Vezércikk

Csernátony Zoltán
főszerkesztő
chiefeditor@biomechanica.hu

DOI: 10.17489/biohun/2016/1/0h

Lapunk közeledik a X. évfolyamhoz, ami nagy öröm számunkra. Szerény példányszámunkkal semmi szégyenkeznivaló ezen a kis tudományterületen, főleg, ha azt is figyelembe vesszük, hogy szabad on-line hozzáférést is biztosítunk az érdeklődők számára.

A borítót alaposabban megfigyelve feltűnhet, hogy megjelent egy lóláb a lapról-lapra változó motívumok helyén. No nem az emberi csontváz részleteiből fogytunk ki, hanem nagy örömünkre ebben a számban két közlemény is a lovak humán terápiás vonatkozásait is érintő biomechanikai kérdéseivel foglalkozik, ezt szimbolizálja a borító.

Ugyanakkor a X. évfolyamra komoly, a folyóirat alapkoncepcióját nem érintő, de igen jelentős változásokat tervezünk, amelyekről többet mondani még korai lenne, de annyit elárulhatunk, hogy az olvasó- és publikáló tábor jelentős bővítését célozzuk meg. Reméljük fáradozásaink sikerrel fognak zárulni.

Addig is várjuk írásaikat, észrevételeiket, javaslataikat.

Biomechanica Hungarica IX. évfolyam, 1. szám

NUMERICAL MODELLING OF HUMAN LIGAMENTS

Ferenc Szakály[1], Imre Bojtár[1], Gábor Szebényi[2]

[1] Department of Structural Mechanics, Budapest University of Technology and Economics
[2] Department of Polymer Engineering, Budapest University of Technology and Economics

szakalyf@eik.bme.hu

DOI: 10.17489/biohun/2016/1/04

Abstract

During the everyday life, our articulations are subjected to numerous different static and dynamic effects, in the structure of the human body they ensuring the proper attachment between the articulating bones. Within them, the various ligaments take care of the stability of the joints, their healthy functioning is essential even for ordinary daily activities. Due to the extremely serious consequences of their damage or rupture, medical science has aimed to find an adequate way to heal or replace them with natural or artificial tendons/ligaments, but so far (mostly the long term) results are not satisfactory at all. For the improvement of these procedures the better understanding and description of their mechanical behaviour is necessary. Our articulations (knee, ankle, hand and shoulder) show very difficult mechanical behaviour both from the point of loading conditions and material behaviour. Thus, the trustworthy numerical simulation of them is a very complex problem, on the top of the irregular geometry, both geometrical and material nonlinearities have to be taken into account. That is why real laboratory experiments are indispensable for the reliable numerical results. For this purpose, series of experiments have been performed on tendons and ligaments in the Biomechanical Laboratory of the BME. By the evaluation of the results different hyperelastic material models are parameterized and compared with the help of simple finite element models. On the basis of these models a three-dimensional numerical model is developed in Ansys, validated by real and numerical results. On this model, frequently occurring motions are investigated, focusing on the mechanical response of the major knee joints..

Keywords: human ligaments, hyperelastic material models, laboratory experiments, finite element analysis

1. Introduction

In the human body, the knee joint is the largest and most complicated articulation, furthermore it owns the highest incidence of ligament injury, thus in this work this articulation had been studied. According to its mechanism it is a troche-ginglymus,[1] which means that it can make a flexion-extension motion and a rotation about the axis of the shin. The motion of this articulation is a three–dimensional, continuously changing polycentric rotation, around permanently varying axes. It connects the femur and tibia with the help of the four major ligaments (lateral/medial collateral ligaments and anterior/posterior cruciate ligaments), which consist of strong, tough bands of tissue, and play the most serious role in the stability of the knee joint. They accomplish this stabilizing effect in such a way that they allow joints to move easily within normal limits and exert an increasing resistance against motions which are out of this normal range. From its complexity it follows that the mechanical behaviour is rather difficult to describe, it shows both anisotropic, inhomogeneous and nonlinear elastic/viscoelastic behaviour supplemented by three-dimensional compound loading

conditions. Due to these facts, this joint is not completely revealed yet, there are lots of unexplored areas.

In the modelling of soft tissues like tendons and ligaments the constitutive relationships are the most significant and sensitive part of the problem. Actually, the ligament is a biological composite, composed of a ground substance which is reinforced with collagen and elastin (connective soft tissues).[3] Collagen is the main load-bearing component of the ligaments[4] while elastin ensures the elasticity of the tissues, therefore larger elastin content leads to higher ultimate strain. The main function of the ground substance is to hold together the soft tissues. The structure of a tendon or ligament can be seen on *Figure 1*.

The ligament splits into smaller units, called fascicles, which contain the basic fibres and fibroblasts. At this level it is very important from mechanical point of view that these fibres have a wavy pattern (crimp pattern) in the unloaded configuration. This specific pattern significantly contributes to the nonlinear behaviour of the ligaments in case of low stresses. The fibres further split into fibrils, subfibrils, microfibrils, and finally into collagen fibres.

Due to the specific structure of these soft tissues, during quasi-static loading we can distinguish three different characteristic regions.[3] In the unloaded configuration the collagen fibres follow a crimp pattern, this state is called slack configuration. The first region is the toe region, where the originally wavy collagen fibres are starting to gradually elongate and taking part in the load–bearing procedure. Since the strength and stiffness of the ligaments are ensured by the fibres, this region is (hardening) nonlinear (the ligaments are typically in this region when they only subjected to the everyday activities). During the straightening, theses fibres interact with the hydrated matrix, which means that they are also subjected to a pressure due to this process. As the load increases, in the linear region the collagen fibres straighten out, and the stress-strain curve becomes practically linear. In the slack configuration, the orientation of the fibres is irregular, but as they gradually elongating they become parallel with the applied load (and also with each other). As a consequence of this change in the orientation, after the straightening the ligaments can be considered as transversely isotropic instead of anisotropic. In the last one, namely the failure region, at higher stresses the fibres sequentially rupture (the stiffness of the ligament is continuously reducing) until the tear of the entire ligament. Besides the complex quasi-static behaviour tendons and ligaments show signif-

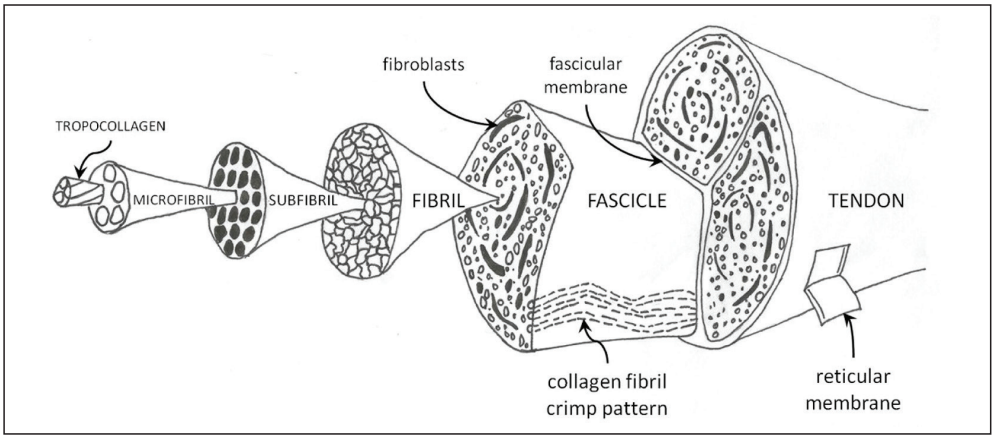


Figure 1. Structural hierarchy of ligament[2]

icant time-and history dependent viscoelastic behaviour, which involves creep and relaxation, strain rate dependence and hysteresis. The ligament injures usually happen at higher strain rates, thus the strain rate is an important parameter. The experiments show that for higher strain rates the ligaments behave stiffer, or in other words the slope of the stress–strain curve increases. On the other hand, strain rate has also an important role if we consider the failure mode for the bone–ligament–bone complexes, due to the high strain rate sensitivity of bones. In case of these structures at low strain rates the bony avulsion failure is the typical, but at higher ones the bone gets stronger and the failure of the ligament is the typical. With the help of laboratory experiments, the phenomena of creep and relaxation were observed firstly.[5] These studies pointed out that the rate of creep is stress dependent, and the rate of relaxation is strain dependent, furthermore the relaxation proceeds faster than the creep, so the ligaments have a nonlinear viscoelastic behaviour. During the loading and unloading process at constant strain rate hysteresis loops can be observed at the stress–strain curves due to the dissipation of internal energy, they are translated to the right direction with the increasing loading cycles.[6] Laboratory tests pointed out that the hysteresis decreases with the increasing number of loading-unloading cycles, and after sufficient number of repetition the mechanical response become repeatable. The concomitant of this process is an increasing in the length of the specimen. The precondition of the soft tissue has also positive side effects, namely it reduces the relaxation and creep, and decreases the peak stress during cyclic loading. As a consequence of this phenomena, the precondition of the ligaments is usually applied before acquiring the required material parameters by the laboratory experiments.

Because of the complex behaviour of ligaments, material models are also difficult to create, depending on the level of neglects and assumptions (e.g. failure region, viscous behaviour, anisotropy, etc.), there are lots of models exist. The most common material models from the family of phenomenological models are the hyperelastic ones (Neo–Hooke model, Mooney-Rivlin model) with large strains, usually their material parameters are determined by laboratory experiments. The majority of the models are one–dimensional, or isotropic three–dimensional, furthermore, due to the precondition the viscoelastic properties are also neglected. Over the last few decades, the researchers worked out several microstructural material models, in many times with very different approaches. Firstly, they concentrated to describe the toe region properly (with many different basic ideas) with elastic and viscoelastic models, and in the recent past the failure behaviour has become also the target of the scientists.

In the current numerical models both the modelling of a single ligament and the modelling of the whole joint with the connecting bones can be found, depending on the aim of the research. Due to the fact that the anterior cruciate ligament (ACL) is the most critical ligament from medical point of view, the majority of the researchers focusing on this one, but collateral ligament (MCL and LCL) models also can be found. In these three-dimensional models the accuracy is very important, but the geometry is highly complex, therefore in most cases they are based on laser scanning and medical imaging (CT, MRI). For example to the modelling of a single ligament both Haghpanahi et al.[5] and Feng Xie et al.[7] investigated the stress distribution in the human ACL. The geometry was obtained by MRI images and laser scanner, and hyperelastic models were used at the incompressible, isotropic model of ligament. The aim of this simulation was to analyze the stress-distribution coming from the different load cases, and compare its characteristics with

the available experimental data. Modelling of the complex joint can be applied more beneficially in case of the investigation of specific knee motions controlled by the bones. Untaroiu et al.[8] studied the femur-MCL-tibia complex with hyperelastic and hyper-viscoelastic (QLV theory was considered) material models for the quasi-static and dynamic simulations. J.A. Weiss with J.C. Gardiner[9] also investigated the bony MCL complex during valgus knee motion, including the effect of in situ strains. Zhong Yan-lin et al.[10] studied the lateral collateral ligament on 3D models at different knee flexion angles obtained by CT scans. We can note that the majority of the studies neglects the time-dependent behaviour, and focus on the stress distribution in the ligaments due to different knee joint motions.

2. Methods and results

2.1 Evaluation of the laboratory experiments, the applied material models

In order to use proper hyperelastic material models at the finite element modelling of the knee joint, laboratory tests were performed to parameterize different material models. The purpose of these experiments is to investigate such tendons in the leg, which are able to substitute the knee ligaments, mostly from medical point of view. The tendons were cut from human cadavers, after the death but within 24 hours, and then the physicians took care of the proper conservation till the experiments. Before the actual tests, the samples are gripped between the clamps, which leads to a frictionless, fixed support. After the precondition the tensile tests were performed applying quasi-static loading circumstances. The following series of loading phases (*Figure 2*) reflects very well the large deformation capability of tendons and ligaments, in some cases the samples become two or three times longer comparing to their original size.

The testing machine records the value of the load and elvongation ten times in a sec, thus our direct results are the force-displacement diagrams. In this work only two measurement results can be used to the material model (right

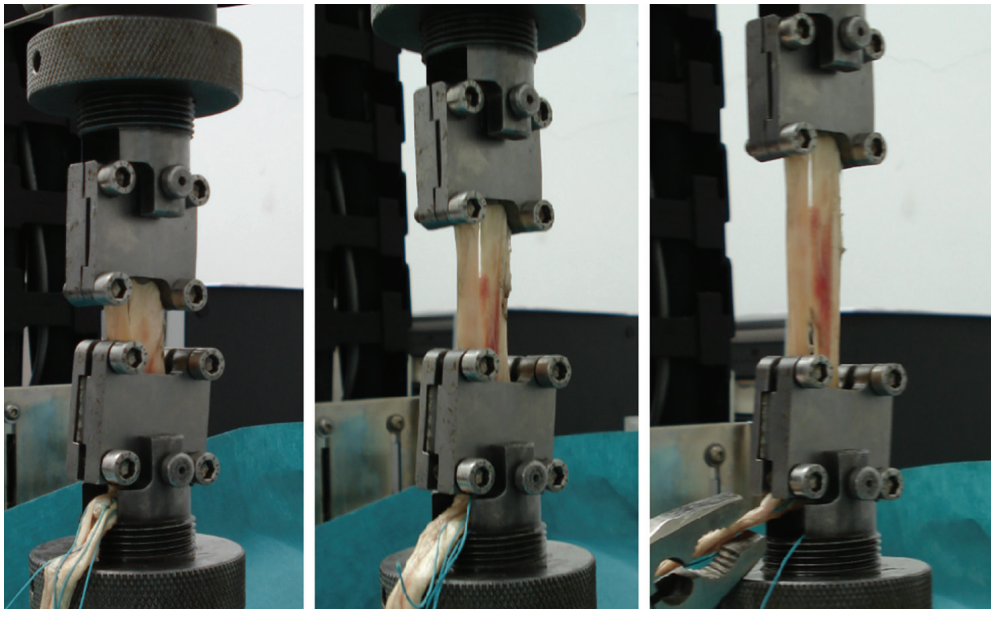


Figure 2. The different loading phases of the specimen

Quadriceps tendon), but in case of more available data the evaluation process is exactly the same. Because of the large deviation, it is important to see the force-elongation diagrams of the samples (*Figure 3*), there is about 60% difference in the maximum load.

It is very important that in case of biological materials, in contrary the fact that both samples are the same type of tendons, the material behaviour varies with the age, sex, injury, treatment and experimental technique, which can lead to large variance. For the material parameters the Cauchy stress-strain relationships have to be obtained from F-e diagrams. The width, thickness and the length between the clamps were measured on the spot, thus the volume of the samples is given in this way. The effect of large strains have to be taken into account at these materials, the area of the cross section is continuously changing with the elongation. For this purpose, instead of using the initial area of the tendons to calculate the stresses, at every time-force-elongation pair the current area must be calculated. Utilizing the incompressibility assumption, the volume of the samples (theoretically) is not changing, hence the momentary areas can be determined by dividing the volume by the current length as well as the Cauchy stresses.

The aim of the experiments is to determine material parameters for hyperelastic material models, in this study for the Neo-Hooke, the 2, 3, 5 and 9 parameters Mooney Rivlin models. Once the stress-strain relationship is obtained for the 9 parameters version, all the others can be derived from it by eliminating the proper terms. The general form of the strain energy function in the 9 parameters case (*1*):[11]

$$W = c_1(\bar{I}_1 - 3) + c_2(\bar{I}_2 - 3) + c_3(\bar{I}_1 - 3)^2 + c_4(\bar{I}_1 - 3)(\bar{I}_2 - 3) + c_5(\bar{I}_2 - 3)^2 + c_6(\bar{I}_1 - 3)^3 + c_7(\bar{I}_1 - 3)^2(\bar{I}_2 - 3) + c_8(\bar{I}_1 - 3)(\bar{I}_2 - 3)^2 + c_9(\bar{I}_2 - 3)^3 + \frac{1}{d}(J - 1)^2 \qquad (1)$$

The above expression is the functions of the invariants (I_1, I_2) of the right Cauchy-Green deformation tensor, which can be easily expressed with the deformation-gradient tensor in the direction of the principle stretches. The c constants are the parameters to be determined and d constant is the incompressibility parameter. By taking into account the incompressibility assumption and the uniaxial loading condition according to the experiment the Cauchy stresses can be determined from the following formula (*2*):

$$\sigma = \lambda \frac{\partial W(I_1', I_2')}{\partial \lambda} = \lambda \left(\frac{\partial W}{\partial I_1'} \frac{\partial I_1'}{\partial \lambda} + \frac{\partial W}{\partial I_2'} \frac{\partial I_2'}{\partial \lambda} \right) \qquad (2)$$

After the calculation of the necessary derivatives and some simplifications Cauchy stress-stretch relationship can be obtained in the

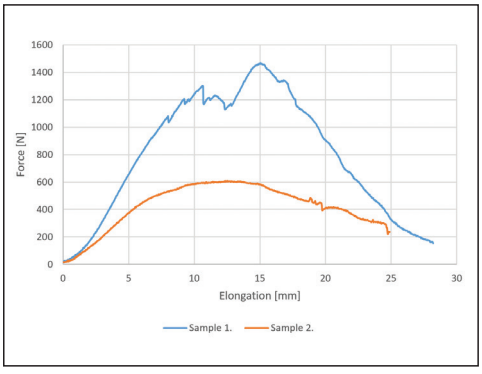


Figure 3. Force-elongation diagrams of the Quadriceps tendons

function of the unknown constants for the 9 parameters case, and after the adequate eliminations for all the other versions. Before the determination of the parameters, from the available stress-strain diagrams we should

make an "average" diagram. Usually the measured curves are weighted with specific factors according to the reliability of the individual results and the exactness of the experiments, but in this case, when there are only two curves to make an average, we do not have enough information about the weighting aspects. Besides the averaging, the stress-strain diagrams should be examined at a reduced strain region, which is closer to the reality in physiological sense, namely in this work this limit is set to 0.4. The determination of the parameters is practically an optimization problem, where we have an approximation function (σ) with some parameters (c_1, c_2, .., c_n), and the purpose is to minimize the deviation between the calculated function and the experimental curve by the optimal choice of the material constants. The mathematical form of the problem (*3*):

$$f(c_1, c_2, \dots, c_n) = \sigma(c_1, c_2, \dots, c_n) - \sigma_{experimental} \rightarrow min! \qquad c_1 + c_2 \geq 0 \qquad (3)$$

In this formula, f is the function to be minimized, σ is the Cauchy stress-stretch function and $\sigma_{experimental}$ represents the measured Cauchy stress values. The inequality condition has mechanical importance, it ensures the non-negative starting slope of the function. There are different ways to solve this problem, in this study the nonlinear least squares method is utilized with the help of the Matlab R2013a mathematical software. After this procedure, the coefficients of determination (*CoD*) are calculated in order to characterize the exactness of the approximation functions. The general formula of this index-number. After the determination of the material parameters and *CoD* values for all the hyperelastic models, it can be concluded that Neo-Hooke model is not able to model properly soft tissues like tendons and ligaments, the coincidence of the derived and measured functions is 47.98%. In contrast with it, the derived Mooney Rivlin models have very agreement with the experimental results, even the 2 parameters model

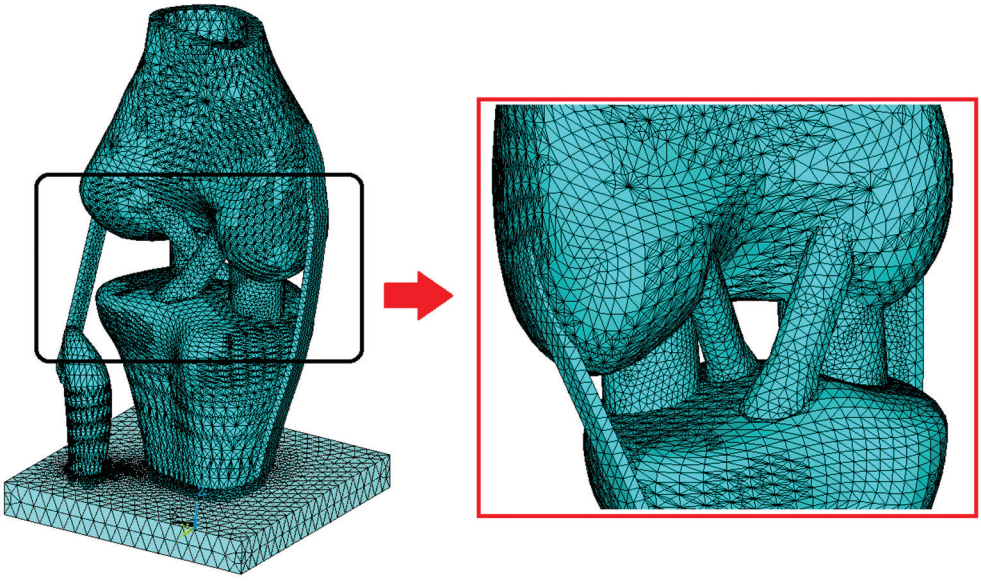


Figure 4. Finite element model and mesh of the knee joint

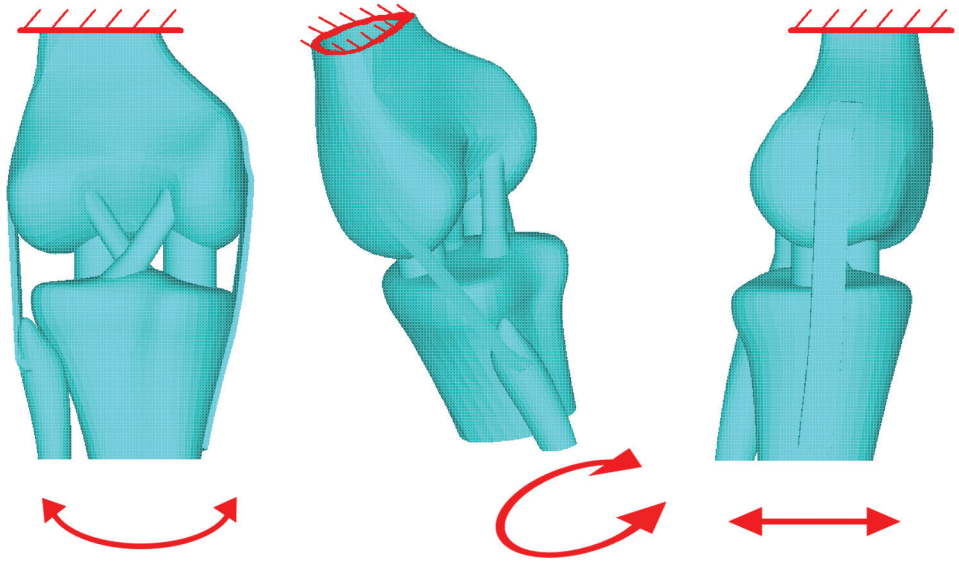
show 99.85% coincidence, thus this family of hyperelastic models is absolutely adequate for the modelling of soft tissues.

