknál (TK: Thoracalis Kyphosis, LL: Lumbalis Lordosis, TTI: Total Trunk Inclination, LI: Lateralis inclination, HP: helyes testtartás, BP: hanyag testtartás)

Testmagasság		Lányok HP				Fiúk HP			
		Átlag	Szórás	95% CI		Átlag	Szórás	95% CI	
				CI alsó	CI felső			CI alsó	CI felső
TK	-130	41,517	1,259	39,040	43,994	38,093	2,223	33,707	42,480
	131-135	41,734	1,259	39,257	44,211	39,258	1,976	35,360	43,155
	136-140	39,678	1,140	37,435	41,921	40,277	1,572	37,175	43,378
	141-145	39,775	1,107	37,597	41,954	44,264	1,435	41,432	47,095
	146-150	40,386	1,152	38,12	42,651	42,903	1,599	39,749	46,058
	151-155	37,120	1,215	34,73	39,511	41,803	1,599	38,649	44,958
	156-160	38,041	1,497	35,096	40,986	46,044	2,153	41,797	50,291
	161-	37,089	1,524	34,092	40,086	36,73	1,926	32,931	40,529
LL	-130	28,924	1,585	25,807	32,042	26,767	2,813	21,217	32,317
	131-135	32,359	1,585	29,241	35,476	32,458	2,500	27,527	37,389
	136-140	33,422	1,435	30,599	36,245	30,517	1,989	26,592	34,441
	141-145	35,428	1,394	32,687	38,17	31,525	1,816	27,942	35,108
	146-150	36,635	1,449	33,783	39,486	29,159	2,023	25,167	33,150
	151-155	37,109	1,53	34,100	40,118	28,948	2,023	24,957	32,940
	156-160	34,586	1,884	30,88	38,293	34,381	2,724	29,007	39,755
	161-	33,943	1,917	30,171	37,715	26,625	2,436	21,818	31,432
TTI	-130	3,237	0,384	2,481	3,992	2,587	0,598	1,407	3,767
	131-135	3,437	0,384	2,681	4,192	3,274	0,531	2,225	4,322
	136-140	3,076	0,348	2,392	3,76	2,743	0,423	1,909	3,578
	141-145	2,877	0,338	2,213	3,542	3,228	0,386	2,466	3,989
	146-150	3,614	0,351	2,923	4,305	4,928	0,430	4,079	5,776
	151-155	3,325	0,371	2,596	4,054	4,859	0,430	4,010	5,707
	156-160	3,041	0,457	2,143	3,940	5,031	0,579	3,889	6,174
	161-	4,175	0,465	3,261	5,089	5,655	0,518	4,633	6,677
LI	-130	1,351	0,194	0,969	1,733	1,047	0,392	0,272	1,821
	131-135	1,207	0,194	0,825	1,589	1,463	0,349	0,775	2,151
	136-140	1,344	0,176	0,998	1,690	1,390	0,278	0,843	1,937
	141-145	1,264	0,171	0,928	1,600	1,831	0,253	1,331	2,330
	146-150	1,798	0,178	1,448	2,148	1,759	0,282	1,202	2,315
	151-155	1,582	0,188	1,213	1,951	2,193	0,282	1,636	2,750
	156-160	1,952	0,231	1,497	2,406	2,213	0,380	1,463	2,962
	161-	1,875	0,235	1,413	2,337	2,400	0,340	1,729	3,071

7. táblázat. Egészséges testtartású fiúk és lányok testmagasság csoportjainak átlagértéke, szórása és 95%-os Confidencia intervalluma (CI) a négy (TK, LL, TTI, LI) vizsgált szöget illetően (TK: Thoracalis Kyphosis, LL: Lumbalis Lordosis, TTI: Total Trunk Inclination, LI: Lateralis inclination, BP: hanyag testtartás)

Testmagasság		Lányok BP				Fiúk BP			
		Átlag	Szórás	95% CI		Átlag	Szórás	95% CI	
				CI alsó	CI felső			CI alsó	CI felső
TK	-130	41,981	1,778	38,478	45,484	40,257	2,201	35,91	44,605
	131-135	44,287	1,655	41,025	47,548	45,081	1,615	41,891	48,271
	136-140	42,131	1,778	38,628	45,634	43,246	1,556	40,172	46,321
	141-145	43,276	1,470	40,379	46,174	43,329	1,681	40,009	46,650
	146-150	40,753	1,602	37,595	43,911	45,752	1,585	42,621	48,882
	151-155	38,817	1,850	35,170	42,463	43,494	1,997	39,549	47,439
	156-160	38,524	1,813	34,951	42,097	45,509	2,483	40,605	50,414
	161-	38,428	1,683	35,110	41,745	42,456	2,059	38,390	46,523
LL	-130	32,477	2,182	28,176	36,777	22,886	3,432	16,107	29,665
	131-135	29,470	2,032	25,466	33,474	27,185	2,518	22,210	32,159
	136-140	31,042	2,182	26,742	35,343	21,200	2,427	16,407	25,993
	141-145	34,800	1,805	31,243	38,357	25,208	2,621	20,031	30,386
	146-150	30,088	1,967	26,211	33,964	26,533	2,471	21,652	31,415
	151-155	33,617	2,271	29,140	38,093	28,088	3,114	21,936	34,240
	156-160	32,560	2,225	28,174	36,946	25,455	3,871	17,807	33,102
	161-	31,807	2,066	27,735	35,879	26,15	3,21	19,809	32,491
TTI	-130	3,219	0,434	2,363	4,075	3,814	0,695	2,442	5,186
	131-135	2,200	0,404	1,403	2,997	3,377	0,510	2,37	4,384
	136-140	3,150	0,434	2,294	4,006	3,757	0,491	2,787	4,727
	141-145	3,095	0,359	2,387	3,803	4,171	0,530	3,123	5,219
	146-150	3,241	0,391	2,469	4,012	4,496	0,500	3,508	5,484
	151-155	3,404	0,452	2,513	4,295	3,382	0,630	2,137	4,627
	156-160	3,888	0,443	3,015	4,761	3,536	0,784	1,989	5,084
	161-	4,214	0,411	3,403	5,024	5,137	0,650	3,854	6,421
LI	-130	1,231	0,221	0,795	1,667	1,271	0,405	0,472	2,071
	131-135	1,320	0,206	0,914	1,726	1,981	0,297	1,394	2,568
	136-140	1,388	0,221	0,952	1,824	1,864	0,286	1,299	2,430
	141-145	1,505	0,183	1,145	1,866	1,812	0,309	1,202	2,423
	146-150	1,513	0,199	1,119	1,906	2,148	0,292	1,572	2,724
	151-155	1,454	0,230	1,000	1,908	1,888	0,367	1,162	2,614
	156-160	2,036	0,226	1,591	2,481	1,845	0,457	0,943	2,748
	161-	1,700	0,209	1,287	2,113	2,231	0,379	1,483	2,979

8. táblázat. A hanyag testtartású fiúk és lányok testmagasság csoportjainak átlagértéke, szórása és 95%-os Confidencia intervalluma (CI) a négy (TK, LL, TTI, LI) vizsgált szövegletre (TK: Thoracalis Kyphosis, LL: Lumbalis Lordosis, TTI: Total Trunk Inclination, LI: Lateralis inclination, BP: hanyag testtartás)

gassági csoportot alakítottunk ki: 130 cm alatti testmagasság alkotta az első csoportot, míg az utolsó csoportban a 160 cm fölöttiek voltak. A két szélsőérték közötti intervallumot 5 cm-enként 6 csoportra osztottuk. Numerikus adatok a 7. és 8. táblázatban találhatóak.

A helyes testtartású gyermekek (HP) eredményei lányokra és fiúkra szétbontva

A helyes testtartású lányokat vizsgálva a TK ($F(7,327) = 1,949, p = 0,061$) és TTI ($F(7,327) = 0,971, p = 0,452$) szögek esetén a testmagassági csoportok tekintetében nincs szignifikáns eltérés, egyetlen homogén csoport kialakítható mindkét mutatóra. A TK szögérték a testmagasság növekedésével csökkenő tendenciát mutat. Az LL ($F(7,327) = 2,857, p < 0,05$) és LI ($F(7,327) = 2,128, p < 0,05$) szög esetén a csoportok között az eltérés szignifikáns. Az LL szög átlaga a 130 cm alatti testmagasság esetén szignifikánsan kisebb a többi testmagassághoz viszonyítva. Az LI szög átlagértéke a testmagasság növekedésével nő, és a két szignifikánsan különböző átlagértékkel rendelkező homogén csoportot a 150 cm-es testmagasság választja el egymástól.

