

www.muszeroldal.hu
(a magyar műszerportál)

- Cégszótárak:

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

- Referencia oldalak:

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

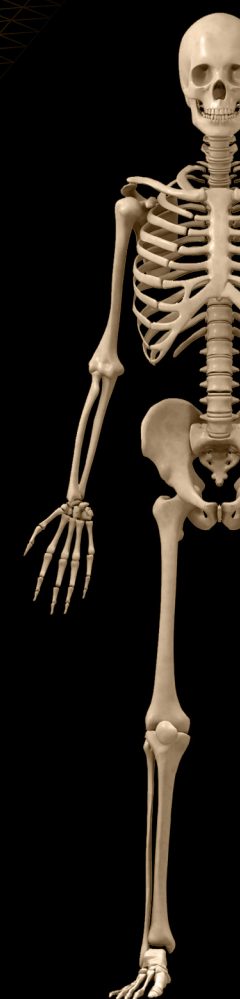
Ha mérést végez... ha műszereket árusít... kalibrál... fejleszt
vagy javít... itt mindent megtalál!

MŰSZER OLDAL

BIOMECHANICA HUNGARICA

XI. évfolyam 2. szám
2018. november

- Vezércikk
- A nyirokrekreációs kezelés eredményességének mérése a járás analízissel
- Orális implantátumok primer stabilitása
- Egyedi kézrögzítő fejlesztése és gyártása 3D nyomtatással
- Az aktívelongációs technika akut hatása a gerincoszlop morfológiai jellemzőire
- Szubmaximális izometrikus kontrakció alatt bekövetkező fáradás hatása a motoros egységek aktivációjára a könyökhajlító izmokban
- Finite element reconstruction of decompressive craniectomy
- Stiffening effect of human tendons during strain controlled fatigue loading
- Additív gyártástechnológiák alkalmazhatósági vizsgálata testreszabott orvosi implantátumok méretezéséhez
- Csont anyagtulajdonságainak megfelelő anyagmodellek előállításai additív gyártástechnológiákkal
- A vizuális és vestibuláris rendszerek egyensúlybeli szerepének vizsgálata táncosok és táncpasztalattal nem rendelkező nők szempontjából
- Felsővégtagi mozgás; ok vizsgálatára alkalmas mozgásanalizátor műszer validálási folyamata OptiTrack kamerarendszer segítségével

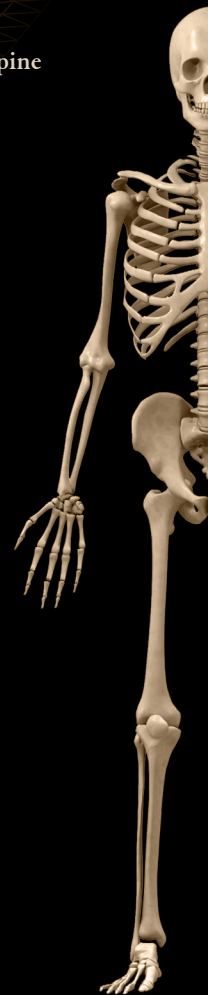


BIOMECHANICA HUNGARICA

Volume XI, issue 2.

November, 2018

- Editorial
- Measure the effectiveness of lymphedema treatment by gait analysis
- Calculation of dental implant's primary stability
- Development of a customized wrist orthosis using 3D printing
- Acute effect of active elongating technique on the morphological characteristics of the spine
- The effect of submaximal isometric contraction on fatigue and motor unit recruitment in human elbow flexor muscles
- Finite element reconstruction of decompressive craniectomy
- Stiffening effect of human tendons during strain controlled fatigue loading
- Material laws of additive manufacturing technologies used for design parameters of human implants production
- Realization of material laws in accordance with the bone's material properties carried out by additive manufacturing technologies
- Examining equilibrium role of visual and vestibular systems in the case of dancers and women without a dance experience
- Validation process of an upper limb motion analyzer using OptiTrack motion capture system



ÍZÜLETEINK VÉDELME



INTRAARTIKULÁRIS INJEKCIÓ

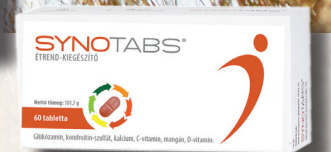
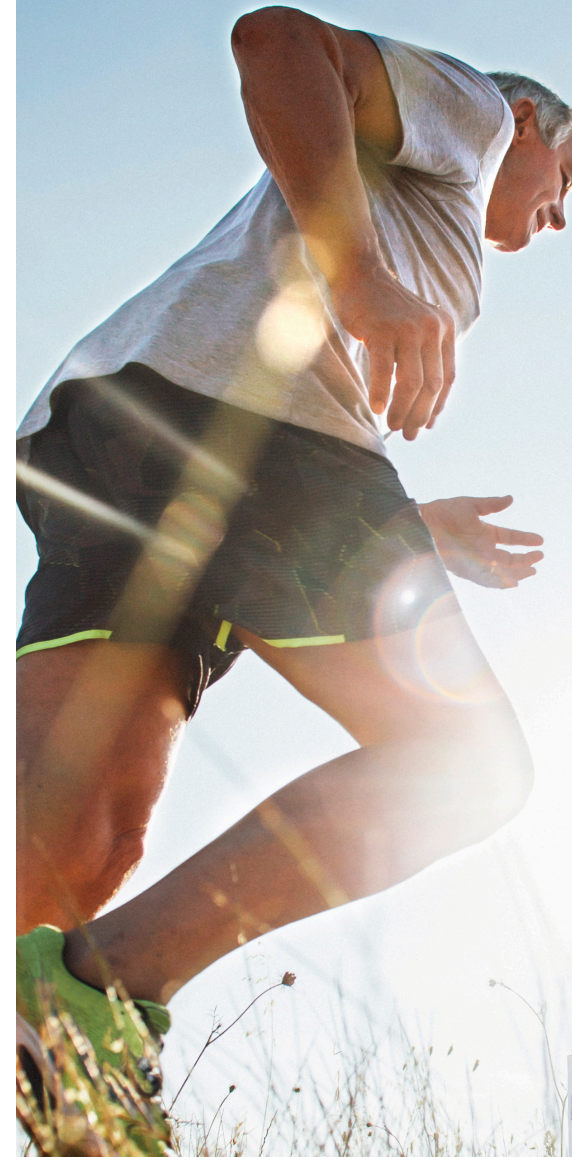
A SYNOCROM® intraartikuláris készítményekkel nagymértékben csökkenthető az ízületi fájdalom, és javítható az ízület mozgathatósága.

A SYNOCROM® termékek nagy tisztaságú, biofermentációs eljárással készült hyaluronsavat tartalmazó az ízületi folyadék pótlására alkalmazható injekciós készítmények. A termékek elsődlegesen a térdízületi arthrosis kezelésére szolgálnak, de egyéb ízületek degeneratív elváltozásai esetén is sikerrel alkalmazhatóak.

SYNOTABS®

PORCERŐSÍTŐ TÁPLÁLÉK KIEGÉSZÍTŐ

A SYNOTABS® filmtabletta készítményben kapható táplálék kiegészítő, amely az egészséges ízületek és porcok fenntartásához járul hozzá. Speciális összetétele révén a SYNOTABS® filmtabletta tartalmaz minden olyan fontos összetevőt, ami segíti az ízületek védelmét.



PREMED PHARMA KFT.
CÍM 2040 Budaörs, Gyár u. 2.
TELEFON 06 23 889 700
FAX 06 23 889 710
E-MAIL info@premedpharma.hu
WEB www.premedpharma.hu

BIOMECHANICA HUNGARICA

A Debreceni Egyetem Klinikai Központ Ortopédiai Klinika
és a Magyar Biomechanikai Társaság folyóirata

XI. évfolyam 2. szám: 2018. november 26.

A folyóirat honlapja: www.biomechanica.hu

SZERKESZTŐSÉG

Főszerkesztő

Csernátony Zoltán

Szerkesztő

Manó Sándor

Vendégszerkesztő

Kiss Rita M.

Szerkesztőbizottság

Alon Wolf

Bojtár Imre

Borbás Lajos

Halász Gábor

Hamid Sharim

Jacek Karski

Jónás Zoltán

Josef Eberhardsteiner

Kiss László

Kiss Rita M.

Kurutzné Kovács Márta

Luca Cristofolini

Noviczki Miklós

Nyitrai Miklós

Pálinkás Judit

Stépan Gábor

Száva János

Külső tagok

Fornet Béla

Allen Goodship

Monos Emil

Nyáry István

Szikora István

Tiszteletbeli tag

George Bentley

Adminisztráció

Soósne Horváth Hajnalka

A szerkesztőség elérhetőségei

Cím: 4012 Debrecen, Nagyerdei krt. 98.

Tel./fax: (+36) 52 255-815

E-mail: chiefeditor@biomechanica.hu

Kéziratbeküldés, lektorálás, lapszámok letöltése:

www.biomechanica.hu

ROVATVEZETŐK

Labor/társaság bemutató

Bojtár Imre ibojar@mail.bme.hu

State of the Art

Halász Gábor halasz@vizgep.bme.hu

Továbbképzés – kutatás

Borbás Lajos borbas@kge.bme.hu

Továbbképzés – gyakorlat

Jónás Zoltán zjonas@med.unideb.hu

Eredeti közlemények

Fekete Károly feketek@kenezykorhaz.hu

Kiss Rita M. kissrit@t-online.hu

Mozgásvizsgálat és -terápia

Szőke György sceleto@freemail.hu

Történet

Noviczki Miklós noviczki@josa.hu

Rejected Papers

Csernátony Zoltán csz@med.unideb.hu

Tudományos partnerkereső

Kiss László kissl@med.unideb.hu

Cégbemutató

Manó Sándor manos@med.unideb.hu

Társasági hírek

Manó Sándor manos@med.unideb.hu

Levelezési rovat

Manó Sándor manos@med.unideb.hu

Nyomás: Arany Napsugár Kft., Nyíregyháza

Felelős vezető: A kft. ügyvezetője

Kiadja a Magyar Biomechanikai Társaság

1111 Budapest, Műegyetem rakpart 3.

Felelős kiadó: a Társaság elnöke

Példányszám: 60

HU ISSN 2060-0305

A kiadvány a Magyar Tudományos Akadémia támogatásával készült.

BIOMECHANICA HUNGARICA

A journal of the University of Debrecen Medical Center, Dept. of Orthopaedic Surgery
and the Hungarian Society of Biomechanics

Volume XI, Issue 2: 26th November 2018

Journal website: www.biomechanica.hu

EDITORIAL BOARD

Chief editor

Zoltán Csernátóny

Editor

Sándor Manó

Guest editor

Rita Kiss M.

Editorial board members

Alon Wolf

Imre Bojtár

Lajos Borbás

Gábor Halász

Hamid Sharim

Jacek Karski

Zoltán Jónás

Josef Eberhardsteiner

László Kiss

Rita Kiss M.

Márta Kurutzné Kovács

Luca Cristofolini

Miklós Noviczki

Miklós Nyitrai

Judit Pálinkás

Gábor Stépán

János Száva

External members

Béla Fornet

Allen Goodship

Emil Monos

István Nyáry

István Szikora

Honorary member

George Bentley

Administration

Hajnalka Soósné Horváth

Editorial contact

Address: 4012 Debrecen, Nagyerdei krt. 98.

Tel./fax: (+36) 52 255-815

E-mail: chiefeditor@biomechanica.hu

Manuscript submission, downloading of articles:

www.biomechanica.hu

COLUMN HEAD

The introduction of a laboratory/society

Imre Bojtár ibojt@mailto.bmc.hu

State of the Art

Gábor Halász halasz@vizgcp.bmc.hu

Further Studying – research

Lajos Borbás borbas@kge.bmc.hu

Further Studying – practice

Zoltán Jónás zjonas@med.unideb.hu

Original articles

Károly Fekete fekek@kenczykorhas.hu

Rita Kiss M. kissrit@t-online.hu

Movement analysis and therapy

György Szőke scelecto@freemail.hu

History

Miklós Noviczki noviczki@josa.hu

Rejected Papers

Zoltán Csernátóny csz@med.unideb.hu

Research partner search

László Kiss kissl@med.unideb.hu

The introduction of a manufacturer

Sándor Manó manos@med.unideb.hu

Society news

Sándor Manó manos@med.unideb.hu

Letter to the editor

Sándor Manó manos@med.unideb.hu

Printed by Arany Napsugár Kft., Nyíregyháza

Person in charge: The managing director of the Ltd.

Published by the Hungarian Society of Biomechanics

1111 Budapest, Műgyetem rakpart 3.

Responsible publisher: The president of the Society

Number of copies issued: 60

HU ISSN 2060-0305

This issue was made with the support of the Hungarian Academy of Sciences.