2.2 Spatial numerical modelling of the knee joint

For the numerical simulations a three dimensional model of the knee joint has been developed in Ansys. It contains the three major bones (femur, tibia and fibula), the four major ligaments (cruciate and collateral ligaments) and the two menisci. The best way to prepare the geometric model is to use the results of MRI/CT scans, but now due to the lack of such resources it was not the case. For the modelling of the bones a CAD model is used,[12] while for the ligaments and menisci the geometry is created in the program based on the available measurement results on these constituents.[13-17] The numerical model containing solid finite elements can be seen on *Figure 4*. A rigid plate connects the tibia and fibula in order to hinder the relative motions between them, practically it is functioning as a spacer.

Due to the numerous constituents which material behaviour is significantly diverse, two types of material models with different material parameters are applied in the model, linear elastic for the menisci and bones and 5 parameters Mooney-Rivlin hyperelastic for the ligaments. The applied values of the material parameters are based on the work of Pena et al.[17] The model of the knee joint is subjected to various knee motions in order to investigate the behavior of the collateral and cruciate ligaments. These loading cases involve 5 mm anterior and posterior tibial translation, 5° tibial valgus and varus rotation and 5° internal and external rotation (*Figure 5*).

Due to the volume elements, the rotations were defined by equivalent translations on the tibia and fibula. In case of valgus rotation, the



a) *b)* *c)*

Figure 5. The investigated knee motions during the simulations: *a)* valgus/varus rotation; *b)* internal/external rotation; *c)* anterior/posterior translation

MCL and the PCL carries the majority of the external load, furthermore a "buckling" effect appeared in the LCL. By the comparison of the maximal von Mises stresses practically the MCL is the only stabilizing ligament in this case (the difference is very large between the participation of the two ligaments), it is about 25 MPa. At varus rotation, the other two ligaments bear the load, the ACL and LCL, but the portions of the carried load are significantly closer to each other: about 12 MPa in the ACL and 28 MPa in the LCL. At varus valgus/rotation practically the collateral ligaments responsible for the stability of the joint. At internal rotation, all ligaments take part in the load-bearing, but mostly the collateral ligaments, the maximum stress was the same in the LCL and MCL, about 2.5 MPa. In case of external rotation higher stresses appeared, furthermore the maximal stress in the collateral ligaments are not equal, in the LCL it is higher (about 4 MPa) while in the MCL it is 3 MPa. In case of internal/external rotation, all ligaments contribute to the stability of the joint, and the developing stresses are one order lower comparing to the varus/valgus rotation. At the anterior tibial translation the majority of the load is carried by the cruciate ligaments, especially by the ACL, in which the maximal stress is about 42 MPa while in the PCL it is 20 MPa. In case of posterior tibial translation, the carried portions of the load by the cruciate ligaments are almost the same, in the ACL the maximal stress is about 38 MPa and in the PCL it is 43 MPa.

3. Discussion and conclusions

The purpose of this work is to investigate the structure, mechanical behaviour and numerical modelling techniques/possibilities of ligaments. Due to the frequent injuries, it is very important to investigate them in details from both medical and mechanical point of view, this topic contains a lot of research possibilities. The application of artificial ligaments is also a continuously developing area due to its necessity, but up to now it cannot provide the adequate level of safety or guarantee the long-term success.

The correct definition of the material behaviour is essential to the adequate numerical simulations, currently the hyperelastic models are the most popular choice for this purpose. They can accurately describe the mechanical response with the help of the strain energy density function and have a very good finite element implantation capability. On the basis of laboratory experiments, different hyperelastic models (Neo-Hooke, Mooney Rivlin) are parameterized by the utilization of the results of uniaxial tensile tests. Although four different Mooney-Rivlin model are created, the two parameters version is practically enough to describe precisely the mechanical behaviour.

For numerical simulations a spatial finite element model has been developed in Ansys using volume elements, containing the major bones, ligaments and menisci of the knee joint. The hyperelastic material models applied at the ligaments are based on real experiments, furthermore the bones and the menisci are assumed to have linearly elastic behaviour. This model is used to investigate different knee motions, namely 5° valgus and varus rotation, 5° internal and external rotation and 5 mm anterior and posterior tibial translations. Due to the volume elements, the rotations were defined by equivalent translations. At rotational motions the collateral ligaments carry the majority of the load, the higher stresses developing in the case of varus/valgus rotations. For translational motions the cruciate ligaments are the main stabilizing constituents of the knee joint, the developing stresses are similar for the anterior and posterior motions.

References

1. *Gunther T.* A térdízület biomechanikájának változása az unikompartmentális térdprotézis beültetése során [dissertation]. Budapest (HUN): Semmelweis Univ., 2001.
2. *Kastelic J, Galeski A, Baer E.* Multicomposite structure of tendon. Connective Tissue Research 1978;6(1):11-23.
3. *Vita, RD.* Structural constitutive model for knee Ligaments [dissertation]. Pennsylvania (USA): University of Pittsburgh, 2005.
4. *Holzapfel GA.* Biomechanics of soft tissue. In: Lemaitre J, editor. Handbook of materials behaviour models 1. New York: Academic Press; 2000. p. 1057-75.
5. *Haghpanahi M, Jalayer F.* Three-dimensional finite element analysis of the human ACL. Proceedings of the 1st WSEAS International Conference; 2008 Aug 20-22; Rhodes, Greece.
6. *Weiss JA, Gardiner JC.* Computational modeling of ligament mechanics. Critical Reviews in Biomedical Engineering 2001;29(3):303-71.
7. *Xie F, Yang L, Guo L, Wang Z, Dai G.* A Study on construction three-dimensional nonlinear finite element model and stress distribution analysis of anterior cruciate ligament. Journal of Biomechanical Engineering 2009;(13112):121007.
8. *Untaroiu C, Darvish K, Crandall J, Bing D, Wang JT.* Characterization of the lower limb soft tissues in pedestration finite element models. Proceedings of the 19th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles; 2005 June 6-9; Washington DC, USA.
9. *Weiss JA, Gardiner JC.* GSubject-specific Finite element analysis of the human medial collateral ligament during valgus knee loading. Journal of Orthopedic Research 2003;21(6):1098-106.
10. *Yan-lin Z, You W, Hai-peng W, Ke R, Le X.* Stress changes of lateral collateral ligament at different knee flexion with or without displaced movements: A 3-dimensional finite element analysis. Chinese Journal of Traumatology 2011;14(2):79-83.
11. *Odgen RW.* Background on nonlinear elasticity. In: Lemaitre J, editor. Handbook of materials behaviour models 1. New York: Academic Press; 2000. p. 75-84.
12. Human Skeleton. [cited 2013 Jan 2]. Available from: URL: *https://grabcad.com/library/human-skeleton-used-for-a-parametric-gait-study-1*.
13. *Lipps DB, Oh Y, Wojtys EM, Ashton-Miller JA.* ACL cross-sectional area and medial tibial platea geometry provide insights on the gender difference in the peak ACL strain. Annual Meeting of the American Society of Biomechanics; 2011 Aug 10-13; Long Beach, USA. Available from: URL: *http://www.asbweb.org/conferences/2011/pdf/249.pdf*.
14. *Hara K, Mochizuki T, Sekiya I, Yamaguchi K, Akita K, Muneta T.* Anatomy of normal human anterior cruciate ligament attachments evaluated by divided small bundles. The American Journal of Sports Medicine 2009;(3712):2386-91.
15. *Keats TE, Christopher S.* Atlas of radiologic measurement. 7th ed. St. Louis: Mosby; 2001.
16. *Lai MH, Chang ST, Chou YC, Chang CH, Wang TY, Huang HC, et al.* Real-time ultrasonographic characteristics of the lateral collateral ligament of the knee in cross-leg position with varus stress maneuver. Journal of Medical Science 2011;31(4):153-9.
17. *Pena E, Calvo B, Martınez M, Doblare M.* A three-dimensional finite element analysis of the combined behavior of ligaments and menisci in the healthy human knee joint. Journal of Biomechanics 2006;39(9):1686-701.

Ferenc Szakály
Department of Structural Mechanics, Budapest University of Technology and Economics
H-1111 Budapest, Műegyetem rkp. 3. K building, KM 63.
Tel.: (+36) 1 463-2201

Lovasterápia hatása cerebral paresises gyermekek esetében – az irodalom kritikai áttekintése

Pálinkás Judit

Debreceni Egyetem, Népegészségügyi Kar, Fizioterápiás Tanszék

palinkas.judit@sph.unideb.hu

DOI: 10.17489/biohun/2016/1/05

Absztrakt

A lovasterápia hatásmechanizmusának evidenciákkal való alátámasztása napjainkban jogos szakmai igény. Munkám során tudományos adatbázisok és keresőprogramok segítségével célzott vizsgálatot végeztem a lovasterápia hatékonyságát vizsgáló publikációk között. A keresés tárgyát a cerebral paresises gyermekek körében végzett hatékonyság vizsgálatokat bemutató eredeti közlemények képezték, melyek lektorált folyóiratokban jelentek meg. A McMaster Egyetem munkatársai által kidolgozott publikációs bírálati lap kérdéseinek 12 publikációját vizsgáltam, és azokat kritikailag elemeztem. Összességében elmondható, hogy kevés a témába vágó publikáció, nem egységesek a célkitűzések és igen szerteágazóak a vizsgálati módszerek. Mindezek alapján elmondható, hogy alacsony a lovasterápia hatékonyságának tudományos bizonyítottsága cerebral paresises gyermekek esetében.

Kulcsszavak: cerebral paresis, lovasterápia, irodalom áttekintése, kritikai elemzés

The effectiveness of horse riding therapy by children with cerebral palsy - critical review of the literature

Abstract

Support the effect of hippotherapy with evidences is a right demand nowadays. During my research scientific databases and websites were reviewed to search studies aimed at effectiveness of horse riding therapy for children with cerebral palsy. The aim of the search was to find peer-reviewed original scientific publications dealing with the effectiveness of hippotherapy. As the number of such publication is low, I only analysed 12 articles, which were critically reviewed according to the Review Form and Guidelines developed by the McMaster University Research Group. Summarizing we can state, that there is only a few publication dealing with this topic, with variable aims and methods. Based on these findings we can say that the scientific evidence level of hippotherapy is very low.

Keywords: cerebral palsy, horse riding therapy, critical review

1. Témafelvetés

Az Evidence Based Medicine, azaz Bizonyítékon Alapuló Orvoslás mellett, mára már számos új fogalom bevezetésre került, mint a Tényeken Alapuló Orvoslás, a Tudományos Alapú Gyógyítás, a Bizonyítékra Alapozott Gyógyítás, a Bizonyíték Alapú Orvoslás vagy a Bizonyítékokon Alapuló Egészségügy.[1] Az általánosan használt szintek a következők:

A evidencia szint: több randomizált, kontrollált vizsgálaton vagy tanulmányok metaanalízisén alapul.

B evidencia szint: egy randomizált, kontrollált vizsgálaton, vagy több nem randomizált, egybeeső konklúziójú tanulmányon alapul.

C evidencia szint: csak olyan szakmai konszenzus támasztja alá, amely szakértők egybehangzó véleményén, esetbemutatásokon vagy kisebb vizsgálatok eredményein alapul.
D evidencia szint: elégtelen bizonyítékon alapuló megfigyelés, állítás.[2]

Amint azt Gődény írja: „A bizonyítékon alapuló gyakorlat megvalósulását a szakmai irányelveken kívül, a szisztematikus irodalmi áttekintések is segítik, amelyek a rendelkezésre álló tudományos bizonyítékokat, illetve a rendelkezésre álló egészségügyi technológiák költség-hatékonyságát foglalják össze könnyen érthető és felhasználható formában. A szisztematikusan feldolgozott orvosi irodalom és az egészségügyi technológiák értékelésének szükségességét támasztja alá az elmúlt években tapasztalható információ robbanás, a megbízhatatlan és az orvosi gyakorlatban nem alkalmazható információk megszaporodása, illetve a rendelkezésre álló korlátozott erőforrások optimális felhasználásának igénye. Az intézményes formában történő, az irodalmi adatok elemzésében jártas szakemberek által végzett tudományos eredmények kritikus értékelése és szintézise (pl. Cochrane munkacsoportok) egyre inkább nélkülözhetetlen lesz a helyes következtetések levonásához, a legkedvezőbb döntés kialakításához."[3]

A lovasterápia hatásainak bizonyítása nem egyszerű feladat, hiszen a rendelkezésre álló validált vizsgálati formák, melyek a terápiás kezelést megelőzően, és azt lezáróan történnek, nem adnak képet arról, ami a terápia közben történik. A terápia alatt végzett vizsgálatok már jobb és pontosabb mérési lehetőséget adnak, azonban költség- és eszközigényesek és kidolgozottságuk igen elmaradott.

2. Célkitűzés

A jelen cikk célja a nemzetközi lektorált folyóiratokban megjelent kutatások feltárása és a publikációk kritikai elemzése. Vizsgálatom tárgyát azok a kvantitatív tanulmányok képezték, ahol különböző, a rehabilitációs gyakorlatban elfogadott skálák segítségével végezték a lovasterápia hatékonyságának vizsgálatát cerebral paresises gyermekek esetében.

3. Bevezetés

A lovasterápia lóval végzett célzott kezelés. Jelenleg több ágát különböztetjük meg, mivel a szakma fejlődésével egyre nagyobb igény alakult ki arra, hogy a különböző típusú fogyatékossággal vagy sérüléssel élő páciensek kezelése eltérő módszertannal és alapképesítéssel rendelkező szakemberek vezetésével történjen. A mai modern lovasterápiát így már különböző ágakra osztjuk. Három elfogadott válfaja van.

1. A *hippoterápia*, mely a páciens mozgásfejlesztésén alapul azáltal, hogy a lépésben haladó ló hátmozgása áttevődik a páciensre és egy neuromuscularis facilitációt hoz létre a páciens medencéjén.[4]
2. A *gyógypedagógiai lovaglás, lovastorna és speciális fogathajtás*, melyet többek között érzék- vagy mozgásszervi sérülés, értelmi vagy szociális zavar esetében alkalmaznak. A terápia részét képezi a teljes lovardai folyamat, nem csupán a lovon ülés időtartama.[5]
3. A *ló mediált pszichoterápia* a ló-páciens-terapeuta háromszögében zajlik, melyben a ló, mint koterapeuta, facilitálja a terápiás folyamatot.

Sokszor a lovasterápia ágaként jelölik meg a parasportot, személyes véleményem szerint tévesen, hiszen az a lovas és a ló együttes felkészültségén alapuló, kondíciónövelő, sportszerű tevékenységek összessége.

A bemutatott lektorált folyóiratcikkek konkrét vizsgálatokon keresztül igyekeztek a lovasterápia hatékonyságát bizonyítani. Osztályozásuk és bemutatásuk nem egyszerű feladat,

hiszen a vizsgálati módszerek, az indikációs területek, a mintavételi méretek, a kezelések gyakorisága és időtartama, illetve a célkitűzések nagy variabilitást mutatnak.

4. Módszerek
Az irodalom feltárása

A témában megjelent publikációkat az alábbi adatbázisok használatával gyűjtöttem ki:

Akadémiai Kiadó (*www.akkrt.hu*);
Elektronikus Információszolgálat (*www.eisz.hu*);
PUBmed (*www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed*);
ScienceDirect (*www.sciencedirect.com*);
Physiotherapy Evidence Database PEDro (*www.search.pedro.org.au*);
Magyar Tudományos Művek Tára (*www.mtmt.hu*);
Cochrane adatbázis (*www.cochrane.org*).

A témában megjelent publikációkat az alábbi keresőprogramok segítségével gyűjtöttem ki:

Google Tudós (*https://scholar.google.hu*);
Yahoo (*www.search.yahoo.com*).

A felsorolt keresőprogramok és adatbázisok esetében egységes keresőszavakkal és azok kombinációival dolgoztam, melyek a következők voltak:

hippoterápia, lovasterápia, cerepral paresis, hippotherapy; effectiveness, horse riding therapy, cerebral palsy, equine assisted therapy, recreational horseback riding therapy.

Az így feltárt irodalom esetében a publikációk irodalomjegyzéke alapján további találatokat kaptam. Végül a kigyűjtött folyóiratcikkekből kizárásra kerültek azok, melyek nem eredeti közlemények, nincs elérhető teljes cikkformátumuk, vagy más célcsoportot vizsgálnak.

A kritikai elemzés módszere

A cikkek kritikai elemzését a Law és mtsai által összeállított publikációs bírálati lap[6] és annak kitöltési útmutatója[7] alapján végeztem, melyet a McMaster Egyetem Evidenciákon Alapuló, Munkaterápiás Gyakorlati Kutató Csoportja fejlesztett ki. Egyszerű, érthető szakkifejezéseket használnak és példák, indoklások, kérdések, illetve ajánlások segítségével mutatja be a megfelelő szintű publikációs folyamatot. Az útmutató felkészít a formanyomtatványban lévő 15 kérdéskörre.

A következőkben az útmutató és a kérdéskörök bemutatásával foglalkozom részletesebben.

Célkitűzés
A célkitűzés tömören meg van fogalmazva az absztraktban, majd részletesebben a bevezetésben. A kutatás tárgyaként vagy hipotézisként is kifejezhetjük. Ez a világos megfogalmazás segít annak eldöntésében, hogy a téma fontos, és az érdeklődésünknek megfelelő-e? Átgondolhatjuk, hogy a tanulmány hogyan használható saját gyakorlati munkánk során, mielőtt folytatnánk az olvasását. Ha nem hasznos vagy használható, továbbléphetünk a következő cikkre.

Relevancia
Az irodalmi áttekintés leírja a korábbi kutatásokat, ezáltal hátteret nyújt a tanulmánynak. Szintézist jelent a releváns információkról a korábbi kutatások és a téma klinikai hasznossága között. Hiányt pótol a kurrens ismeretek és a kutatás között, így igazolva a téma szükségességét.

Kutatási típusok
Randomizált Kontrollált Vizsgálat, vagy randomizált klinikai vizsgálat. Tapasztalati vagy 1-es típusú tanulmányként is ismert. Elengedhetetlen tulajdonsága, hogy az összeállított beteganyag pontosan azonosított és random módon kiválasztott, egy vagy több különbözően kezelt csoportba tartozzon. A célcsoportban lévő páciensek a vizsgált kezelést

kapják – ez sokszor egy újfajta kezelés, a másik csoport a kontroll csoport, melynek tagjai nem vesznek részt a kezelésben vagy a normál kezelést kapják. Különböző csoportokba történő random szétosztás összehasonlíthatóságot biztosít a betegcsoportokban az eredmények között, mivel a véletlenszerű elrendeződés növeli a páciensek hasonlóságának valószínűségét az egyes csoportokban. Így az egyéb faktorok valószínűsége – melyek az eredményeket befolyásolják – nagymértékben csökken. A legnagyobb hátrány, hogy költségigényes. Ezt a típust sokszor választják kezelési hatékonyság teszteléséhez, vagy különböző kezelési formák összehasonlítására.

A *Kohorsz Tanulmányban* azonosított egy csoport, melynek a tagjai hasonló helyzetnek lettek kitéve, például: azonos programban vesznek részt, azonos diagnózissal vagy betegséggel rendelkeznek. Bármi is a vizsgálat tárgya, a csoport tagjai azonosítottak, és követik őket a tanulmány teljes időtartamában. A Kohorsz típus az előretekintő, prospektív tanulmányokba sorolódik. A Kohorsz Tanulmányok gyakran rendelkeznek egy kiegészítő, kontroll csoporttal, olyan páciensekkel, akik nincsenek az aktuálisan vizsgált szituációban (pl. nem kapják a kezelést). A legnagyobb különbség a Radomizált Kontrollált Vizsgálat és a Kohorsz Tanulmány között, hogy a Kohorsz esetében a páciensek kezelésbe és kontroll csoportba való besorolása nem a kutató kontrollja alá tartozik – a kutató azokkal az emberekkel köteles dolgozni, akiket azonosítottak az adott problémában, majd találni egy másik csoportot hasonló életkorral, nemzetiséggel vagy egyéb fontos faktorral. Hátránya, hogy nehéz megállapítani, hogy a csoportok hasonlóak-e minden fontos pontban, ezért a szerzők nem lehetnek biztosak abban, hogy a kezelés felelős-e az eredményekért. A Kohorsz Tanulmány előnye a Randomizált Kontrollált Vizsgálattal szemben, hogy sokkal kevésbé költséges és időigényes.

Az *Esettanulmány* egy pácienst vagy páciens csoportot von be, akiknek az eredményei a vizsgálat szempontjából kerülnek kiértékelésre az idő függvényében. Alapvető jellemzője bármely esettanulmánynak, hogy a pácienseknek a vizsgálat szempontjából fontos eredményeit értékelik ki a kezelés előtt (mérőbázis) és a kezelés után. Ez a típus megengedi, hogy az egyén a saját kontrolljaként szolgáljon. Nehéz megkülönböztetni, hogy a kezelés egyedül adta, eredményezte-e a különbséget, egyéb faktorokhoz képest, amelyek idővel változhattak (pl. a betegség súlyossága). Ez a típusú vizsgálat hasznos, amennyiben néhány páciensnek különleges diagnózisa van, illetve ha egyedi kezelésben részesülnek.

Az *Előtte - Utána Tanulmány* általában egy csoport kiértékelésére szolgál, akik egy kezelésbe lettek bevonva (habár mint már fent említésre került, ezt a módszert használják arra is, hogy tanulmányozzanak egyedüli eseteket/személyeket is). A kutató információkat gyűjt egy beteg-csoport kezdeti státuszáról az érdekelt eredmények fényében, majd újra információkat gyűjt az eredményekről, miután a kezelésben részesültek. Ez a típus hasznos, ha nem szeretnénk egyik pácienstől sem megvonni a kezelést. Kontrollcsoport nélkül azonban nehéz eldönteni, hogy a kezelés önmagában felelős-e az eredmények változásáért. A változások egyéb faktoroknak is köszönhetőek lehetnek, úgy, mint a betegség progressziója, a gyógyszeres kezelés használata, az életmód vagy a környezeti változások.

Az *Esetkontrollált Klinikai Vizsgálat* azt vizsgálja, hogy mi tesz egy betegcsoportot eltérővé egy azonos diagnózisú csoport tagjaitól. Alapvető jellemzője a visszakeresés. Egy meghatározott jellemzőkkel rendelkező betegcsoportot azonosít, akik összehasonlításra kerülnek egy kontroll csoporttal, akiknek tagjai olyan emberek, akik hasonló korúak, neműek, hasonló háttérrel rendelkeznek. A cél, hogy különbsé-

geket találjunk ezekben a csoportokban. Ez relatíve költséghatékony módja egy adott témán belüli kutatásnak, de sok potenciális hibalehetőséget rejt, ami nehezíti, hogy kikövetkeztessük, mely faktor, vagy faktorok tehetőek felelőssé az eredményekért.

Torzulások

Az irodalom sokféle torzulást említ. A következőkben a legáltalánosabbak kerülnek említésre. A torzító hatás a tanulmány eredményeire egy irányban hat. Kedvezően, vagy kedvezőtlenül is hathat mind a kezelt, mind a kontroll csoportra. Fontos, hogy mindig tudatában legyünk, melyik irányba befolyásolta a torzulás az eredményeket.

Önkéntes, vagy irányított torzulás akkor következhet be, amikor a célcsoport tagjai önkéntesen, vagy beutalás alapján kerülnek beválasztásra. Ez a torzulás általában a kezelésben résztvevő csoportnak kedvez, mivel ők motiváltabbak és érdekeltebbek a gyógyulásukban.