A helyes testtartású fiúk adatai ennek ellenkezőjét mutatják: a TK ($F(7,186) = 2,764, p < 0,05$) és TTI ($F(7,186) = 6,042, p < 0,05$) szögek esetén szignifikáns eltérés mutatható ki, míg az LL ($F(7,186) = 1,143, p = 0,338$) és LI ($F(7,186) = 1,867, p = 0,077$) szögek tekintetében nincs szignifikáns eltérés a testmagassági csoportok között. A TK szögérték a testmagasság növekedésével növekvő tendenciát mutat, kivéve a 160 cm feletti testmagasságnál, amely szignifikánsan alacsonyabb a többi értéknél. A TTI szög a testmagasság növekedésével szintén növekszik, de a növekedés nem szignifikáns.

A hanyag testtartású személyek (BP) eredményei lányokra és fiúkra szétbontva

A hanyag testtartású lányoknál a TTI ($F(7,222) = 2,091, p < 0,05$) szög értéke az egyetlen, amely szignifikánsan változik a testmagassággal. Az adatok növekvő tendenciát mutatnak, a szignifikáns különbség a 135 cm alatti és 160 cm feletti gyermekek esetén figyelhető meg. A TK ($F(7,222) = 1,795, p = 0,089$), LL ($F(7,222) = 0,817, p = 0,574$) és LI ($F(7,222) = 1,294, p = 0,254$) szögek esetén szignifikáns eltérés nincs a csoportok között. A TK szög értéke a testmagasság növekedésével csökken, míg az LI szög értéke a testmagasság növekedésével növekszik. A hanyag testtartású fiúknál a négy szögérték esetén a testmagassági csoportok között szignifikáns különbség nem mutatható ki. A TK ($F(7,155) = 0,838, p = 0,557$) és LL ($F(7,155) = 0,719, p = 0,656$) szögek esetén még tendenciózus változás sem látható, a TTI ($F(7,155) = 1,035, p = 0,409$) és LI ($F(7,155) = 0,583, p = 0,769$) szögek a testmagasság növekedésével növekedtek.

Megbeszélés

A kutatás fő célja annak megállapítása, hogy a helyes testtartású (HP), és a hanyag testtartású (BP) gyermekek gerincalakját jellemző két szög (Thoracalis Kyphosis - TK és Lumbalis Lordosis - LL), valamint a testtartást jellemző két dőlésszög (Total Trunk Inclination - TTI és Lateralis Inclination - LI) értékét hogyan befolyásolja a vizsgált személy neme, életkora és testmagassága. Az iskoláskorú gyermekek esetén a négy szög (TK, LL, TTI és LI) értékét alternatív, non-invasive, sugárterheléssel nem járó Zebris gerincvizsgáló módszerrel határoztuk meg. A legtöbb eddigi vizsgálat^{3,17-21} a gerinc görbületeit radiológiai vizsgálattal határozta meg. Fontos megjegyezni, hogy a radiológiai vizsgálattal meghatározott értékek a gold-standard értékek, a non-invasive eljárás

értékei ezekkel korrelálnak, de csak a változások tendenciáira adnak megfelelő iránymutatást. Az irodalomban található kutatások az iskoláskorú gyermekek adatait általában nem csoportosították,³ vagy életkor alapján osztották őket csoportokba.¹⁷⁻¹⁹

Schlösser és munkatársai²⁰ radiológiai, míg Dolphens és munkatársai²¹ digitális fényképfelvételeken elemezték az iskoláskorú gyermekek sagittális síkú görbületeit. Mindkét kutatás^{20,21} rávilágított a nemek közötti különbségekre. Dolphens és munkatársai²¹ a vizsgált egészséges gyermek populációt a testtartásuk alapján három csoportra osztották (helyes testtartású, hajlott hátú, és előre dőlő tartású). A helyes tartású csoportban a lányok és fiúk között is szignifikáns különbséget találtak a TK és LL értékekben.²¹ Lányokhoz viszonyítva a fiúk TK értéke szignifikánsan nagyobb (fiú: $34,4 \pm 9,66$ lány: $28,8 \pm 9,93$), míg LL értéke szignifikánsan kisebb volt. (LL fiú: $-28,9 \pm 7,3$ lány: $-30,7 \pm 7,24$). A hajlott hátú (TK fiú: $34,0 \pm 10,6$ lány: $29,0 \pm 10,35$ LL fiú: $-28,9 \pm 6,72$ lány: $-31,4 \pm 7,22$) és az előre dőlő kategóriában (TK fiú: $34,2 \pm 9,67$ lány: $29,2 \pm 10,69$ LL fiú: $-28,9 \pm 6,45$ lány: $-29,8 \pm 7,49$) is szignifikáns különbség volt a fiúk és lányok között. Schlösser és munkatársai²⁰ radiológiai felvételeken elemezték a gyors növekedésben lévő, azt megelőző és az azon túl lévő gyermekek gerincgörbületeit. Az életkortól független vizsgálat során a fiúk és a lányok TK értékei között ők is szignifikáns különbséget találtak. A gyors növekedés időszakában a lányok TK értéke szignifikánsan kisebb, mint a fiúk TK értéke. Kutatási eredményeink az irodalomban található eredményekkel jó egyezést mutatnak, és azokat nagyszámú méréssel is megerősítik.

A Schlösser és munkatársai²⁰ valamint a Dolphens és munkatársai²¹ által vizsgált inclinatio értékek nem vethetőek össze a saját kutatásunkban meghatározott TTI és LI ér-

tékeinkkel, mivel a szög definíciója eltérő: Az általunk vizsgált TTI és LI érték a 7-es nyaki csigolya tövisnyúlványa és az 5-ös lumbalis csigolya tövisnyúlványa által meghatározott egyenes valamint a talajra állított függőleges tengely által bezárt szög adja sagittális és frontális síkban. Dolphens és munkatársai²¹ szerint az egyik dőlés a nyaki 7-es csigolya és a nagy trochantert összekötő egyenes, valamint a nyaki 7-es csigolya és a külbokát összekötő egyenes által bezárt szög, míg a másik dőlés a nyaki 7-es csigolya és külbokát összekötő egyenes, valamint a talajra állított merőleges által bezárt szög. Schlösser és munkatársai²⁰ a TK és LL értékek mellett sacrum és medence dőlést mértek, teljes gerincre vonatkozó dőlést nem vizsgáltak.

Kutatásaink alapján megállapítottuk, hogy mindkét csoportban (HP, BP) a vizsgált személy neve a TK és LL szögértéke mellett a TTI és LI szögértékét is szignifikánsan befolyásolja (5. táblázat). A vizsgálati eredményünk alapján a normál értékeket egyértelműen nemenkénti bontásban kell megadni.