TARTALOMJEGYZÉK

Vezércikk

Kiss Rita M. 5

Eredeti közlemények

A nyirokrekreációs kezelés eredményességének mérése a járás analízissel

Hampel Katalin Erzsébet, Pálya Zsófia, Kiss M. Rita 7

Orális implantátumok primer stabilitása

Kovács Kristóf, Pammer Dávid 15

Egyedi kézrögzítő fejlesztése és gyártása 3D nyomtatással

Gerendás Péter, Károly Dóra, Pammer Dávid, Kiss M. Rita 23

Az aktívelongációs technika akut hatása a gerincoszlop morfológiai jellemzőire

Kondor Judit, Széll Anna, Tihanyi József 31

Szubmaximális izometrikus kontrakció alatt bekövetkező fáradás hatása a motoros egységek aktivációjára a könyökhajlító izmokban

Hegedűs Ádám, Tuza Kornélia, Katona Péter, Kopper Bence, Tihanyi József 43

Finite element reconstruction of decompressive craniectomy

Hazay Máté, Varga Annamária, Nagy Eszter, Tóth Péter József, Büki András, Bojtár Imre 51

Stiffening effect of human tendons during strain controlled fatigue loading

Szebényi Gábor, Faragó Dénes, Kiss M. Rita, Pap Károly 61

Additív gyártástechnológiák alkalmazhatósági vizsgálata testreszabott orvosi implantátumok méretezéséhez

Ficzere Péter, Borbás Lajos, Falk György 69

Csont anyagtulajdonságainak megfelelő anyagmodellek előállítása additív gyártástechnológiákkal

Ficzere Péter, Borbás Lajos, Falk György 77

TABLE OF CONTENTS

Editorial

Rita Kiss M. 5

Original articles

Measure the effectiveness of lymphedema treatment by gait analysis

Katalin Erzsébet Hampel, Zsófia Pálya, Rita Kiss M. 7

Calculation of dental implant's primary stability

Kristóf Kovács, Dávid Pammer 15

Development of a customized wrist orthosis using 3D printing

Péter Gerendás, Dóra Károly, Dávid Pammer, Rita Kiss M. 23

Acute effect of active elongating technique on the morphological characteristics of the spine

Judit Kondor, Anna Széll, József Tihanyi 31

The effect of submaximal isometric contraction on fatigue and motor unit recruitment in human elbow flexor muscles

Ádám Hegedűs, Kornélia Tuza, Péter Katona, Bence Kopper, József Tihanyi 43

Finite element reconstruction of decompressive craniectomy

Máté Hazay, Annamária Varga, Eszter Nagy, Péter József Tóth, András Büki, Imre Bojtár 51

Stiffening effect of human tendons during strain controlled fatigue loading

Gábor Szebényi, Dénes Faragó, Rita Kiss M., Károly Pap 61

Material laws of additive manufacturing technologies used for design parameters of human implants production

Péter Ficzere, Lajos Borbás, György Falk 69

Realization of material laws in accordance with the bone's material properties carried out by additive manufacturing technologies

Péter Ficzere, Lajos Borbás, György Falk 77

TARTALOMJEGYZÉK

Mozgásvizsgálat- és terápia

A vizuális és vestibuláris rendszerek egyensúlybeli szerepének vizsgálata táncosok és tánc tapasztalattal nem rendelkező nők szempontjából

Dulházi Fanni, Kopper Bence,
Tihanyi József 85

Felsővégtagi mozgások vizsgálatára alkalmas mozgásanalizátor műszer validálási folyamata OptiTrack kamerarendszer segítségével

Lénárt Zoltán, Nagymáté Gergely,
Szabó Andor 93

TABLE OF CONTENTS

Movement analysis and therapy

Examining equilibrium role of visual and vestibular systems in the case of dancers and women without a dance experience

Fanni Dulházi, Bence Kopper,
József Tihanyi 85

Validation process of an upper limb motion analyzer using OptiTrack motion capture system

Zoltán Lénárt, Gergely Nagymáté,
Andor Szabó 93



VEZÉRCIKK

Kiss Rita M.
vendégszerkesztő
rikiss@mail.bme.hu

DOI: [10.17489/biohun/2018/2/0h](https://doi.org/10.17489/biohun/2018/2/0h)

Kedves Olvasó!

A 2017. évi szegedi Biomechanika Konferencia előadásai közül a tudományos bizottság 19 kutatás cikkben történő bemutatását javasolta a Szerkesztőbizottságának. Hét kutatást előző lapszámunkban, míg ebben a lapszámunkban 12 kutatás eredményeinek összefoglalását mutatjuk be.

A témák a biomechanika különböző területeit felölelik, több egyetem kutatásainak egy-egy szeletét ismerhetik meg. Örömmel olvastam, hogy a kutatások egy része különböző egyetemek kooperációjának eredménye. Az együttgondolkodás a biomechanika területén különösen fontos, melyet a cikkekben összefoglalt kutatási eredmények is jól bizonyítanak.

Ebben a lapszámunkban is olvashatunk a mozgásvizsgálatokhoz, izomaktivitás mérés speciális kérdéseihez kapcsolódó kutatásokról. Egy-egy cikk a vége-selemes modellezés és a humán anyagok in vitro szilárdsági vizsgálatainak új eredményeit, az orális implantátumok stabilitásvizsgálatát mutatja be. Az additív gyártástechnológia, a 3D nyomtatás egyre fontosabb szerepet tölt be az orvostudományban, a mindennapi orvosi gyakorlatban. Ezt az is mutatja, hogy ehhez a kutatási témához négy cikk is kapcsolódik. A 3D nyomtatás jól használható az egyedi orvosi implantátumok előállításakor, amellyel a csontok speciális anyagszerkezete, mechanikai tulajdonságai jól közelíthetők. Egyes elváltozások 3D nyomtatóval gyártott modellekkel jól szemléltethetők. Példát láthatunk arra is, hogy ma már kézrögzítők is készülhetnek 3D nyomtatással, háttérbe sorítva a gipszelést. Csak azt nem tudom, hogy a speciális kézrögzítőkre, hogyan lehet „filctollas gipsz rajzok” készíteni, amit a suliban mindenki irigyelt.

Bízom benne, hogy a Tisztelt Olvasó sok új, érdekes írást, elgondolkodtató eredményt, megállapítást talál a munkákban. Jó kalandozást a biomechanika színes, sokrétű világában! Találkozunk 2019-ben Budapesten a VIII. Biomechanikai Konferencián!

K. R.

A VARINEX ZRT. ÁLTAL VEZETETT KONZORCIUM

SAJTÓKÖZLEMÉNY

OSTEOINTEGRÁCIÓT LEHETŐVÉ TÉVŐ IMPLANTÁTUMOK KUTATÁSA ÉS TRABEKULÁRIS SZERKEZETEK KIFEJLESZTÉSE ADDITIVE MANUFACTURING ALKALMAZÁSÁVAL

A VARINEX Zrt. K+F versenyképességi és kiválósági együttműködések c. felhívására benyújtott, GINOP-2.2.1-15-2017-00055 azonosítószámmal nyilvántartott támogatási kérelmét a Gazdaságfejlesztési Programok Végrehajtásáért Felelős Helyettes Államtitkárság támogatásra érdemesnek ítélte. A támogatást a VARINEX Zrt. által vezetett konzorcium kapta, amelynek további tagjai: Debreceni Egyetem, Nyíregyházi Egyetem és a Kereken-Pálya Kft.

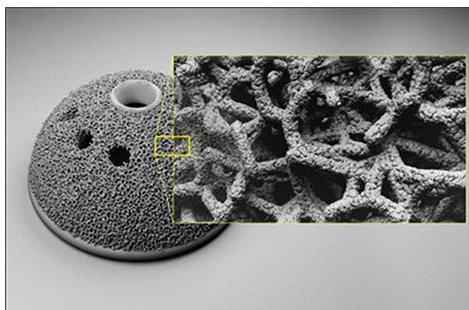
A pályázat által támogatott kutatás négy éve során lehetőség adódik olyan anyagszerkezet kifejlesztésére, amelyek a jelenleginél magasabb szinten elégtik ki az fémből készült csont- és ízületpótló implantátumokkal szemben jelentkező egyre fokozottabb igényeket. A projektben tervezett állatkísérletek és képfeldolgozási technológiák alkalmazásával célunk a titán alapú fémszövetek olyan trabekuláris struktúrájának megalkotása, amely minden eddig ismert megoldásnál jobban biztosítja az osteointegrációt.

A projektfeladatok egymásra épülése révén az anyagfejlesztési irányvonalat a projektben részt vevő két egyetem egymással együttműködve alapozza meg, majd az állatkísérletek folyamatosan érkező részeredményei révén közvetlen visszacsatolást valósítunk meg, amely biztosítja a több ciklusú fejlesztési folyamat magas színvonalú végrehajtását és annak nemzetközileg is figyelemre méltó eredményét.

A projekt célja, hogy a jelenleginél lényegesen idő- és költséghatékonyabb módszerekkel, Additive Manufacturing (AM) technológiával állítson elő olyan

implantátumokat, melyek az emberi szervezet számára magasabb fokú biokompatibilitást és biofunkcionalitást jelentenek, gyorsabb gyógyulás és jelentősen hosszabb idejű használhatóság mellett. Mindezekon túl további cél, hogy az AM egyes különálló megoldásait teljes körűen áttekintse, összefoglalja a napi sebészi gyakorlathoz szükséges tapasztalatokat, illetve kiegészítse azokat a sebészet igényeinek megfelelően, amely igények jelentős mértékben eltérhetnek az iparban használt és elfogadott AM megoldásoktól.

A csont- és ízületpótló implantátumok alkalmazása területén szeretnénk az AM technológiák adta lehetőségeket többek között képfeldolgozási algoritmusokkal és állatkísérletekkel vizsgálni, és gyakorlati sebészekkel közösen kidolgozni az egyes felmerülő feladatok megoldását oly módon, hogy a keletkező tudás minden csont- és ízületi implantátummal foglalkozó személy, szervezet számára egyetemesen elérhető legyen.



Trabekuláris szerkezetű titán

Projekt megvalósítási időtartama: 2017.08.01. - 2021.07.31.

Projekt összköltségvetése: 2.000.000.000 Ft

Támogatás összege: 1.670.000.000 Ft

A NYIROKREDUKCIÓS KEZELÉS EREDMÉNYESSÉGÉNEK MÉRÉSE A JÁRÁS ANALÍZISSEL

Hampel Katalin Erzsébet¹, Pálya Zsófia², Kiss Rita M.²

¹ Országos Orvosi Rehabilitációs Intézet

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

katalin.hampel@gmail.com

DOI: 10.17489/2018/2/01

Absztrakt

A nyirokredukciós kezelés hatásának mérése fontos, hiszen az kihathat a rehabilitációs program alakítására és lehetőséget ad a beteg/betegség követésére. A rendszeresen alkalmazott mérési módszerek segítenek abban, hogy értékeljük a kezelés hatékonyságát, motiválóan hatnak a betegekre és a kezelő terapeutákra. A végtagok térfogatának mérése egyszerűnek tűnhet, habár a pontos mérést nem könnyű kivitelezni, a végtag összetett geometriai felépítése miatt. Vannak, akik a bőr feszességét, vagy hőmérsékletét mérik, mások a vízi immerziós módszert alkalmazzák. Célunk ebben a vizsgálatban, az alsó végtag a funkcionális megközelítésből fakadóan, a járás elemzése, annak érdekében, hogy információt szerezzünk a nyirokredukciós kezelés hatékonyságáról. Ezen vizsgálat során az Országos Orvosi Rehabilitációs Intézetben egy Zebris-alapú műszerezett futópadon egyszerűsített járásvizsgálatot végeztünk a nyirokredukciós kezelés előtt és után egy oldali érintettségű, különböző stádiumban lévő betegeknél. A kezelés hatékonyságát az így kapott távolság-, idő jellegű járási paraméterek, nyomás és erőviszonyok elemzésével vizsgálatuk.

Kulcsszavak: alsó végtagi nyiroködéma, járásanalízis, mozgáskövetés

Measure the effectiveness of lymphoedema treatment by gait analysis

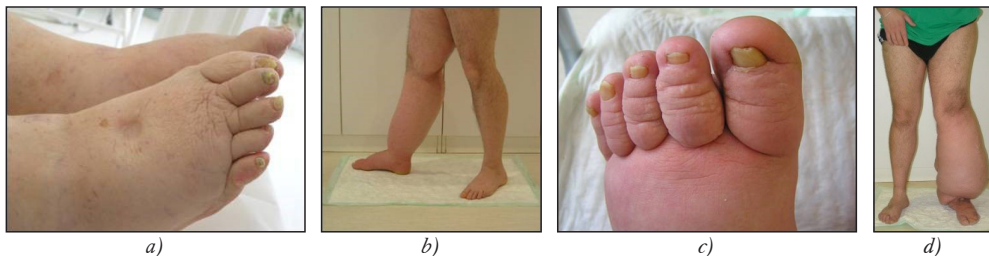
Abstract

Measuring the result of lymphoedema treatments is important because the effects of the rehabilitation program become more evident follow-ups. Regularly applied measuring methods help to evaluate the efficiency of the treatments, motivate the patients and their therapist and make it possible to compare the quality of different health care providers. Measuring the volume of limbs seem to be quite simple, though the exact size is not easy to determinate, because of the complex geometrical structure of the limbs. Some would like to measure tightness or temperature of the skin, others use the water immersion method. Our goal in this present article is to try another approach, the gait analysis, in order to gain information on the effectiveness of lymphatic reduction therapy. During the investigation a pilot study was carried out at the National Medical Rehabilitation Institute by a Zebris-based instrumented treadmill. Before and after the treatment we tested patients of the lower limb lymphoedema with in one-side oedema and different phase of conditions. The resultant geometrical, phases and timing gait parameters, pressure and force awaking in the foot were considered in order to examine the effectiveness of lymphatic reduction therapy.

Keywords: lower limb lymphoedema, gait analysis, motion capture

Bevezetés

A nyiroködéma egy aluldiagnosztizált, kevésbé ismert, krónikus betegség, amely kezelés nélkül biztosan progrediál, súlyos szövődeményeket okozva rontja az életminőséget és fogyatékosághoz vezet.^{1,2} A végtagméret növekedése zavarhatja a mobilitást és befolyásolhatja a testképét, kihat a fizikai és pszichoszociális állapotra. Kiváltképpen az önellátást, a háztartást, a foglalkozást, a szocializációt érintő témákban, a mozgás iránti kedvet limitálva vezet az életminőség csökkenéséhez.³⁻⁵ A betegség prevalenciáját világszinten 0,13-2%-ra becsülik,¹ Magyarországon ezzel kapcsolatos felmérést még nem végeztek.