Időszaki torzulás jöhet létre, ha minden résztvevő újonnan lett beválogatva és egy időben kap kezelést, így az eredményeket a mintavétel és a kezelés időzítése befolyásolhatja (pl. nyáron jobb egészségi állapot, mint télen), így pozitív irányban változnak az eredmények, ha a tanulmányt nyárra időzítik. Ez a torzulás bármilyen irányú lehet, az évszaktól függően.

Felvilágosítási torzulás akkor jöhet létre, ha azok az emberek, akik kiértékelésre kerülnek egy tanulmányban, tisztában vannak a célkitűzéssel, így a felvilágosítás eredményeként kedvezőbben reagálnak, vagy jobban végrehajtják a feladatot, mint azok, akik nincsenek tudatában a tanulmány céljával. Ez az oka annak, hogy néhány tanulmány egy felvilágosított kontroll csoportot is használ, ahol a páciensek ugyanannyi és ugyanolyan információt kapnak, mint a kezelt csoport, annak ellenére, hogy nem ugyanazt a kezelést kapják.

A mérési torzulás az eredmények számértékeinek torzulása. Ez a torzítás bármely irányban befolyásolhatja az eredményeket, pl. kedvezően hathat a kontroll csoport eredményeire, amennyiben az eredményekre vonatkozó olyan fontos elemek kimaradnak, melyeket a kezelés eredményezett. Torzulás keletkezhet akkor is, ha túl sok mérési eredmény keletkezik a minta nagyságához képest. Ez egy statisztikán alapuló probléma, ami általában a kontroll csoport eredményeit javítja, mivel a nagyszámú statisztikai kalkuláció annak a lehetőségét csökkenti, hogy szignifikáns különbségek legyenek a cél- és kontroll csoport eredményei között.

Az *„álarc" vagy „függetlenség" hiányá*ban történő kiértékelés során – amennyiben a kiértékelésben részvevő személyek tisztában vannak azzal, hogy melyik csoportba sorolódottak, vagy milyen kezelést kaptak, – akkor lehetősége van a kiértékelőnek arra, hogy befolyásolja az eredményeket úgy, hogy az adott embernek, vagy csoportnak jobb értékelést ad. Ez megfontolandó, ha a kiértékelő részese a kezelést végző team-nek.

Az *emlékezés* vagy *memória torzulás* akkor lehet probléma, ha az eredményeket önértékelő eszközökkel, kérdőívekkel, interjúkkal mérik, amelyekben a személyek visszaemlékezését használják. Az emberek gyakran elfogultan emlékeznek, vagy sokkal inkább a pozitív, mint a negatív dolgokra emlékeznek, mely azon emberek eredményeinek kedvez, akiket megkérdeztek a kezeléseikkel kapcsolatban.

A *Kezelési torzulások*nak számos típusa ismert. *Kontamináció* akkor történik, ha a kontroll csoport figyelmetlenségből részesül a kezelésben, így a két csoport közötti különbség csökken. Ez a torzulás a kontroll csoportnak kedvez. *Kointervenció*ról pedig akkor beszélünk, amikor a páciensek egy másik fajta kezelésben is részt vesznek egyidőben a tanulmány tárgyát

képező kezeléssel, ami mindkét irányban befolyásolhatja az eredményeket. Például gyógyszeres kezelésben részesülő betegek, akik az adott kezelésben részesülnek, vagy sem, mindkét csoport eredményeit javíthatják. Az olvasónak mérlegelnie kell, hogy a másik, kiegészítő kezelés pozitív vagy negatív befolyást gyakorolhat az eredményekre. A *kezelés időzítése* is okozhat torzulást. Amennyiben a kezeléseket egy széles periódusú időtartományban végzik gyermekeken, a fejlődés önmagában okozhat változásokat. Amennyiben a kezelés rövid ideig zajlik, akkor talán nincs megfelelő idő a fejlődés okozta hatások észlelésére az eredményekben. Ez a kontroll csoportnak kedvez. A kezelés helyszíne is befolyásolhatja az eredményeket. Ha a kezelés egy személy otthonában történik, az egy nagyobb szintű elégedettséghez vezethet, amely a célcsoportnak kedvez. Fontos, hogy a *kezelés helyszíne* legyen állandó minden csoport esetében. Amennyiben *több terapeuta* végzi a kezelést, ez a tanulmányban lévő csoportoknál egy irányban befolyásolhatja a kezelés eredményeit (pl. az egyik terapeuta motiváltabb és pozitívabb lehet, mint egy másik, így az ő csoportja jobb eredményeket produkálhat).

Minta, beteganyag

A kezelésbe bevont személyek száma (N) legyen egyértelmű és világos. A minta leírása kellően alapos legyen ahhoz, hogy világos képet kapjunk arról, kik lettek a tanulmányba bevonva. A fontos jellemzőket ismertessük a vizsgált témáról, annak érdekében, hogy minimalizáljuk a torzulást.

Ki határozza meg a minta összetételét?

A személyek a hipotézisnek megfelelőek-e és pontosan ismertetett-e a koruk, nemük, betegségük fennállása és a funkcionális státuszuk?

Hány fő lett bevonva a vizsgálatba, és – amennyiben van kontroll csoport – egyforma nagyságúak-e a csoportok?

Hogyan végezték a mintavételt – önként jelentkeztek, vagy beutalás alapján?

A beválasztási és kizárási kritériumok meg voltak-e határozva?

Amennyiben egynél több csoport volt, a vizsgálat szempontjából fontos faktorok egyformák voltak-e a két csoportnál?

A szerzők ismertessék, hogyan állapították meg a minta méretét, illetve hogy a tanulmány a vizsgálat számára elérhető populációra alapoz-e?

Az etikai eljárás is legyen leírva és a szerző tájékoztasson arról, hogy betegbeleegyező nyilatkozat volt-e kitöltve a tanulmány kezdetén?

Mérési módszer

A megbízhatóság azt vizsgálja, hogy a mérés ugyanazt az információt adja-e különböző szituációkban. A megbízhatóság vizsgálatának két általános formája ismert.

A *test re-test megbízhatóság* rövid intervallum alatt végzett ismételt vizsgálat során ugyanaz a személy ugyanazokat az eredményeket kapja.

Inter-rater megbízhatóság során pedig különböző vizsgáló ugyanazt az eredményt kapja egy időben.

Validitás

Arra kérdezünk rá, hogy a mérés megállapítja-e a mérés szándékát.

Kezelés, beavatkozás

Megismételhető-e a kezelés a leírás alapján? Ehhez a következő elemeket nézzük meg:

A kezelés fókusza releváns-e a célkitűzéshez?

Ki végzi a kezelést (egy vagy több személy, hol szerezték a szakképesítésüket)?

Milyen gyakran kaptak kezelést (megfelelő volt-e a gyakoriság a hatás elérése érdeké-

ben)?
A gyakoriság minden csoportnál egyforma volt?
A helyszín (a kezelés otthon, vagy egy intézményben kapták)?
Amennyiben több csoport volt, ugyanaz volt-e a helyszín?
Említést tesznek-e ezekről?
Befolyásolhatja-e a kontamináció és a kointervenció az eredményeket?

Eredmények

A legtöbb szerző statisztikailag szignifikáns eredményeket közöl, amennyiben azonban nem kapott szignifikáns különbségeket, vizsgálni kell ennek okát: nem volt elég nagy a minta ahhoz, hogy szignifikáns különbség legyen, vagy túl sok mérési módszer volt a mintához képest?
Ebben az esetben a következőket érdemes végignézni:
Egy vagy több kezelési módszert hasonlít össze, vagy a vizsgálat kiterjed az eredmények szélesebb körére?
Különböző statisztikai módszereket használnak-e az eredmények értékelésére? Amennyiben csak két kezelést hasonlítanak össze egy adott szempontból, elegendő lehet egy egyszerű statisztikai elemzés, mint például a t-próba, amennyiben azonban nagyobb vizsgálaton belül több tényezőt vizsgálnak, összetettebb elemzés szükséges, mint például az ANOVA.
Az ismertetett objektív számértékek gyakran nem elegendőek ahhoz, hogy eldöntsük, van-e a tanulmánynak klinikai hasznosíthatósága. A szerzőknek meg kell vitatniuk az eredmények klinikai hasznosságát. Amennyiben szignifikáns különbség adódott a cél- és kontrollcsoport eredményei között, el kell dönteni, hogy ez a klinikumban, vagy a gyakorlati munkában hasznosítható-e?

Lemorzsolódások

A tanulmányból időközben kiesett résztvevőkről említést kell tenni, mivel ez jelentősen befolyásolhatja az eredményeket. A kiesések okát és pontos részleteit ismertetni kell annak érdekében, hogy az eredmények megbízhatóbbakká váljanak. Ha nem történt lemorzsolódás, megfontolandó, hogy a megjegyzésben írjunk-e erről?

Következtetés és klinikai hasznosíthatóság

A megbeszélésben világosan kell bemutatni az eredményeket. Ezeknek a módszerekkel és eredményekkel releváns kapcsolatban kell állniuk. Például egy helyesen kivitelezett randomizált kontrollált vizsgálat, ahol megfelelő mérési módszereket használtak, kijelentheti, hogy a célcsoport esetében alkalmazott kezelés hatásosabb a kontrollcsoportnál alkalmazott kezeléssel szemben. Egyéb tanulmányok, amelyek nem tudnak ilyen egyértelmű és biztos következtetést levonni, amelyeknek például módszertani korlátai, vagy torzulásai voltak (kontrollcsoport hiánya, vagy pontatlan mérési módszer) megnehezíti annak a lehetőségét, hogy bebizonyosodjon, hogy egyedül a kezelés felelős-e az eredményekért. Ezekben az esetekben a szerzők egyedül arra következtethetnek, hogy az eredmények a speciális kezelési, mérési módszerek közötti különbségeket demonstrálják, amelyekbe a páciensek be lettek vonva. Az eredmények más populációkra nem vonatkoztathatóak. Ezekben az esetekben nagyobb kutatás ajánlása szükséges.
A megbeszélésben ismertetni kell, hogy az eredmények miként befolyásolhatják a klinikai gyakorlati munkát, hasznos és releváns információkat adnak-e a szerzők az adott betegcsoportról, vagy a vizsgált tárgyról? Felhívják-e a figyelmet további kutatásra? Megvizsgálják-e a következtetéseket, részben vagy egészben a gyakorlati munkával kapcsolatban, illetve az érintett szakma szempontjából?

A publikációs bírálati lap kérdéseinek listája

A célkitűzés világosan lett-e kijelölve?
Releváns-e az irodalmi áttekintés?
A publikáció formája megfelelő-e?
A minta leírása részletes-e?
Indokolt volt a minta mérete?
Megbízhatóak voltak-e a mérési módszerek?
Valid-e a mérési módszer?
A kezelés leírása megfelelően részletes-e?
A kontaminációt kikerülték-e?
A kointervenció kivédésre került-e?
Az eredmények statisztikai szignifikanciában lettek-e bemutatva?
Az analizáló módszerek megfelelőek voltak-e?
Van-e klinikai haszna a munkának?
Lemorzsolódások voltak-e?
A következtetés megfelelően tárgyalja-e a tanulmány módszereit és eredményeit?

5. Eredmények

A szűrési feltételeknek az alábbi publikációk feleltek meg, melyet időrendben ismertetek: Winchester[8] 2002, Sterba[9] 2002, William[10] 2003, Casady[11] 2004, Rong-Ju[12] 2004, Pálinkás[13] 2009, McGee[14] 2009, Shurtleff[15] 2009, Honkavaara[16] 2010, McGibbon[17] 2009, Thompson[18] 2014, Peeraya[19] 2015.

A lovasterápia hatékonyságának vizsgálatával kapcsolatos kutatások részletes bemutatása

A publikációkban a kutatók az orvosi gyakorlatban ismert validált skálákat használnak, így ezeket röviden ismertetem. A legegyszerűbb és legrövidebb időt igénylő skálák azok, melyeket a páciens maga, vagy a kikérdező személy a felsorolt kérdések alapján kitölt (*1. táblázat*). A mozgások megfigyelésén alapuló skálák kitöltéséhez mozgásszervi ismeretekkel és gyakorlattal, illetve a skálák felvételében gyakorlattal rendelkező szakember segítsége szükséges (*2. táblázat*). A legnagyobb tapasztalatot a páciens fizikai vizsgálatait is tartalmazó skálák felvétele igényli a szakemberek részéről (3. *táblázat*). Ahhoz, hogy ezek megfelelően kitöltésre kerüljenek a kóros és normál mozgásválasz elkülönítésében is ismeretekkel, és a skálákban való jártassággal szükséges a szakembernek rendelkeznie.

A kutatások rövid elemzése

A cerebral paresis a tartás és a mozgás zavarainak nem-progresszív szindróma-csoportját jelenti, amely bizonyos tevékenységek korlátozottságával jár, és amelyet a fejlődőben lévő (magzati élet, csecsemő illetve kisdedkor) központi idegrendszert ért károsodások okoznak. A motoros rendszer zavarát gyakorta kísérik az érzékelés, a kognitív készségek, a kommunikáció, a percepció és/vagy a viselkedés zavarai, illetve epilepsziával járó állapotok.[29]

A vizsgálatok és célkitűzések jelentős részében a nagy motor funkciókat mérő *Gross Motor Function Measure* (GMFM) validált mérést alkalmazták (*3. táblázat*). Az azonos módszerrel végzett kutatások sem mutattak ugyanolyan eredményeket. A kúszás és térdelés dimenziójának szignifikáns javulását bemutató tanulmány például nem vizsgált kontrollcsoportot.[11] A járás, futás és ugrás dimenzióban három publikáció is szignifikáns változást mutatott ki,[9,12] azonban kontrollcsoportot egy esetben használtak,[12] míg egy esetben a terápia befejezését követő időszakban vizsgált eredmények azt mutatták, hogy az eredmények nem tartósak.[9]
Számos esetben egyéb validált skálák felhasználásával végeztek vizsgálatokat. A hippoterápia egyensúlyfejlesztő hatását a *Pediatric Balance Scale* (PBS) és a *Berg Balance Scale* (BBS) (*3. táblázat*) segítségével vizsgálták.[13] A törzskontroll vizsgálatára a *Segmental Assessment of Trunk Control* (SATCo)-t (*2. táblázat*) használták.[19] A lovasterápia során az izomtónus normalizálódásának vizsgálatára a *Modified Ashworth Scale* -t (MAS) (*2. tábla-*

Skála neve	Vizuál Analóg Skála (Visual Analog Scale)[20]	Életminőség Skála (36-item Short Form Health Survey)[21]	Önállóságot mérő Skála (Funcional Independence Scale)[22]
Rövidítés	VAS	SF-36	FIM
Cél	fájdalom	általános életminőség	önellátás
Mód	bejelölés	bejelölés	kikérdezés
Pontozási rendszer	0-10-ig	0-100-ig	1-7-ig
Legjobb teljes pontszám	0	100	126
Vizsgálat rövid tartalma	Egy papírcsíkon, skálán történik a fájdalom mértékének bejelölése.	8 csoportba sorolt kérdések, a fizikai egészségre és a mentális egészségre vonatkoznak	13 kérdés a motoros, 5 pedig a kognitív kepességekre irányul
Vizsgáló személy	páciens	páciens	szakképzett személy
Vizsgálat időtartama	1 perc	5 perc	5-10 perc
Vizsgálható személy életkora	9 éves kor fölött	14 év felett	bármilyen életkor (szülő bevonásával)
Eszközigény	nincs	nincs	nincs

1. táblázat. A páciens kikérdezésén, vagy önálló kitöltésén alapuló vizsgálati skálák

Skála neve	Szegmentális törzskontroll vizsgálat (Segmental Assessment of Trunk Control)[23]	Módosított Ashworth Skála (Modified Ashworth Scale)[24]
Rövidítés	SATCo	MAS
Cél	törzskontroll ülésben	izomtónus
Mód	törzsfacilitáció	fizikális vizsgálat
Pontozási rendszer	„pipa”, „-”, „Nem tesztelhető”	0-6-ig
Legjobb teljes pontszám	„pipa”	0
Vizsgálat rövid tartalma	Széken ülve, a medence leszíjazva, a törzs különböző részein kimozdító ingerek adása.Statikus, aktív és reaktív testkontroll.	A passzívan mozgatott páciens izomellenállását kategorizálja a vizsgálatot végző
Vizsgáló személy	szakképzett személy	szakképzett személy
Vizsgálat időtartama	10 perc	1-5 perc
Vizsgálható személy életkora	ülőhelyzet képessége	bármilyen életkor
Eszközigény	van	nincs

2. táblázat. A vizsgáló személy utasításai alapján a feladatok végrehajtásának megfigyelésén alapuló vizsgálatok

zat),[12] míg az önállóság mérésére a *Functional Independence Scale* (FIM) (*1. táblázat*) szolgált.[9] Minden esetben kimutatható volt javulás, szignifikáns változások azonban nem.

Egy publikációkban használtak a szerzők által kidolgozott[18] egyedi skálát is. A publikációkban gyakran használták az egyes módszerek összevetését a lovasterápia hatékonyságának bizonyítására. Alapvetően két típusú összevetést találtam: a lovasterápia és egy ló-szimulátor hatásainak összevetését,[19] valamint egy hordón ülés és a lovasterápia összevetését.[10,17]

A lovasterápia hatékonyságának vizsgálata mellett három publikáció a terápia befejezését követően a hatások tartósságát is vizsgálta. A *Wash Out*, azaz a terápia befejezése utáni hatásgyengülés periódusát követően két esetben tartós hatást mértek,[12,15] egy esetben pedig a hatások csökkenését.[9] A kezelési intervallumok a következők voltak: 7 hetes,[8] 12 hetes,[18,15,17] 14 hetes,[13] 16 hetes[12] és 18 hetes.[9] Három esetben csupán egyetlen kezelés hatásosságát vizsgálták.[11,10,16]

Skála neve	Teljesítményfüggő mobilitás vizsgálat (Performance-Oriented Mobility Assessment)[25]	Berg Egyensúly Skála (Berg Balance Scale)[26]	Nagymotoros Funkciók Vizsgálata (Gross Motor Function Measure)[27]	Gyermekkori Egyensúly Skála (Pediatric Balance Scale)[28]
Rövidítés	POMA	BBS	GMFM	PBS
Cél	egyensúly	egyensúly	nagy motoros funkciók	önellátás
Mód	mozgások megfigyelés	mozgási feladatok megfigyelése	mozgási feladatok megfigyelése	mozgások megfigyelése
Pontozási rendszer	0-2-ig	0-4-ig	0-3-ig	0-4-ig
Legjobb teljes pontszám	28	56	264	56
Vizsgálat rövid tartalma	Két részből álló skála, mely az egyensúlyt (9 részben) és a járási egyensúlyt (7 részben) vizsgálata.	14 részből álló rendszer a statikus és dinamikus egyensúly vizsgálatára	5 dimenzióból álló rendszer, melyek a (A) fekvés; (B) fordulás; (C) kúszás, mászás; (D) járás és a (E) futás, ugrás	14 pontból álló rendszer, melyben vagy egy adott helyzet megtartása, vagy egy mozgás kivitelezése a feladat
Vizsgáló személy	szakképzett személy	szakképzett személy	szakképzett személy	szakképzett személy
Vizsgálat időtartama	5-10 perc	20 perc	45 – 60 perc	5-10 perc
Vizsgálható személy életkora	járóképesség	kb. 9 éves kor	5 hónapos kortól	járóképesség megléte
Eszközigény	van	van	van	van

3. táblázat. Szakképzett vizsgáló fizikális vizsgálatán alapuló skálák

Publikáció	A célkitűzés világosan kijelölt-e?	Releváns-e az irodalmi áttekintés?	A publikáció formája?	A mintavétel leírása részletes-e?	Indokolt-e a minta száma?
Sterba 2002	+	+	előtte/utána	3/N=17	+
Winchester 2002	+	+	előtte/utána	-/N=7	-
Benda 2003	+	+	RCT*	-/N=15	+
Casady 2004	+	+	előtte/utána	-/N=10	-
Cherg 2004	+	+	esettanulmány	+/N=14	-
Pálinkás 2009	+	+	esettanulmány	+/N=3	-
McGee 2009	+	+	előtte/utána	+/N=9	-
Shurtleff 2009	+	+	RCT*	+/N=19	+
McGibbon 2009	+	+	RCT*	+/N=47	+
Honkavaara 2010	+	+	esettanulmány	+/N=3	-
Thomsen 2014	+	+	előtte/utána	+/N=8	+
Peeraya 2015	+	+	RCT*	+/N=47	+

**RCT: Randomizált Kontrollált Tanulmány*

4. táblázat. A publikációk kritikai elemzése – a célkitűzés és a mintavételezés kérdésköre alapján

Az eszközös mérések esetében a járás paramétereinek vizsgálatára stoppert,[16] az izomaktivitás mérésére EMG-t használtak.[17,10] Mozgásvizsgáló laborokban a *GaitRite Walkway System*-et használták,[14] vagy egy erre a célra kifejlesztett szenzoros nyereg videó laboros értékei szolgáltak,[15] míg az egyensúly vizsgálatára erőmérő platformot használtak.[13]

Kritikai elemzés a publikációs bírálati lap alapján

A Law és mtsai[6,7] által összeállított, a fentiekben részletezett és bemutatott publikációs bírálati lap és annak útmutatója alapján három kérdéscsoportba rendezve végeztem el a publikációk kritikai elemzését. Az első kérdéskör-

Publikáció	Megbízhatóak voltak-e a mérési módszerek?	Valid-e a mérési módszer?	A kezelés leírása részletes-e?	A kontaminációt kikerülték-e?	A kointervenció kivédésre került-e?
Sterba 2002	+	+	+	+	+
Winchester 2002	+	+	-	+	-
Benda 2003	+	+	+	+	+
Casady 2004	+	+	+	+	+
Cherg 2004	+	+	-	-	+
Pálinkás 2009	+	+	+	+	+
McGee 2009	+	+	-	+	+
Shurtleff 2009	+	+	-	+	-
McGibbon 2009	+	+	+	+	+
Honkavaara 2010	+	+	+	+	+
Thomsen 2014	+	+	-	+	+
Peeraya 2015	+	+	+	+	+

5. táblázat. A publikációk kritikai elemzése – a mérés és kezelések kérdésköre alapján

Publikáció	Az eredmények statisztikai szignifikanciában lettek-e bemutatva?	Az analizáló módszerek megfelelőek voltak-e?	Klinikai hasznosság van-e?	Lemorzsolódások voltak-e?	A következtetés megfelelően tárgyalja-e a tanulmány módszereit és eredményeit?
Sterba 2002	+	+	+	-	+
Winchester 2002	+	+	-	+	-
Benda 2003	-	-	-	-	-
Casady 2004	+	+	-	+	+
Cherg 2004	+	+	+	+	+
Pálinkás 2009	-	-	-	-	+
McGee 2009	+	+	-	-	+
Shurtleff 2009	+	+	+	-	+
McGibbon 2009	+	+	+	-	+
Honkavaara 2010	-	+	-	-	+
Thomsen 2014	-	-	-	-	+
Peeraya 2015	+	+	+	-	+

6. táblázat. A publikációk kritikai elemzése – az eredmények és konklúziók kérdésköre alapján

ben a célkitűzés, az irodalmi áttekintés és a mintavétel elemzését végeztem el (*4. táblázat*). Megjelöltem a publikációk formáját és a mintavétel pontos nagyságát. A második kérdéscsoport a mérések és kezelések kritikai elemzése (*5. táblázat*). A harmadik kérdéscsoport a feldolgozás és konklúziók témakörét vizsgálta (*6. táblázat*).