Az életkor befolyásoló hatásának vizsgálata nem mutatott egyértelmű eredményt (5. ábra). A lányok esetén az életkor a TK és LL szögek értékeit szignifikánsan, míg a TTI és LI szög értékeit szignifikánsan nem befolyásolta (5. ábra). A fiúk esetén ez pont ellentétes: az életkor a TK és LL szögek értékeit szignifikánsan nem, míg a TTI és LI szögértékeit szignifikánsan befolyásolta (5. ábra). Az irodalmi adatok is ellentmondásosak: Ghandhari és mtsa⁷ iráni 8-19 éves populáció vizsgálata (átlagos életkor $13,6 \pm 2,9$) alapján megállapította, hogy a kyphosis mérsékelten laposabb, mint az európai populáció értéke. Ghandhari és mtsa³ vizsgálatához hasonlóan vizsgálati eredményeink szintén nagy szórást mutattak mind TK, mind LL szög esetén. Ha Ghandhari és munkatársai⁷ eredményeit (TK = $37,1^\circ \pm 9,9^\circ$ és LL = $39,6^\circ \pm 12,4^\circ$) mint

13 éves átlagéletkorú gyermekek eredményeit tekintjük, akkor a saját, 13 éves gyermekek-nél meghatározott átlagértékekkel jó egyezést mutatnak. Cil és mtsa¹⁷ 151 egészséges gyermek röntgenfelvételét elemezte. A gyermekek mozgásszervi szempontból egészségesek voltak. Az egyéb indikáció alapján (pl. alsó légúti infectio, egyéb vázrendszeri elváltozás) készült oldalirányú mellkas felvételeket terjesztették ki a teljes gerincre, valamint a medencére, és ortopédiai szempontok alapján értékelték. A gyermekeket 4 csoportba osztották az életkoruk alapján (I:3-6, II:7-9, III:10-12, IV:13-15 év). A TK értéket figyelve 10-12 éves életkorban hirtelen csökkenés figyelhető meg ($47,8^\circ \pm 10,5^\circ$, min.: 25° max.: 64°). Ezzel ellentétben a LL értékek a harmadik csoportban hirtelen növekedést mutattak ($-57,3^\circ \pm 10,0^\circ$ min.: -72° max.: -31°). A saját vizsgálatunk a helyes testtartású lányok adataiban a TK szög értékeit az életkor szignifikánsan befolyásolta, de az életkor növekedésével a TK szög értéke csökkenést mutatott, ami megegyezik Schlösser és munkatársai²⁰ radiológiai vizsgálatok elemzésével tett megállapításaival. A LL értékekben nem volt szignifikáns különbség a kor előrehaladtával. A helyes testtartású fiúk esetén a TK és LL értékeit az életkor nem befolyásolta. A vizsgálataink eredménye alapján az életkor befolyásoló szerepe nem egyértelmű, nemenként ellentmondásos (5. ábra), így az e szerinti csoportosítás nem ajánlott.

A testmagasság szerinti csoportosítás elemzése (6-7. ábra) azt mutatja, hogy csak a TK szög-érték esetén kaptunk ellentétes eredményt a fiúk és lányok csoportosításában. A helyes testtartású lányok esetén a TK szög értéke a testmagasság növekedésével csökkenő tendenciát mutat, míg a fiúk TK értékeiben a 160 cm-es testmagasságig növekvő tendenciát láthatunk. A hanyag testtartású lányok esetében a TK érték szintén csökkenő, de nem szignifikáns tendenciát mutat a testmagasság növekedésével. A vizsgálati eredményeink statisztikai feldol-

gozása alapján (6-7. ábra) a javaslat az, hogy nemenkénti bontás mellett mind a négy (TK, LL, TTI, LI) szög értékének normáltartományát mindkét csoport esetén (HP, BP) testmagasság szerint csoportokban célszerű megadni.

A kutatás második célja annak megállapítása, hogy a helyes testtartású gyermekek TK, LL, TTI és LI értékei eltérnek-e a hanyag testtartású gyermekek értékeitől. Dolphens és munkatársai²¹⁻²³ a nemeken belüli vizsgálat során a gerincgörcbűletek közül csak a lordosisra tért ki. A három kialakított tartási csoporton (helyes testtartású, hajlott hátú, és előre dőlt testtartású) belül további alcsoportokat hoztak létre (helyes testtartású: 6 alcsoport, hajlott hátú: 3 alcsoport, előre dőlt testtartású: 3 alcsoport). Lányok esetében mind a helyes testtartású ($30,8^\circ \pm 3,76^\circ$) mind az előre dőlt testtartású csoportban ($31,8^\circ \pm 6,12^\circ$) volt olyan csoport, amelynek lordosis értéke normálisnak tekinthető. Lányok esetében a helyes testtartású ($27,0^\circ \pm 4,16^\circ$) és az előre hajlott csoportban ($24,8^\circ \pm 5,08^\circ$) is voltak olyanok, akik lordosis értéke normálishoz képest kisebb volt, míg a hajlott hátú lányok lordosis értéke mindkét értékhez képest nagyobb ($32,5^\circ \pm 5,24^\circ$) volt. Fiúk esetében a tendenciák hasonlóak voltak: mind a helyes testtartású ($33,6^\circ \pm 4,57^\circ$) mind az előre dőlt tartású ($31,3^\circ \pm 4,12^\circ$) csoportban volt olyan csoport, amelynek lordosis értéke normálisnak tekinthető, és olyan csoport, ahol a lordosis értéke kisebb volt (helyes tartású $26,0^\circ \pm 5,48^\circ$; előre hajlott tartású $22,6^\circ \pm 4,35^\circ$). A hajlott hátú fiúk lordosis értékét mindkét értéktől nagyobbra találták ($31,7^\circ \pm 5,24^\circ$). Kutatási eredményeinket a helyes tartású és hajlott hátú gyermekek adataival összevetve, hasonló tendenciát kapunk. A kutatás korlátja, hogy vizsgálataink félévente történtek, mely a gyors növekedés időszakában lévő gyermekeknél gyakoribbá tehető. A mérések minden esetben álló egyenes tartásban történtek, más pozíciót nem vizsgáltunk. A legfiatalabb és a legidősebb korcsoportban további

esetszám bővítés szükségese.

6-15 éves iskoláskorú, helyes- és hanyag testtartású gyermekeknél ultrahang-alapú gerincvizsgáló módszerrel határoztuk meg egyenes testtartás esetén a gerinc alakját leíró gerincgörbületeket (TK és LL), valamint a testtartást jellemző dőlést (TTI és LI). A kapott eredmények statisztikai feldolgozása azt mutatja, hogy a vizsgált személy neme egyértelműen befolyásolja mind a négy szög értékét. Az életkor befolyásoló hatása nem egyértelmű,

míg a testmagasság befolyásoló hatása a fiúk és lányok esetén a TK szög érték kivételével azonos. Javaslatunk, hogy a normál értéket nemenkénti és testmagassági bontásban kell megadni. A hanyag testtartás esetén strukturális elváltozás nincs a gerincen, és a gyermek képes produkálni a helyes testtartást (1. ábra), azonban a mérési eredmények egyértelműen bizonyították, hogy a hanyag testtartás szignifikánsan befolyásolja a gerinc alakját leíró gerincgörbületeket (TK és LL), valamint a testtartást jellemző dőlést (TTI és LI).

IRODALOM

1. van Rhijn LW, Jansen EJ, Plasmans CM, Veeraart BE. Curve characteristics in monozygotic twins with adolescent idiopathic scoliosis: 3 new twin pairs and a review of the literature. *Acta Orthop Scand* 2001 Dec;72(6):621-5, DOI: 10.1080/000164701317269058.
2. Janssen MM, Vincken KL, van Raak SM, Vrtovec T, Kemp B, et al. Sagittal spinal profile and spinopelvic balance in parents of scoliotic children. *Spine J* 2013 Dec;13(12):1789-800, DOI: 10.1016/j.spinee.2013.05.030.
3. Ghandhari H, Hesariqia H, Ameri E, Noori A. Assessment of normal sagittal alignment of the spine and pelvis in children and adolescents. *BioMed Research International* 2013;2013:842624, DOI: 10.1155/2013/842624.
4. Negrini S, Aulisa AG, Aulisa L, Circo AB, de Mauroy JC, et al. 2011 SOSORT guidelines: Orthopaedic and Rehabilitation treatment of idiopathic scoliosis during growth. *Scoliosis* 2012;7(1):3, DOI: 10.1186/1748-7161-7-3.
5. Aota Y, Saito T, Uesugi M, Ishida K, Shinoda K, et al. Does the fists-on-clavicles position represent a functional standing position? *Spine* 2009;34(8):808-12, DOI: 10.1097/BRS.0b013e31819e2191.
6. Aota Y, Saito T, Uesugi M, Kato S, Kuniya H, et al. Optimal arm position for evaluation of spinal sagittal balance. *Journal of Spinal Disorders & techniques* 2011;24(2):105-9, DOI: 10.1097/BSD.0b013e3181da36c4.
7. Boseker EH, Moe JH, Winter RB, Koop SE. Determination of "normal" thoracic kyphosis: a roentgenographic study of 121 "normal" children. *Journal of Pediatric Orthopedics* 2000;20(6):796-8.
8. Lee CS, Chung SS, Kang KC, Park SJ, Shin SK. Normal patterns of sagittal alignment of the spine in young adults radiological analysis in a Korean population. *Spine* 2011;36(25):E1648-54, DOI: 10.1097/BRS.0b013e318216b0fd.
9. Schlosser TP, Shah SA, Reichard SJ, Rogers K, Vincken KL, et al. Differences in early sagittal plane alignment between thoracic and lumbar adolescent idiopathic scoliosis. *Spine J* 2014;14(2):282-90, DOI: 10.1016/j.spinee.2013.08.059.
10. Stagnara P, De Mauroy JC, Dran G, Gonon GP, Costanzo G, et al. Reciprocal angulation of vertebral bodies in a sagittal plane: approach to references for the evaluation of kyphosis and lordosis. *Spine* 1982;7(4):335-42.
11. Mannion AF, Knecht K, Balaban G, Dvorak J, Grob D. A new skin-surface device for measuring the curvature and global and segmental ranges of motion of the spine: reliability of measurements and comparison with data reviewed from the literature. *Eur Spine J* 2004;13(2):122-36, DOI: 10.1007/s00586-003-0618-8.
12. Ripani M, Di Cesare A, Giombini A, Agnello L, Fagnani F, et al. Spinal curvature: comparison of frontal measurements with the Spinal Mouse and radiographic assessment. *J Sports Med Phys Fitness* 2008;48(4):488-94.