1. ábra. Nyiroködéma stádiumai.
a) II stádium; b) és c) III. stádium; d) IV. stádium

Nyiroködéma akkor alakul ki, amikor a nyirokrendszer nem képes a szövetekből elszállítani nyirokköteles anyagokat és folyadékot, amelyek ezért a szövetekben tartósan panganak.^{2,4} Az ödémaképződésnek számos patofiziológiai folyamat lehet az oka: a kapillárisok vénás szájában a hidrosztatikus nyomás emelkedése, a plazmaféhérvék kolloidozmotikus nyomásának a csökkenése, a kapillárisok permeabilitásának a fokozódása, nátriumretenció, nyirokkeringési zavara.^{2,4} Szövetteni szempontból a nyiroködéma egy krónikus gyulladásos állapotnak felel meg. Ennek során a lymphocyták, histiocyták citokineket (IL-6, IL-8) és növekedési faktorokat termelnek, amelyek a környező szövetek proliferációját idézik elő.⁶ Így a betegség progressiójához, szövődemények kiala-

kulásához vezetnek. A betegség lefolyásában négy stádiumot különböztetünk meg. Az I. stádiumban a betegség nem szokott diagnózisra kerülni, mivel ilyenkor az ödéma nem tartós, pihenésre spontán eltűnik. A II. stádiumban az ödéma laza szerkezetű, az ujjbenyomatot megtartja (1.a. ábra). Ha a kezelés ekkor kezdődik meg, akkor a beteg tartósan tünetmentessé válhat, bizonyos életmódi megkötésekkel. Hosszabb fennállás után, a III. stádiumban az ödéma megkeményedik, kötőszövetesen átalakul, az ujjbenyomatot ekkor már nem tartja meg (1.b. és c. ábra). Az ödémás terület felett a bőr kezdetben normális színű majd sápadtabb, fokozatosan egyre szürkésebb színű. Hyperkeratosis, papillomatosis a III. stádium-

tól kezdve jelenhet meg. IV. stádiumban alakul ki az elephantiasis, a végtag alaktalanná válik, a hám megvastagodik (1.d. ábra). Nyiroködémára jellemző a kéz- és lábujjak hurkaszerű megvastagodása, a kézhát, lábhát cipőszerű duzzanata, az ujjak tövében, csuklónál, bokánál mély, csecsemőráncok kialakulása.^{2,4,6}

Oki terápia nincs, tüneti kezelés azonban a szövődemények és a betegség progressiójának elkerülése miatt élethosszig szükséges. Alapvető fontosságú a betegség korai felismerése és a kezelés minél előbbi megkezdése.^{4,5} A komplex nyirokrekució terápia empirikusan kidolgozott, több komponensű módszer a limfológiában, amelynek legfontosabb komponense a manuális nyirokdrenázs. Ennek

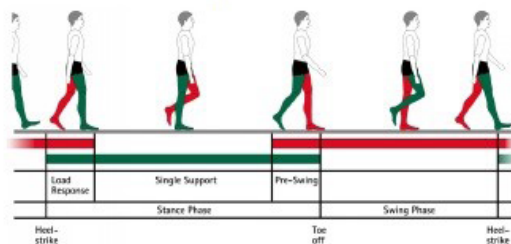
a technikának az alapjait az 1930-as években Vodder dolgozta ki, amelynek lényege az, hogy a regionális nyirokközpontok manuális aktivizálásával a nyirokcsomókra drenáló hatást gyakorolnak, melyek direkt szívó hatást fejtenek ki a beléjük torkolló perifériás nyirokerekre; illetve a kiegészítő fogások alkalmazása révén a törzs és végtagok bőrén a nyirokelvezetést serkentik. A cél a felgyülemlett nyirokfolyadék elvezetése és a szisztémás keringésbe való visszajuttatása.^{2,6} A komplex nyirokredukciós terápia további komponensei: a kompressziós terápia több rétegű bandázsolással illetve kompressziós harisnya viselése, speciális gyógytorna végzése és a rendszeres bőrápolás. A nyirokredukciós kezelés eredményességének numerikus mérésével a kezelés hatékonyságát ellenőrizhetjük, és a beteget az intenzív kezelések közötti periódusban is követhetjük. Számos mérési módszer terjedt el, amely elsősorban a végtagok morfológiájának mérésére helyezi a hangsúlyt. Ezek hátrányai, hogy időigényesek, nagy a személyzet igényük és kevésbé pontosak.^{2,7} Jelenleg kutatás célja, hogy bizonyítsuk az egyszerűsített futópádon történő járásanalízis használhatóságát a nyiroködéma kezelés hatékonyságának elemzésére. Hipotézisünk, hogy a nyiroködéma betegség és a komplex kezelése a járás paramétereit befolyásolja. A kutatás jelen fázisában egy pilot-study jellegű kutatást végeztünk a módszer használhatóságának feltárására.

Anyag és módszer

Vizsgálatunk pilot-study jellegű, ezért a betegek pontos beválasztási és kizárási kritériumai nem voltak rögzítve. A vizsgálatban való részvétel két feltétele, hogy a vizsgált személyeknek alsó végtagi nyiroködémájuk legyen, valamint a járáshoz sem testközeli, sem testtávolsági segéd-eszközöket ne használjon. A vizsgálatba 21 alsó végtagi nyiroködémás beteget vontunk be, akik egy vagy mindkét oldali érintettséggel, a betegség II., III., IV. stádiumban voltak. (A vizs-

gált betegek átlagéletkora 60,0 év, átlagos testtömege kezelés előtt 98,8 kg, kezelés után 97,4 kg volt.) Jelen kéziratban kizárólag az egyoldali érintettségű betegek járását elemezzük. Ebbe a csoportba 5 beteg tartozott (átlagéletkoruk 47,0 év, átlagos testtömegük kezelés előtt 79,2 kg, kezelés után: 77,2 kg volt). A betegek kórházi kezelése 2 - 4 hétig tartott, az ödéma mértékétől függően (átlagosan 19,6 nap). A kórházi kezelés során minden munkanapon 30-45 percig tartó manuális nyirokdrenázsban részesültek a betegek. Ezt követően helyezték fel a gyógytornászaink a többrétegű kompressziós pólyákat. A kompressziós pólyák a nap végéig maradtak fenn. A felhelyezett pólyában a betegek napi 45 perces speciális tornagyakorlatokat végeztek. A nap végén a betegek levették a kompressziós pólyákat. A speciális gyógytorna a légző torna, gerinc torna és keringés javító torna elemeiből adódott össze. A gépi pneumatikus kompressziós kezelésnek számos kontraindikációja van, mely miatt a vizsgálatban szereplő betegek közül csak néhány betegnél lehetett alkalmazni. A komplex nyirokredukciós kezelés tehát számos különböző elemből épülhet fel, mely kezelés minden esetben egyénre szabott. A kezelés végét a mobilizálható nyiroködéma eltűnése jelentette, melyet minden esetben orvosi vizsgálat erősített meg, ekkor a bőr és bőr alatti kötőszövet konzisztenciáját, ráncolhatóságát vizsgáltuk és hasonlítottuk össze az ellenoldali, hasonló helyzetű régióval, valamint kerestük az ujjbenyomatot tartó ödéma jelenlétét. Legjobb tudásunk szerint Magyarországon egy Lymphoedema Centrumban sem használnak objektív műszert ennek meghatározására. A műszeres mérés alatt a betegek nem viseltek sem kompressziós öltözetet, sem cipőt vagy egyéb lábbelit.

A mozgásvizsgálati mérések 2014-ben az Országos Orvosi Rehabilitációs Intézetben (továbbiakban OORI), egy Zebris FDM-T v 1.14 típusú műszerezett futópádon történtek. A kutatást az Intézet 3/2016/10/25 számon en-



Geometry

Foot rotation, degree	L	11,8±1,8	-17°	17°
		11,2±1,7		
	R	5,1±0,7		
		5,9±1,1		
Step length, cm	L	47±4	130 cm	
		58±1		
	R	39±4		
		49±1		
Stride length, cm		86±7	130 cm	
		107±2		
Step width, cm		8±1		
		8±1		

Phases

Stance phase, %	L	59,2±1,5	100 %
		62,0±0,4	
	R	66,8±0,8	
		68,4±0,7	
Load response, %	L	12,4±0,6	
		14,1±0,3	
	R	13,6±0,9	
		15,9±0,5	
Mid stance, %	L	33,0±0,9	
		31,7±0,9	
	R	40,7±1,4	
		38,2±0,7	
Pre-Swing, %	L	13,6±0,8	
		15,8±0,7	
	R	12,6±0,6	
		14,3±0,5	
Swing phase, %	L	40,8±1,5	
		38,0±0,4	
	R	33,2±0,8	
		31,6±0,7	
Double stance phase, %		26,0±0,9	
		30,1±0,5	

2.a ábra. A rögzített távolság jellegű járási paraméterek és a belőlük számított lépés ciklus támaszfázisa és lendítő fázisa, jobb és bal oldalon, kezelés előtt (fehér háttér) és kezelés után (szürke háttér)

Step time, sec	L	0,82±0,04	2,3 sec
		0,99±0,02	
	R	0,69±0,02	
		0,84±0,02	
Stride time, sec		1,51±0,06	2,3 sec
		1,83±0,02	
Cadence, steps/min		80±3	40 steps/min
		66±1	
Velocity, km/h		2,1±0,1	3 km/h
		2,1±0,0	

2.b ábra. A járás idő jellegű paramétereit kezelés előtt (fehér háttér) és kezelés után (szürke háttér): lépés idő jobb és bal oldalon, lépésciklus ideje, lépésszám, sebesség

gedélyezte. A vizsgált személyek a kezelési sorozat előtt és után mindkét esetben külön-külön szabadon választott sebességgel sétáltak a futószalagon, a nekik kényelmes sebesség mellett. A mérés megkezdése előtt a páciens egy percen át sétált futópadon, majd megszakítás nélkül további 10 másodpercig tartott a mérés. A futópad a talpnyomáseloszlást 100 Hz frekvenciával rögzítette. A mérési eredményekből a rendszer saját feldolgozó programja több biomechanikai paramétert rögzített: a lépéshosszt, a lépésciklus hosszát, a lépés szélességét, a lábfej elfordulási szögét, a lépés és a lépésciklus idejét, a lépésszámot, a járás sebességét, a lendítő-, a támaszfázis százalé-

ki:

ahol k_1, k_2, \dots a végtag cm-ben mért kerülete egy adott mérési helyen, a szomszédos mérési helyek távolsága 4 cm.

A végtagtérfogat méréseket az OORI Lymphoedema Centrumában 2013 óta rendszeresen – a napi rutin feladatainkba illesztve – használjuk a betegek állapotának követésére. A módszer előnye az egyszerűsége és az alacsony eszközigény. Hátránya viszont az, hogy időigényes és sok lehet a mérési hiba, ha a mérőszalag a végtag tengelyére nem pontosan merőlegesen helyezik el.

	Végtag térfogat			Testtömeg		
	kezelés előtt	kezelés után	változása	kezelés előtt	kezelés után	változása
1.beteg	9875,47 ml	8053,54 ml	1821,93 ml	62,60 kg	61,70 kg	0,90 kg
2.beteg	14615,84 ml	12787,46 ml	1828,38 ml	83,50 kg	83,50 kg	0,50 kg
3.beteg	31498,67 ml	24890,90 ml	6607,70 ml	124,00 kg	120,00 kg	4,00 kg
4.beteg	8129,30 ml	7089,07 ml	1040,30 ml	54,40 kg	54,20 kg	0,20 kg
5.beteg	12133,97 ml	10202,47 ml	1931,50 ml	71,60 kg	70,80 kg	0,80 kg
átlag	15250,65 ml	12604,69 ml	2645,96 ml	79,22 kg	78,04 kg	1,28 kg
szórás	9403,74 ml	7209,20 ml	2243,40 ml	27,33 kg	25,87 kg	1,54 kg

1. táblázat. A betegek testtömeg és végtag térfogat értékei a kezelés előtt és után

kos megoszlását, a talp nyomáseloszlását és a nyomásközéppont által megtett utat (2. ábra). Az előláb elfordulási szögén (foot rotation) a lábfej hossz tengelye és a járás iránya által bezárt szöget értjük.

A számított paraméterek statisztikai vizsgálata során a kezelés előtt-után értékeket egymintás párosított t-próbával, érintett-nem érintett oldalt kétmintás t-próbával hasonlítottuk össze. A szignifikancia szint minden esetben $\alpha=0,05$ volt. A járásvizsgálatokkal közel egy időben a végtagok végtérfoagait is rögzítettük, melyeket a terület mérések alapján a Kuhnke-formulából számítottuk

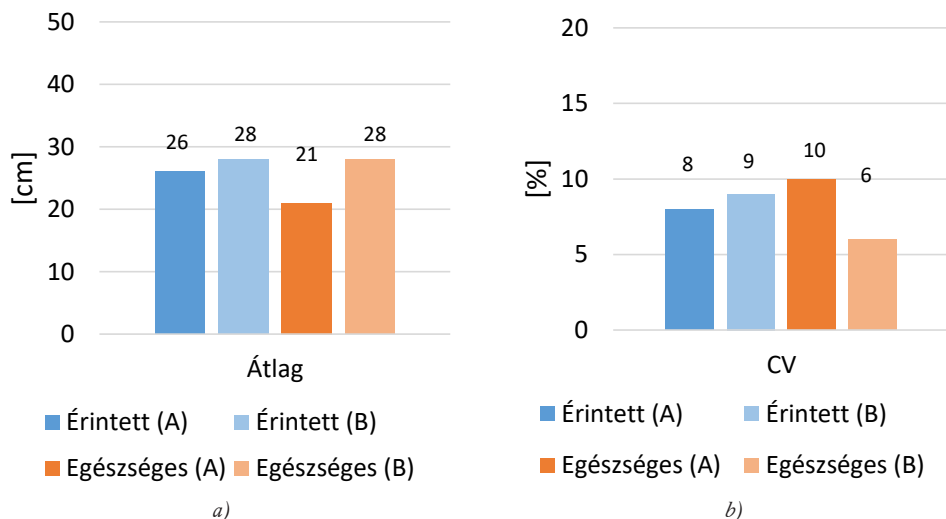
$$\sum V = \frac{k_1^2 + k_2^2 + k_3^2 + \dots + k_n^2}{\pi}$$

Eredmények

A betegek testtömege a kezelés végére átlagosan 1,28 kg-mal csökkent, míg a végtagok térfogata átlagosan 2645,96 ml-rel lett kevesebb. (1. táblázat)

Az eredményeket járásanalízis szempontjából kétféle megközelítésből értékeltük. Egyrészt a járási paraméterek átlaga tájékoztatást adott a járás átfogó képéről (3.a ábra). Másrészt a járás variabilitását az átlagos és eltérési adatokkal számított variációs együtthatóval (CV) lehetett becsülni (3.b ábra).

A kezelés hatására az egyoldali érintettséggű betegek esetében az egészséges oldal lépéshossza, lépésidőtartama és nyomásközéppont hossza



3. ábra. a) a lépéshossz változása (A) kezelés előtt és (B) kezelés után;
b) talajfogás időtartalma (A) kezelés előtt és (B) kezelés után

szignifikánsan változott. Az egészséges oldal lépéshossza átlagosan 21 centiméterről 28 centiméterre javult, a lépés ciklus időtartalma (stride time) 1 s-ról 2 s-ra nőtt. A nyomásközéppont hossza átlagosan 148 mm-ről 153 mm-re nőtt. Javult a talajfogás időtartamának szabályossága is. Ennek az lehet az oka, hogy a kezelés hatására a járás bizonyos, mindkét (egészséges és beteg) oldaltól egyaránt függő paraméterei, azaz a járás frekvenciája (85-ről 73-ra csökkent az egy perc alatti lépésszám) és a nyomásközéppont által megtett út szabályossága javult. Az érintett oldalon a nyomásközéppont által megtett út szignifikánsan változott: az átlagosan 65 mm-ről 75 mm-re nőtt, közeledett az egészséges értékekhez (4. ábra). Ez azt jelenti, hogy az alkalmazott kezelésnek a gyógytorna komponense, az egészséges oldal járásképet és szabályosságát javította, de ez nem volt elegendő az érintett oldal járásképeinek és járásszabályosságának megváltoztatásához. A nyomásközéppont által megtett út megváltozásának oka a testsúly csökkenésével is magyarázható.