6. Megbeszélés

Összességében elmondható, hogy a lovasterápia cerebral paresises gyermekekre kifejtett hatását az elmúlt közel 15 évben végzett kutatások áttanulmányozása során rendkívül szerteágazónak találtam mind a célkitűzést és a módszertant, mind pedig az eredményeket tekintve. A lovasterápia hatásának bizonyítottsága a vizsgált nemzetközi irodalom alapján így nem tekinthető megfelelően alátámasztottnak. Evidenciaszintje C és D. A hatékonyság bizonyítására szükség lenne a szeparált kutatócsoportok összefogására és nagyszámú, kellő alapossággal megtervezett vizsgálati és kezelési protokoll alapján egy független hatáselemzés megvalósítására.

IRODALOM

1. *Horvath AR, Pewsner D.* Systematic reviews in laboratory medicine: principles, processes and practical considerations. Clinica Chimica Acta 2004;2:23–39.
2. Egészségtudományi fogalomtár. Evidenciaszintek. Available from: URL: *http://fogalomtar.eski.hu/index.php/Evidenciaszintek*.
3. *Gődény S.* A bizonyítékokon alapuló ellátás jelentősége. IME 2004;III.7:24-8.
4. *Pálinkás J.* A hippoterápia (lovasterápia) módszertanáról és hatásrendszeréről röviden. Háziorvos Továbbképző Szemle 2008;13(7):610-1.
5. *Hartje WC.* Lovasterápia. Budapest: Mezőgazda Kiadó; 2012.
6. *Law M, Stewart D, Pollock N, Letts L, Bosch J, Westmorland M.* Critical review form - quantitative studies. Available from: URL: *https://xa.yimg.com/kq/groups/22358509/373920097/name/PART_boys.doc*
7. *Law M, Stewart D, Pollock N, Letts L, Bosch J, Westmorland M.* Guidlines for critical review form - quantitative studies. Available from: URL: *http://srs-mcmaster.ca/wp-content/uploads/2015/05/Guidelines-for-Critical-Review-Form-Quantitative-Studies.pdf*
8. *Casady RL, Nichols-Larsen DS.* The effect of hippotherapy on ten children with cerebral palsy. Pediatric Physical Therapy 2004;16:165-172.
9. *Cherg RJ, Liao HF, Leung HWC, Hwang AW.* The effectiveness of therapeutic horseback riding in children with spastic cerebral palsy. APAQ 2004;21:103-21.
10. *Sterba JA, Rogers BT, France AP, Vokes DA.* Horseback riding in children with cerebral palsy. Effect on gross motor function. Dev Med Child Neurol 2002;44:301-8.
11. *Pálinkás J, Szabó I, Harasztosi L, Vass Sz, Soha F, Csernátony Z.* Különböző egyensúlyvizsgáló rendszerek összehasonlítása előtanulmány a lovasterápia egyensúlyfejlesztő hatásának vizsgálatára. Biomechanica Hungarica 2009;2(1):51-8.
12. *Peeraya T, Raweewan L, Chanut A, Pattama R, Sureelak S.* Effect of horseback riding versus a dynamic and static horse riding simulator on sitting ability of children with cerebral palsy: a randomized controlled trial. J Phys Ther Sci 2015;27:273–7.
13. *Thompson F, Ketcham CJ, Hall EE.* Hippotherapy in children with developmental delays: physical function and psychological benefits. Advances in Physical Education 2014;4:60-9.
14. *Mcgibbon NH, Benda W, Duncan BR, Silkwood-Sherer D.* Immediate and long-term effects of hippotherapy on symmetry of adductor muscle activity and functional ability in children with spastic cerebral palsy. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation 2009;90:966-74.
15. *Benda W, Mcgibbon NH, Grant KL.* Improvements in muscle symmetry in children with cerebral palsy after equine-assisted therapy (hippotherapy). J Altern Complement Med 2003;9(6):817–25.
16. *Shurtleff TL, Standeven JW, Engsberg JR.* Changes in dynamic trunk/head stability and functional reach after hippotherapy. Arch Phys Med Rehabil 2009;90:1185-95.
17. *Winchester P, Kendall K, Peters H, Sears N, Winkley T.* The effect of therapeutic horseback riding on gross motor function and gait speed in children who are developmentally delayed. Phys Occup Ther Pediatr 2002;22(3– 4):37–50.
18. *Honkavaara M, Rintala P.* The influence of short term, intensive hippotherapy on gait in children with cerebral palsy. EUJAPA 2010;3(2):29-36.
19. *Mcgee MC, Reese NB.* Immediate effects of a hippotherapy session on gait parameters in children with spastic cerebral palsy. Pediatr Phys Ther 2009;21(2):212-8.
20. *Polly EB, Wendy S, Gallagher EJ.* Reliability of the visual analog scale for measurement of acute pain. Academic Emergency Medicine 2001;8.12:1153–7.
21. *Brazier JE, Harper R, Jones NM, O'Cathain A, Thomas KJ, et al.* Validating the SF-36 health survey questionnaire: new outcome measure for primary care. BMJ 1992;18;305.6846:160-4.
22. *Ottenbacher KJ, Hsu Y, Roger CV, Fiedler C.* The reliability of the functional independence measure: A quantitative review. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation 1996;77.12:1226-32.

23. *Butler P, Saavedra S, Sofranac M, Jarvis S, Woollacott M.* Refinement, reliability and validity of the segmental assessment of trunk control (SATCo). Pediatr Phys Ther 2010;22.3:246-57.

24. *Bohannon RW, Smith MB.* Interrater reliability of a modified ashworth scale of muscle spasticity. Phys Ther 1987;67.2:206-7.

25. *Faber MJ, Bosscher RJ, van Wieringen PC.* Clinimetric properties of the performance-oriented mobility assessment. Phys Ther 2006 Jul;86(7):944-54.

26. *Berg K, Wood-Dauphinee S, Williams JI.* The Balance Scale: reliability assessment with elderly residents and patients with an acute stroke. Scand J Rehabil Med 1995;27.1:27-36.

27. *Palisano R, Rosenbaum P, Walter S, Russell D, Wood E, Galuppi B.* Development and reliability of a system to classify gross motor function in children with cerebral palsy. Dev Med Child Neurol. 1997;39.4:214-23.

28. *Franjoine MR, Gunther JS, Taylor MJ.* Pediatric balance scale: a modified version of the berg balance scale for the school-age child with mild to moderate motor impairment. Pediatr Phys Ther 2003;15.2:114-28.

29. Az Egészségügyi Minisztérium szakmai protokollja. A cerebral paresisről. Egészségügyi Közlöny 2009;21:2996-3016.

Pálinkás Judit
Debreceni Egyetem, Népegészségügyi Kar, Fizioterápiás Tanszék
H-4028 Debrecen, Kassai út 26.
Tel.: (+36) (+36) 52 512-732/77138

A LÓ EGY LÉPÉSCIKLUSÁNAK NYOLC PERIÓDUSÚ KÉPI MEGJELENÍTÉSE ÉS A MARMOZGÁSOK KÉTDIMENZIÓS GYORSULÁSAIVAL VALÓ SZINKRONIZÁLÁSA

Pálinkás Judit[1], Manó Sándor[2], Soha Ferenc Rudolf[3], T. Nagy Judit[4]

[1] Debreceni Egyetem Népegészségügyi Kar Fizioterápiás Tanszék

[2] Debreceni Egyetem ÁOK Ortopédiai Tanszék, Biomechanikai Laboratórium

[3] Debreceni Egyetem TTK Szilárdtest Fizika Tanszék

[4] Debreceni Egyetem TTK Matematika- és Számítástudományok Doktori Iskola

palinkas.judit@sph.unideb.hu

DOI: 10.17489/biohun/2016/1/05

Absztrakt

A lépés jármód, a magasabb jármódokkal ellentétben kevésbé vizsgált, értelmezett és kutatott mozgásforma, melynek oka talán a lovas- és lóversenyek mögött álló jelentős finanszírozásban keresendő. A hippoterápia lóval végzett mozgásterápia, melynek során lépés jármódban dolgozunk, így alapos ismerete és megértése kulcsfontosságú a kezelés eredményességében. Munkánk célja, hogy a lépés jármódot elemeire bontsuk, képileg könnyen érthetővé tegyük, és az objektív mérési adatokkal szinkron kétirányú fázisazonosítást végezzünk. A mérést egy két elemes gyorsulásmérő segítségével végeztük nyolc gidrán egyeden, lépés járódban, kézen vezetve. A kapott gyorsulási adatokat összesítve egy átlagos elmozdulási görbét kaptunk, melyre a ló előrehaladó mozgását illesztve beazonosítottuk a korábban fázisaira bontott lépéselemeket. A kapott görbe a lépésben haladó ló hátmozgásának előre és oldalra történő kitérését mutatja. A hippoterápiával foglalkozó szakemberek a lépő ló mellett haladva leginkább annak előrehaladó mozgását, törzsének oldalra kilengését érzékelik. Munkánkkal, a kezelés kulcsának, azaz a hát finom mozgásának jobb megértéséhez kerültünk közelebb. További célunk, hogy a mozgást szinkron videó felvétellel, több mérési ponttal, nagyobb egyedszámmal és egyéb lófajtákkal is elvégezzük.

Kulcsszavak: hippoterápia, lépés, mozgáselemzés, gyorsulásmérés

Phase visualisation of the horse's single stride cycle in eight periods and its synchronization with the wither's two dimensional acceleration

Abstract

Horse stride, contrary to trot or gallop is less examined and researched, which may be backgrounded at a higher horse race financing. Hippotherapy is a part of physiotherapy taking advantage of the striding horses back movements. Thorough comprehension of horse gait, specially stride is a key to the treatment value. This study aims at the horse gait cycle sectionalize, visualize and use synchronized objective parameters identify phase correlation in two dimension. We made measurement using two tri-axial accelerometer by eight gidran horse, leading by halter-rope in stride. Acceleration data were counted into averaged displacement, and next the horse locomotion with measured speed was calculated, which resulted an averaged displacement curve. This curve shows the horse withers movement in the saggital and lateral plane. We identified elements of horse gait cycles stride phases. For hippotherapists walking by the horse the most perceptible horse movement is the forward and lateral trunk amplitude. With this study we came closer to the key of treatment, consequently to understand the horse back fine movement. Further studies aim synchronized video recording with more accelerometer and several horse breed.

Keywords: hippotherapy, stride, movement analysis, accelerometry

1. Témafelvetés

A lovasterápiában, azon belül a hippoterápiában a lovak lépés jármódját használjuk. A ló mozgása a kezelés kulcsa, a jármód megértése elengedhetetlen a lóval foglalkozó szakemberek számára.

2. Célkitűzés

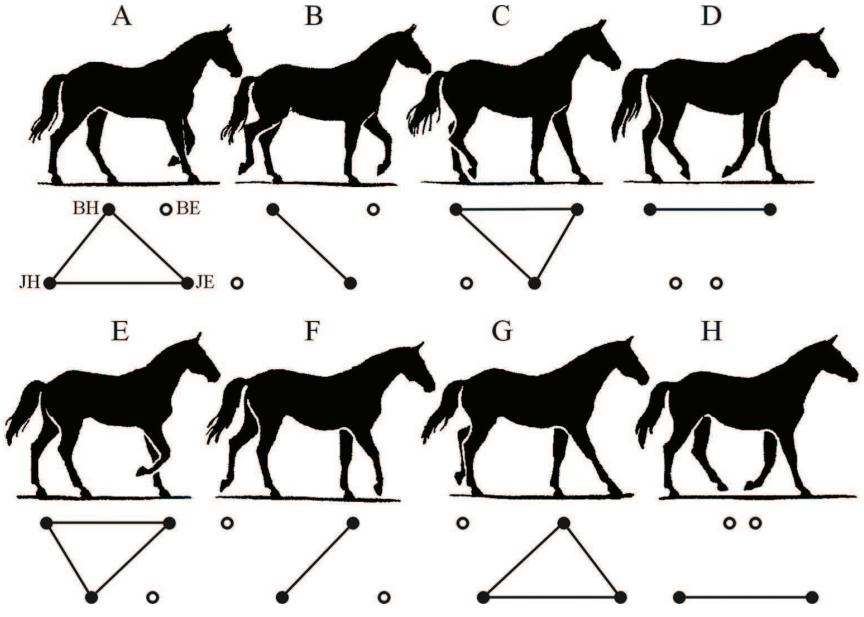
Jelen munkánk célja, hogy a lépés jármód egyes szakaszait képileg ábrázoljuk és a gyorsulásmérőkkel mért elmozdulási görbén azonosítsuk.

3. Bevezetés

A lépés a leglassabb jármód, mely négyütemű, a következő lábsorrenddel: jobb hátulsó, jobb elülső, bal hátulsó, bal elülső. Lépésben a ló egyik lába mindig a levegőben van, miközben a többi három a talajon, kivéve azon pillanatot, amikor a testsúly áthelyeződik egyik lábról a másikra.[1] Lépés jármódban a mozgáshoz szükséges impulzust adó hátulsó végtagok az azonos oldali elülső végtagok patanyomát mintegy fél lépéshosszal megelőzik. Jellemző az is, hogy az elülső végtag előrelendítésekor a far fölemelkedik, majd az alátámasztás időszakában süllyed. Járás közben az állatok farka mindig az alátámasztás fázisában levő elülső végtag irányába lendül.[2]

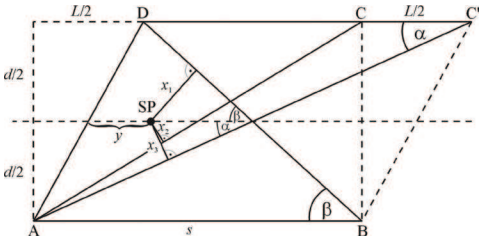
Gambarjan[3] 1972-ben szemléletesen ábrázolta a lépéssorrendet és az ezzel összefüggő alátámasztási felületeket. Ábráján jól láthatóak a lépés fázisainak alátámasztási vetületei, melyeket az összekötött pontok jelképeznek (*1. ábra*).

A lépés jármód az egyik legstabilabb a lovak esetében. Nem véletlen, hogy a szabadon mozgó ló ezt a jármódot használja leginkább. Horváth és mtsai[4] egy olyan geometriai modellt



1. ábra. A lépés ciklusának nyolc mozzanata; a fekete pontok a talajon lévő végtagot, míg a fehér pontok a levegőben lévő végtag talajra való függőleges vetületét mutatják[3]

hoztak létre, melyben a ló lábsorrendjének mechanikai okait az állat stabilitása szempontjából igazolják. A *2. ábrán* látható a legnagyobb állásszilárdságot eredményező alátámasztási háromszög.



2. ábra. A lassú négylábú járás alátámasztási háromszögei
A, B, C, C', D: végtagok, *L*: lépéshossz, *d*: oldalsó lábköztávolság, *s*: mellső és hátsó lábak távolsága, *SP*: súlypontvetület, x_1, x_2, x_3: SP távolsága BD, AC, AC'-től, *y*: SP távolsága AD-től a hossztengely mentén[4]

A lovak lépés jármódjában gyorsulásmérőkkel végzett tanulmányok száma kevés, elsősorban a magasabb jármódokban áll rendelkezésre nagyobb számú kutatás. A lépés vizsgálatok során elsősorban a vertikális irányú gyorsulási értékeket elemezték azzal a céllal, hogy felhasználják a fiatal lovak szelekciójára.[5] Egy másik kutatócsoport azt vizsgálta, hogy fájdalomcsillapító injekció beadását követően hogyan változnak a mozgásparaméterek. Eredményeik alapján jól detektálható a gyógyszer hatása a mozgásra.[6] A lovak mindhárom jármódjának vizsgálatával foglalkozó publikációk célkitűzései sokrétűek: a ló mozgásának biomechanikai jellemzése;[7] a lóra adaptált patkószenzor kifejlesztése;[8] más validált vizsgálatokkal való összevetés;[9] az optimális mérési pontok meghatározása.[10] A lovasterápia járásfejlesztő hatását vizsgáló publikációkban a kapott gyorsulási paraméterek alapján a ló és ember gyorsulási értékei hasonlóságot mutattak, így következtetésükben a lovasterápia ehhez kapcsolódó lehetséges járásfejlesztő hatását emelik ki.[11,12]

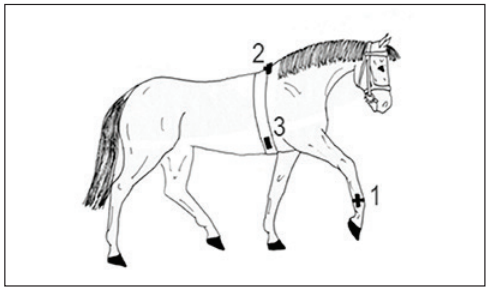
4. Anyagok és módszerek
Lovak

Választásunk egy olyan lóállományra esett, mely a XX. század elejére homogén, nemes küllemű, tudatos tenyésztői munkával Európa meghatározó anglo-arab fajtája lett. A gidrán ló erőteljes szervezetű, elegáns félvér fajta, melyet közepes, jól izmolt háthossz, lendületes, szabályos, egyenes vonalú laza, hosszú, térnyerő lépés jellemez.[13]

A lovak vizsgálata során nyolc gidrán került bevonásra: Gidran Cselszövő I-54 (Serény) 2009. május 17, Gidran XXIV-150 (Mecéna) 2010. március 30, Gidran XXIV-61 (Harangvirág) 2004. április 26, Gidran XXVIII-7 (Hópehely e. Hamvas) 2010. július 1, Gidran XXIV-114 (Suhanó) 2007. április 12, Gidran X-43 (Rachel) 2003. április 25, Gidran-14 (Udvarhölgy) 2004. július 12, Gidran XXIV-121 (Igaz) 2007. április 2.

Eszközfelhelyezés

A lovak vizsgálatához két szenzort használtunk: az első szenzort a terápiás heveder közepén műanyag gyorskötegelővel fixen rögzítettük, míg a másodikat a ló bal mellső lábára egy rugalmas fáslival (*3. ábra*). Az adatgyűjtő a terápiás heveder bal oldalán került rögzítésre (*3. ábra*).



3. ábra. Eszköz felhelyezése a lovakra
1: szenzor a ló jobb mellső végtagján,
2: szenzor a mar mögött,
3: adatgyűjtő a hevederen

Vizsgálati körülmények

A lovak vizsgálatát egy 20x60 méteres fedeles lovardában végeztük boronált homoktalajon. A lovarda körül 1 méter magas fa deszkázott kerítés futott. A lovakat teljes lovardában az úgynevezett járáson vezettük. A lovakon kötőfék és vezetőszár, patrac és terápiás heveder, valamint rugalmas fásli volt. A vizsgálat előtt a lovardában felszerszámoztuk a lovakat, majd még a vizsgálat megkezdését megelőzően minden lovat körbevezettünk. A vizsgálat idején más lovas nem tartózkodott a lovardában. A vizsgálat során a lóvezető a ló bal oldalán, lazán tartott vezetőszárral vezette a lovat, míg a vizsgálat irányítója szintén a bal oldalon, a ló marja mögötti vonalban haladt. Minden mérést négy alkalommal végeztünk el, meghatározott sorrendben. A kézváltás átlóváltással történt. Minden egyes fázist külön gyűjtöttünk. A lovak mozgását kizárólag verbális jelekkel segítettük. A mérés minden alkalommal „Állj-ból" indult.

A mérésekhez egy saját készítésű mérő-adatgyűjtő egységet használtunk. Felépítése egy microkontroller alapú (Atmel ATMEGA-128), három USB kábellel csatlakoztatott szenzor, SD kártyán történő adatgyűjtéssel. A mintavételezés 182 Hz-en történt, ADC 10 bit volt. Minden szenzor egy háromtengelyű gyorsulásmérőből áll (MMA 7260Q, Freescale Inc., USA, Austin, Texas). A mikroprocesszor AD konvertere periodikus mintavételt használ az analóg jelek vételére. Az összegyűjtött adatokat egy MMC kártyára írja, ami a mikrokontrollerhez van csatlakoztatva.[14] Az adatgyűjtő felületén található egy gomb, aminek a használatával indíthatjuk el és állíthatjuk le a mérést. Akusztikus és vizuális visszacsatolás is jelzi, hogy a mérés elindult, illetve leállt. Két LED jelzi a műszer működését. A mérések során keletkező fájlok növekvő sorszámúak, amiket közvetlenül tud a számítógépes kiértékelő program olvasni és feldolgozni. Az adatgyűjtő egység biztosítja az energiát az érzékelő egységeknek, a három gyorsulásmérőnek. A gyorsulásmérők érzékenysége állítható négy különböző szinten. Két tartomány a kis gyorsulások vizsgálatára használható, az 1,5 g és a 2 g tartomány pedig nagyobb gyorsulások mérésére alkalmazható 4 g és 6 g korlátokkal. A határértéket 6 g tartományra állítottuk egy jumper segítségével.

Kalibrálás

A gyorsulásmérő mért értékei minden esetben a dinamikus gyorsulások (mozgás) és a föld statikus gravitációs gyorsulásának az összege. A gyorsulásérzékelőt tartalmazó téglatest alakú dobozt a vízszintes felületre téve hat különböző pozícióba forgattuk. A leolvasott feszültségek minden egyes tengelyen 1 g, -1 g vagy 0 g értéket jelentenek. A feszültség adatokat időintervallumokra átlagoltuk. A kalibráló szoftver a 0 és 1 g-s értékek segítségével az átváltási tényezőket minden tengelyen kiszámolja. Mérés során e tényezők segítségével a beolvasott feszültségadatokat a program gyorsulásértékekké alakítja. A gyorsulásmérő kalibrálása során a statikus nehézségi gyorsulás szolgált referenciaként. A téglatest alakú dobozba helyezett mérőeszközt egy vízszintes síklapra helyezve mindhárom tengelyen +g és –g referenciagyorsulást hoztunk létre egy tengely mentén. Az így kapott maximális és minimális feszültségértékek alapján meghatározható volt a 0 helyzet és a feszültség/gyorsulás konverziós tényezője. A mért értékeket a kalibrálás alapján g egységekben adtuk meg.[14]

Validálás

A kalibrált mérőeszköz dinamikus validálását egy harmonikus mechanikai kényszerrezgés mérésével történt. A rezgőrendszer egy függőleges helyzetű rugóból és egy arra rögzített vasrúdból állt, amelyre a gyorsulásmérőt felerősítettük. A vasrúd félig egy légmagos tekercsbe

lógott, melyet szinuszos váltóárammal gerjesztettünk. Ily módon a mechanikai rendszer rezonanciafrekvenciáján stabil harmonikus rezgést hoztunk létre. A függőleges mozgást egy kamera segítségével digitalizáltuk, majd a számolt és mért gyorsulásértékeket különböző amplitúdók esetén korreláltattuk. A validálás igazolta az eszköz lineáris viselkedését és megbízhatóságát a lovasterápia során fellépő gyorsulásérték tartományra vonatkozóan.[14]

Az adatelemzéshez a lovak egyes mérésekhez tartozó járási szakaszait vettük alapul. Lépésekre bontottuk a *j*-edik járási szakaszt, a következő módon: Az 1. szenzoron mért, fel-le irányú gyorsulásadatok alapján azonosítottuk a támasz pillanatában jellemző gyorsuláscsúcsokat. Az *i*-edik gyorsuláscsúcs időpontját t_i-vel jelöltük ($i=1,2,\ldots N+1$). A gyorsuláscsúcsok alapján a vizsgált járási szakaszt N lépésre bontottuk. Ezt követően az időtengely újraskálázása történt, oly módon, hogy minden t_i-hez ($i=1,2,\ldots N$) az $r=0$ skálaértéket rendeltük (a $t_{(N+1)}$ időpontot és a hozzá tartozó gyorsulásértéket a további vizsgálatban nem szerepeltettük), a régi, t_1 és $t_{(N+1)}$ közötti, t skálaértékhez az új r-el jelölt skálaértéket rendeltük, melyre $r=(t-t_{(i-1)})/(t_i-t_{(i-1)})$, ahol a $t_{(i-1)}$ a t időpontbeli gyorsulásértéket közvetlenül megelőző gyorsuláscsúcs időpontja.