13. Geldhof E, Cardon G, De Bourdeaudhuij I, De Clercq D. Back posture education in elementary schoolchildren: a 2-year follow-up study. *Eur Spine J* 2007;16(6):841-50, DOI: 10.1007/s00586-006-0227-4.
14. Geldhof E, Cardon G, De Bourdeaudhuij I, Danneels L, Coorevits P, et al. Effects of back posture education on elementary schoolchildren's back function. *Eur Spine J* 2007;16(6):829-39, DOI: 10.1007/s00586-006-0199-4.
15. Takács M, Rudner E, Kovács A, Kiss RM. Evaluation of the reliability of ultrasound-based spine examination device among children. *Hungarian Rheumatology* 2013;54:90-7.
16. Zsidai A, Kocsis L. Ultrasound based measuring-diagnostic and muscle activity measuring system for spinal analysis. *Technology and health care: official journal of the European Society for Engineering and Medicine* 2006;14(4-5):243-50.
17. Cil A, Yazici M, Uzumcugil A, Kandemir U, Alanay A, et al. The evolution of sagittal segmental alignment of the spine during childhood. *Spine* 2005;30(1):93-100.
18. Mac-Thiong JM, Berthonnaud E, Dimar JR, 2nd, Betz RR, Labelle H. Sagittal alignment of the spine and pelvis during growth. *Spine* 2004;29(15):1642-7.
19. Mac-Thiong JM, Labelle H, Berthonnaud E, Betz RR, Rousouly P. Sagittal spinopelvic balance in normal children and adolescents. *Eur Spine J* 2007;16(2):227-34, DOI: 10.1007/s00586-005-0013-8.
20. Schlosser TP, Vincken KL, Rogers K, Castelein RM, Shah SA. Natural sagittal spino-pelvic alignment in boys and girls before, at and after the adolescent growth spurt. *Eur Spine J* 2015;24(6):1158-67, DOI: 10.1007/s00586-014-3536-z.
21. Dolphens M, Cagnie B, Vleeming A, Vanderstraeten G, Danneels L. Gender differences in sagittal standing alignment before pubertal peak growth: the importance of subclassification and implications for spinopelvic loading. *Journal of anatomy* 2013;223(6):629-40, DOI: 10.1111/joa.12119.
22. Dolphens M, Cagnie B, Coorevits P, Vleeming A, Vanderstraeten G, et al. Classification system of the sagittal standing alignment in young adolescent girls. *Eur Spine J* 2014;23(1):216-25, DOI: 10.1007/s00586-013-2952-9.
23. Dolphens M, Cagnie B, Coorevits P, Vleeming A, Danneels L. Classification system of the normal variation in sagittal standing plane alignment: a study among young adolescent boys. *Spine* 2013;38(16):E1003-12, DOI: 10.1097/BRS.0b013e318280cc4e.

A kutatást az OTKA K75018 kutatás támogatta. Köszönjük Nagy Ildikó és Szabó Gábor gyógytornászoknak a közreműködését a mérések végrehajtásában.

Takács Mária

MÁV Kórház és Rendelőintézet, Ortopédiai Osztály, Szolnok

H-5000 Szolnok, Verseghy F. út 6-8.

Tel.: (+36) 56 524-633

GERINCALAK MATEMATIKAI LEÍRÁSA IN-VIVO ELEKTROMÁGNES- ÉS ULTRAHANG-ALAPÚ MÉRÉSI EREDMÉNYEK FELHASZNÁLÁSÁVAL

Jáger Bence¹, Kristóf Tamás², Takács Mária³, Tamás Péter², Kiss Rita M²

¹ Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Hidak és Szerkezetek Tanszék

² Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Mechatronika, Optika és Gépészeti Informatika Tanszék

³ MÁV Kórház és Rendelőintézet, Ortopédiai Osztály, Szolnok

jager.bence@epito.bme.hu

DOI: 10.17489/biohun/2015/2/01

Absztrakt

A gerincalak meghatározásának legrégebbi és legpontosabb módja a kétirányú röntgenfelvételek készítése, mely magas sugárterhelése miatt súlyos elváltozások esetén is csak évente egyszer végezhető el. A gerinc elváltozások konzervatív kezelése esetén elengedhetetlen a folyamatos ellenőrzés, így különböző optikai- (Moiré módszer), elektromágnes- (Spinal Mouse), vagy ultrahang-alapú (Zebri) in-vivo mérőeszközök jelentek meg, amelyekkel a gerinc alakja megfelelő pontossággal felvehető sugárterhelés nélkül. A nem-invazív gerincvizsgáló módszerekkel végzett vizsgálatok irodalomban található eredményeinek értékelése alapján megállapítható, hogy a gerincalakot a térbeli koordinátákra illesztett Fourier, vagy spline-görbék egyenletével, vagy a görbékéből származtatott, a gerinc görbületeit jellemző szögekkel jellemezhetjük. 73 páciens – 9 és 13 év közötti egészséges gyermek – Zebri és SpinalTouch rendszerrel felvett mérési eredményeinek kiértékelése alapján megállapítható, hogy mindkét módszerrel felvett görbékéből számított görbületet jellemző szögértékek magas korrelációt (0,82-0,96) mutatnak a hagyományos módszerrel felvettekkel. Ez azt mutatja, hogy a gerincalak matematikai egyenlettel történő leírása jól használható.

Kulcsszavak: gerinc, gerincalak, spline, Fourier-görbeillesztés

Mathematical description of the human spine using the results of in-vivo electromagnetic and ultrasound-based measurements

Abstract

The oldest and most accurate way of determining the shape of the spine is to make X-rays from two different ways, which can be performed once a year even in serious diseases, due to its high radiation exposure. However, in case of conservative treatment of spinal disorders, continuous monitoring is necessary, thus different in-vivo methods are being developed, like optical (Moiré method), electromagnetic (Spinal Mouse) and ultrasound based (Zebri) measuring devices, which can record the shape of spine without radiation exposure. Based on the results of previous studies, which examined non-invasive spine measurement methods, it seems appropriate to characterize the spinal curvature by the equations of Fourier or spline curves fitted on the spatial coordinates of the spine or by the angles characterizing the spinal curvatures, derived from these curves. Zebri and SpinalTouch measurements of 73 patients – healthy, aged between 9 and 13 – were the basis of the comparison. According to the results, the angles characterizing the thoracic and lumbar curvatures derived from the curves shows a high correlation (0.82 – 0.96) with the angles calculated with the traditional method. This shows, that the mathematical description of the spine can be used as an alternative method.