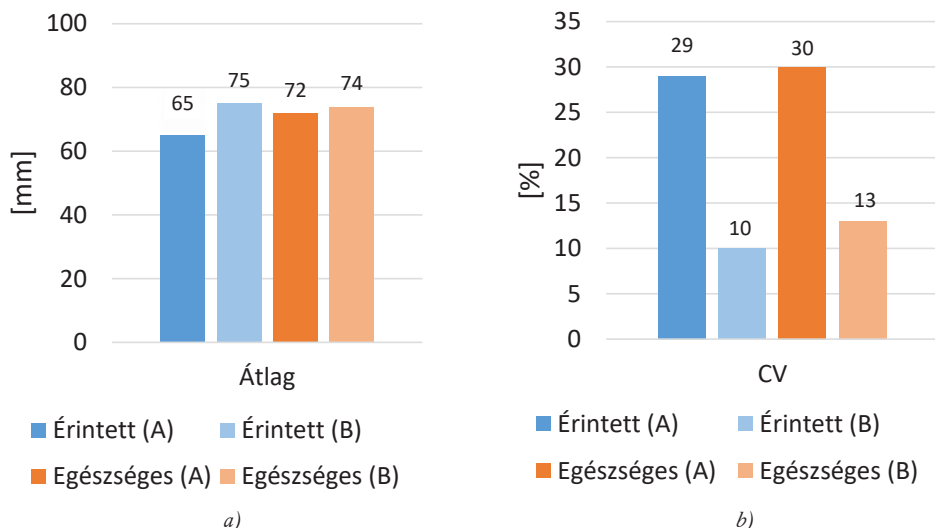
Az egyoldali érintett betegek esetében lehe-

tőség volt a kezelés előtt és a kezelés után az egészséges és beteg oldal összehasonlítására. A kezelés előtt az érintett láb elfordulási szöge szignifikáns eltérést, 15 fokot mutatott az egészséges értékek átlagos 10 fokához képest. A kezelés után a láb elfordulási szöge (16 fok) és annak szabályossága is szignifikánsan eltért.

A kezelés után a két oldal lépéshossz szabályossága és a nyomásközéppont által megtett út hossza szignifikánsan eltér. Az érintett oldalon a lépéshossz 26 cm-ről 34 cm-re nőtt átlagosan. Az érintett oldal nyomásközéppont által megtett útja átlagosan 65 mm-ről 75 mm-re nőtt, ami közelített az egészséges oldal nyomásközéppont által megtett út átlagához.

Megbeszélés

A jelenlegi kutatás célja, hogy egyoldali érintett betegek eredményeinek összehasonlításával bizonyítsuk az egyszerűsített futószalagon történő járásanalízis használhatóságát a nyiroködéma kezelés hatékonyságának elemzésére. Az eredményeink azt mutatják, hogy a nyiroködéma megváltoztatja a járás para-



4. ábra a) nyomásközéppont által megtett út az egy láb támaszfázis alatt (A) kezelés előtt és (B) kezelés után; b) nyomásközéppont által megtett út szabályossága (A) kezelés előtt és (B) kezelés után

métereit és a redukciós kezelés hatékonysága egyszerűsített járásvizsgálattal jól követhető. A mérési és számított jellemzői azt is megmutatták, hogy a nyirokrekreduciós kezelés gyógytorna része az érintett oldal járását szignifikánsan nem változtatja meg, de hatása az egészséges oldali végtagnál megjelenik.

Eredmények alapján célszerű járásanalízist több sebességen is elvégezni. A szabadon vá-

lasztott sebességet a vizsgálat megkezdése előtt 10 m hosszú folyósón való járással lehetne megállapítani, és a vizsgálatot ezen és ennél gyorsabb és lassabb sebességnél is el kellene végezni. Az esetszámokat úgy kellene megválasztani, hogy mindegyik csoport alkalmas legyen a statisztikai elemzésre. Célszerű kizárni azokat a betegeket, akik obesitasban vagy az ízületek arthrosisából adódó betegségcsoportok valamelyikében érintettek.

IRODALOM

1. *Moffatt CJ, Franks PJ, Doherty D. et al.* Lymphoedema: an underestimated health problem. *QJM* 2003;96(10): 731-8.
2. *International Lymphoedema Framework.* Best Practice for Management of Lymphoedema. International Lymphoedema Framework Consensus Document. MEP Ltd, London 2006.
3. *McWayne J, Heiney SP.* Psychologic and social sequelea of secondary lymphoedema. *Cancer* 2005;104(3):457-66.
4. *Stirczer G.* Krónikus lymphoedema. *LAM* 2004;14(8): 562-9.
5. *Fialka-Moser V et al.* The role of physical and rehabilitation medicine specialist in lymphoedema. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine* 2013;56: 396-410.
6. *Daróczy J.* Nyirokoedema – A nyirokrendszer leggyakoribb betegsége. Budapest: K.u.K. Kiadó 2009.
7. *Belgrado JP, Bracale P, Röh N, Rosiello R, Cangiano A, Bates J, Moraine JJ.* Lymphoedema: What can be measured and how...overview. *The European Journal of Lymphology and related problems* 2010;Vol 21(61): 3-9.

Ezúton is szeretném megköszönni Daróczy Judit Professzor asszonynak, hogy felkeltette érdeklődésemet a nyiroködéma betegség iránt. Köszönettel tartozom Stirczer Gabriella Főorvosnőnek († 2018) segítőkészségéért, a munkám során keletkező szakmai kérdésekben való útmutatásáért. Végül szeretném kifejezni köszönetemet a Promobil Zrt.-nek, akik rendelkezésre bocsájtották Zebris típusú járás analízáló műszerüket, amely nélkül ez a vizsgálat nem jöhetett volna létre.

Hampel Katalin Erzsébet

Országos Orvosi Rehabilitációs Intézet

H-1121, Budapest, Szanatórium u. 19.

Tel.: (+36) 1 391-1900

ORÁLIS IMPLANTÁTUMOK PRIMER STABILITÁSA

Kovács Kristóf, Pammer Dávid

Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Gépészmérnöki Kar, Anyagtudomány és Technológia Tanszék

pammer@eik.bme.hu

DOI: 10.17489/2018/2/02

Absztrakt

A fogászati implantátumok stabilitás vizsgálata egyre nagyobb jelentőséggel bír mind a klinikumban, mind pedig az implantátum fejlesztők körében. Az implantátumok primer stabilitásának meghatározására számos módszer van, amelyeknek nagy többsége csak laboratóriumi körülmények között alkalmazható. Elenyésző azoknak a módszereknek a száma, amelyet folyamatosan, monitorozva a páciens, alkalmazni lehet anélkül, hogy az oszeointegrációt roncsolná. A kutatásunk során az implantátumok primer stabilitásának meghatározása végelemes analízissel történt. A numerikus szimuláció során, a statikus terhelés által létrehozott pontos elmozdulás mező feldolgozásával elemeztük a mikro-elmozdulásokat különböző típusú csontmodellekben. A biomechanikai jellemző (mikro-mobilitás) ISQ mérőszámra való konvertálásához egy kalibrációs görbét vettünk fel, kísérlet útján, labor környezetben. A kalibrációs görbéhez hat ismert típusú szabványos csontblokkba beültetett implantátumok mikro-elmozdulását szakítógéppel segítségével mértük, és ezzel párhuzamosan Osstell[®] stabilitás mérő készülékkel az ISQ értéket is párosítottunk az eredményekhez. A szimulációs eredményeket kísérletekkel is igazoltuk, amelyek során szabványos csontmodellező anyagba, fúrási protokoll szerint beültetett valós implantátumokon mértünk és elemeztünk mikro-elmozdulást és ISQ stabilitást. A kutatás eredményeként megállapítottuk, hogy a mikro-elmozdulás és az ISQ közötti korreláció a különböző sűrűségű csontállomány függvényében egy kalibrációs görbével leírható, amely szükséges a numerikus szimulációs eredmények ISQ szerinti értelmezéséhez.

Kulcsszavak: fogászati implantátum, primer stabilitás, ISQ, mikro-elmozdulás, numerikus szimuláció

Calculation of dental implant's primary stability

Abstract

In this work, finite element analysis was used to evaluate dental implant primary stability without further tests or measurements. Through proper simulations the information about stability could be obtained faster and more easily than in vitro or in vivo studies. Screws which have similar thread properties than on market available dental implants were used in our research to evaluate their stability in various grades (six type) of bone. The 3D CAD models of these screws were reengineered and used to the simulation. The screws were placed in artificial bone samples and ISQ stability and micro motion were measured on them. The ISQ was chosen as the representation of implant stability because it is a general index-number of implant stability and it could be also measured with a standard commercially available device. Our approach was to simulate the micro mobility with FEA and to convert the simulated micro mobility to ISQ (Implant Stability Quotient). After the numerous measurements and simulations, it can be concluded that the implant stability can be effectively simulated via FEA. With this simulation method it is possible to predict the primary stability of dental implants with new geometries before implantation.

Keywords: dental implant, primary stability, ISQ, micro-motion, FEA

Bevezetés

Kutatásunk célja volt igazolni, hogy végeselemes szimulációk segítségével az implantátum stabilitása meghatározható és a kapott adatok megfelelnek a klinikumban használt eszközökkel végzett vizsgálatok során mért értékeknek.

A stabilitás becslését statikus véges elemes analízissel közvetlenül nem szimulálhatjuk, mert a stabilitás mérés egy dinamikus, rezonancia frekvencián alapuló mérési eljárás, így azt csak közvetett módon lehet meghatározni. A közvetett szimuláció elvégzéséhez kellett találni egy stabilitási jellemzőt, amely szoros összefüggésben van, valamelyik klinikumban alkalmazott mérési módszer (rezonancia frekvencia analízis) mérőszámával. Az ISQ egy rezonancia frekvencián alapuló klinikumban alkalmazott eljárás eredménye, amely egy egész szám nulla és száz között, és összefüggésben áll az implantátum stabilitásával. Ez alkalmas az implantátum csontosodásának és annak minőségi változásának monitorozására a gyógyulási időszakban.¹⁻³ Alapos irodalomkutatás következtében adódott a logikai összekötő kapocs a statikus véges elemes analízis és a klinikumban használt mérőszámok között.⁴⁻¹⁶ In vitro et vivo mérések igazolják, hogy a mikromobilitás és az ISQ érték szorosan összefügg egymással.^{14,5} Ez azért megfelelő, mert az ISQ érték mérésére rendszerint Ostell[®] készüléket használnak a klinikumban, és a mikromobilitás pedig mechanikailag szimulálható.

Az implantátum mikromobilitása azt adja meg, hogy a már beültetett implantátum milyen szilárdan fekszik a körülvevő csontagyban. A mértékegység származtatott, azt a maximális elmozdulást mutatja meg, amely a csont szintje felett 10 mm-es magasságban ható 1 N laterális irányú erő következtében jön létre. Mértékegysége $\mu\text{m}/\text{N}$, nagysága függhet az implantátum méreteitől és attól, hogy a

körülvevő csontágy mechanikai tulajdonságai milyenek.^{14,5}

Ilyen módon az összefüggések ismeretében képesek vagyunk arra, hogy a szimulált mikromobilitási értéket konvertáljuk ISQ értékévé, ami pedig a stabilitás egyik elfogadott mérőszáma.

Felhasznált módszerek és anyagok

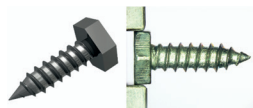
Ahhoz, hogy szimuláció során határozzuk meg a stabilitás értéket, valós vizsgálatokra volt szükségünk. Ehhez használtuk az Instron 5965 szakítógépet, 5 kN-os saját erőmérő cellával és egy egyedi befogó rendszerrel, valamint nyomótüskével. A mérések során egyszerűsített implantátumokat használtunk, amely speciális „lemez” csavarok menettulajdonságai hasonlítanak a piacon kapható átlagos fogászati implantátumokéra (2. ábra). A nagyszámú kísérlet miatt ($n=18$) ültettünk egyszerűsített implantátumokat a műcsontokba. Mérések során az ASTM 1839 szabványnak megfelelő, PCF05, PCF10, PCF15, PCF25, PCF30, PCF35 osztályú műcsontokat használtunk, amelyeknek műszaki tulajdonságai ismertek.¹⁷



1. ábra. Instron 5965 szakítógép¹⁸

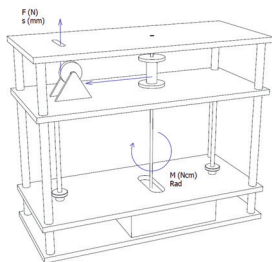
Ezekbe a műcsontokba a csavarok, mint egyszerűsített implantátum magkeresztmetszetével megegyező méretű furatokat készítettünk el ($d=2,8$ mm), ezzel biztosítva a lehető legna-

gyobb, de még nem túl nagy roncsolással járó műcsont és csavar közti felületi kapcsolatot.



2. ábra. Egyszerűsített implantátum modell (balra: 3D modell, jobbra: valódi csavar)

Mindegyik csontblokkba három csavart ültetünk be, amelyek becsavarási nyomaték görbét egyenként rögzítettük. A szakítógéppel az erő-elmozdulás értékeket regisztrálására, így ezeket az adatokat a becsavarási nyomaték méréséhez szükséges célkészülék (3. ábra) geometriai tulajdonságait figyelembe véve át tudtuk számolni az egyenes vonalú mozgást (mm) elfordulásá (rad), illetve a regisztrált erőt (N) nyomatékká (Ncm).



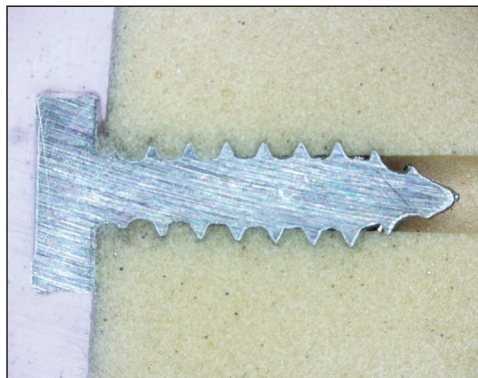
3. ábra. Becsavaráshoz használt célkészülék

Az egyszerűsített implantátumok fej részébe menetet kellett készítenünk, ezzel is modellezve a valós implantátumok belső geometriáját, valamint ezen felül arra is szolgált, hogy az Osstell® mérőkészülék SmartPeg® gerjeszthető csapját bele tudjuk helyezni és meg tudjuk mérni az ISQ stabilitás értéket.