Az új skála r értékei az adott (i-edik) lépésen belüli relatív időt mérik ($0\le r<1$), így az adott (j-edik) járási szakasz esetén, minden r értékhez N darab gyorsulásérték tartozik, melyeket átlagoltunk. A 2. szenzoron mért oldalra (balra-jobbra) irányú gyorsulásértékeket $a_j^{(o)}(i,r)$-el, míg az előre (előre-hátra) irányú gyorsulásértékeket $a_j^{(e)}(i,r)$ -el jelölve ($i=1,2,\ldots N$), létrehoztuk egy lépés idő - átlagos gyorsulás függvényét:

$$\bar{a}_j^{(o)}(r)=\frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N}a_j^{(o)}(i,r) \qquad \bar{a}_j^{(e)}(r)=\frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N}a_j^{(e)}(i,r)$$

Ezt követően az egyes járások megfelelő r értékéhez tartozó átlagos gyorsulásadatok átlagolása történt meg:

$$\bar{a}^{(o)}(r)=\frac{1}{M}\sum_{j=1}^{M}\bar{a}_j^{(o)}(r) \qquad \bar{a}^{(e)}(r)=\frac{1}{M}\sum_{j=1}^{M}\bar{a}_j^{(e)}(r)$$

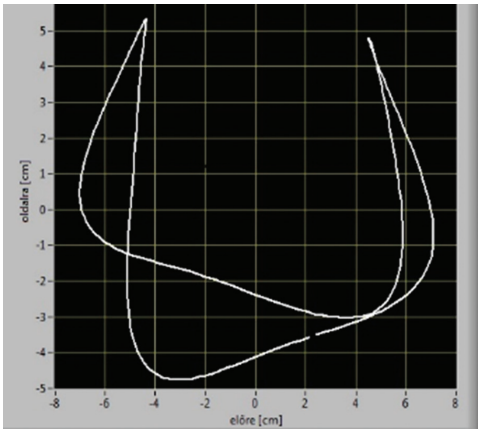
Az $\bar{a}^{(o)}(r)$ és $\bar{a}^{(o)}(r)$ függvények integráljaiként az oldalra (balra-jobbra) és előre irányú átlagos sebesség függvények:

$$\bar{v}^{(o)}(r)=\int\bar{a}^{(o)}(r)\,dr \qquad \bar{v}^{(e)}(r)=\int\bar{a}^{(e)}(r)\,dr$$

Ezután, a sebesség függvények integráljaiként az elmozdulás függvények adódtak:

$$\bar{v}^{(o)}(r)=\int\bar{s}^{(o)}(r)\,dr \qquad \bar{v}^{(e)}(r)=\int\bar{s}^{(e)}(r)\,dr$$

A megfelelő r -ekhez tartozó $\bar{s}^{(o)}(r)$, illetve $\bar{s}^{(e)}(r)$ értékeket egy kordinátarendszerben jelenítettük meg, méghozzá olyan speciális módon, hogy az $\bar{s}^{(o)}(r)$ értékeket $\bar{s}^{(e)}(r)$ függvényében ábrázoltuk (*4. ábra*).



4. ábra. A lovak háti szenzorjából kinyert adatok transzverzális és saggitális síkú elmozdulási görbéje

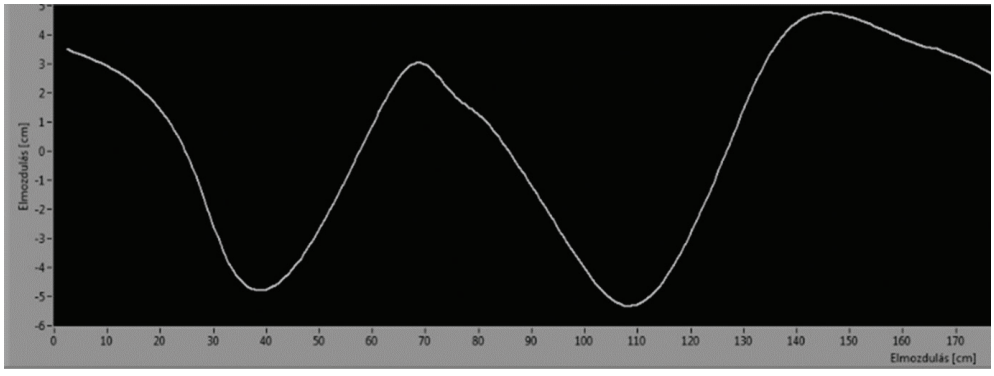
Figyelembe véve, hogy a járás során előrehaladás is történt, az $\bar{s}^{(e)}(r)$ értékeket módosítottuk, 60 cm/s állandó sebességet feltételezve, így a *4. ábra* az *5. ábrá*nak megfelelően módosult.

Képi ábrázolás

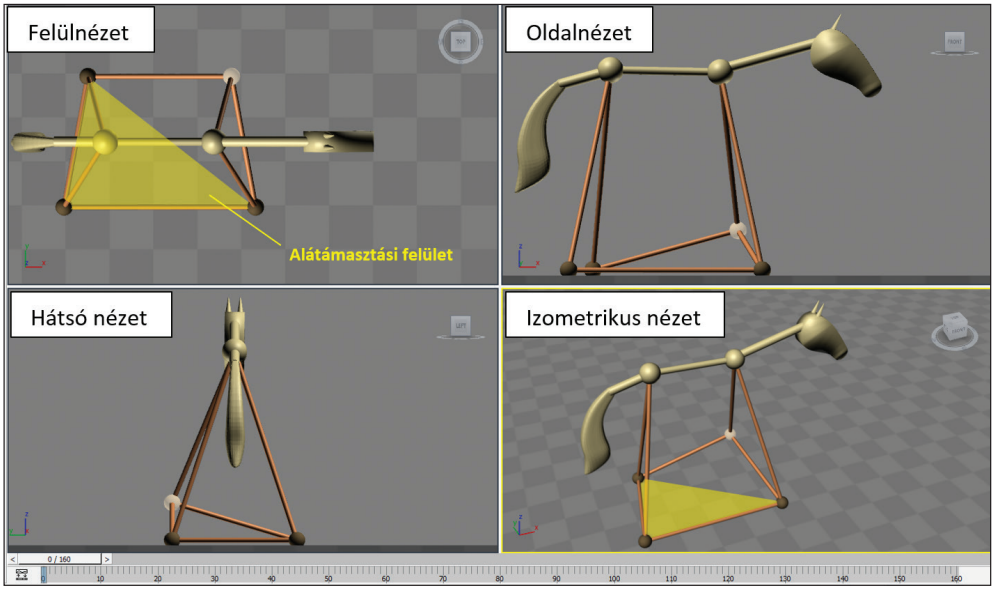
A lépés jármód szakaszainak ábrázolásához egy eltorzított háromszög alapú hasábot vettünk alapul, ahol a felső két csúcs a ló hátát, míg az alsó négy csúcs a patákat jelöli. A test arányait a lóra méretezve sematikusan jelöltük a fej és farok helyzetét.

Mozgásábrázolás

A lépésciklus fázisait Gambarjan[3] szerinti nyolc mozzanata alapján ábrázoltuk. A földdel érintkező patákat sötétebbel, míg az aktuális fázisban a levegőben lévőket világos színnel jelöltük. A mozgásfolyamat pontosabb elemezhetősége érdekében minden fázist négy nézetben (felülről, oldalról, hátulról és izometrikus



5. ábra. A lovak háti szenzorjából kinyert adatok transzverzális és saggitális síkú elmozdulási görbéje, figyelembe véve az előrehaladást



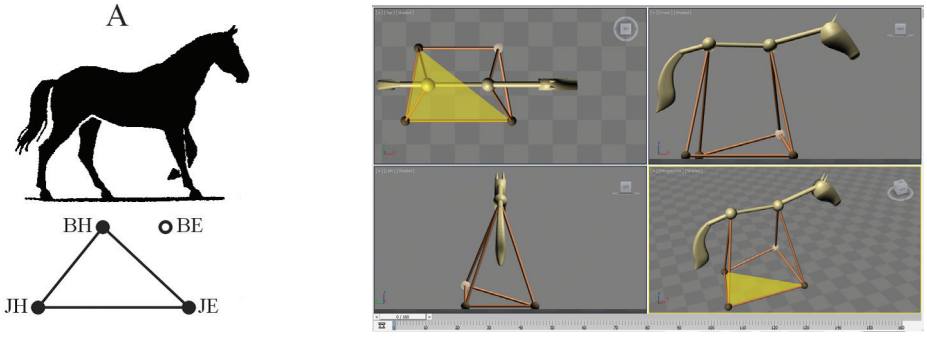
6. ábra. A mozgásábrázolás elemei

nézetben) ábrázoltunk. A talajon támaszkodó végtagok által meghatározott háromszög alakú területet, vagy szakaszt az ábrákon sárgával jelöltük (*6. ábra*). A statikus ábrázolás mellett a mozgásfolyamatról animáció is készült.

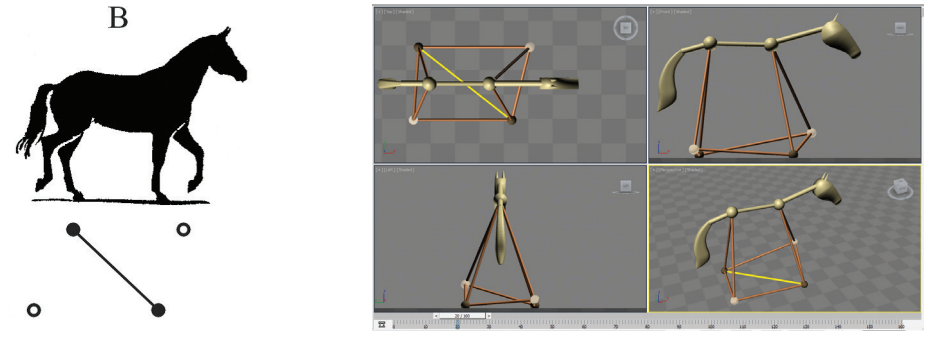
5. Eredmények

A *7. ábrán* egy három pontos alátámasztás esetében a testsúly a hátsó végtagok és a jobb mellső végtag között van. A testsúly a bal mellső végtag felé tolódik el. A bal hátsó végtag tolóereje jelentős. A ló tolódási iránya: hátulról előre, balról jobbra.

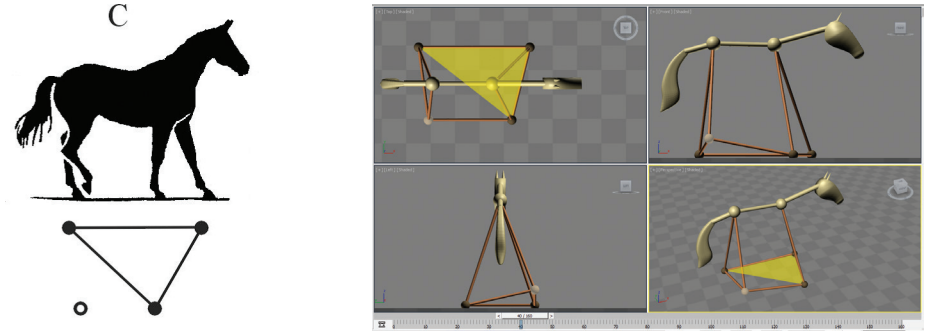
A *8. ábrán* egy két pontos alátámasztás esetében a stabilitást a bal hátsó és a jobb mellső végtag biztosítja. A testsúly a jobb testfélről a bal mellső végtag irányába tolódik. A ló tolódási iránya: hátulról előre, balról jobbra.



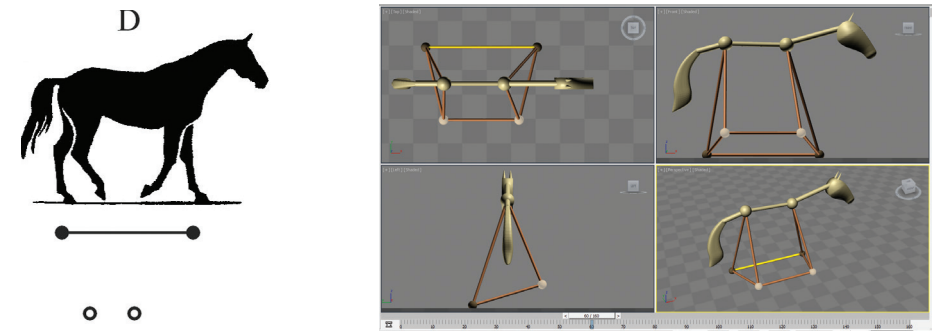
7. ábra. Gambarjan[3] **A** fázisának térbeli ábrázolása



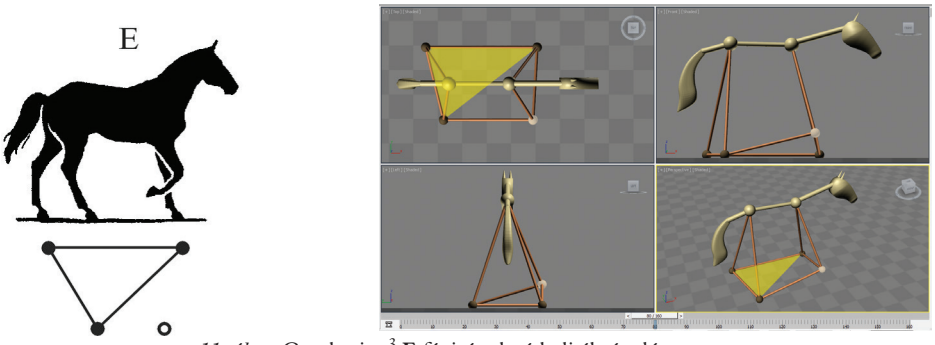
8. ábra. Gambarjan[3] **B** fázisának térbeli ábrázolása



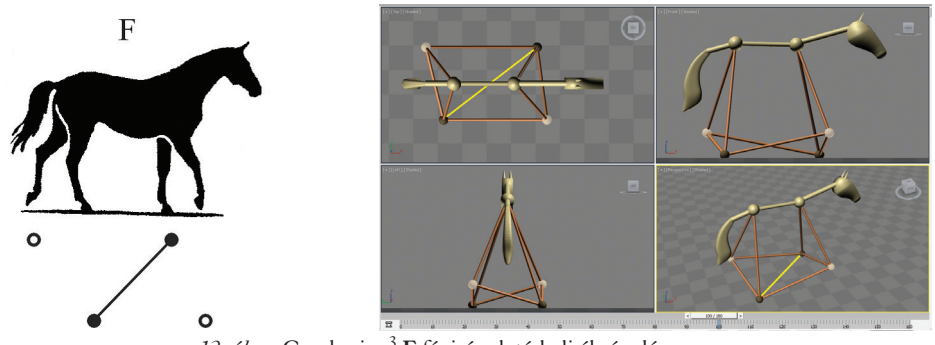
9. ábra. Gambarjan[3] **C** fázisának térbeli ábrázolása



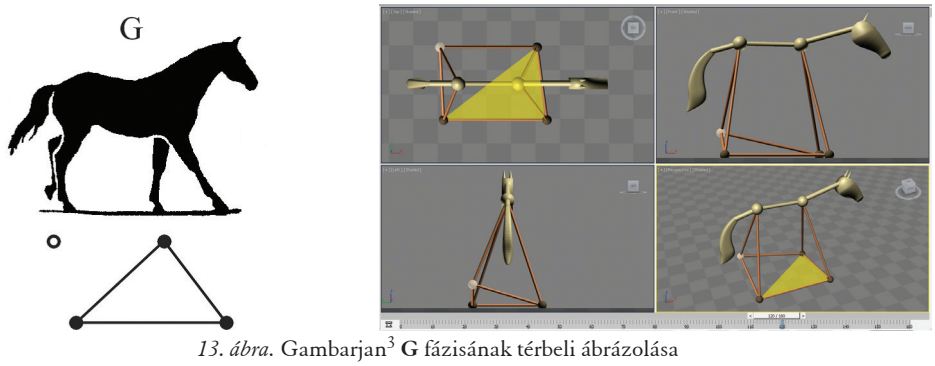
10. ábra. Gambarjan[3] **D** fázisának térbeli ábrázolása



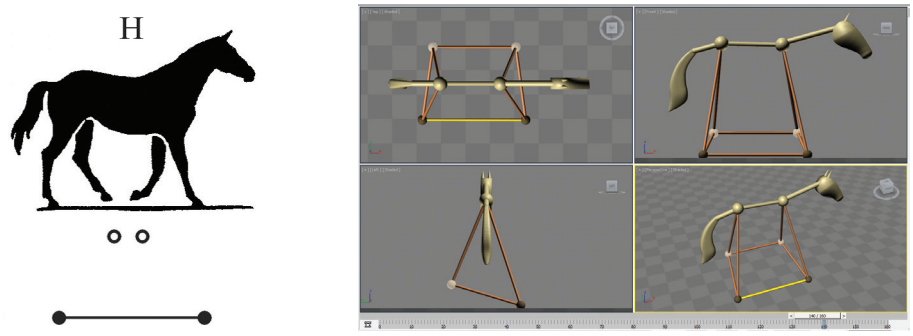
11. ábra. Gambarjan[3] **E** fázisának térbeli ábrázolása



12. ábra. Gambarjan[3] **F** fázisának térbeli ábrázolása



13. ábra. Gambarjan[3] **G** fázisának térbeli ábrázolása



14. ábra. Gambarjan[3] **H** fázisának térbeli ábrázolása

A *9. ábrán* egy három pontos alátámasztás esetében a testsúly a ló bal oldala és a jobb mellső végtag között oszlik el. A tolóerőt a bal hátsó és a jobb mellső végtag biztosítja. A testsúly a ló bal oldalára helyeződik át. A ló tolódási iránya: jobbról balra.

A *10. ábrán* egy két pontos alátámasztás esetében a testsúly a baloldalon terhelődik, a súlypont pedig a jobb oldal felé tolódik. A ló tolódási iránya: hátulról előre, balról jobbra.

A *11. ábrán* egy három pontos alátámasztás esetében a stabilitást a hátsó végtagok és bal mellső láb biztosítja. A testsúly a bal mellső végtag irányába tolódik. A ló tolódási iránya: hátulról előre, balról jobbra.

A *12. ábrán* egy kétpontos alátámasztás esetében a jobb hátsó végtag tolóereje jelentős. A testsúly jobbra, előre tolódik el. A ló tolódási iránya: hátulról előre, balról jobbra.

A *13. ábrán* egy három pontos alátámasztás esetében a testsúly a ló eleje és a jobb hátulja között oszlik el. A ló baloldala felé tolódik a testsúly. A ló tolódási iránya: jobbról balra.

A *14. ábrán* egy kétpontos alátámasztás esetében a stabilitást a ló jobb oldala biztosítja. A testsúly a ló bal hátulsó végtagja felé tolódik. A ló tolódási iránya: elölről hátra, balról jobbra.

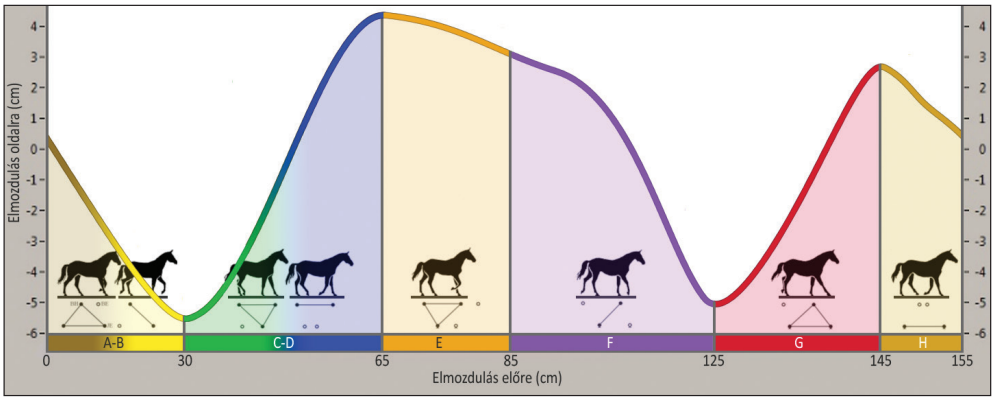
Fázisazonosítás

A gyorsulásmérő eszköz a ló jobb mellső végtagján rögzítettük, mérési eredményeivel a lépés ciklusok beazonosíthatóak. Mérési eredményeinkből meghatározott elmozdulási görbe a jobb mellső végtag talajfogásának pillanatától került ábrázolásra, melyet Gambarjan[3] fázisai szerint toltunk el. Az így kapott elmozdulási görbén az oldal irányú testsúlyáthelyezések beazonosításával egy lépési ciklusban a ló hátának előre és oldal irány elmozdulásait ábrázoltuk (*15. ábra*).

6. Megbeszélés

A gyakorlati hippoterápia során, a ló mellett haladva mozgásából leginkább a test előrehaladását, a törzs oldalmozgását és a végtagok lendítését érzékeljük. A terápia kulcsa a hát elmozdulásai, amelynek alapos megfigyelése és tanulmányozása döntő. Jelen kutatás célja az volt, hogy a ló végtagmozgásainak, térben való előrehaladásának és a hátmozgásainak pillanatait szinkronba hozva képileg érthetőbbé tegyük. A vizsgálat egy elmozdulási görbe segítségével bemutatja, hogy az egyes alátámasztási pillanatokban milyen irányban és mértékben mozog a ló háta miközben halad előrefelé. Munkánkkal a hát finom mozgásának jobb megértéséhez kerültünk közelebb. A munka korlátja, hogy a mozgáselemek egy

számolt lépésgörbe esetében kerültek beazonosításra. További célunk, hogy a mozgás szinkron videó felvétellel, több mérési ponttal, nagyobb egyedszámmal és egyéb lófajtákkal is elvégezzük.