Keywords: spine, spine shape, spline, Fourier-fitting

1. Bevezetés

A gyermekek tartásának rendszeres állapotfelmérése a későbbi strukturális és nem strukturális gerinc-elváltozások megelőzésében elengedhetetlen. A vizsgálatok célja a diagnózis felállításának segítése, majd a kezelések hatásának folyamatos ellenőrzése. A gerincalak meghatározásának a legegyszerűbb és legpontosabb módja a röntgenfelvétel készítése, melyekről a gerinc görbületeit jellemző Cobb-fokok¹ meghatározhatóak. Az eddigi statisztikák azt mutatják, hogy nők esetében 25-49 elvégzett röntgenvizsgálat után – beleértve a mellrák szűrését is – 1,4-szer nagyobb esély van a mellrákban való elhalálozásnak, mint 25-nél kevesebb elvégzett röntgenvizsgálat esetén; továbbá 2,7-szer nagyobb esély van a mellrákban való elhalálozásnak, ha több mint 50-szer végeztek röntgenvizsgálatot a páciensen.² Ezen kockázati tényezők miatt röntgenfelvétel csak évente készíthető, 2014-ben a Nemzetközi Scoliosis Ortopédiai és Rehabilitációs Kezelési Társaság (SOSORT) konszenzusként elfogadta, hogy a röntgenvizsgálatok számát csökkenteni kell. Egyes elváltozások (hanyagtartás, lapos hát) esetén a röntgensugárzással járó vizsgálatokat a kezelési protokollok nem engedik. Ezekben az esetekben a gerinc alakját jellemző paraméterek meghatározására nem-invazív, sugárzásmentes mérések szükségesek.

Napjainkban számos nem-invazív gerincvizsgálati eszköz áll rendelkezésre (Moiré módszer, flexicurve, inclinométer, kyphométer, goniométer, arcométer, 3SPACE, stb.). Kutatásunkban a gerincalak meghatározására az ultrahang-alapú Zebris CMS-HS (Zebris Medizintechnik GmbH, Isny, Németország) és SpinalTouch (Mechatronika, Optika és Gépészeti Informatika Tanszék, BME) rendszereket alkalmaztuk. A Zebris és SpinalMouse rendszerek verifikálása, megbízhatóságának vizsgálata az irodalomban található.³⁻⁹

Az eddigi vizsgálatok során a gerinc alakján a különböző módon meghatározott háti kyphosis (Thoracic Kyphosis – TK) és ágyéki lordosis (Lumbalis Lordosis – LL) szögek összehasonlítását végezték.¹⁻⁴ Az eddigi kutatások nem használták ki azt a lehetőséget, hogy méréseik során a gerinc több pontjának térbeli koordinátája is rendelkezésre áll. Kutatásunkban a gerinc alakját leíró egyenletek paramétereit a gerinc közel 100 pontjának térbeli koordinátáit felhasználva Fourier és spline módszerrel határoztuk meg. Feltételezésünk, hogy ezzel a módszerrel a gerinc alakja pontosabban jellemezhető, mint a két szög (TK, LL) értékével.

2. Elméleti alapok – a Fourier és spline illesztés

A gerinc alakjának matematikai leírására a Zebris és SpinalTouch rendszerek által mért térbeli koordinátákra Fourier és spline módszerrel görbéket illesztettünk.

A Fourier-illesztés alkalmazásakor a gerinc alakját (nemlineáris legkisebb négyzetek módszerével) a következő formában keressük:

$$y = a_0 + \sum_{i=1}^n a_i \cdot \cos(nwx) + b_i \cdot \sin(nwx) \quad (1)$$

A spline illesztése során egy peremérték feladatot kell megoldanunk, ahol az „s” függvény minimalizálja az energia funkcionált:

$$J[s] = \frac{1}{2} \int_a^b s''(x)^2 dx = \min \quad (2)$$

A kapott szakaszos interpolációs harmadrendű polinom függvény C2 folytonos az egyes szakaszok kapcsolódási pontjában (kontrollpontok), így a görbe kevésbé oszcilláló. Hátránya, hogy sok ismeretlen egyenletrendszer kell megoldani, és minden lokális változásnak globális hatása van.

3. Anyag és módszer

3.1. A gerinc alakjának meghatározása

A gerinc alakját jellemző pontok térbeli helyzetének meghatározásához Zebris CMS-HS rendszert (WINSpine alrendszerrel) és SpinalTouch mérőrendszereket használtunk.

A Zebris CMS-HS ultrahang-alapú mérőrendszer három ultrahang-alapú adót tartalmazó mérőfejből, három ultrahang-alapú érzékelő szenzorból, illetve egy két ultrahang vevőt tartalmazó jelölőceruzából áll. A mérőrendszer mérési frekvenciája 100 Hz. A gerinc vonalán C7 nyaki csigolyától az S3 ágyéki csigolyáig végigvezetve a gerincen kb. 100 pont térbeli helyzetét méri és rögzíti.⁹ A mért pontokból számítja a tövisnyúlványok térbeli helyzetét, melyből a beépített modul a háti kyphosis (TK) és a lumbalis lordosis (LL) értékét is meghatározza.

A SpinalTouch elektromágnes-alapú mérőrendszer mérési frekvenciája 150 Hz. A gerinc vonalán C7 nyaki csigolyától az S3 ágyéki csigolyáig végigvezetve a gerincen kb. 150 pont térbeli helyzetét méri és rögzíti.¹⁰

A vizsgálat során a gyermek testtartásának felvételekor fokozottan ügyelni kell arra, hogy a lapocka, a fej, a medence, a vállak, a térdék és a bokák egy frontális síkú, a test középvonalán áthaladó képzeletbeli tengelyre szimmetrikusan illeszkedjenek. A gerinc alakját jellemző térbeli koordinátákat először a Zebris mérőrendszerrel határoztuk meg, majd a testhelyzet korrigálása és megtartása után a SpinalTouch rendszerrel.

3.2. A kiértékelés módszertana

A 3.1. fejezetben leírt mérőrendszerek segítségével meghatározott lépések alapján az egyes páciensek gerincalakját jellemző térbeli koor-

dináták meghatározhatóak. A rendelkezésre álló gerinckoordináták alapján sagittalis síkban a gerincalak jellemezhető a rá illesztett függvény alakjával (együtthatók, görbület, stb.) és a görbék inflexiós pontjaiba húzott érintő vagy „közelítően” érintő egyenesek által bezárt szögekkel (pótszögekkel). Kétdimenziós esetben, azaz sagittalis síkban a gerincalak leginkább az egyes gerinc görbületek – a háti kyphosis és ágyéki lordosis – egy-egy fok dimenziójú értékével jellemezhetjük.

3.2.1. Hagyományos módszer

Zebris mérőrendszer alkalmazása esetén rendelkezésre állnak az egyes gerinccsigolyák tövisnyúlványainak koordinátái is. Ennek segítségével a háti kyphosishoz és ágyéki lordosishoz tartozó szög értékek az orvosi gyakorlatban hagyományosan alkalmazott módszerek (dőlésmutató módszer) alapján is meghatározhatóak az alábbiak alapján.

Bizonyos csigolyákra illesztett egyenesek által bezárt pótszögek meghatározása:

- a sagittalis síkban (nyírlirányú középsíkban) a háti kyphosis szögértékét: 1. és 2. háti csigolya tövisnyúlványa, valamint a 11. és 12. háti csigolya tövisnyúlványa által meghatározott egyenesek kiegészítő szögét;
- a sagittalis síkban a lumbalis lordosis szögértékét: 1. és 2. lumbalis csigolya tövisnyúlványa, valamint 4. és 5. lumbalis csigolya tövisnyúlványa által meghatározott egyenesek kiegészítő szögét.

3.2.2. Ötödfokú Fourier-görbére illesztett érintők

Numerikus deriváltak segítségével a görbe inflexiós pontjaiba illesztett érintő egyenesek által bezárt pótszögeket határozzuk meg.

3.2.3. Szomszédos pontokra vett regressziós egyenes

Ebben az esetben a feladat egy szélsőérték keresési feladat, a túlhatározott egyenletrendszerek (három vagy több szomszédos pontra illesztett egyenes) legkisebb négyzetes megoldásainak maximális és minimális meredekségeit keresve az egyenesek által bezárt pótszögeket meghatároztuk. A gerinc alakja az inflexiós pontokba húzott lineáris regressziós egyenesek által bezárt pótszögekkel jellemezhető.