4. ábra. PCF10-es blokkba¹⁷ ültetett egyszerűsített implantátumok stabilitás mérése Osstell® készülékkel¹⁹

A beültetés után, néhány egyszerűsített implantátumon csiszolatokat készítettünk ellenőrzés képen, hogy az implantátum környezetében, miként változott meg a műcsont szerkezete és homogenitása. Minden egyes valós implantátum geometriának fontos funkcionális tulajdonsága és jellemzője a beültetés során a környezetben létrehozott csont tömörítés.



5. ábra. PCF10 blokkba ültetett egyszerűsített implantátum

A beültetések után Osstell® mérőszközzel ISQ méréseket végeztünk mindegyik egyszerűsített implantátumon. Mindegy egyes csavaron 90°-onként a mérést megismételtük, így egyhez négy stabilitás mérési eredmény tartozott.

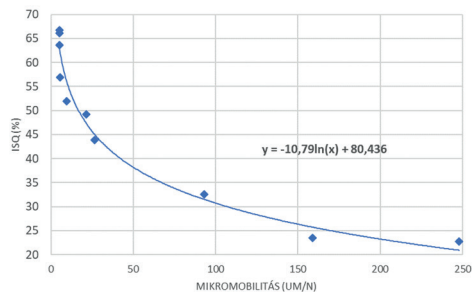
ISQ mérés után mindegyik egyszerűsített implantátumot mikromobilitás mérésnek vetettük alá. A csontblokkot a készülék tetején úgy rögzítettük, hogy az implantátumok tengelye merőleges legyen a szakítógép mozgásának irányára. Ezek után a szakítógéppel vizsgáltuk a beültetések mikromobilitását. A mikromobilitás vizsgálat során rögzítettük, hogy a beültetett implantátum egy az implantátum hossz tengelyére merőleges irányból 100 N-os terhelő erő hatására milyen elmozdulás választ ad.

A vizsgálat során a terhelő erő támadáspontja nem a mikromobilitás definíciója szerinti pontban történt, amely a definíció szerint 10 mm-rel a csontfelszín felett kell legyen, hanem az egyszerűsített implantátumnál 4 mm volt technikai okok miatt. Ezért a regisztrált elmozdulásokat 2,5 arányossági tényezővel fel kellett szorozni, hogy a definíció szerinti mikromobilitás vizsgálatnak elegendő legyen.

A számított ISQ értéket a kalibrációs görbe segítségével kaptuk meg a mikromobilitás konvertálásával.

A vizsgálatok eredményei

Az ISQ mérési adatok összegzése után, és az egyszerűsített implantátumok szakítógépes mikromobilitás vizsgálata után létre tudtuk hozni az egyszerűsített implantátumra vonatkozó kalibrációs görbét.



6. ábra. Egyszerűsített implantátumra vonatkozó kalibrációs görbe és karakterisztikus egyenlet

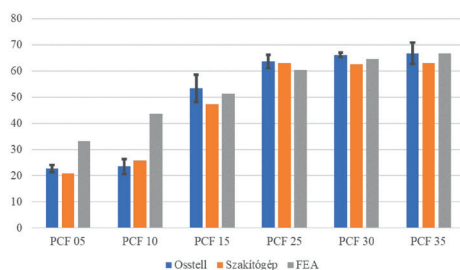
A 7. ábrán látható diagramokon a becsavarási nyomaték regisztrátumok láthatók (csonttípusonként külön) és a hozzájuk tartozó becsavarás során végzett munka alakulása.

A szakítógépen elvégzett biomechanikai tesztet (mikromobilitás mérése) végesselemes analízissel is elvégeztük. Az Osstell® műszerrel végzett stabilitásmérést, valamint a szakítógépes vizsgálatokat összevetettük a végesselemes

szimuláció eredményeivel és a következőket kaptuk.

Csont típusa	Szakítógép		FEA		Osstell®
	Mikromobilitás (µm/N)	ISQ (%)	Mikromobilitás (µm/N)	ISQ (%)	ISQ (%)
PCF 05	82,67	20,9	26,85	33,1	22,8
PCF 10	53,03	25,7	10,05	43,7	23,5
PCF 15	7,15	47,4	4,97	51,3	53,3
PCF 25	1,68	63	2,15	60,3	63,7
PCF 30	1,75	62,5	1,44	64,7	66,2
PCF 35	1,68	63	1,19	66,7	66,8

1. táblázat. Összehasonlító táblázat a mért értékekről

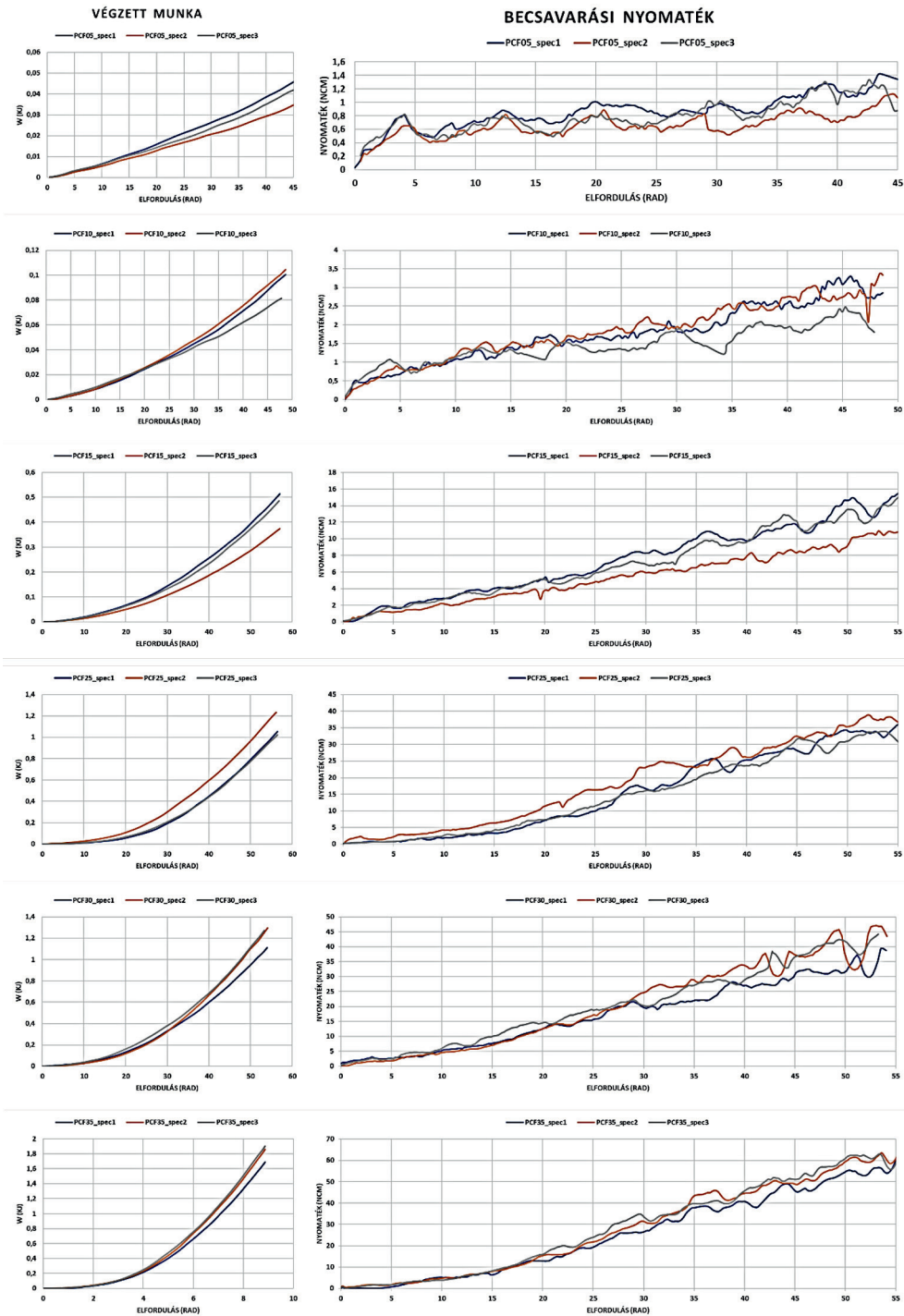


8. ábra. Összehasonlító táblázat a mért értékekről

A tesztek, mérések, analízisek elvégzése után az adatokat kiértékeltek és megvizsgáltuk, hogy melyik stabilitás mérési eljárás által szolgáltatott adatok korrelál legnagyobb mértékben a klinikumban is használt Osstell® mérőberendezés eredményeivel.

Csont-minőség	Munkavégzés (kJ)			Biomechanikai teszt		FEA	Osstell®
	Minta 1	Minta 2	Minta 3	Átlag	ISQ (%)	ISQ (%)	ISQ (%)
PCF05	0,0544	0,0374	0,0453	0,05	20,95	33,1	22,8
PCF10	0,1004	0,1045	0,0815	0,1	25,74	43,7	23,5
PCF15	0,5135	0,3735	0,4853	0,46	47,36	51,3	53,3
PCF25	1,0521	1,2344	1,0221	1,1	62,98	60,3	63,7
PCF30	1,111	1,2953	1,27	1,23	62,51	64,7	66,2
PCF35	1,6924	1,8593	1,903	1,82	62,97	66,7	66,8

2. táblázat. Adatok összevetése



7. ábra. Különböző minőségű csontblokkokba beültetett egyszerűsített implantátumok technológiai paraméterei. Bal oldalon az elfordulás függvényében a becsavarás folyamán végzett munka. Jobb oldalon az elfordulás függvényében a nyomaték.

Osstell® mérés eredményeihez a következő mértékek az egyes korrelációk:

- Végeleemes szimuláció: 0,9495
- Biomechanikai teszt: 0,9926
- Becsavarás során mért munkavégzés: 0,8967

Megbeszélés

A vizsgálati eredményekből megállapítottuk, hogy az implantátum primer stabilitásának meghatározása végeleemes szimulációval lehetséges és olyan adatot kaptunk, amely egyenértékű a klinikai eszközökkel végzett mérés során kapott eredménnyel.

In vitro körülmények között egyszerűsített implantátumokat ültettünk be különböző műcsont blokkokba. Beültetés során mértük a becsavarási nyomatékot, utána pedig mikromobilitási tesztnek vetettük alá az egyszerűsített implantátumokat. Oldalirányú terhelésnek tettük ki az egyszerűsített implantátumokat, és mértük az elmozdulást és a hozzá tartozó ébredő erőt, majd ebből a két értékből számítható a mikromobilitás. Elkészítettük

3D tervezőprogramok segítségével a csontblokkot és implantátum modellt és a megfelelő anyagtulajdonságokat felhasználva elvégeztük ugyan azon méréseket szimuláció segítségével, mint az in vitro kísérletek során. Ezek után a különböző csontblokkokba becsavart egyszerűsített implantátumokon SmartPeg segítségével megmértük Osstell® készülékkel a stabilitást. A mért és számított értékeket azonos dimenzióra hoztuk, ezért vettük fel az implantátumok kalibrációs görbéjét és ennek segítségével a mikromobilitást átváltottuk ISQ-ra. Összehasonlítottuk a különböző mérési eljárásokkal kapott értékeket, melyek igazolják a hipotézisünket, miszerint végeleemes szimulációval meghatározható egy implantátum stabilitása.

A vizsgálataink alapján a kidolgozott módszer fel lehet használni újfajta illetve piacon kapható implantátumok stabilitás vizsgálatára. Az újfajta implantátum fejlesztés során kevesebb in vitro és in vivo kísérlet elvégzésére lehet szükség és a módszert alkalmazva és könnyen lehet a geometriai tervezés során optimalizált geometriát csontsűrűséghez rendelni.

IRODALOM

1. *Divinyi T.* Orális implantológia. Budapest: Semmelweis Kiadó és Multimédia Stúdió 2007.
2. *Draughn RA, Yuchuci HA.* Mechanical testing of bone and the bone implant interface. Washington: CRC Press LLC 1999.
3. *Scarano A, Degidi M, Iezzi G, Petrone G, Piattelli A.* Correlation Between Implant Stability Quotient and Bone-Implant Contact: A Retrospective Histological and Histomorphometrical Study of Seven Titanium Implants Retrieved from Humans. *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 2006;8(4): 218-22.
4. *Trisi P, Carlesi T, Colagiovanni M, Perfetti G.* Implant Stability Quotient (ISQ) vs Direct in Vitro Measurement of Primary Stability (Micro-motion): Effect of Bone Density and Insertion Torque. *Journal of Osteology and Biomaterials* 2010;3.
5. *Pagliani L, Sennerby L, Petersson A, Verrochi D.* The relationship between resonance frequency (RFA) and lateral displacement of dental implants: an in vitro study. *Journal of Oral Rehabilitation* 2013;40(3):221-7.
6. *Chun HJ et al.* Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *Journal of Oral Rehabilitation* 2002;29: 564-74.
7. *Jian-Ping Geng, Keson B, Tan C.* Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2001;85(6): 585-98.

8. Premnath K, Sridevi J, Kalavathy N, Nagaraj P. Evaluation of Stress Distribution in Bone of Different Densities Using Different Implant Designs : A Three-Dimensional Finite Element Analysis. Journal of Indian Prosthodontic Society 2013;4: 555-9.
9. Daas M, Dubois G, Bonnet AS, Lipinski P, Riggon-bret C. A complete finite element model of a mandibular implant-retained overdenture with two implants : Comparison between rigid and resilient attachment configurations. Medical Engineering and Physics 2008;30: 218-225.
10. Kayabasi O, Yüzbaşıoğlu E, Erzincanlı F. Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method. Advances in Engineering Software 2006;37(10): 649-58.
11. Chang S, Lin C, Hsue S, Lin Y, Huang S. Biomechanical analysis of the effects of implant diameter and bone quality in short implants placed in the atrophic posterior maxilla. Medical Engineering and Physics 2012;34(2): 153-60.
12. Kumar GA, Kovoov L, Oomen V. Three-dimensional finite element analysis of the stress distribution around the implant and tooth in tooth implant-supported fixed prosthesis designs. Journal of Dental Implantology 2011;1 (2): 75-9.
13. Smeets R. et al. Impact of Dental Implant Surface Modifications on Osseointegration. BioMed Research International 2016. july 11: 16.
14. Anner R, Grossmann Y, Anner Y, Levin L. Smoking, diabetes mellitus, periodontitis, and supportive periodontal treatment as factors associated with dental implant survival: a long-term retrospective evaluation of patients followed for up to 10 years. Implant Dentistry 2010;19(1): 57-64.
15. Karoussis IK, Salvi GE, Heitz-mayfield LJA, Brägger U, Hämmerle CHF, Lang NP. Long-term implant prognosis in patients with and without a history of chronic periodontitis : a 10-year prospective cohort study of the ITI Dental Implant System. Clinical Oral Implants Research 2003;14(3): 329-39.
16. Park I, Kim S, Lee S, Lee J. The relationship between initial implant stability quotient values and bone-to-implant contact ratio in the rabbit tibia. Journal of Advanced Prosthodontics 2011;3(2): 76-80.
17. Pacific Research Laboratories, Inc. Sawbones katalógus. [cited 2017 Nov 5]. Available from: http://www.sawbones.com/wp/wp-content/uploads/2017/04/FINAL_Biomechanical_Catalog.pdf.
18. Instron weblap, Illinois Tool Works Inc. [cited 2017 Nov 5]. Available from: <http://www.instron.us/en-us/products/testing-systems/universal-testing-systems/electromechanical/5900/5960-dual-column>.
19. Osstell AB, Clinical guidelines. [cited 2017 Nov 5]. Available from: <https://goo.gl/9au6s>.