15. ábra. A számított elmozdulási görbe és Gambarjan[3] fázisainak beazonosítása

IRODALOM

1. *Fehér Gy.* A háziállatok funkcionális anatómiája. A mozgás szerveinek statikája és dinamikája. Budapest: Mezőgazda Kiadó; 2000.
2. *Gillian H.* A ló mozgásának biomechanikája. Budapest: Mezőgazda Kiadó; 2014.
3. *Gambarjan PP.* The running of mammals. Leningrad: Nauka; 1972. p. 25.
4. *Horváth G.* Négy lába van a lónak... A járás statikai és dinamikai elemzése. Term Vil 1986;117:547-52.
5. *Barrey E, Hermelin M, Vaudelin JL, Poirel JD, Valette P* . Utilisation of an accelerometric device in equine gait analysis. Equine Vet J 1994;7–12.
6. *López-sanromán FJ, Holmbak-Petersen R, Santiago I, Gómez de segura IA, Barrey E.* Gait analysis using 3D accelerometry in horses sedated with xylazine. The Vet J 2012;193(1):212–6.
7. *Galloux P, Richard N, Dronka T, Leard M, Perrot A, Jouffroy JL, et al.* Analysis of equine gait using three-dimensional accelerometers fixed on the saddle. Equine Vet J 1994;26(17):44–7.
8. *Kai M, Aoki O, Hiraga A, Oki H, Tokuriki M.* Use of an instrument sandwiched between the hoof and shoe to measure vertical ground reaction forces and three-dimensional acceleration at the walk, trot, and canter in horses. Am J Vet Res 2000;61(8):979-85.
9. *Burla JB, Ostertag A, Westerath HSch, Hillmann E.* Gait determination and activity measurement in horses using an accelerometer. Comp and Electr in Agriculture 2014;102:127-33.
10. *Morrison R, Sutton DGM, Ramsoy C, Hunter-Blair N, Carnwath J, Horsfield E, et al.* Validity and practical utility of accelerometry for the measurement of in-hand physical activity in horses. BMC Vet Research 2015;11:233.
11. *Uchiyama H, Ohtani N, Ohta M.* Three-dimensional analysis of horse and human gaits in therapeutic riding. Appl Anim Behav Sci 2011;135(4):271-6.
12. *Pálinkás J, Szabó I, Soha F, Bagi Á, Csernátony Z.* Terápiás célra használt lovak mozgásértékeinek műszeres vizsgálati lehetősége. Magyar Állatorvosok Lapja 2011;133:200-6.
13. *Mihók S, Ernst J.* A Gidrán. Budapest: Mezőgazda Kiadó; 2015.
14. *Soha FR, Szabó IA, Harasztosi L, Pálinkás J, Csernátony Z.* Development of an accelerometer based motion analysis system for biomedical applications. Acta Phys Debr 2009;43:23-30.

Pálinkás Judit
Debreceni Egyetem, Népegészségügyi Kar, Fizioterápiás Tanszék
H-4028 Debrecen, Kassai út 26.
Tel.: (+36) 52 512-732/77138

Biomechanica Hungarica IX. évfolyam, 1. szám

Ortopédiai célú deflektrometriai képek Fourier-módszeres feldolgozása

Nochta Gergő, Antal Ákos

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

gergo.nochta@gmail.com

DOI: 10.17489/biohun/2016/1/01

Absztrakt

Az orvostechnikai képalkotási eljárások között az érintésmentes vizsgálatok felhasználási köre egyre bővül, a mélységméretek meghatározására számtalan módszer ismert. Ezeket az ortopédiai gyakorlatban emberi testrész alakjának meghatározására, alsó háti deformációk elemzésére, gerincferdülés szűrésére és utánkövetésére alkalmazzák. Módszerüket tekintve speciális struktúrák leképezésén alapulnak. Az alábbiakban példát mutatunk a műszaki gyakorlatban is alkalmazott profilometriás felvételek, felület visszaállítás céljából történő Fourier-módszeres feldolgozására és a mélységi információ pszeudo-moiré képekké való alakítására.

Kulcsszavak: deformáció, 3D, képfeldolgozás, Fourier transzformáció, moiré

Processing of orthopaedic images by Fourier-transform

Abstract

Optical non-contact measurement methods are more and more widely used in medicine. Nowadays there are numerous techniques to get the depth information of an object. These are suitable in orthopaedic practice. With this procedure we will be able to examine the lower back deformities, we can analyse the state of scoliosis and the changes over time. Most of the methods are based on structural pattern projection technique. In this paper we present a method which uses Fourier-transform to extract the height information. From this data we are able to generate pseudo-moiré images.

Keywords: deformation, 3D, image processing, Fourier transformation, moiré

Bevezetés

Manapság a legkorszerűbb méréstechnikai eljárások optikai elvre épülnek. Előnyük az érintésmentesség, gyorsaság és a valós idejű feldolgozhatóság. A háromdimenziós technikák a fénykorukat élik, terjedésük dinamikus. A profilometria is egy térbeli rekonstrukciós eljárás. A mérés segítségével az egész kisméretű felületektől, akár több négyzetméteres térbeli, diffúzan visszaverő felületekig azok geometriája rekonstruálható anélkül, hogy a felületeket bármi módon meg kellene érinteni.

A térbeli képek előállítása és feldolgozása előszeretettel alkalmazott módszer a gépi látásban, az intelligens robotirányításban, az ipari feldolgozásban, a gyógyászatban és még számos területen. A leggyakrabban alkalmazott módszerek a strukturált fényes megvilágítások csoportjába tartoznak. A legismertebbek a moiré-technika, a fázismérésen alapuló profilometria (PMP), a Fourier-transzformációs profilometria (FTP) és a moduláció mérésen alapuló profilometria (MMP). A számítógépes képfeldolgozás fejlődésével újabb megoldások jelentek meg, ilyen a vivőfrekven-

cia érzékelős (SPD) és a lézer háromszögeléses mérés, valamint a színes mintavetítésen alapuló profilometria.

A legtöbb térbeli megoldásnál egy periodikus csíkozatot vetítenek a rekonstruálandó felületre, majd ezt detektálják és dolgozzák fel. A referenciaként szolgáló és a deformált mintázatból számítható a kettő közti fáziskülönbség az adott pontban. A Fourier-transzformáció segítségével megvalósított eljárást először 1982-ben M.Takeda[1,2] publikálta. Az ő első technikája 1D Fourier-transzformációs elvre épült. Rajta kívül még Macy,[3] Womack,[4] Nugent[5] is behatóan foglalkozott ezzel a megoldással. A kétdimenziós változat gyakorlati alkalmazására először 1986-ban került sor Bone,[6] majd Roddier[7] által. A módszer fejlődését és gyakorlati alkalmazását lényegében Takeda, Macy és Bone eredményei indították el.

A Fourier-transzformációs megoldás egyik nagy előnye a korábban említettekhez képest, hogy a teljes térbeli feldolgozáshoz egyetlen kép elegendő. A Moiré-topográfiához képest előny az is, hogy FTP-vel a negatív és pozitív domborzat jól elkülöníthető, nem igényel egyéb interpolációs algoritmusokat. A fázisléptetéses (PMP) és a moduláció méréses (PMP) megoldásoktól eltérően itt elég egyetlen kép, aminek köszönhetően valós idejű és dinamikus mérésre is felhasználható.

A kezdetben alkalmazott egyszerű Fourier-transzformációs módszer hátránya, hogy az objektum maximálisan mérhető meredekségét nagymértékben korlátozza a vetítő és a detektáló egység geometriai elhelyezkedése. Takeda publikációjának megjelenése után az FTP eljárás széles körben kutatottá vált. 1989-ben négy kínai kutató ötvözte az úgynevezett kvázi-szinuszos és a π-fázistolásos technikát.[8] Ilyenkor két képet készítenek, egyik felvételen nulla, másikon pedig π-vel eltolt a vetített csíkozat, a rendszer minden más egyéb paramétere állandó marad. Ezután képezik a két minta különbségét, ezáltal a nullafrekvenciás komponens is eliminálható. A módszer előnye a korábbihoz képest, hogy a mérhető maximális meredekség a háromszorosára nőtt, köszönhetően az egyenáramú összetevő eltávolításának.

Lin és Su[9] 1995-ben megvalósítottak egy olyan mérést, ami lehetővé tette a szakadásokkal rendelkező felületek azonosítását. Így a mintán keletkező különböző foltszerű zajok is könnyen kiszűrhetők voltak. A módszerük lényege, hogy a Fourier-transzformációból kapott spektrumot egy speciális szűrővel úgy módosították, hogy az alapharmonikus melletti frekvenciákat erősítették, a többit pedig gyengítették. Ezután inverz transzformációval meghatározható volt a fázis.

A CCD-k fejlődésével megjelentek a nagysebességű, úgynevezett TDI (Time Delay Integration) kamerák. Su, Sajan és Asundi[10] egy 360°-ban körbeforgó tárgyat térképezett le úgy, hogy az objektumra egyetlen vonalat vetített, majd forgatás közben a kamera rögzítette a deformált csíkokat. Ezután a felvett képre kétdimenziós Fourier-transzformációt alkalmazva meghatározható volt a geometria.

Az utóbb három évtizedben rengetegen foglalkoztak és jelenleg is foglalkoznak a kérdéssel, ennek köszönhetően sok más számítási módszer is született. Ezek nagy részét Gorthi foglalta össze publikációjában.[11]

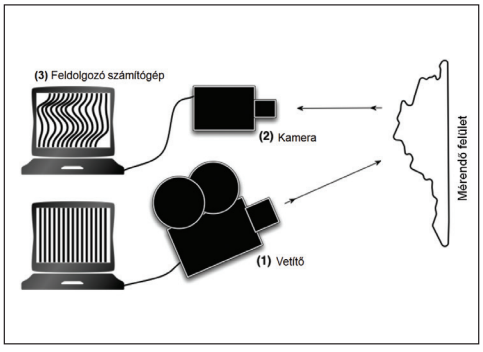
Módszerek

Egy tipikus vetítő egységet (1), detektort (2) és a feldolgozást végző számítógépet (3) integráló profilometriai elrendezés látható az *1. ábrán*.

A profilometriai mérés során egy periodikus struktúra vetül a felületre. A felszíni egyenetlenség által deformált, visszavert mintát rög-

zítik. Egy adott módszerrel (például a Fourier-transzformáció segítségével) elvégzik a felvételek feldolgozását és a fázis-moduláció számítását. A kapott fázist kicsomagolják, ami azt jelenti, hogy a 0-2π korlátosságból adódó szakadásos fázisképet folytonossá teszik, ami ez által lesz arányos a felület geometriájával. A rendszert kalibrálják, és a kapott értékeket átszámítják a valós, háromdimenziós térbe. A teljes folyamat a *2. ábrán* látható.

Mintázat vetítésére a legelterjedtebbek a DLP és LCD projektorok. Korábban léteztek egyéb megoldások, mint például a hagyományos interferometrikus elvű, vagy lézerdiódás vetítés. A deformált mintát felépítő harmonikus frekvenciák meghatározásának első és az egyik legelterjedtebb módszere a Fourier-transzformáció (FTP), de a teljesítmény és pontosság



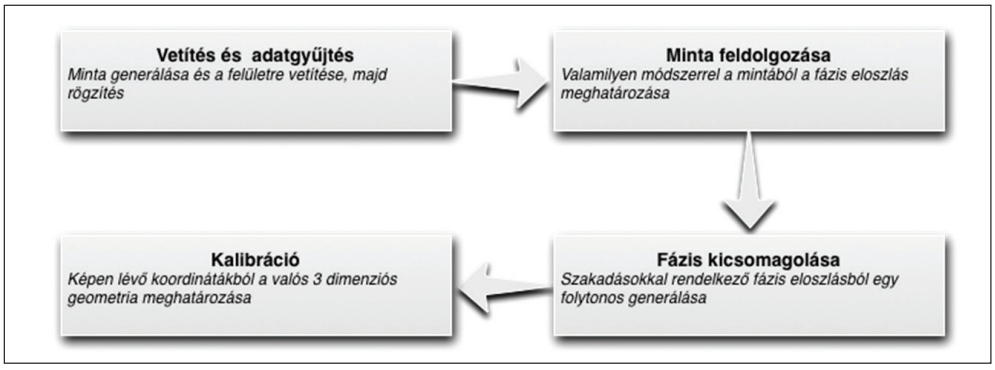
1. ábra. Profilometriás mérési elrendezés

javítása érdekében, és a számítástechnika fejlődésének köszönhetően ennek mára rengeteg módosított, kiegészített változata létezik. Ilyen például az Interpolált Fourier-transzformáció,[12] és az ablakozott Fourier-transzformáció.[13] A Fourier-transzformáció mellett alkalmazzák még az egy- és a kétdimenziós wavelet-transzformációt[14,15] is, vagy a fázislépteteses (PSP) módszert. A mérés egyik kulcsfolyamata, a csíkozat feldolgozás, nagymértékben befolyásolja a feldolgozás sebességét. Az utóbbi három évtizedben több módszer fejlődött ki, melyek térbeli és időbeli kategóriába sorolhatók. Térbeli módszernél egy vetített kép is elegendő, a pontosság a frekvencia növelésével javítható, de a frekvencia növelése miatt a kép felbontását is növelni kell, ami viszont a teljesítmény-igényt növeli. Időbeli módszernél több különböző fázisú képre van szükség, ami miatt ez csak statikus tárgyak mérésére alkalmazható.

Térbeli kategóriába sorolható a Fourier-transzformációs módszer (FTP). Ilyenkor a deformált $g(x,y)$ és a síkra vetített referencia $g_0(x,y)$ minta matematikailag komplex számok összegeként modellezhető.

$$g(x,y) = r(x,y) \sum_{n=-\infty}^{\infty} A_n e^{j(2\pi f_0 x + n\varphi(x,y))} \quad (1)$$

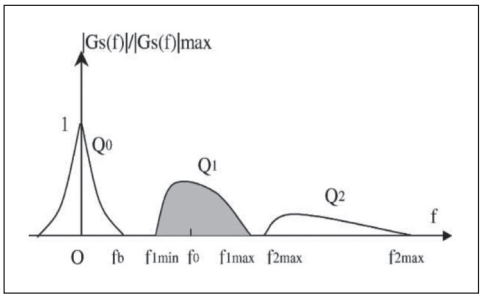
$$g_0(x,y) = r_0(x,y) \sum_{n=-\infty}^{\infty} A_n e^{j(2\pi f_0 x + n\varphi_0(x,y))} \quad (2)$$



2. ábra. A profilometriai mérési folyamat végrehajtásának lépései

(1) és *(2)* kifejezésekben az $r(x,y)$ és $r_0(x,y)$ megadja a felület nem egyenletes visszaveréséből adódó nullafrekvenciás egyenáramú összetevőt. A_n a súlyfaktor, f_0 a mintázat vivőfrekvenciája. $\varphi(x,y)$ és $\varphi_0(x,y)$ pedig a fázis szög x és y képkoordinátrák függvényében. A fenti komplex összegnek képezve a Fourier transzformáltját megkapható a spektrum, amiből a megfelelő frekvencián áteresztő szűrő segítségével leszűrhető a szükséges komponens.

A *3.ábra* mutatja a Fourier kép egy szeletét, szürkével pedig a számunkra szükséges frekvencia összetevők láthatók.



3. ábra. A Fourier transzformált kép egy sora. Szürkével jelölve a számunkra szükséges frekvencia tartomány[16]

A szűrt spektrumra inverz transzformációt alkalmazva kapjuk:

$$\hat{g}(x,y) = A_1 r(x,y) e^{j(2\pi f_0 x + \varphi(x,y))} \qquad (3)$$

$$\widehat{g_0}(x,y) = A_1 r_0(x,y) e^{j(2\pi f_0 x + \varphi_0(x,y))} \qquad (4)$$

Matematikai átalakítások felhasználásával adódik a referencia és a modulált jel között lévő fáziskülönbség.

$$\overline{g}(x,y)\overline{g_0}^*(x,y) = A_1^2 r(x,y) r_0(x,y) e^{j(\varphi(x,y)-\varphi_0(x,y))} \qquad (5)$$

$$\Delta\varphi(x,y) = \mathrm{Im}\left(\ln\left[\hat{g}(x,y)\widehat{g_0^*}(x,y)\right]\right) \qquad (6)$$

Ahol $\overline{g_0}^*(x,y)$ a referencia mintázat komplex konjugáltja. $\Delta\varphi(x,y)$ pedig a fázistolás a két jel között, ami tartalmazza a tárgy geometriáját.

Időbeli kategóriába tartozik a fázisléptetéses technika. Ilyenkor négy, egymáshoz képest 0°-90°-180°-270°-kal eltolt szinuszos mintát vetítünk a felületre, majd ezen mintákból egyszerű matematikai megfontolások alapján megkapható a fázistolás.[17] Előnye, hogy jóval kevesebb számítást igényel, mint az FTP.

$$I_{0n}(x,y) = I_0(x,y) + I_m(x,y)\cos\left(2\pi f_0 y + \varphi_0(x,y) + \frac{n\pi}{2}\right) \qquad (7)$$

$$I_n(x,y) = I_0(x,y) + I_m(x,y)\cos\left(2\pi f_0 y + \varphi(x,y) + \frac{n\pi}{2}\right) \qquad (8)$$

$$n = 0,1,2,3 \qquad (9)$$

$$\varphi_0(x,y) = \arctan\left[\frac{I_{03}(x,y) - I_{01}(x,y)}{I_{00}(x,y) - I_{02}(x,y)}\right] \qquad (10)$$

$$\varphi(x,y) = \arctan\left[\frac{I_3(x,y) - I_1(x,y)}{I_0(x,y) - I_2(x,y)}\right] \qquad (11)$$

$$\Delta\varphi(x,y) = \varphi(x,y) - \varphi_0(x,y) \qquad (12)$$

Ahol az n·90°-kal eltolt $I_{0n}(x,y)$ a vetített referencia minta intenzitás változása, $I_n(x,y)$ a deformált kép intenzitása. f_0 a mintázat vivőfrekvenciája $\varphi_0(x,y)+n\pi/2$ és $\varphi(x,y)+n\pi/2$ pedig a fázis változás. $\Delta\varphi(x,y)$ a két jel közötti fázis fáziseltérés.

Fázis számítása a deformált csíkozatból az említett módszerek segítségével az *arctg()* függvény miatt csak a $-\pi$ és $+\pi$ intervallumok között lehetséges. Általában a valós fázisváltozás ennél a 2π intervallumnál nagyobb, ezért a függvényből kapott értékek szakadásokat tartalmaznak, azonban a szakadásos függvény folytonossá tehető, ha a szakadás helyén a minimum és a maximum érték között létrejövő 2π a különbséget a változás irányának függvényében $\pm 2\pi$-vel korrigáljuk. A feladat triviálisnak tűnik, de megvalósítása nem mindig egyszerű az árnyékok, a felületi szakadások és a zajok miatt. Több ismert algoritmus létezik, mely a sötét részek felismerésével, majd elhanyagolásával, vagy adott sorrendű kibontásával valósítja meg a szakadásokkal rendelkező fázis megfelelő helyreállítását.[18]

A mérési folyamat utolsó, bár nem mindig létfontosságú lépése a kalibrálás. Ebben a lépésben a fázisból kapott térbeli koordinátákat konvertálják át valós, háromdimenziós koordinátákká. Alkalmazható a korábban már említett háromszögeléses technika is. Ehhez szükség van a vetítő és a rögzítő berendezés belső és külső geometriai paramétereinek meghatározására, melyek megadása bonyolult vagy sokszor egyáltalán nem lehetséges, ezért célirányos kalibrálási technikákat dolgoztak ki. Két alapvető fajtájuk ismert, a lineáris és a nem lineáris kalibráció, melyekkel néhány felvételből meghatározhatók a szükséges paraméterek. Speciális alkalmazások esetén, mint például különböző alakzatok vagy arc felismerése, egy opcionális, de gyakran alkalmazott befejező lépés a textúra illesztése.[19] A mérés típusától függ, hogy lehetséges-e az objektumról csíkozat mentes kép rögzítése. Ez statikus méréseknél általában megvalósítható, de dinamikus folyamatoknál erre nincs idő. Ilyenkor a csíkosan rögzített képből kell visszanyerni a képi információt, melyhez gyakran egy aluláteresztő szűrőt alkalmaznak.

Árnyékok és szakadások a mintában szintén komoly problémát jelentenek a fázis változás folytonossá tétele szempontjából. Több projektor használatával megoldható néhány, a profilometriát terhelő komoly probléma. Eltüntethetők a pontos mérést meghiúsító helyi árnyékok, vagy az optikailag nem minden szögből belátható régiók.[20]

A fázisléptetéses technika (PSP) előnye a térbeli elvhez képest, hogy jó minőségben, nagy felbontásban rekonstruálhatók a háromdimenziós felületek. Azonban ez legalább három képet igényel, ezért dinamikus mérések esetén nem alkalmazható. A többcsatornás megközelítés megoldás a problémára; Huang[21] bemutatott egy megoldást, amelyben egyetlen képből valósította meg a fázisléptetéses technikát. A három fázisban, a különböző mintát RGB komponensekben kódolta. A mintát számítógéppel generálta és digitális projektorral vetítette a felületre. Ezt egy CCD kamerával rögzítette, majd ezt választotta szét RGB összetevőkre, és így generálta a három fázisban a különböző képeket. Mivel a színinformáció hordozza a fázisban eltolt mintát, a CCD felépítéséből adódóan a színek között egymásra hatás jön létre, ami jelentősen befolyásolja a mérés eredményét.[22] Ennek kiküszöbölésére speciális megoldásokat[23,24] dolgoztak ki.

A szakadásokat és optikailag izolált területeket tartalmazó felületek profilometriával történő mérése nagy nehézséget okoz, azonban ilyenkor a fázisszakadás nem az *arctg()* függvény korlátossága miatt következik be. A probléma kiküszöbölésére több megoldás létezik, de általában ezekhez egy kép nem elegendő. Az egyik megoldást a színes (RGB) csíkokat vetítő strukturált megvilágításos technika jelentette,[25,26] de ezzel kis mélységi tartományok határozhatók csak meg. Egy másik lehetséges módszer, amivel a háromdimenziós nagyfelbontású mérés elvégezhető HLS (színezet, telítettség, intenzitás) színteret használt, és ezt kombinálja a szinuszos csíkokkal.[27,28] Ezzel a módszerrel már valós idejű pontos mérések is végezhetők.

Napjainkban az érintésmentes vizsgálatoknál a profilomteriát széles körben alkalmazzák. Biológiai és orvostudományi területeken, mint például az emberi test alakjának meghatározása, vagy a radioterápiás kezelés,[29] alsó háti deformációk elemzésére,[30] gerincferdülés detektálására és elemzésére[31] terjedt el.

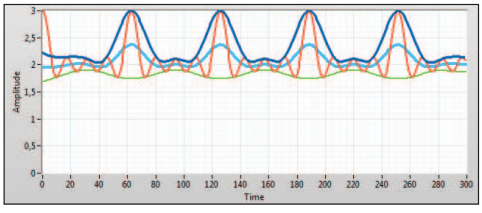
Műszaki, ipari felhasználása szintén széleskörű, rezgéselemzés,[32] refraktometria,[33] reverse engineering,[34] nyomtatott áramkörök minőség ellenőrzésére,[35] valamint kinematikai vizsgálatoknál, a pozíció meghatározására.[36] Biztonságtechnikában az arc felismerés egyik fontos eszköze.[37]

Eredmények

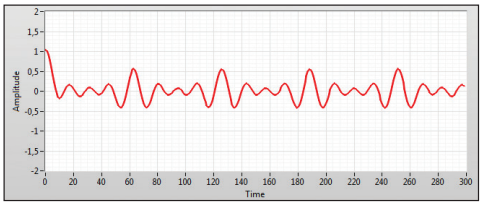
A periodikus minta és a képek feldolgozását végző algoritmust LabVIEW környezetben fejlesztettük. A nullafrekvenciás komponens eltávolítást, Fourier-transzformációt, a komplex kép szűrését és a fázis kicsomagolását is algoritmusunk végezte.