Megjegyzendő, hogy a kutatás során további függvény-illesztési és érintő meghatározási módszereket is vizsgáltunk. A vizsgálatok eredményei azt mutatták, hogy megbízható eredményeket kizárólag a fenti módszerek adnak.

3.3. A vizsgált személyek

A vizsgálatunkba 73 (27 fiú, 46 lány), 10 és 15 év közötti egészséges gyermeket vontunk be. Minden gyermek esetén SpinalTouch eszközzel és Zebris rendszerrel is elvégeztük a mérést. A páciensek antropometriai adatait fiúk és lányok esetén az 1. táblázat tartalmazza.

Jellemző	Lányok		Fiúk	
	Átlag	Szórás	Átlag	Szórás
Életkor [év]	11,836	1,190	12,032	1,218
Tömeg [kg]	49,514	12,212	48,357	11,659
Magasság [cm]	157,753	8,779	158,921	9,465
Gerinc teljes hossza [mm]	440,969	34,415	436,239	36,682
Háti szakasz hossza [mm]	295,594	26,757	293,496	24,924
Ágyéki szakasz hossza [mm]	106,984	13,062	105,681	14,812

1. táblázat. A vizsgált páciensek statisztikai adatai

4. Statisztikai értékelés

4.1. Összehasonlítás módszere

A vizsgált gyermekek adataiból vizsgálati csoportonként (lányok és fiúk), és vizsgálati módszerenként (Zebris és SpinalTouch) a háti kyphosis és ágyéki lordosis szög értékeket a 3.3. fejezetben leírt módszerekkel határoztuk meg. Csoportátlagot (lányok és fiúk), szórást, relatív szórást, valamint a szélső értékeket is számítottuk.

A 3.2. fejezetben leírt szögmeghatározási módszerekkel kapott eredményeket vizsgálati csoportonként (lányok és fiúk) egymintás t-próbával vetettük össze. A szög meghatározási módszerek közötti kapcsolatot Pearson-féle korrelációs módszerrel vizsgáltuk.

4.2. Az eredmények megjelenítése

Az 1.a ábrán a Zebris, az 1.b ábrán a SpinalTouch rendszer által meghatározott pontokra illesztett görbe látható. Zebris mérőrendszer alkalmazása esetén a háti kyphosis és ágyéki lordosis szögek értékei a hagyományos módon is meghatározhatók. A 3.2. pontban bemutatott szögszámítási módszerek alapján kapott eredményeket a 2. táblázat tartalmazza.

Megfigyelhető, hogy az egyes szög meghatározási módokhoz tartozó csoportátlagok (lányok és fiúk) közötti különbségek 1° - 6° közé, míg a relatív szórások közötti különbségek 2° - 20° közé adódtak. A minimum és maximum értékek esetében a különböző szögmeghatározási módszerekkel kapott eredmények között lényeges különbségek figyelhetők meg. Látható, hogy a Fourier módszer esetében a minimum értékek minden esetben $\sim 0^{\circ}$ körüli értékre adódtak. Általánosságban elmondható, hogy a különböző szögmeghatározási módszerek szélsőértékei között is nagy eltérések adódtak. Ugyanakkor a különböző mérőrendszerek

eredményeinek összevetése esetén 10° -on belüli eltérések láthatóak (Fourier és regressziós módszer).

4.3. Szögek értékelése

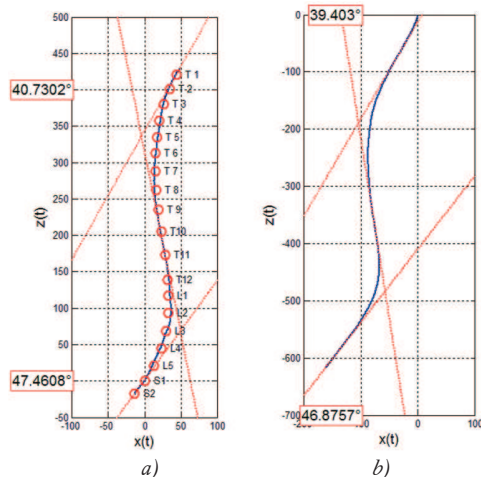
Lányok

Az ötödfokú Fourier (3.2.2. fejezet) és a lineáris regresszió (3.2.3. fejezet) által kapott háti kyphosis és ágyéki lordosis szög értékeinek összehasonlítása SpinalTouch (2.a ábra) és Zebris (2.b ábra) mérőrendszerek alkalmazása esetén a 2. ábrán látható.

A 2.a és 2.b ábrákon látható 1-es és 2-es tartományok azt mutatják, hogy számos pont esetében nagyon különböző eredmények adódtak. Ennek oka, hogy a Fourier illesztés egyes inflexiós pontok hiánya miatt több esetben egyáltalán nem ad eredményt.

A 3. ábra a Zebris mérőrendszer alkalmazása esetén a hagyományos módszer és a lineáris regressziós módszer által kapott eredmények összehasonlítását mutatja. A 3. ábrán az eredmények igen jó korrelációt mutatnak, háti

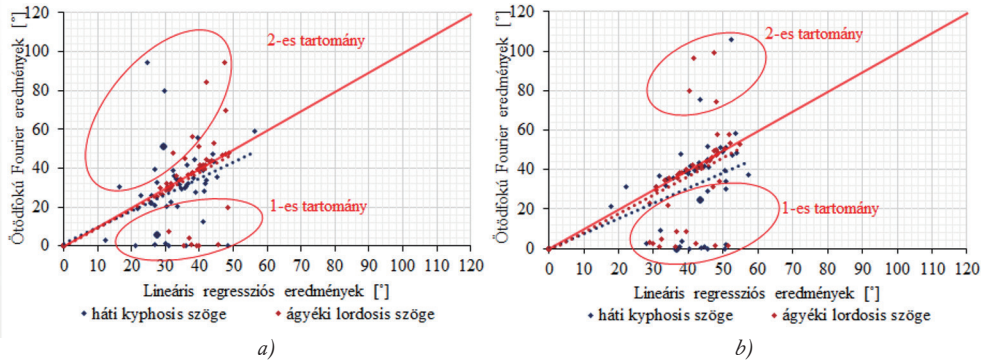
kyphosishoz tartozó szög értékek esetén 0,87, míg ágyéki lordosishoz tartozó szög értékek esetén 0,82 a korreláció értéke. Ugyanakkor az is megfigyelhető, hogy a lineáris regressziós módszer alkalmazása esetén rendre nagyobb szög értékek adódnak, háti kyphosis esetén átlagosan 8,72 fokkal, míg ágyéki lordosis esetén 21,04 fokkal (3. táblázat), mint a hagyományos módszerrel meghatározott értékek.



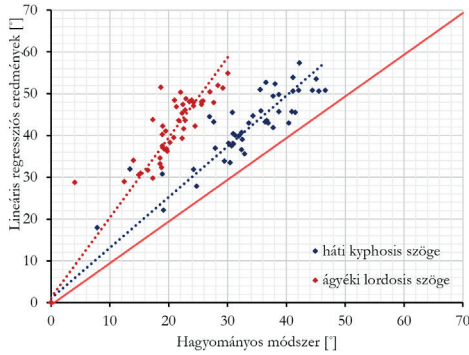
1. ábra. Zebris (a) és SpinalTouch (b) által kapott eredmények megjelenítése (életkor: 12 év, magasság: 168 cm, súly: 82 kg)