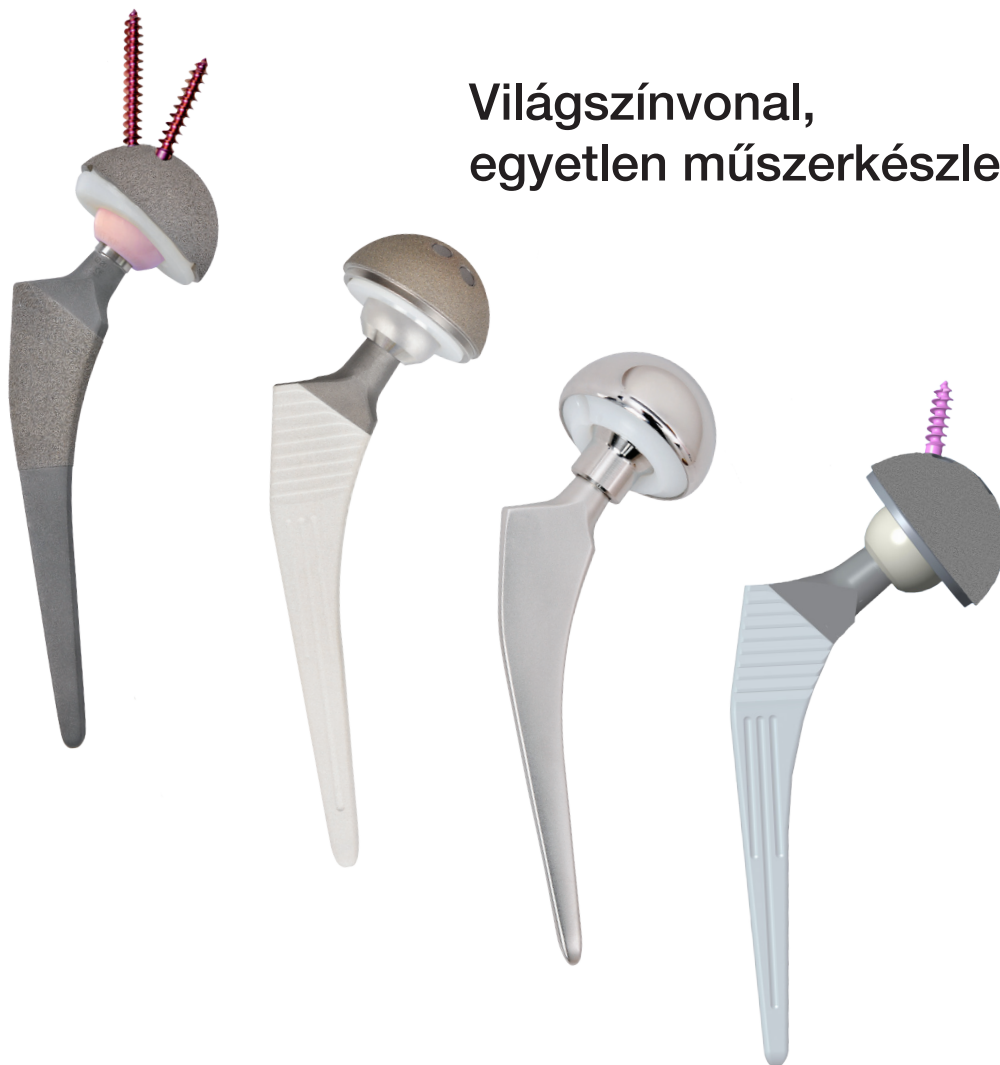
Pammer Dávid

Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Gépészmérnöki Kar, Anyagtudomány és Technológia Tanszék
H-1111, Budapest, Bertalan L. u. 7. MT épület
Tel.: (+36) 1 463-1114

Pannon

csípőprotézis szár család

Világszínvonal,
egyetlen műszerkészlettel!



EGYEDI KÉZRÖGZÍTŐ FEJLESZTÉSE ÉS GYÁRTÁSA 3D NYOMTATÁSSALGerendás Péter^{1,2}, Károly Dóra¹, Pammer Dávid¹, Kiss Rita M.²¹ Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Gépészmérnöki Kar, Anyagtudomány és Technológia Tanszék² Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Gépészmérnöki Kar, Mechatronika, Optika és Gépészeti Informatikai Tanszékpammer@eik.bme.hu

DOI: 10.17489/2018/2/03

Absztrakt

Az additív gyártástechnológiák napjainkban egyre több területen jelennek meg, melyek közül az egyik legfontosabb az egészségügy. Segítségével egyedi tervezésű, személyre szabott kezelést nyújthatunk a betegeknek, ami a modern orvostudomány egyik alapja. A napjainkban alkalmazott törésrögzítés több szempontból is elavult, de a rendszer mérete, valamint az eljárás alacsony ára miatt nehezen fejleszthető. A hagyományos módszer sokszor kényelmetlen, nehézkes és kellemtelen. Ezt a törésrögzítési folyamatot egyedivé és könnyebbé teszi az additív gyártástechnológia és az eredményeképpen elkészült gyógyászati segédeszköz. A kutatás célja egy olyan eljárás kidolgozása, amely a mai egészségügyi rendszerben alkalmazott törésrögzítésre alternatívát nyújt. A hagyományos és a műanyag gipszkötés is számos hátránnyal rendelkezik, melyek az egyedi tervezésű és gyártású rögzítővel kiküszöbölhetővé válhatnak. A cél egy olyan eljárás és a folyamat során létrehozott termék bemutatása, amely a beteg státuszának felvételétől a kész ortézis kézhezvételéig tart. A rögzítő elkészítésének főbb folyamatpontjai: a beteg státuszának felvétele, kéz digitális letapogatása, 3D-s modell elkészítése, optimalizálása, a rögzítő nyomtatása, utómunkálatok elvégzése, tesztelése, majd végül a beteg tájékoztatása a használattal kapcsolatban.

Kulcsszavak: 3D nyomtatás, 3D tervezés, 3D szkennelés, ortézis, csuklótörés**Development of a customized wrist orthosis using 3D printing****Abstract**

Additive manufacturing technologies are becoming increasingly common in today's areas, one of the most important area is healthcare. We can provide unique, personalized treatment for patients, which is one of the foundations of modern medicine. Fracture fixation used today is obsolete in many ways, but it is difficult to improve due to the size of the system and the low price of the process. The traditional method is often uncomfortable, cumbersome and unpleasant. This fracture fixation process can become unique and easier by the additive manufacturing technology and the resulting medical aid. The aim of the research is to develop a method that provides an alternative to fracture fixation in today's healthcare system. Traditional and plastic splints also have a lot of drawbacks that can be eliminated with unique design and manufacturing. The aim is to present a procedure and a product created during the process, from diagnosing the status of the patient until the final orthosis is received. The main process points of the manufacturing are: recording patient status, digital scanning of hands, creating and optimizing the 3D model, printing and testing the orthosis, and finally informing the patient about the application.

Keywords: 3D printing, 3D scannig, 3D design, orthosis, wrist fraction

Bevezetés

A cikk aktualitását a gyors prototípus gyártás exponenciális fejlődése, egyre több és szélesebb alkalmazási területe, valamint a jelenleg elterjedt törésrögzítési módszer hátrányai adják. A gipszkötés viselése hosszú, és kényelmetlen folyamat, amelyen az emberek számottevő részének át kell esnie élete során legalább egyszer, ezért lehet igény ennek a módszernek a továbbfejlesztésére.

Az ortézisek anyaga az évek során sokat változott. Korábban fém, szövet, vagy bőr ortéziseket alkalmaztak. Ezek a rögzítők mind súlyban, mind funkcióban, mind külső megjelenésben alulmaradnak a ma használt ortézisek mellett. A nagy változást a polimer alapanyag széleskörű elterjedése okozta, hiszen ezekből az anyagokból olcsó, könnyű, és esztétikus rögzítőket lehet gyártani.

A mai technológiáknak köszönhetően a különböző polimereket a kívánt formára számos gyártástechnológiával alakíthatjuk ki, amely figyelembe veszi a funkciókat is. A piacon kapható ortézisek egy igen jelentős hátránnyal rendelkeznek, ami a tömeggyártásból eredő méretezés. A gyógyászati segédeszköz boltban megvásárolható rögzítő a sérült végtagra csak közelítően illeszkedik, amely ronthatja a rehabilitáció eredményességét. A 3D nyomtatással elkészített rögzítők teljes mértékben egyedileg

készülnek, minden tekintetben testre szabhatók. Ennek következtében eredményesebben tudnak részt venni a gyógyulás folyamatában.

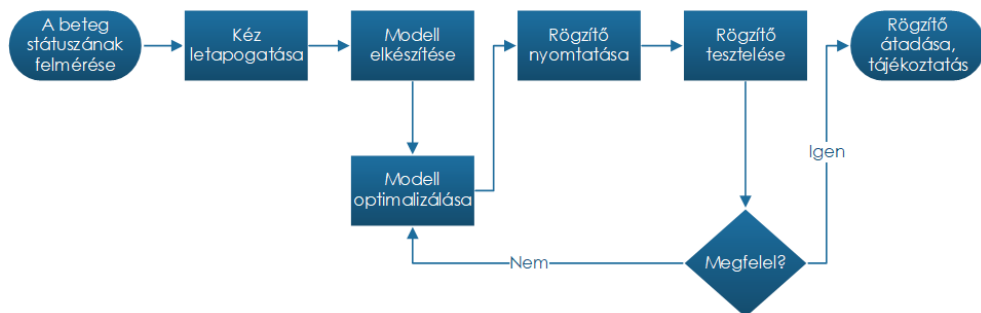
A 3D nyomtatott rögzítők további előnye, hogy esztétikailag is jobban alakíthatók, mint a hagyományos ortézisek. A különböző esztétikus mintázatok, alakzatok nem csak a külső megjelenést javítják, hanem a szerkezet kedvező mechanikai tulajdonságainak megtartása mellett lényegesen csökkenthetik az ortézis súlyát. A minta kialakítása történhet a páciens igényei alapján, vagy véletlenszerű alakzatokat generáló algoritmusokkal is.¹

A radius distalis ízületi vég törése az egyik leggyakoribb törés a felső végtagon. A sérülés oka lehet kis energiájú trauma is, amennyiben a beteg osteoporosis-ban szenved. Egészséges csont esetén a sérülést általában valamilyen nagy energiájú trauma okozhatja. Pathomechanismus szempontjából csoportosítva két fajtája lehet a törésnek:²

- extenziós: nyújtott helyzetű csuklóra esés (letenyelés)
- flexiós: a csukló kifordulása

Tervezés

A rögzítő elkészítésének főbb folyamatpontjai: a beteg státuszának felvétele, kéz letapogatása, 3D modell elkészítése, optimalizálása, rögzítő nyomtatása, rögzítő tesztelése, rögzítő átadása, tájékoztatás.



1. ábra. A rögzítő elkészítésének folyamatábrája

zító nyomtatása, tesztelése, majd végül a beteg tájékoztatása a használattal kapcsolatban. Az elkészítés folyamatábrája az 1. ábrán látható.

Sorrendben történő megvalósulása elengedhetetlen a rögzítő ideális állapotának eléréséhez. A tervezés alapja a megfelelő felületdigitalizálási eljárás kiválasztása. A különböző szkennelési módszerek közül a felső végtag digitalizálásához a legmegfelelőbb módszer az érintés nélküli, azon belül pedig az aktív letapogatók használata. A Sense 3D szkennel elnevezésű eszköz a gyártó által megadott paraméterek alapján megfelelt a követelményeknek. A szkennelt modell alapján az eljárás eredményesnek bizonyult, a létrehozott felület alapjául szolgált a tervezésnek.³

A vizsgálat során a páciens karjának letapogatásához a 3D Systems cég Sense™ 3D szkennelést használtuk. Ez egy hordozható kézi szkennel, amely az aktív, érintés nélküli eszközök csoportjába tartozik. Pontossága 1 mm, teljes színtextúrázásra képes.⁴ A szkennelés során több szempontot is figyelembe kell venni. Az első szempont a világítás. A letapogatáshoz optimális megvilágítású helyet kell keresnünk, sem a túl világos, sem a túl sötét hely nem felel meg. A túl kevés fényvel megvilágított tárgyról a szín textúra feltérképezése okoz gondot, míg a túl sok fényvel megvilágított tárgyról visszaverődő fény zavarhatja meg a szkennelést. Az optimális hely beazonosítása után a szoftverben az adott szkenneléshez tartozó beállításokat kell megadnunk, majd a kézi szkennelést a tárgy körül mozgatva lehetővé válik a modell előállítás. Ha a szoftver a tárgy minden oldalát feltérképezte, elkészíti a modellt, amelyet szerkeszthetünk, módosíthatunk, színezzük, a kész geometriát a kívánt formátumban (stl, obj) exportálhatjuk.