A programban lehetőség van a minta periódus számát és fázistolását beállítani, valamint egy kapcsoló segítségével váltani, hogy a generálás után teljes képernyős vagy csak adott méretű ablakban legyenek láthatók a csíkozatok.

Az egyenáramú komponens eltávolításához szükséges programrészben a jel középértékének eltolása egy úgynevezett Empirical Mode Decompression nevű algoritmus szerint valósul meg. Ez úgy történik, hogy a program a bemenő jelnek megkeresi minden egyes maximum pontját, ezen pontokra egy spline görbét illeszt. Ugyanez történik a minimum pontokkal is. A két spline görbe összegét és elosztva kettővel, a kapott középértéket kivonhatjuk minden egyes jel értékéből. Ennek hatására a jel offset értéke eltolódik a 0 szint irányába.



4. ábra. Eredeti jel (piros), maximumok burkoló görbéje (sötétkék), minimumok burkoló görbéje (zöld), burkológörbék átlaga (világoskék)

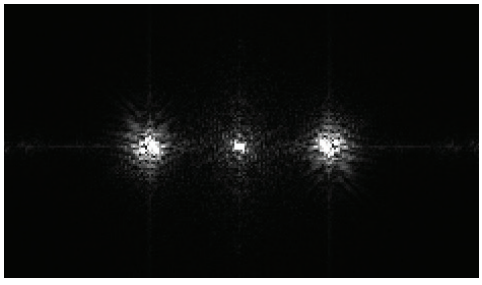


5. ábra. „0” középértékbe elolt jel

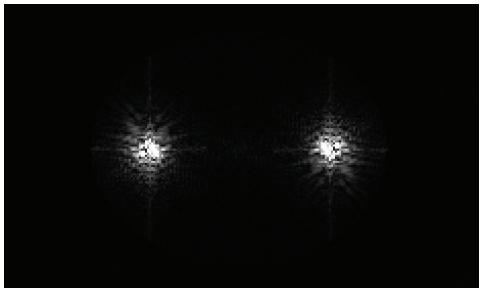
Az *4. ábrán* látható pirossal az eredeti jel, offset értéke kettő. Ezen jelnek maximumaira illesztette a sötétkék görbét, minimumaira pedig a zöldet. A két illesztett görbe középértéke látható világoskék színnel. Az *5. ábrán* pedig az adott számú iteráció után eltolt jel látható.

A nullafrekvenciás (egyenáramú) összetevő eltávolítása a kép Fourier-transzformáltján is jól látható (*6. és 7. ábra*). A fázisváltozás szakadásainak megszüntetésére a LabVIEW beépített phase unwrap algoritmusa került felhasználásra.

Valós képeken végzett vizsgálatok esetén min-



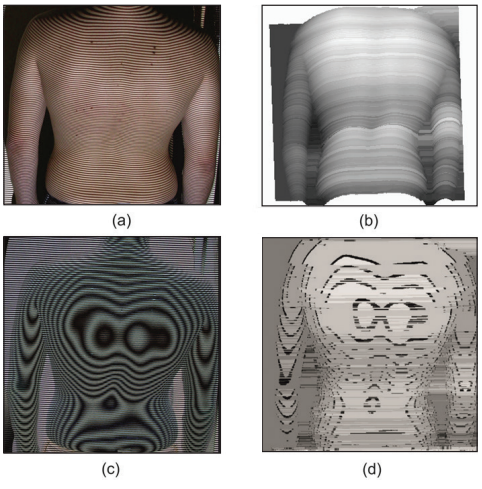
6. ábra. Adott kép Fourier-transzformáltja, ami még tartalmazza a DC komponenst



7. ábra. A *6. ábrán* látható komplex kép szűrt állapotban

den képen egyedileg kell beállítani a szűréshez szükséges paramétereket. De megfelelő beállítások megválasztása után a folyamat jól alkalmazható. A következő ábrákon láthatók a rögzített, komplex és szűrt komplex, fázisváltozást bemutató képek, valamint a háromdimenziós felületek.

A *8. ábrán* egy ortopédiai célú felvétel található; a hát felületére periodikus struktúra lett vetítve. Ugyanezen felvétel egy elektronikus moiré-berendezés[38,39] bementi adata; a háton deformált struktúra egy egyenközűvel mintavételezve moiré-jelenséget eredményez. Ez látható a *8.c ábrán*. Az ilyen módszerrel rögzített moiré-felvételeket elsősorban gerincferdüléses betegek kezelése során, utánkövetés céljából készítik. A moiré-képek idősorozatából jól követhető a kezelés hatékonysága, a gerinc alakjának időbeli változása.



8. ábra. Valós felületről készült felvétel feldolgozása

a) ortopédiai célú profilometriás felvétel
b) a profilometriás felvétel alapján rekonstruált háromdimenziós felület alakja
c) a vizsgálat tárgyát képező felületről készült ortopédiai célú elektronikus moiré-felvétel
d) a profilometriás módszerrel visszaállított felület alapján készült pszeudo-moiré felvétel

A *8.b ábrán* látható felület a deflektometriás kép Fourier-transzformációs feldolgozásával lett visszaállítva. A számítás során kapott ponthalmaz három dimenzióban van ábrázolva, és kissé meg van döntve, ezért tér el a többi képtől. A *8.d ábra* pedig egy – a deflektometriás kép segítségével generált – pszeudo-moiré felvétel. Készítése során a visszaállított háromdimenziós felület adataiból egy kiválasztott referenciafelülettől egyenlő távolságra lévők lettek összekötve, melyek a moiré-csíkoknak felelnek meg.

Értékelés

A kísérleti eredményekből jól látható, hogy a bemutatott eljárás működőképes valós képek esetében. Fourier-transzformációval egy deformált és egy referencia mintázatból létrehozható a felület. Az alkalmazott algoritmus segítségével eltávolítható a nullafrekvenciás összetevő, a nagyobb frekvenciák szűrése pedig komplex és idő tartományban is megvalósítható. A visszaállított háromdimenziós információ alapján pszeudo-moiré képek generálhatók.

A továbbfejlesztési lehetőség egy olyan fázis kibontó algoritmus fejlesztése, ami a bizonytalan – elsősorban árnyékos – helyeken nem veszi figyelembe a fáziskülönbség változását. Mivel jelenleg a szűrési paramétereket a felhasználónak magának kell minden képen beállítania, ezért indokolt egy olyan adaptív szűrő fejlesztése, ami a szűretlen Fourier transzformált kép alapján az algoritmus-paramétereit illeszti a feldolgozandó képhez.

IRODALOM

1. *Takeda M, Ina H, Kobayashi S.* Fourier-transform method of fringe-pattern analysis for computer-based topography and interferometry. Journal of the Optical Society of America 1982;72(1):156-60. DOI: 10.1364/JOSA.72.000156.
2. *Takeda M, Mutoh K.* Fourier-transform profilometry for the automatic-measurement of 3-d object shapes. Applied Optics 1983;22(24):3977-82. DOI: 10.1364/AO.22.003977
3. *Macy WW.* Two-dimensional fringe-pattern analysis. Applied Optics 1983;22(23):3898-01. DOI: 10.1364/AO.22.003898.
4. *Womack KH.* Frequency domain description of interferogram analysis. Optical Engineering 1984;23(4):234396-6. DOI: 10.1117/12.7973307.
5. *Nugent KA.* Interferogram analysis using an accurate fully-automatic algorithm. Applied Optics 1985;24(18):3101-5. DOI: 10.1364/AO.24.003101.
6. *Bone DJ, Bachor HA, Sandeman RJ.* Fringe-pattern analysis using a 2-D Fourier-transform. Applied Optics 1986;25(10):1653-60. DOI: 10.1364/AO.25.001653.
7. *Roddier C, Roddier F.* Interferogram analysis using Fourier-transform techniques. Applied Optics 1987;26(9):1668-73. DOI: 10.1364/AO.26.001668.
8. *Su X.* An improved Fourier-transform profilometry. SPIE Proceedings 1989;0954:5.
9. *Lin JF, Su XY.* 2-dimensional Fourier-transform profilometry for the automatic-measurement of 3-dimensional object shapes. Optical Engineering 2005;34(11):3297-302. DOI: 10.1117/12.212911.
10. *Su XY, Sajan MR, Asundi A.* Fourier-transform profilometry for 360 degrees shape using TDI camera. In: Chau FS Lim CT ed. International Conference on Experimental Mechanics: Advances and Applications, Vol. 2921. Bellingham: Spie 1997; p. 552-6. DOI: 10.1117/12.269875.
11. *Gorthi SS, Rastogi P.* Fringe projection techniques: Whither we are? Optics and Lasers in Engineering 2010;48(2):133-40. DOI: 10.1016/j.optlaseng.2009.09.001.
12. *Vanlanduit S, et al.* Fourier fringe processing by use of an interpolated Fourier-transform technique. Applied Optics 2004;43(27):5206-13. DOI: 10.1364/AO.43.005206.
13. *Kemao Q.* Windowed Fourier-transform for fringe pattern analysis. Applied Optics 2004;43(13):2695-702. DOI: 10.1364/AO.43.002695.
14. *Zhong JG, JW Weng.* Spatial carrier-fringe pattern analysis by means of wavelet transform: wavelet transform profilometry. Applied Optics 2004;43(26):4993-8. DOI: 10.1364/AO.43.004993.
15. *Liu CY, Zhou B, Zhao XM.* A modified wavelet transform profilometry. Frontier in Funct Manufact Techn 2010;136:140-3. DOI: 104028/www.scientific.net/AMR.136.140.
16. *Su X, Chen W.* Fourier-transform profilometry: a review. Optics and Lasers in Engineering 2001 May;35(5):263–84 DOI: 10.1016/S0143-8166(01)00023-9.
17. *Hui TW, Pang GKH.* 3-D measurement of solder paste using two-step phase shift profilometry. Electronics Packaging Manufacturing, IEEE Transactions 2008;31(4)306-15. DOI: 10.1109/TEPM.2008.2004573.
18. *Saldner HO, Huntley JM.* Temporal phase unwrapping: Application to surface profiling of discontinuous objects. Applied Optics 1997;36(13):2770-5. DOI: 10.1364/AO.36.002770.
19. *Georghiades AS, Belhumeur PN, Kriegman DJ.* From few to many: Illumination cone models for face recognition under variable lighting and pose. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence 2001;23(6):643-60. DOI: 10.1109/34.927464.
20. *Skydan OA, Lalor MJ, Burton DR.* Technique for phase measurement and surface reconstruction by use of colored structured light. Applied Optics 2002;41(29):6104-17. DOI: 10.1364/AO.41.006104.
21. *Huang PSS, Zhang CP, Chiang FP.* High-speed 3-D shape measurement based on digital fringe projection. Optical Engineering 2003;42(1):163-8. DOI: 10.1117/1.1525272.
22. *Zhang ZH, Towers CE, Towers DP.* Time efficient color fringe projection system for 3D shape and color using optimum 3-frequency selection. Optics Express 2006;14(14):6444-55. DOI: 10.1364/OE.14.006444.
23. *Hu YS, et al.* A calibration approach for decoupling colour cross-talk using nonlinear blind signal separation network. Commad 04: 2004 Conference on Optoelectronic and Microelectronic Materials and Devices, Proceedings; 2005. p. 265-8. DOI: 10.1109/COMMAD.2004.1577541.
24. *Kinell L.* Multichannel method for absolute shape measurement using projected fringes. Op-

tics and Lasers in Engineering 2004;41(1):57-71. DOI: 10.1016/S0143-8166(02)00148-3.
25. *Liu WY, et al.* Color-coded projection grating method for shape measurement with a single exposure. Applied Optics 2000;39(20):3504-8. DOI: 10.1364/AO.39.003504.
26. *Pagés J, et al.* Optimised De Bruijn patterns for one-shot shape acquisition. Image and Vision Computing 2005;23(8):707-20. DOI: 10.1016/j.imavis.2005.05.007.
27. *Philip F, Buron F.* Sensing deforming and moving objects with commercial off the shelf hardware. 2005 IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR'05) - Workshops; 2005 June 25; San Diego, USA. DOI: 10.1109/CVPR.2005.524.
28. *Gorthi SS, Lolla KR.* Novel single shot structured light technique for accurate, reliable and dense 3d shape measurement. Proceedings of International Conference on Optics & Optoelectronics 2005; OP-OIP-6.
29. *Lilley F, Lalor MJ, Burton DR.* Robust fringe analysis system for human body shape measurement. Optical Engineering 2000;39(1):187-95. DOI: 10.1117/1.602351.
30. *Hanafi A, Gharbi T, Cornu JY.* In vivo measurement of lower back deformations with Fourier-transform profilometry. Applied Optics 2005;44(12):2266-73. DOI: 10.1364/AO.44.002266.
31. *Berryman F, et al.* A new system for measuring three-dimensional back shape in scoliosis. European Spine Journal 2008;17(5):663-72. DOI: 10.1007/s00586-007-0581-x.
32. *Yilmaz ST, et al.* Vibration amplitude analysis with a single frame using a structured light pattern of a four-core optical fibre. Optics Communications 2005;249(4-6):515-22. DOI: 10.1016/j.optcom.2005.01.032.
33. *de Angelis M, et al.* Liquid refractometer based on interferometric fringe projection. Optics Communications 2000;175(4-6):315-21. DOI: 10.1016/S0030-4018(00)00477-6.
34. *Hecht J, et al.* Triangulation based digitizing of tooling and sheet metal part surfaces - measuring technique, analysis of deviation to CAD and remarks on use of 3D-coordinate fields for the finite element analysis. Sheet Metal 2007;344:847-53.
35. *Hong D, et al.* Sensor fusion of phase measuring profilometry and stereo vision for three-dimensional inspection of electronic components assembled on printed circuit boards. Applied Optics 2009;48(21):4158-69. DOI: 104028/www.scientific.net/KEM.344.847.
36. *Tan S, Song DQ, Zeng L.* A tracking fringe method for measuring the shape and position of a swimming fish. Optics Communications 2000;173(1-6):123-8. DOI: 10.1016/S0030-4018(99)00595-7.
37. *Yagnik J, et al.* 3D shape extraction of human face in presence of facial hair: A profilometric approach. Tencon 2005 - 2005 IEEE Region 10 Conference, Vols 1-5, 2006; p. 2581-5. DOI: 10.1109/TENCON.2005.301088.
38. *Wenzel K, Antal Á, Molnár J, Tóth B, Tamás P.* New optical equipment in 3D surface measuring. Journal of Automation Mobile Robotics & Intelligent Systems 2009;3(4):29–32.
39. *Gaál Zs, Antal Á, Tamás P.* Scoliosis testing features on the basis of electronically generated moire patterns. Biomechanica Hungarica 2010; 3(1):84–92.

A szerzők ezúton szeretnék kifejezni köszönetüket dr. Kiss Rita egyetemi tanárnak a munka során nyújtott hathatós segítségéért és szakmai támogatásáért. A kutatás része volt a GERINCOR (TECH_08-A1/2-2008-0121) projektnek, melyben ortopédiai deformitások megfigyelésére és gondozására szolgáló intelligens eszköz és módszer kifejlesztése volt a fő feladat. A munka szakmai tartalma kapcsolódott az „Új tehetséggondozó programok és kutatások a Műegyetem tudományos műhelyeiben" c. projekt szakmai célkitűzéseinek megvalósításához. A projekt megvalósítását a TÁMOP-4.2.2.B-10/1-2010-0009 program támogatta. A deflektometriás és a moiré kép a Salus Kft. gyógytornatermében készült.

Nochta Gergő
Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Mechatronika, Optika és Gépészeti Informatika Tanszék
H-1111 Budapest, Műegyetem rkp. 3.
Tel.: (+36) 1 463-2602

Bilaterális, nagyfokú térdízületi artrózis hatása a hirtelen irányváltoztatás utáni egyensúlyozó képességre

Pethes Ákos[1], Szabó Gréta[2], Kiss Rita M.[2]

[1] Szent János Kórház és Észak-budai Egyesített Kórházak, Ortopéd- Traumatológiai Osztály

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

rita.kiss@mogi.bme.hu

DOI: 10.17489/biohun/2016/1/02

Absztrakt

Az egyoldali (unilaterális), nagyfokú térdízületi artrózis szignifikánsan befolyásolja a járás paramétereit, a járás szabályosságát és az egyensúlyozó képességet. Jelen kutatás célja annak megállapítása, hogy a hirtelen irányváltoztatás utáni egyensúlyozó képességet jellemző Lehr-féle csillapítási szám hogyan változik meg a kétoldali (bilaterális), nagyfokú térdízületi artrózisban szenvedő betegeknél. A vizsgálatokban 20 kontroll, 20 unilaterális és 20 bilaterális nagyfokú térdízületi artrózisban szenvedő beteg vett részt. Az egyensúlyozó képességet két és egy lábon állva mért, hirtelen irányváltoztatási tesztből meghatározott Lehr-féle csillapítási számmal jellemeztük. Bilaterális térdízületi artrózisban szenvedő betegeknél, az unilaterális térdízületi artrózisban szenvedő betegekkel ellentétben nem volt szignifikáns különbség a két lábon, domináns lábon és nem-domináns lábon állva mért értékek között. A férfiak és a nők egyensúlyozó képessége között egyik betegcsoport esetén sem találtunk szignifikáns különbséget. A bilaterális térdízületi artrózisban szenvedő betegek esetén a két lábon állás közben mért értékekből számított Lehr-féle csillapodási szám szignifikánsan kisebb, mint az unilaterális térdízületi artrózisban szenvedő betegek és a kontrollcsoport esetén, ami arra enged következtetni, hogy ennél a csoportnál legnagyobb az elesés kockázata.

Kulcsszavak: ultrahangalapú mozgáselemzés, térdízületi artrózis, hirtelen irányváltoztatási teszt, Lehr-féle csillapítási szám

Effect of bilateral, severe knee osteoarthritis on balancing ability after sudden unidirectional perturbation

Abstract

The gait parameters, the variability of gait, the balancing ability are influenced by unilateral, severe knee osteoarthritis. The aim of this study is to analyze balancing ability after sudden perturbation characterized Lehr's damping ratio measured by provocation test. 20 controls, 20 patients with unilateral and 20 with bilateral, severe knee osteoarthritis was examined during stance on both and on single limb. On basis of our result it could be established that in patients with bilateral, severe knee osteoarthritis the Lehr's damping ratio calculated from provocation test while standing on both limbs, on dominant and non- dominant limb did not differ significantly each other. No significant difference found between the results of males and females in both patient group. Our results showed that, the Lehr's damping ratio measured during stance on both limb was significant smaller in patients with bilateral knee osteoarthritis, than the value of patients with unilateral knee osteoarthritis. On basis of our result it could be establish that the risk of fall is highest in patients with bilateral, severe knee osteoarthritis.

Keywords: ultrasound-based motion analysis, knee osteoarthritis, sudden uniderectional perturbation test, Lehr's damping ratio

1. Bevezetés

Az egyoldali (unilaterális), nagyfokú térdízületi artrózis a járás paramétereit,[1-7] a járásmintát,[8-10] az ízületi propriocepciót[10-20] és az állás közbeni egyensúlyozó képességet[20-25] szignifikánsan befolyásolja. Kutatócsoportunk megállapította, hogy unilaterális, nagyfokú térdízületi artrózis esetén a hirtelen irányváltoztatási teszt által mért Lehr-féle csillapítási számmal jellemzett dinamikus egyensúlyozó képesség is romlik.[26, 27]

Creaby és mtsai[28] kutatási eredményei azt mutatják, hogy a kétoldali (bilaterális) térdízületi artrózisban szenvedő betegek járásparaméterei szimmetrikusak, de szignifikánsan eltérnek az egészséges, azonos korú személyekétől. Mills és mtsai[29] eredményei enyhe és közepes bilaterális térdízületi artrózis esetén aszimmetrikus járásképet mutattak ki. Liu és mtsai[30] megállapították, hogy nagyfokú bilaterális térdízületi artrózis esetén a térd flexiós-extenziós nyomatéka lényegesen és szimmetrikusan csökkent. A betegek a csökkent térdízületi nyomatékot a boka és a csípőízület megnövekedett flexiós nyomatékával kompenzálták.

Nem találtunk olyan kutatást, amely a kétoldali (bilaterális) térdízületi artrózis hatását az egyensúlyozó képességre vizsgálta volna. Kutatásunk célja annak megállapítása, hogy a bilaterális, nagyfokú térdízületi artrózisban szenvedő betegek esetén, a hirtelen irányváltoztatási tesztből számított Lehr-féle csillapítási számmal jellemezhető dinamikus egyensúlyozó képesség hogyan módosul két lábon és egy lábon állva. Feltevésünk szerint a bilaterális, nagyfokú térdízületi artrózisban szenvedő betegek dinamikus egyensúlyozó képessége két lábon és egy lábon állva is a kontrollcsoportéhoz képest csökken, a csökkenés szimmetrikus.

2. Anyag és módszer

2.1. Vizsgált személyek

A kontrollcsoportot 20 egészséges, 65 év feletti személy alkotta (*1. táblázat*). A kizárási kritérium az alsó végtagot, gerincet érintő elváltozás, korábbi sérülés, műtét, ízületi kopás alsó végtagi ízületekben, neurológiai elváltozás (Parkinson, dementia, stroke stb.), egyensúlyozó képességet érintő elváltozás, vesztibularis elváltozás, nem-kontrollált, nem-karbantartott kardiovaszkularis elváltozás, ± 5,0 dioptriánál nagyobb látáskorrekció. A mozgásvizsgálat előtt ortopéd szakorvos (PÁ) által elvégzett fizikális, ortopédiai vizsgálat szerint mindkét alsó végtag ízületeinek mozgástartománya, stabilitása, valamint az alsó végtag tengelyállása, izomereje és izomtónusa élettanilag megfelelő volt.

A két betegcsoportot 20 bilaterális, 20 unilaterális térdízületi artrózisban szenvedő beteg alkotta (*1. táblázat*). A bilaterális térdízületi artrózis esetén mindkét térdben, míg az unilaterális térdízületi artrózis esetén az érintett térdben az artrózis súlyossága a Kellgren-Lawrence szerinti radiológiai index szerint IV.[31] A többi beválasztási és kizárási kritérium megegyezett az egészséges személyeknél be-

Csoport	Bilaterális térd OA	Unilaterális térd OA	Kontroll
Férfi/nő	9/11	8/12	10/10
Kor [év]	67,2 ± 10,1	69,7 ± 8,1	68,4 ± 6,22
Testsúly [kg]	90,4 ± 19,7	86,4 ± 18,1	81,5 ± 15,6
Magasság [m]	1,71 ± 0,13	1,63 ± 0,10	1,68 ± 0,12

OA: artrózis

1. táblázat. Az antropometriai adatok átlagos ± szórással

mutatottakkal. A fizikális, ortopédiai vizsgálatot a betegcsoport esetén is ortopéd szakorvos (PÁ) végezte.