Jellemző	Nem	Zebris eredmények						SpinalTouch eredmények			
		Hagyományos módszer		Fourier módszer		Regressziós módszer		Fourier módszer		Regressziós módszer	
		Th [°]	L [°]	Th [°]	L [°]	Th [°]	L [°]	Th [°]	L [°]	Th [°]	L [°]
Átlag	Lányok	33,58	20,97	32,07	37,50	42,30	42,02	29,77	35,88	33,26	38,26
	Fiúk	37,36	17,51	34,19	34,25	41,65	35,98	25,27	38,18	34,30	35,18
Relatív szórás	Lányok	24,24	22,38	69,87	63,13	19,94	17,18	65,84	55,24	25,51	15,39
	Fiúk	26,86	33,88	79,12	44,49	20,99	27,81	67,81	56,81	21,95	26,85
MIN	Lányok	7,83	4,10	0,00	0,85	17,96	28,86	0,00	0,06	12,36	27,34
	Fiúk	13,95	8,50	0,00	0,84	27,72	19,84	0,00	1,70	17,54	20,80
MAX	Lányok	46,55	30,07	105,63	99,09	57,35	54,94	94,20	94,37	56,40	48,78
	Fiúk	61,55	29,33	99,75	55,52	60,16	55,78	66,98	90,73	51,31	52,92

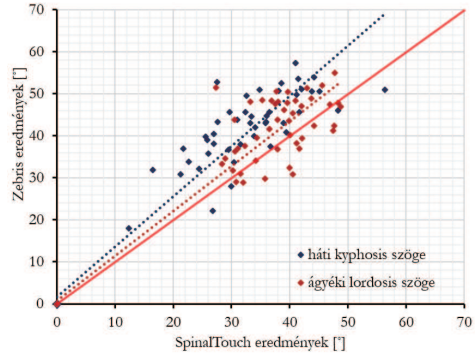
2. táblázat. Az eredmények statisztikai értékelése (Th: Thoracic szög, L: Lumbalis szög)



2. ábra. Ötöd fokú Fourier és lineáris regresszió eredmények összehasonlítása
a) SpinalTouch; b) Zebris



3. ábra. Hagományos és regressziós módszer eredményeinek összehasonlítása (Zebris)



4. ábra. Mérőrendszerek összehasonlítása lineáris regresszió alkalmazása esetén

Jellemző	Thoracic szög eltérések	Lumbalis szög eltérések
Átlag	8,72°	21,04°
Minimum	2,53°	12,47°
Maximum	18,56°	32,90°
Student-féle párosított T-próbához kétszélű eloszlás esetén tartozó valószínűség (p)	~ 0	~ 0
Pearson-féle korreláció (r)	0,87	0,82
Regressziós egyenes meredeksége (m)	1,21	1,92
Regresszió standard hibája	3,97°	4,19°

3. táblázat. Hagományos és regressziós módszer eredményeinek értékelése

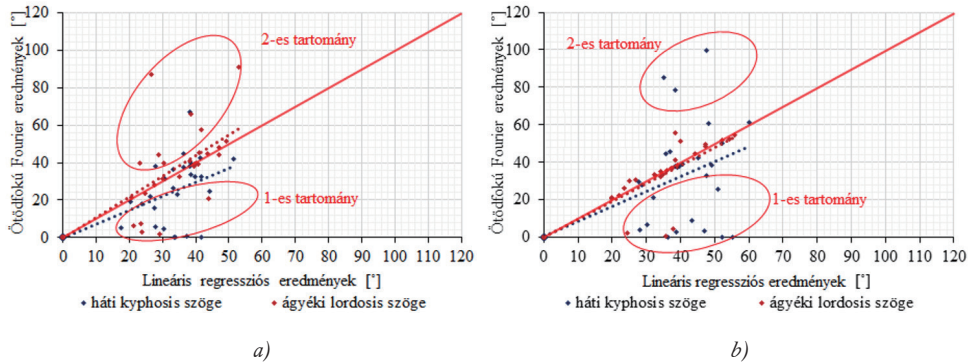
A lineáris regressziós módszer alkalmazása esetén a Zebris és SpinalTouch eredmények összehasonlítása a 4. ábrán látható. A kapott korreláció háti kyphosis esetében 0,74, míg ágyéki lordosis esetében 0,47, melyek elsősorban a két mérés (31. fejezet) közti testtartás megváltozásának tulajdonítható (4. táblázat).

Fiúk

A 5. ábrán az ötödfokú Fourier és a lineáris regresszió által kapott háti kyphosis és ágyéki lordosis szög értékeinek összehasonlítása látható SpinalTouch (5.a ábra) és Zebris (5.b ábra) mérőrendszerek alkalmazása esetén.

Az 5.a és 5.b ábrákon látható 1-es és 2-es tartományok mutatják, hogy számos pont esetében nagyon különböző eredmények adódtak. A lányoknál tett megállapítás itt is érvényes, hogy a Fourier- illesztés sok esetben egyes inflexiós pontok hiánya miatt nem vagy rossz eredményt ad.

Zebris mérőrendszer alkalmazása esetén a hagyományos módszer és a lineáris regressziós módszer által kapott eredmények összehasonlítása a 6. ábrán látható. A lányokhoz hasonlóan az eredmények igen jó korrelációt mutatnak, TK esetén 0,92, míg LL esetén 0,96. Ugyanakkor itt is megfigyelhető, hogy lineáris regressziós módszer alkalmazása esetén rendre



5. ábra. Ötödfokú Fourier és lineáris regresszió eredmények összehasonlítása
a) SpinalTouch; b) Zebris

Jellemző	Thoracic szög eltérések	Lumbalis szög eltérések
Átlag	9,67°	6,21°
Minimum	0,84°	0,02°
Maximum	25,21°	24,26°
Student-féle párosított T-próbához kétszélű eloszlás esetén tartozó valószínűség (p)	~ 0	~ 0
Pearson-féle korreláció (r)	0,74	0,47
Regressziós egyenes meredeksége (m)	1,19	1,07
Regresszió standard hibája	5,62°	5,59°

4. táblázat. Zebris-es és SpinalTouch-os eredmények eltéréseinek értékelése lineáris regresszió alkalmazása esetén

nagyobb szög értékek adódnak, mint a hagyományos módszer esetén (TK átlagosan $4,5^\circ$, LL $18,48^\circ$) (5. táblázat).

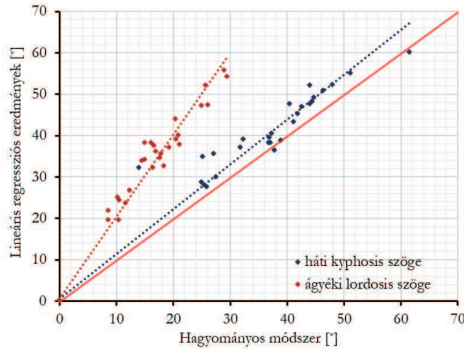
A 7. ábra a Zebris és SpinalTouch eredmények összehasonlítását mutatja a lineáris regressziós módszer alkalmazása esetén. Az alacsony korreláció – a lányokhoz hasonlóan (TK - 0,38, LL - 0,66) – elsősorban a két mérés (3.1. fejezet) közti testtartás megváltozásának tulajdonítható (6. táblázat).

5. Megbeszélés

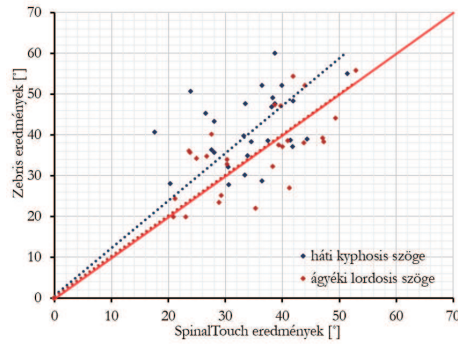
A kutatás célja, hogy mérési pontra illesztett görbéket és azokból meghatározott szögér-

tékeket statisztikai módon összehasonlítsuk. Berthonnaud és Dimnet¹¹ különböző gerincbetegségek esetén készített röntgenfelvételekre spline görbét illesztett, és megfelelő pontossággal határozta meg a gerincalak egyenletét. A kétirányú röntgenfelvétel egyes betegségek esetén egyáltalán nem, míg más betegségek esetén is csak évente egy alkalommal készíthető: ez a módszer nem minden esetben használható, azaz az utánkövetés csak nagy időközökben történhet.