A szkennelt modelltől el kell készítenünk az ortézis digitális modelljét, amelyhez az

Autodesk® Fusion 360™ 2016 szoftvert használtuk. A 3D tervezés folyamatának főbb pontjai a következők:

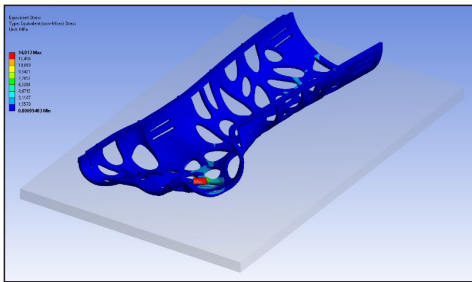
1. A szkennelt modell előkészítése
2. A szkennelt modell beolvasása, valamint a modellre felület illesztése
3. A beolvasott modellre felület illesztése
4. Az illesztett felület geometriai tulajdonságainak megadása
5. A rögzítő modelljének részekre bontása
6. A felület mintázatának generálása
7. A mintázat kivágása
8. A két részt összekapcsoló kötés kialakítása
9. A kész modell exportálása

A tervezés során figyelembe vettük a szakirodalom kutatás eredményeit és a választott törés jellege alapján alakítottuk ki a rögzítő geometriáját és sajátosságát.⁵ Az ortézis alakját úgy alakítottuk ki, hogy megfelelően rögzítse a kéz csontjait, de megfelelő mértékű szabad mozgást biztosítson az ujjaknak. Ezzel kényelmesebbé tehető a viselés. A rögzítő hosszának a szakirodalomban talált méretet választottuk ki, így a rögzítő megfelelő mértékben korlátozza a csukló és az alkar mozgását. Az ortézis egyik nagy előnye a megfelelő szellőzés, és a könnyű súly. Ezek eléréséhez a rögzítő folytonos felületéből egy meghatározott mintázat került eltávolításra. A tervezés során figyelembe vettük a törésrögzítő levehetőségét is. Ennek érdekében kezdetben a bepattanó kötések vizsgáltuk, de ez a kötésmód a mechanikai és szerelehetőségi követelményeknek nem felelt meg. A használatból adódó feladatok teljesítésének érdekében a kötés funkcióját két részre osztottuk, és kialakítottunk egy csap-furat pozicionálást, amely a két rész egymáson való elcsúszását akadályozza meg, valamint egy oldalsó tépőzárás kötetést, amely az elemeket egymáshoz szorítja. Az elkészült számítógépes CAD modellt a tervezőprogramból a megfelelő formátumban exportáltuk a 3D nyomtatáshoz. 3D nyomtatással elkészült a rögzítő valós fizikai modellje.

Szimuláció

A VEM módszer alkalmazásához először egy anyagmodellt kell definiálni, amely a valós anyag jellemzőinek, viselkedésének megfelelő. Az additív gyártástechnológiák tekintetében ez különösen bonyolult feladat, mivel a gyártási folyamatnak köszönhetően a késztermék anizotróp mechanikai tulajdonságokkal rendelkezik. Ennek következtében a szimuláció során a szimulációs programok beépített anyagmodellje nem alkalmazható.

A pontosabb eredmény érdekében tapasztalati úton meghatározott tulajdonságokkal megadott modellt alkalmaztunk. A 3D nyomtatás elterjedtével számos kutatás az additív gyártástechnológiák alapanyagait vizsgálja. Így a szakirodalomban találtunk olyan anyagmodellt, amely az általunk használt gyártástechnológiának és alapanyagának megfelel. Ezeket a tapasztalati úton meghatározott jellemzőket az adott szimulációs program anyagkönyvtárába felvéve létrehoztunk egy új anyagmodellt, amelyet a geometriához hozzárendelhetünk.



2. ábra. A VEM szimuláció eredménye

Az alkar ész a kéz modellezéséhez nem szükséges a végtagok anyagmodelljének létrehozása, mivel a szimulációban csak terhelésként szerepel. Így a szakirodalomban található kéz sűrűségét vagy tömegét kell megadnunk (1. táblázat).

	Alkar	Kéz
Sűrűség	1,125 g/cm ³	1,15 g/cm ³
Tömeg	1,2 kg	0,4 kg

1. táblázat. A kar paraméterei⁶

A szimuláció eredményeként a rögzítőben ébredő maximális egyenértékű feszültséget jelenítjük meg (2. ábra). Az eredménynek alapján a választott falvastagság megfelel a követelményeknek.



3. ábra. Az elkészült rögzítő

3D nyomtatás

A felhasznált alapanyag: ABS (akrilnitril-butadién-sztirol). Az ABS egy műszaki polimer, mely kedvező ütésállósága, keménysége miatt gyakran használt alapanyag. Az anyag felhasználhatósága -20 °C és $+80\text{ °C}$ között optimális, az időjárási körülményekkel szemben gyengén ellenálló. Felhasználása sokszínű, a háztartási készülékek, az autógyártás, a játékok, műszaki cikkek alapanyaga, valamint az extrudálással készült lemezek, burkolatok is jelentős alkatrészeknek számítanak.⁷

A kutatás során a rögzítő FDM technológiával készül el. A kész digitális modellt STL formátumba exportáltuk, majd azt a 3D nyomtató saját szoftverébe olvastuk be. A szoftver a modellt elsőnek rétegekre bontotta (slicing), az előre beállított rétegvastagság alapján. Minél kisebb a rétegvastagság, annál pontosabb nyomtatás lehetséges, azonban a rétegek vastagságának csökkentésével a nyomtatási idő növekszik. Ennek ismeretében az ortézis elkészítéséhez 0,2 mm-es rétegvastagságot választottunk. A rétegelés után megadtuk az adott nyomtatáshoz tartozó paramétereket, mint a tengelyenkénti mozgás sebessége, a modell belsejének kitöltési tényezőjét, a kitöltés mintázatát, az extruder fej hőmérsékletét, a nyomtatási terület hőmérsékletét, stb. A felsoroltakon kívül még számos lehetőség van a nyomtatás testreszabására. A berendezés a rögzítő két különálló részét külön-külön nyomtatta ki, amely a 3. ábrán láthatóan. Az így elkészült elemekre a tépőzárás kötést helyeztünk fel.

Tesztelés

Az elkészült ortézissel szemben támasztott követelmények igazolásához vizsgálatokat, tesztekét végeztünk el.

Tömegmérés

A hagyományos gipszkötés súlyát az összehasonlításához számítással határoztuk meg (2. táblázat). A szkennelt geometria segítségével létrehoztunk egy CAD modellt, amely a körkörös gipszkötést helyettesíti. A teljes modell térfogatának, valamint a gipsz sűrűségének ismeretében a hagyományos rögzítő tömege kiszámítható.

Gipsz sűrűsége	900 - 1050 [kg/m ³]
Gipsz vastagsága	7 - 8 [réteg]
Gipszkötés tömege	1,12 [kg]

2. táblázat. Gipszkötés adatai^{8,9}



4. ábra. Tömegmérés

Az elkészült egyedi tervezésű ortézis tömege egy Denver Instrument SI-8001 típusú precíziós digitális mérleg segítségével határoztuk meg, a 4. ábrán látható módon. A rögzítő tömege: 131,9 g. A 3D nyomtatott ortézis tömege a hagyományos gipszkötés tömegének 11,8%-a.

Nedvességmérés

A 3d nyomtatott ortézissel megegyező szerkezetű és alapanyagú, 10 db azonos méretű próbatetek vízfelvételének mérése során a tusolás modellezése volt a célunk, ezért 39 °C-os vízben áztattuk őket, az 5. ábrán látható módon.



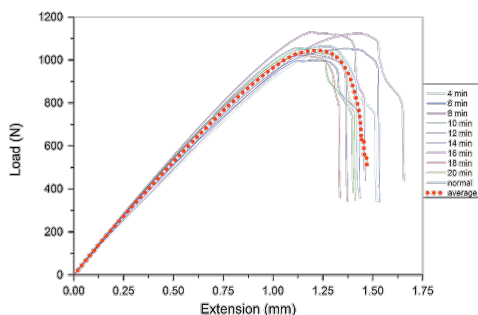
5. ábra. Nedvességmérés

A mérés teljes ideje egy átlagos tusolás idejével volt azonos, amely kb. 10-20 perc.



6. ábra. A próbatetest szerkezete

A vizsgálat során a próbatesteket (6. ábra) egyesével, 2 percenként vettük ki a vízből. A felvett víz mennyiségének számításához a próbatestek tömegét, illetve méreteit vízbe mártás előtt, és az adott vízben eltöltött idő után is megmértük. Az eredmények alapján megállapítottuk, hogy a tusolási körülményeket modellező vizsgálat során az ABS anyagból készült próbatestek nem vettek fel kimutatható mennyiségű vizet. Ennek következménye, hogy a rögzítő fürdés közben is alkalmazható, szemben a hagyományos gipszkötéssel.



7. ábra. Szakítóvizsgálat eredménye

Szakítóvizsgálat

A vízből eltávolított próbatestek mechanikai tulajdonságainak vizsgálatához a mintadara-bokon szakítóvizsgálatot (Instron 5965, erőmérő cella 5 kN) végeztünk. A vizsgálat során kapott szakítódiagram a 7. ábrán látható. A szakítópróba eredményeként kijelenthető, hogy a próbatestek mechanikai tulajdonságai nem változtak meg szignifikánsan a vízben történő áztatás hatására.

Az ortézis tesztelése során bebizonyosodott, hogy egy olyan rögzítő tervezési módszertant alakítottunk ki, amely megfelelően képes kiküszöbölni a hagyományos gipsztechnika hátrányait. A kész eszköz könnyebb, kényelmesebb viseletet biztosít a beteg számára, valamint a tisztálkodás és az orvosi kontroll is egyszerűen megvalósulhat. A kutatás során nem csak a rögzítő valós prototípusa készült el, hanem a teljes folyamat kidolgozásra került, egészen a beteg állapotának felvételétől az ortézis teszteléséig. Ez a módszer ugyan a hagyományos törésrögzítési rendszernél költségesebb, de előnye, hogy jelentősen megkönnyítheti és lerövidítheti a sérülések utáni gyógyulási időszakot.

Következtetések

A tanulmány célja a ma használt törésrögzítés vizsgálata volt. A szakirodalom alapján megállapítottuk, hogy a XX. század eleje óta a törések külső rögzítése nem változott meg jelentősen. A polimereknek a gipsztechnikában való elterjedése fejlődést hozott, de kismértékű térnyerésük miatt az alapokat nem tudták megváltoztatni.¹⁰ A gipsztechnikának számos hátránya van, amelyek közül a legfontosabbak a kényelmetlenség, szellőzés hiánya, a sérülés kontrolljának bonyolultsága, valamint a vízzel való érintkezés nehézsége. A kutatás célja a hátrányoknak a kiküszöbölése volt.

A szakirodalom kutatás alapján megállapítottuk, hogy a korszerű törésrögzítés problémái a nem megfelelő anyaghasználat, valamint a nem egyedi tervezésű rögzítők. A gipszkötéssel szemben a polimerből készült ortézis jelentősen könnyebb, ezért az utóbbi anyagválasztás megalapozott. Az egyéni tervezés érdekében a manapság egyre nagyobb tért nyerő additív gyártástechnológiák tanulmányozásával megállapítottuk, hogy a megfelelő felületdigitalizáló technológia használatával testre szabható ortézis hozható létre.

A hiányosságok és az alternatívák feltárása után meghatároztuk a tervezés folyamatpontjait az egyedi ortézist viselő beteg státuszának figyelembevételének függvényében. A vizsgálathoz egy olyan törést választottunk, amely alapján a törésrögzítő tervezési folyamata szemléltethető. A radius distalis ízületi vég törése bizonyult alkalmasnak, mert a felső végtag törései közül az egyik leggyakrabban előforduló eset, így a kidolgozott módszer egy általánosnak mondható problémára nyújt megoldást.¹¹

Konklúzió

A kutatás alapján megállapítható, hogy a mai törésrögzítés kiváltására létezik alternatíva. A gipszkötés számos hátránya a korszerű CAD modellezési és additív gyártástechnológiák felhasználásával megszüntethető, vagy javítható. A létrehozott módszertan eredménye egy személyre szabott törésrögzítő, amely még számos fejlesztési lehetőséget rejt magában. Ezek a fejlesztések a jövőbe mutatnak ugyan, de alkalmazásuk tovább csökkentheti a rehabilitáció idejét, illetve megbízhatóbbá, eredményesebbé teheti a rögzítő viselését.

Az additív gyártás egyik nagy előnye, hogy külső alkatrészeket könnyedén beágyazhatunk az adott termékbe. Már a tervezés során lehetőségünk van a beágyazás helyének kialakítására. Ez a tulajdonság lehetővé teszi a rögzítőbe különböző szenzorok elhelyezését. Hőmérséklet, valamint távolságmérő érzékelők segítségével a rehabilitáció teljes folyamata alatt mérhetjük az adott testrész hőmérsékletét, valamint mozgását. A törések rögzítésekor meghatározható egy maximális elmozdulás, ami még nem okozza a törés nem megfelelő gyógyulását.

Hagyományos gipszkötés esetén az orvos nem minden esetben képes megállapítani, hogy ha mozgás közben nagyobb elmozdulás jön létre, mint a megengedett. A továbbfejlesztett, egyéni ortézis esetén azonban a kontroll során a

szenzorok által mért adatokat akár számszerűen, akár diagram formájában megtekinthető, és az alapján megállapítható a rögzítés eredményesség.

Az érzékelők adatai alapján az is meghatározható, hogy a beteg megfelelően hordja-e az ortézist. Ez mind az elmozdulás mérő, mind a hőmérséklet szenzor segítségével megállapítható, és jelentős segítséget tud nyújtani az orvos számára a rögzítés idejének megállapításában. A hőmérséklet szenzor által mért eredmények más területen is releváns információt szolgáltathatnak az orvos számára. A megemelkedett testhőmérséklet az adott terület gyulladására utalhat, így a diagnózis felállítását segíti. Hagyományos gipszkötés esetén a fertőzés, gyulladás ténye gyakran későn állapítható meg, ezért ez a funkció szintén hasznos a gyógyulási folyamat során. A beágyazott szenzorok mellett egy másik fejlesztési irány a rögzítő viselésének kellemesebbé tétele. Azokon a helyeken, ahol az ortézis a páciens kezével érintkezik, párnázással kényelmesebb érzést érthetünk el. A rögzítő súlyának további csökkentése szintén megkönnyítheti a beteg életét. A további könnyítés a mintázat optimalizálásával, illetve más alapanyag felhasználásával érhető el.

A kutatás következtetéseként megállapítható, hogy a személyre szabott törésrögzítés ugyan költséges eljárás, de a hagyományos rögzítéssel szemben gyorsabb és hatékonyabb lehet. A különböző mintázatok és a számítógépes tervezés segítségével esztétikusabb ortézis készíthető, amely kellemesebbé teheti a gyógyulás egyébként kellemetlen folyamatát. Elterjedésüknek gátat szabhat ugyan a jelenlegi rendszer, a technológiák fejlődésével azonban a 3D nyomtatott ortézis számos szempontból még tovább fejleszthető, amiből szintén arra következtethetünk, hogy a XX. század eleje óta szinte változatlan gipsztechnikát a jövőben egy kényelmesebb, hatékonyabb és megbízhatóbb eljárás válthatja fel.