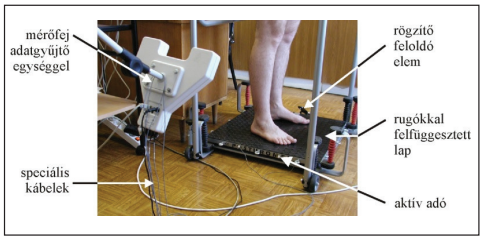
A csoportok antropometriai adatainak összehasonlításánál látható (*1. táblázat*), hogy a bilateralis és unilateralis térd OA betegek testmagassága között a különbség jelentős, de nem szignifikáns ($p = 0,06$). A korábbi vizsgálatok[27] egyértelművé tették, hogy a hirtelen irányváltoztatás utáni egyensúlyozó képességet a testtömeg és a testmagasság szignifikánsan nem befolyásolja.

A dinamikus egyensúlyvizsgálat megkezdése előtt a domináns oldal az ún. lökésteszttel állapítható meg.[32] Domináns az az alsó végtag, amellyel hátulról történő lökés esetén a vizsgált személy kilép, hogy egyensúlyát visszanyerje. A lökésteszt eredményeképpen az egészséges kontrollcsoportnál 3 nő és 2 férfi páciensnél a bal oldal, míg a többi személynél a jobb oldal volt a domináns. Az unilaterális, nagyfokú térdízületi artrózisban szenvedő betegeknél minden esetben az egészséges oldal volt a domináns. A bilaterális, nagyfokú térdízületi artrózisban szenvedő betegeknél 4 nő és 1 férfi esetén a baloldal, míg a többi beteg esetén a jobb oldal volt a domináns.

Minden résztvevő írásbeli tájékoztatásban részesült a kutatás rizikóiról és céljairól, aláírásukkal beleegyezésüket adták a vizsgálatban való részvételbe, melyet bármikor következmények nélkül visszavonhattak. A vizsgálatot az Egészségügyi Tudományos Tanács Tudományos és Kutatásetikai Bizottság (114/2004) hagyta jóvá.

2.2. Vizsgálati módszer

A hirtelen irányváltoztatás utáni egyensúlyozó képesség mérése a provokációs teszttel történt[27] a Semmelweis Egyetem Ortopédiai Klinika Járáslaboratóriumában. A vizsgálatot minden esetben egy személy (SzG) végezte. Jelen vizsgálatban a PosturoMed© (Haider-Bioswing GmbH, Weiden Németország) (*1. ábra*) terápiás eszköz felfüggesztett merev lapjának mozgását négy rugó szabályozta. Ez a könnyű vizsgálatot jelenti, mivel a lap a vízszintes síkban csak egy irányban tud kitérni. A merev lap mozgását zebris CMS-10 ultrahangalapú egyedi érzékelőket használó mérőrendszerrel (Zebris, Medizintechnik GmbH, Isny, Németország) és a Win Posture mérést vezérlő programmal rögzítettük. A mérés elrendezése az *1. ábrán* látható. A mérés frekvenciája 100 Hz volt.



1. ábra. Mérési elrendezés. PosturoMed® lap mozgásának rögzítéséhez az ultrahangalapú mérőfej 30°-os dőlésszögben a vizsgált személy oldalánál, míg két egyedi érzékelő a lap oldalán található

A hirtelen irányváltoztatás utáni egyensúlyozó képességet a merev lap csillapított szabad lengéséből számított Lehr-féle csillapítási számmal (D) jellemeztük.[27] A Lehr-féle csillapítási szám értéke 0 és 1 között lehet. Ha $D = 0$, akkor nincs csillapítás, a lengés csillapítatlan szabad lengés, azaz a vizsgált személy elveszti egyensúlyát. Ha $D = 1$, akkor a csillapítás megegyezik a kritikus csillapítással, lengés nem jön létre, azaz az egyensúlyozó képesség ideális. Minél nagyobb a Lehr-féle csillapítási szám, annál jobb a tényleges csillapítás, azaz annál jobb a vizsgált személy egyensúlyozó képessége.

A vizsgálat sorrendje az egészséges és a bilaterális, nagyfokú térdízületi artrózisos betegeknél: mindkét végtagon állva (mindkét végtag),

a domináns végtagon állva (domináns végtag) és nem-domináns végtagon állva történő vizsgálat. Unilaterális térdízületi artrózisos betegeknél: két lábon állva (mindkét végtag), az érintett végtagon (érintett végtag) és a nem-érintett végtagon (nem-érintett végtag) állva történő vizsgálat.

A vizsgálati személyek adataiból vizsgálati csoportonként csoportátlag és szórás számolható, a szórások azonosságát F-próbával ellenőriztük. A csoportok közötti különbséget kétmintás t-próbával, a két oldal (domináns és nem-domináns) közötti különbséget egymintás, párosított t-próbával elemeztük. Az adatok kiértékelése MS Excel Analysis ToolPack szoftver felhasználásával történt. Az eltérés szignifikáns, ha $p \leq 0{,}05$.

3. Eredmények

Az eredmények összefoglalva a *2. táblázat*ban láthatók. A kontrollcsoport és az unilaterális, nagyfokú térdízületi artrózisos betegcsoport összes tagja a vizsgálat mindhárom (mindkét, domináns és nem-domináns végtagon történő) részt végrehajtotta. A bilaterális, nagyfokú térdízületi kopásos betegek közül 4 beteg mindkét egylábas (domináns és nem-domináns), míg további 3 beteg a nem-domináns végtagon történő vizsgálati részt nem tudta végrehajtani. Ezekben az esetekben a Lehr-féle csillapítási szám 0.

Az egészséges kontrollcsoport esetén a nem-domináns végtagon állva mért értékekből számított Lehr-féle csillapítási szám szignifikánsan kisebb, mint a domináns végtagon ($p_{nő} = 0{,}006$; $p_{férfi} = 0{,}009$) és a mindkét végtagon ($p_{nő} = 0{,}004$; $p_{férfi} = 0{,}002$) állva mért értékekből számított Lehr-féle csillapítási szám (*2. táblázat*). A férfiak és nők mért értékeiből számított Lehr-féle csillapítási szám szignifikánsan eltért egymástól ($p_{két} = 0{,}009$; $p_{domináns} = 0{,}006$; $p_{nem\ domináns} = 0{,}002$) (*2. táblázat*). Ezek az eredmények korábbi vizsgálatok

Csoport	Állás		
	Mindkét végtag	Domináns/ nem-érintett végtag	Nem-domináns/ érintett végtag
Férfi kontroll N = 10	4,63 ± 0,32	4,50 ± 0,31	2,87 ± 0,36[a,b]
Női kontroll N = 10	5,01 ± 0,30[e]	4,89 ± 0,29[e]	3,45 ± 0,33[a,b,e]
Férfiak unilaterális térd OA N = 8	3,13 ± 0,51[c]	2,95 ± 0,47[c]	0,89 ± 0,37[a,b,c]
Nők unilaterális térd OA N = 12	3,26 ± 0,47[c]	3,02 ± 0,49[c]	0,93 ± 0,47[a,b,c]
Férfiak bilaterális térd OA N = 9	0,79 ± 0,57[c,d]	0,62 ± 0,41[c,d]	0,59 ±0,39[c]
Nők bilaterális térd OA N = 11	0,81 ± 0,55[c,d]	0,70 ± 0,37[c,d]	0,68 ±0,33[c]

[a] *Szignifikáns különbség a D értékében a két lábon mért paraméterekhez képest*
[b] *Szignifikáns különbség a D értékében a domináns/nem-érintett lábon mért paraméterekhez képest*
[c] *Szignifikáns különbség a D értékében az egészséges kontrollcsoporttal összehasonlítva*
[d] *Szignifikáns különbség a D értékében a bilaterális térdízületi és unilaterális térdízületi artrózisos betegek között*
[e] *Szignifikáns különbség D értékében a különböző nemek között*
OA: artrózis

2. táblázat. A hirtelen irányváltoztatási tesztből számolt Lehr-féle csillapítási szám (D) átlag ± szórása
Megjegyzések: domináns/nem-domináns végtag: egészségeseknél és bilaterális térdízületi artrózisos betegeknél domináns, míg unilaterális térdízületi atrózisban szenvedő betegeknél nem-érintett (egészséges) oldal; nem-domináns/érintett végtag: egészségeseknél és bilaterális térdízületi kopásos betegeknél nem-domináns végtag; unilaterális térdízületi kopásos betegeknél érintett végtag

eredményeivel[27] megegyeznek.

*Az unilaterális, nagyfokú térdízületi artrózisban szenvedő betegcsoport*nál a kontrollcsoporthoz hasonlóan az érintett végtagon állva mért értékekből számított Lehr-féle csillapítási szám szignifikánsan kisebb volt a mindkét lábon ($p_{nő} = 0{,}0005$; $p_{férfi} = 0{,}00011$) a nem-érintett lábon ($p_{nő} = 0{,}0013$; $p_{férfi} = 0{,}0014$) állva mért értékekből számított Lehr-féle csillapítási számhoz képest (*2. táblázat*). A vizsgált személy neme a Lehr-féle csillapítási számot nem befolyásolta szignifikánsan ($p_{mindkét} = 0{,}087$; $p_{domináns} = 0{,}078$; $p_{nem\ domináns} = 0{,}20$) (*2. táblázat*). A betegcsoport Lehr-féle csillapítási száma mindhárom vizsgálati rész esetén mind a férfi ($p_{mindkettő} = 0{,}0021$; $p_{domináns} = 0{,}0007$; $p_{nem\ domináns} = 0{,}00002$) mind a női kontrollcsoporthoz ($p_{mindkettő} = 0{,}0032$; $p_{domináns} = 0{,}0006$; $p_{nem\ domináns} = 0{,}00005$) képest szignifikánsan kisebb volt. (*2. táblázat*). Ezek az eredmények korábbi vizsgálatok eredményeivel[26] megegyeznek.

A bilaterális, nagyfokú térdízületi artrózisos betegcsoport esetén a végtag dominancia Lehr-féle csillapítási számot szignifikánsan nem befolyásolta sem férfiak ($p_{mindkettő\text{-}domináns} = 0{,}21$; $p_{domináns\text{-}nem\ dom} = 0{,}37$; $p_{mindkettő\text{-}nem\ dom.} = 0{,}09$), sem nők esetén ($p_{mindkettő\text{-}domináns} = 0{,}21$; $p_{domináns\text{-}nem\ dom} = 0{,}37$; $p_{mindkettő\text{-}nem\ dom.} = 0{,}09$) esetén (*2. táblázat*), azaz a három vizsgálati résszel meghatározott Lehr-féle csillapítási szám szignifikánsan nem tért el egymástól. A vizsgált személy neme a Lehr-féle csillapítási számot egyik vizsgálati rész esetén sem befolyásolta. ($p_{mindkettő} = 0{,}13$; $p_{domináns} = 0{,}17$; $p_{nem\ domináns} = 0{,}09$) (*2. táblázat*). Mindkét nem, mindhárom vizsgálati rész esetén a Lehr-féle csillapítási szám szignifikánsan kisebb volt, mint a kontrollcsoport értékei ($p_{mindkettő} < 0{,}00007$; $p_{domináns} < 0{,}000004$; $p_{nem\ domináns} < 0{,}00007$) (*2. táblázat*). A vizsgált személy nemétől függetlenül szignifikáns különbséget találtunk az unilaterális és a bilaterális, nagyfokú térdízületi artrózisban szenvedő betegek esetén a két lábon és a domináns lábon állás közben mért értékekből számított Lehr-féle csillapítási szám között ($p_{mindkettő} < 0{,}0001$; $p_{domináns} < 00006$) (*2. táblázat*). Nem volt szignifikáns különbség az unilaterális, nagyfokú térdízületi artrózisban szenvedő betegek érintett oldalon történő állás közben mért értékekből számított Lehr-féle csillapítási szám és a bilaterális, nagyfokú térdízületi artrózisban szenvedő betegek két lábon történő ($p_{férfi} = 0{,}09$; $p_{nő} = 0{,}11$), domináns lábon történő ($p_{férfi} = 0{,}17$; $p_{nő} = 0{,}28$) nem-domináns lábon ($p_{férfi} = 0{,}08$; $p_{nő} = 0{,}07$)történő állása közben mért értékekből számított Lehr-féle csillapítási szám között (*2. táblázat*).

4. Megbeszélés

Az egészséges csoporton végzett vizsgálatok megmutatták, hogy a hirtelen irányváltoztatás utáni egyensúlyozó képességet a vizsgált személy neme és az oldaldominancia jelentősen befolyásolja.[27,33,34] Unilaterális, nagyfokú térdízületi artrózisban szenvedő betegeknél az egészséges, vagyis nem-érintett oldal tekinthető dominánsnak. A térdízületi artrózis hatására a hirtelen irányváltoztatás utáni egyensúlyozó képesség romlott, amely alátámasztja a korábbi stabilometriás kutatások eredményeit.[21-25] A vizsgált személy neme a hirtelen irányváltozás utáni egyensúlyozó képességet nem befolyásolja, azaz a térdízületi artrózis hatása nagyobb, mint a vizsgált személy nemének hatása.[27]

Bilaterális, nagyfokú térdízületi artrózisban szenvedő betegeknél sem befolyásolta a vizsgált személy neme az egyensúlyozó képességet. Az unilaterális, nagyfokú térdízületi kopásban szenvedő betegekkel ellentétben, ennél a betegcsoportnál az oldaldominancia sem befolyásolta az egyensúlyozó képességet, vagyis az egy lábon mért értékek szimmetri-

kusak, melyek megegyeznek járásvizsgálatból tett megállapítással.[28] Az eredményeink alapján feltételezhető, hogy a térdízületi artrózis nem csak a vizsgált személy neménél, hanem az oldaldominanciánál is erősebben hatással van a dinamikus egyensúlyozó képességre. Ezt az is megerősíti, hogy a bilaterális, nagyfokú térdízületi artrózisos betegeknél a Lehr-féle csillapítási szám egy lábon állva nem tért el az unilaterális térdízületi artrózisos betegek érintett oldalon állva mért értékeiből számított Lehr-féle csillapítási számtól. Az eredmények alapján a hirtelen irányváltoztatás utáni egyensúlyozó képességre a legnagyobb hatást a térdízületi artrózis súlyossága gyakorolhatja.

Jelen kutatásban a hirtelen irányváltoztatás utáni egyensúlyozó képességet csak teljes térdízületi protézis előtt vizsgáltuk. A következőkben az ilyen típusú vizsgálatokat célszerű az izomműködés vizsgálatával is kiegészíteni. A kutatás következő részében az artrózis okozta tengely-deformitások mértéke és a hitelen irányváltoztatás utáni egyensúlyozó képesség közötti kapcsolat is elemezhető.

5. Következtetés

Bilaterális, nagyfokú térdízületi artrózisban szenvedő betegeknél a hirtelen irányváltoztatás utáni egyensúlyozó képesség a kontrollcsoporthoz képest szignifikánsan romlott. Szignifikáns különbség mutatható ki az unilaterális és a bilaterális, nagyfokú térdízületi artrózisban szenvedő betegek mindkét lábon és a domináns végtagon állva mért értékekből számított Lehr-féle csillapítási száma között is. Ez alapján feltételezhető, hogy a bilaterális, nagyfokú térdízületi artrózisban szenvedő betegek dinamikus egyensúlyozó képessége rosszabb, azaz az elesés kockázata e betegcsoportnál a legnagyobb. Ezt a konzervatív terápiák összeállításánál, és a segédeszközök elrendelésénél is célszerű figyelembe venni.

IRODALOM

1. *Al-Zahrani KS, Bakheit AM.* A study of the gait characteristics of patients with chronic osteoarthritis of knee. Diabil Rehabil 2002;24:275-80.
2. *Bejek Z, Paróczai R, Szendrői M, Kiss RM.* Gait analysis following TKA: comparison of conventional technique, computer-assisted navigation and minimally invasive technique combined with computer assisted navigation. Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy 2011;19:285–91.
3. *Kaufman KR, Hughes C, Morrey BF, Morrey M, An KN.* Gait characteristics of patients with knee osteoartritis. Journal of Biomechanics 2001;31:907-15.
4. *Ko S, Ling SM, Schreiber C, Nesbit M, Ferrucci L.* Gait patterns during different walking conditions in older adults with and without knee osteoartritis – Results from Baltimore Longitudinal Study of Aging. Gait & Posture 2011;33:205-10.
5. *Landry SC, McKean KA, Hubley-Kozey CL, Stanish WD, Deluzio KJ.* Knee biomechanics of moderate OA patients measured during gait at a self-selected and fast walking speed. Journal of Biomechanics 2007;40:1754-61.
6. *Smith AJ, Lloyd DG, Wood DJ.* A kinematic and kinetic analysis of walking after total knee arthroplasty with and without patellar resurfing. Clinical Biomechanics 2006;21:379.
7. *Zeni JA, Higginson JS.* Differences in gait parameters between healthy subjects and persons with moderate and severe knee osteoartritis: A results of altered walking speed? Clinical Biomechanics 2006;24:372-8.
8. *Kiss RM.* Effect of severity of knee osteoartritis on the variability of gait parameters. Journal of

Electromyography and Kinesiology 2011;21:695-703.

9. *Lewek MD, Scholz J, Rudolph KS, Snyder-Mackler L.* Stride-to stride variability of knee motion in patients with knee osteoarthritis. Gait & Posture 2006;23:505-11.
10. *Yakhdani HRF, Bafgi HA, Meijer OG, Bruijn SM, van den Dikkenberg N, Stibbe AB, et al.* Stability and variability of knee kinematics during gait in knee osteoarthritis before and after replacement surgery. Clinical Biomechanics 2010;25:230-6.
11. *Barrett DS, Cobb AG, Bentley G.* Joint proprioception in normal, osteoarthritic and replaced knees. J. Bone Joint Surg Br 1991;73B:53-6.
12. *Warren P, Olanlokun T, Cobb AG, Bentley G.* Proprioception after knee arthroplasty. Clin. Orthop 1993;297:182-7.
13. *Attfield SF, Wilton TJ, Pratt DJ, Sambatakakis A.* Soft-tissue balance and recovery of proprioception after total knee replacement. J. Bone Joint Surg Br 1996;78B:540-5.
14. *Swanik CB, Lephart S, Rubash H.* Proprioception, kinaesthesia and balance after total knee arthroplasty with cruciate-retaining and posterior stabilised prostheses. J Bone Joint Surg Am 2004;86A:328-34.
15. *Ishii Y, Teajima K, Terashima S, Bechtold JE, Laskin RS.* Comparison of joint position sense after total knee arthroplasty. J. Arthroplasty 1997;541–5.
16. *Isaac SM, Barker KL, Danial IN, Beard DJ, Dodd CA, Murray DW.* Does arthroplasty type influence knee joint proprioception? A longitudinal prospective study comparing total and unicompartamtal arthroplasty. The Knee 2007;14:212-7.
17. *Barrack RL, Skinner HB, Cook SD, Haddad RJ.* Effect of articular disease and total knee arthroplasty on knee joint position sense. J. Neurophphysiol 1983;50:684-7.
18. *Skinner HB, Barrack RL, Cook SD, Haddad RJ.* Joint position sense in total knee arthroplasty. J. Orthop. Res 1984;1:276-83.
19. *Simmons S, Lephart S, Rubash H, Pifer GW, Barrack RL.* Proprioception after unicondylar knee arthroplasty versus total knee arthroplasty on knee joint position sense. Clin Orthop 1996;331:179-84.
20. *Gauchard GC, Vancon G, Mezer P, Mainard D, Perrin PP.* On the role of knee joint balance control and postural strategies: Effects of total knee replacement in elderly subjects with knee osteoarthritis. Gait & Posture 2010;32:155-60.
21. *Quagliarella L, Sasanelli N, Moaco V, Belgiovine G, Spinarelli A, Noarnicola A, et al.* Relevance of orthostatic posturography for clinical evaluation of hip and knee joint arthroplasty patients. Gait & Posture 2011;34:49–54.
22. *Hassan BS, Mockett S, Doherty M.* Static postural sway, proprioception and maximal voluntary quadriceps contraction in patients with knee osteoarthritis and normal subjects. Ann Rheum Dis 2001;60:612-8.
23. *Hassan BS, Doherty SA, Mockett S, Doherty M.* Effect of pain reduction on postural sway, proprioception and quadriceps strength in subject with knee osteoarthritis. Ann Rheum Dis 2002;61:422-8.
24. *Masui T, Hasegawa Y, Yamaguchi J, Kanoh T, Ishiguru N, Suzuki S.* Increasing postural sway in rural-community-dwelling elderly persons with knee osteoarthritis. J Orthop Sci 2006;11:353-8.
25. *Turcot K, Hagemaister N, de Guise JA, Aissaoui R.* Evaluation of unipodal stance in knee osteoarthritis patients using knee accelerations and center of pressure. Osteoarthritis and Cartilage 2011;19:281-6.
26. *Kiss RM.* Effect of degree of knee osteoarthritis on balancing capacity after sudden perturbation. Journal of Electromyography and Kinesiology 2012;22:575-81.
27. *Kiss RM.* A new parameter for characterizing balancing ability on an unstable oscillatory platform. Medical Engineering and Physics 2011;33:1160-6.
28. *Creaby MW, Bennel KL, Hunt MA.* Gait differs between unilateral and bilateral knee osteoarthritis. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation 2012;93:822-7.
29. *Mills K, Hettings BA, Pohl MB, Ferber R.* Between-limb kinematic asymmetry during gait in

unilateral and bilateral mild to moderate knee osteoarthritis. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation 2013;94:2241-7.

30. *Liu YH, Wang TM, Wei IP, Lu TW, Hong SW, Kuo CC.* Effects of bilateral medial knee osteoarthritis on intra- and inter-limb contributions to body support during gait. Journal of Biomechanics 2014;47:445-50.
31. *Kellgren JH, Lawrence JS.* Radiological assessment of osteoarthritis. Ann Rheum Dis 1957;16:494-502.
32. *Hoffman M, Schrader J, Applegate T, Koceja T.* Unilateral postural control of the functionally dominant and non-dominant extremities of healthy subjects. Journal of Athletic Training 1998;33:319-22.
33. *Boeer J, Mueller O, Krauss I, Haupt G, Axmann D, Horstman T.* Effect of a sensory-motor exercise program for older adults with osteoarthritis or prothesis of the hip using measurements made by Posturomed oscillatory platform. Journal of Geriatric Physical Therapy 2010;33:10-5.
34. *Müller O, Günther M, Krauß I, Horstman T.* Physical characterization of the therapeutic device Posturomed as a measuring device. Presentation of a procedure to characterize balancing ability. Biomedizinishe Technik 2004;49:56-60. (in German, Abstract in English)

A projektet az Országos Tudományos Kutatási Alapprogramok K083650 számú kutatása támogatta.

Kiss Rita
Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Mechatronika, Optika és Gépészeti Informatika Tanszék
H-1111 Budapest, Műegyetem rkp. 3. D épület, 4. emelet, 430.
Tel.: (+36) 1 463-1738