T. Huysmans és mtsai,¹² valamint B. Drerup és E. Hierholzer¹³ által publikált módszer a hát topográfiai képe alapján a hát felszínét határozza meg, amelyből a Fourier illesztéshez ha-



6. ábra. Hagományos és regressziós módszer eredményeinek összehasonlítása (Zebris)



7. ábra. Mérőrendszerek összehasonlítása lineáris regresszió alkalmazása esetén

Jellemző	Thoracic szög eltérések	Lumbalis szög eltérések
Átlag	$4,50^\circ$	$18,48^\circ$
Minimum	$0,08^\circ$	$9,57^\circ$
Maximum	$18,22^\circ$	$27,00^\circ$
Student-féle párosított T-próbához kétszélű eloszlás esetén tartozó valószínűség (p)	~ 0	~ 0
Pearson-féle korreláció (r)	0,92	0,96
Regressziós egyenes meredeksége (m)	1,08	1,99
Regresszió standard hibája	$2,71^\circ$	$2,24^\circ$

5. táblázat. Hagományos és regressziós módszer eredményeinek értékelése

sonló, frekvencia modulált szinusz függvény¹² és aktív kontúrok¹³ segítségével a gerinc frontális és sagittalis síkú képét is meghatározták. E kutatások megállapították, hogy az általuk leírt módszerek alkalmasak a gerincalak alacsony számú paraméterrel történő leírására, viszont a T. Huysmans és mtsai által bemutatott módszer¹² a hát felszínén a gerincet jellemző részt lokálisan vizsgálja, amely rossz eredményeket adhat. Ezekben a cikkekben a hát felszínének meghatározása a Balla és mtsai által publikált Moiré módszerhez¹⁴ hasonló. Megállapították, hogy scoliosisban szenvedő gyerekeknek a kontaktusmentes mérési elv miatt a háti görbületknél a lapockák által kifeszített bőrfelület a gerinc valós helyzetét elfedi. A háton észlelhető görbületek a röntgenfelvételen mért értékekhez képest kisebbnek adódtak.

Jelen cikkben egy új módszert mutattunk be a gerincgörbületek leírására, az úgynevezett Fourier- és regressziós módszereket. A Fourier módszert nem ajánljuk alkalmazásra, mert sok esetben a gerincalakot leíró görbe nem rendelkezett megfelelő számú inflexiós ponttal. A regressziós módszer alapja, hogy a gerincalak inflexiós pontjaiban regressziós egyenesteket határozzunk meg, majd ezek segítségével a hagyományos módszernek megfelelően a gerincgörbületeket jellemző szögértékeket számítjuk. Megfigyelhető, hogy a regressziós

módszerrel rendre nagyobb értékek adódtak, mint a hagyományos módszer esetében.

A cikk hiányossága, hogy a hagyományos szögértékeket nem röntgenfelvételek alapján határoztuk meg – hiszen egészséges vagy hanyagtartásban szenvedő gyerekeket vizsgáltunk –, hanem a Zebris mérőrendszer segítségével kapott eredmények alapján. Ennek további vizsgálatok tárgyát kell képeznie.

6. Konklúzió

A mérési eredményekből meghatározott térbeli koordinátákra illesztett eredményeink alapján megállapítottuk, hogy a spline görbeillesztési módszer és a görbék inflexiós pontjaiba húzott regressziós érintő egyenesek által bezárt szögek pótszögeinek vizsgálata alkalmas módszer lehet a gerincbetegségek rehabilitációs folyamatának utánkövetésére. Az eredmények összehasonlítása során a hagyományos módszerrel meghatározott szögekkel erős korreláció mutatkozott (0,82-0,96). Az eredmények azt is mutatják, hogy a lineáris regressziós módszer esetén rendre nagyobb szögértékek adódtak, mint a hagyományos módszer alkalmazása esetén.

Az ötödfokú Fourier illesztéssel az illesztési pontosság erős ($r = 0,99$), de a mérési mód-

Jellemző	Thoracic szög eltérések	Lumbalis szög eltérések
Átlag	9,30°	6,89°
Minimum	1,00°	0,94°
Maximum	26,85°	14,28°
Student-féle párosított T-próbához kétszélű eloszlás esetén tartozó valószínűség (p)	~ 0	0,61
Pearson-féle korreláció (r)	0,38	0,66
Regressziós egyenes meredeksége (m)	1,16	0,99
Regresszió standard hibája	5,97°	4,88°

6. táblázat. Zebris-es és SpinalTouch-os eredmények eltéréseinek értékelése lineáris regresszió alkalmazása esetén

szer sajátosságából (a páciens és a mérést végző személy apró mozdulatai miatti pontatlanság) adódó hibák miatt egyes helyeken a görbékben rezonancia jelentkezett, amely az inflexiós pontok meghatározásakor fals eredményeket adott. Ezt a módszert a gerinc vizsgálatára nagyszámú minta feldolgozása esetén nem javasoljuk.

A Zebris és SpinalTouch mérőrendszerek eredményei között (lányok és fiúk eredményeit egybe véve) a Pearson-féle korreláció 0,6. A mérőrendszerek eltérő kialakításának és a páciensek testtartásának megváltozása okozza a kisebb korrelációt. Ezek alapján javasoljuk, a rehabilitációs vizsgálatok utánkövetésekor végig a szűrészkor használt eszköz használatát.

IRODALOM

1. *Illés T.* A gerinc vizsgálata. In: *Szendrői M* (ed). Ortopédia, Semmelweis Kiadó, Budapest, 2006;218-23.
2. *Knott P, Pappo E, Cameron M, deMauroy JC, Rivard C, Kotwicki T, et al.* SOSORT 2012 consensus paper: reducing X-ray exposure in pediatric patients with scoliosis. *Scoliosis* 2014;9:4.
3. *Malmström EM, Karlberg M, Melander A, Magnusson M.* Zebris versus Myrin: A comparative study between a three-dimensional ultrasound movement analysis and inclinometer/compass method. *Spine* 2003;28:433-40.
4. *Mannion AF, Knecht K, Balaban G, Dvorak J, Grob D.* A new skin-surface device for measuring the curvature and global and segmental range of motion of the spine: reliability of measurements and comparison with data review from the literature. *Eur Spine J* 2004;13(2):122-36.
5. *Zsidai A, Kocsis L.* Ultrasound-based spinal column examination systems. *Facta Universitatis. Physical Education and Sport* 2001;1(8):1-12.
6. *Post RB, Leferink VJM.* Spinal mobility: sagittal range of motion measured with the Spinal Mouse, a new non-invasive device. *Archives Orthopaedic Trauma Surgery* 2004;124:187-92.
7. *Geldhof E, Cardon G, Bourdeaudhuij ID, Danneels L, Coorevits P, Vanderstraeten G, et al.* Effects of back posture education on elementary schoolchildren's back function. *Eur Spine J* 2007;16:829-39.
8. *Kiss RM.* Biomechanikai modellezés. TERC Kiadó, BME Építőmérnöki Kar, Budapest, 2012;225-42.
9. *Takács M, Rudner E, Nagy I, Jurák M, Kiss RM, Kocsis L.* The new processing of the results of examinations made with Zebris WIN-SPINE spine-measuring method and its validation. *Bio-mech Hung* 2013;4(1):29-37.
10. *Kiss RM.* Verification of determining the curvatures and range of motion of the spine by electromechanical-based skin-surface device. *Periodica Polytechnica* 2008;51(1):3-13.
11. *Berthonnaud E, Dimmet J.* Analysis of structural features of deformed spines in frontal and sagittal projections. *Computerized Medical Imaging and Graphics* 2007;31:9-16.
12. *Huysmans T, Haex B, Van Audekercke R, Vander Sloten J, Van der Perre G.* Three-dimensional mathematical reconstruction of the spinal shate, based on active contours. *Journal of Biomechanics* 2004;37:1793-8.
13. *Dreruo B, Hierholzer E.* Assessment of scoliotic deformity from back shape asymmetry using an improved mathematical model. *Clinical Biomechanics* 1996;11(7):376-83.
14. *Balla P, Prommer K, Antal Á.* Digitális Moiré képek vizsgálata gerincferdüléses betegek nyomonkövetésére. *Bio-mech Hung* 2014;7(1):50-60.

Jáger Bence

Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Hidak és Szerkezetek Tanszék
H-1111 Budapest, Műegyetem rkp. 3. K, mfszt. 85.
Tel.: (+36) 1 463-1998