IRODALOM

1. *Jin Y, Plott J, Chen R, Wensman J, Shih A.* Additive Manufacturing of Custom Orthoses and Prostheses - A Review. *Procedia CIRP* 2015;36: 199-204.
2. *Simonka JA.* A radius distalis ízületi vég törések konzervatív és műtéti kezelése. *Traumatológia, Szeged* 2011. [cited 2016 Dec 08]. Available from: <http://www.klinikaikozpont.u-szeged.hu/trauma/pdf/eloadasok/Gyogytornaszoknak/RADI-US-FIZIOTH-2011.pdf>.
3. *Shih A, Woo Park D, Yang Y, Chisena R, Wu D.* Cloud-based Design and Additive Manufacturing of Custom Orthoses. *Procedia CIRP* 2017;63: 156-160.
4. Sense™ 3D szkennerek specifikációk. [cited 2017 Dec 08]. Available from: <http://www.3dsystems.com/shop/sense/techspecs>.
5. *Hieu LC, Zlatov N, Sloten JV, et al.* Medical rapid prototyping applications and methods. *Assembly Automation* 2005;25(4): 284-92.
6. *Freivalds A.* Biomechanics of the Upper Limbs Mechanics - Modeling and Musculoskeletal Injuries. CRC Press 2011. ISBN: 978-1-4200-9120-5.
7. ABS - Akrilnitril-butadién-sztirol adatlap. [cited 2017 Dec 08]. Available from: <http://www.resinex.hu/poiimertipusok/abs.html>.
8. Rögzítéshez használt gipsz adatlapja. [cited 2016 Dec 08]. Available from: <http://www.saintgobainformula.com/Products/Plaster/Anpak-Orthopedic>.
9. *Mészáros T.* Ortopédia és ortetika-protetika. Semmelweis Egyetem Egészségügyi főiskolai Kar 2001.
10. *Taylor E, Hanna J, Belcher HJCR.* Splinting of the hand and wrist, *Current Orthopaedics* 2003;17(6): 465-74.
11. *Cha YJ.* Changes in the pressure distribution by wrist angle and hand position in a wrist splint. *Hand Surgery and Rehabilitation* 2017 Dec. ISSN 2468-1229.

Pammer Dávid

Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Gépészmérnöki Kar, Anyagtudomány és Technológia Tanszék
 H-1111, Budapest, Bertalan L. u. 7. MT épület
 Tel.: (+36) 1 463-1114

AZ AKTÍV ELONGÁCIÓS TECHNIKA AKUT HATÁSA A GERINCOSZLOP MORFOLÓGIAI JELLEMZŐIRE

Kondor Judit, Széll Anna, Tihanyi József

Testnevelési Egyetem

kondorjud@gmail.com

DOI: 10.17489/2018/2/05

Absztrakt

A gerinc elongációját, vagyis a hosszirányú aktív megnyúlását vizsgáltuk. Ez az egyszerű, aktív mozgás a gerinc szagittális görbületeiben látható elváltozásokat produkál, melyeket a Spinal Mouse elektromechanika eszközzel mértünk. Az eszköz minden mozgásszegmentet mér a cervicalis 7-től a sacralis 1 csigolyáig a szagittális síkban és a gerinc hosszát is. 27 vizsgálati alanyunk volt (n = 13) férfi és (n = 14) nő, akik közül (n = 9) már ismerte és használta is az elongációt. Tanulmányunk célja az volt, hogy igazoljuk a gerinc, illetve a thoracalis és lumbális görbületek változásait az elongáció közben. Majd ebből levonni következtetéseket a gerinc mély stabilizátor izmainak – a multifiduszoknak - biomechanikai funkcióira vonatkoztatva. További célunk a terápiás megközelítések fejlesztése a biomechanikai központ spinális kontrolljában, azaz a pelvico lumbális szegment stabilizációjában. Az ideális testtartás megfogalmazása nagy vitát szül a gyógytornászok vagy más mozgással foglalkozó szakemberek között. Pedig a helyes tartás adja az alapját minden stabilizációs tornaanyag-nak.

Eredményeink a gerinc hosszát illetve szignifikáns különbséget ($p = 0,001$) mutattak elongáció közben a TUD – elongációt ismerte – és a NEMTUD – először csinálta- csoportok között. Minden alany esetében mutatkozott növekedés a ($p = 0,02$) az elongált gerinc-hosszban a normál, saját testtartás gerinc hosszához képest. Jelentős csökkenés ($p = 0,001$) mutatkozott az elongált thoracalis görbület és a normal/saját thoracalis kifózis között is. De nem volt szignifikáns különbség ($p = 0,24$) a lumbális szakasz lordózisának változásában. A lumbális görbületekben egyértelmű csökkenést találtunk ugyan mindkét csoportban szegmentálisan is, de nem volt statisztikailag jelentős változás ($p = 0,917$) kimutatható. Következtethetünk a lumbális viszonyulások és a spinális kontroll hatására és arra is, hogy a Spinal Mouse nem a legmegfelelőbb eszköz a lumbális szakaszban történő mozgástani változások mérésére az elongáció alatt, az erre a gerincszakaszra jellemző neuromuszkuláris sajátosságok és a biomechanikai természete miatt.

Kulcsszavak: aktív elongáció, szagittális görbületek, pelvicolumbális stabilitás, spinális kontroll, spinal mouse, multifidus, ultrahang feedback

Acute effect of active elongating technique on the morphological characteristics of the spine

Abstract

Our kinesiological focus is on the active elongation of spine. This very simple movement like active spine elongation makes measurable different in sagittal curves, that would be detected with Spinal Mouse electromechanical device. It detects the datas about gait parameters from the cervical 7 to sacral 1 vertebra's processus spinosus about every movement segment in sagittal plane and spine length too. We had tested that on 27 persons: (n =13) men and (n=14) women, (n=9) of them were competent in elongation. The purpose of this study was to verify the change of spine length withal thoracic kyphosis and lumbar lordosis during active elongation in the vertebral column and conclude deep vertebral stabilizer muscle-function, regarding the voluntary contraction of multifidii muscles. Furthermore to improve therapeutic approaches in the spinal control of the biomechanical centre, called lumbopelvic segment. The ideal gait of human creates a big debate in the physiotherapeutic or the movement professions. Although the physiological posture should be given the basic means of the trunk-stabilization exercises.

Our results prove significant effect of elongation on the spine. It was success to verify the relevancy ($p = 0,001$) of elongation-practised i.e. non-start person compared to start ones (they had used active spine elongation first time in their life) in the length of spine. Significant augmentation ($p = 0,02$) was given between normal own spine length and elongated length. Significant decrease ($p = 0,001$) was measured between normal/own thoracic kyphosis and the elongated kyphosys, but didn't shown significant difference ($p = 0,24$) in the sagittal curve of lumbar spine. But we could experience clear reduction of lordosis in both group ($p = 0,917$) and segmentally as well. We can deduce from lumbar orientation and spinal control effect and even that this Spinal Mouse can't be the right device to prove the real meaning of elongation in the lumbar spine, because of its neuromuscular (muscle tone) and biomechanical nature (degree of freedom).

Keywords: active elongation, sagittal curves, spinal control, transversospinal muscle, lumbopelvic stabilization, spinal mouse, ultrasound feedback

Bevezetés

Jelentős vita van a szakemberek körében az ideális testtartást illetően. A helyes tartás egy fixált pozíciója a testnek, ami a gerinc feszítettségét is jelenti (angolnyelvű terminológia: active extension). Ennek tükrében a testtartás változtatása hangsúlyosabb, mint maga a tartás. Abban mindenki egyetért, hogy a fiziológiás testtartás s ennek megtanítása az alapja a mozgásterápiáknak.¹⁻⁶ Magyarországon a derékfájás miatt fizeti ki az Országos Egészségügyi Pénztár a legtöbb táppénzt.⁷ Az akut vagy krónikus derékpanaszok jelentik a legnagyobb kiadást a nyugati egészségbiztosítás és társadalombiztosításnak egyaránt.⁸ Emiatt jelentősen bővíthetett a gerincstabilizáció gyakorlatok anyaga mind a prevenció mind a kuráció területén.⁹⁻¹⁵ A különböző funkcionális tréningek koncepciója lényegileg ugyanaz: a stabil törzs fiziológiás állapotának visszaállítása, az egyénre jellemző igénybevételének megfelelően. Ehhez a test működésének elemzése is nagy figyelmet kap a kutatásokban is.¹⁶⁻¹⁸

Nagyszámú hatékonyságvizsgálat létezik a stabilizáló tréningek hasznosságának bizonyítására, ahol a sérülések számának csökkenését, a fájdalmas állapotok javulását és a sportteljesítmény eredményességének fokozását írták le.¹⁹⁻²¹ A testtartásra vonatkozó irodalomban az elongáció alatt a gerinc aktív, axiális irányú megnyúlását és ennek megtartását értik. A mozgásos szalmákban az elongációt, mint nyújtózkodást, vagy a végtagokkal való nyújtózást értik és használják. A tartásjavító gyakorlatokban alap-, kiinduló testhelyzet az elongáció, mely egyénileg meghatározza a fiziológiás szagittális görbületeket, valamint ezek megtartásában segít.²²

A vizsgálatunk célja volt meghatározni az elongációnak, a gerinc aktív megnyúlásának eredményességét. A gerinc nyílrányú görbületeinek, valamint a gerinc hosszának változását

megfigyelni, amely az elongációs gyakorlatok hatását mutatja. Drzał-Grabiec és munkatársai 2014-es tanulmánya alapján feltételezzük, hogy a gyakorlottság hatással van az aktív elongáció eredményességére, azaz a gerincben akaratlagon elérhető változások mértékére.²² Célunk továbbá bebizonyítani, hogy elongáció hatására a thorakális kifózis, illetve lumbális lordózis szögei csökkenek, a görbületek ellaposodnak, miközben a gerinc mérhetően hosszabb lesz.

Hipotézisek

H1: Feltételezzük, hogy a gerinc hossza szignifikánsan nagyobb elongáció alatt, mint elongáció nélkül.

H2: Feltételezzük, hogy a gerinc nyílrányú görbületeinek (lumbális és thorakális) szöge szignifikánsan csökken elongáció alatt.

H3: Feltételezzük, hogy szignifikánsan nagyobb különbség van az elongációban gyakorlott személyek (TUD) eredményei és azon eredmények között, akik először alkalmazták a gerinc elongációt (NEMTUD).

Anyag és módszer

A vizsgálatot (n = 27) alanyon, felnőtt férfin (n = 13) és nőn (n = 14), életkor $34,8 \pm 18,2$ év, testmagasság $171,1 \pm 10,4$ cm, testsúly $67,3 \pm 12,8$ kg végeztük.

A vizsgálatból kizáró ok az akut mozgásszervi és egyéb heveny panaszok. A vizsgálati személy esetében a VAS skála 3-5 besorolását nem meghaladó fájdalomszint lehet a maximum, ami a mozgását nem befolyásolhatja. A vizsgálatot a Testnevelési Egyetem Kutatásaitikai Bizottsága hagyta jóvá és a Helsinki Bizottság humán vizsgálatokat vonatkozó előírásának megfelelően végeztük. A személyek írásban és szóban ismerték meg a vizsgálatra vonatkozó valamennyi információt. A személyek

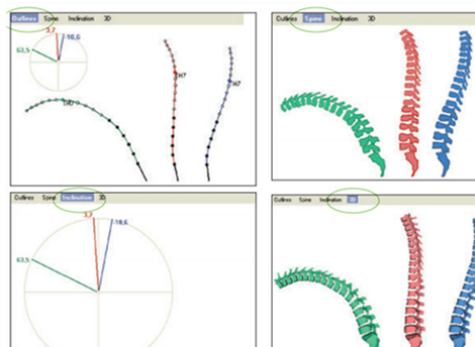
önként vállalták a vizsgálatban való részvételt, amelyet írásban nyilvánítottak ki és az aláírásukkal hitelesítették. Elongációs intervenció történt. Az aktív megnyúlást a gerinc esetében alkalmaztuk, ami megegyezik az általános tartásjavító gyógytorna kiinduló gyakorlatával²² vagy a jóga alap testtartásával.^{23,24} A gerinc elongáció statikus mozgás, folyamatosan megtartott feszítettsége a gerincoszlopnak.^{25,26} Az instrukció megfogalmazásában a leképezési vagy imaginációs technikát is alkalmaztuk²⁷ az elongáció szokatlansága és leginkább a helyes kivitelezés miatt. Ez kizárólag az axiális megnyúlást jelenti, a gerinc extenziós elmozdulása nélkül. Az elongáció megtörténéseinek visszajelzésére használtunk Hitachi Aloka, EUB-405 típusú ultrahang készüléket – kizárólag az izomösszehúzódás feedback-jének céljával.²⁸⁻³⁰

Vizsgálati eszköz és módszer

A mérést a Spinal Mouse-szal végeztük. Ez egy kézi elektromechanikai eszköz, amellyel a csigolyaoszlop morfológiai jellemzőit és mobilitását lehet vizsgálni szagittális és frontális síkban. Az eszközt a görgőit által lehet végig húzni a C7-S1 tövisnyúlványokig a gerincen. Közben a számítógép két dimenzióban a következő adatokat méri, 150 Hz mintavételi frekvenciával gyűjt 1,3 mm-ként. Egyes validitási vizsgálatok során a Spinal Mouse gyengébb megbízhatóságról írnak a frontális síkban (22 paraméterből 5 volt nem elfogadható), a nyílirányban mért eredményekhez képest (24 paraméterből 22 volt jó).³¹ Egy másik tanulmány az interszegmentális mozgástartomány méréseinek pontatlanságát találta ($\kappa = 0,22$).³² Azonban az általunk feldolgozott irodalmak mindegyike egyetért abban, hogy a Spinal Mouse megbízhatóan használható szagittális síkban történő méréseknél.³¹⁻³⁵ A Spinal Mouse limitációja lehet a vizsgálatot végző személy tapasztalatlansága a gerinc tövisnyúlványainak palpációjában. Ezen kívül, a vizsgálat során a

bejelölt bőrfelszín elmozdulhat a tövisnyúlványhoz képest, így a két különböző időben történő mérés eredményei könnyen eltérhetnek. Továbbá lényeges, hogy a vizsgálatot végző személy az eszköz és a bőrfelszín közötti kapcsolatot ne szakítsa meg.³⁶ Mindezt szem előtt tartva, palpációban tapasztalt gyógytornász végezte a mérést.

A nyers adatok Bluetooth segítségével jutnak el a számítógéphez, a szoftver egy kétdimenziós graftot hoz létre (1. ábra) és spline görbeillesztéssel számolja ki a görbületeket a szomszédos csigolyák által bezárt szögekből, melyek egyenként is megjelöltek. A kifotikus szögeket pozitív értékekkel, a lordotikus görbületeket negatív értékekkel adja meg a program.



1. ábra. A SpinalMouse szoftver által ábrázolt adatok négy különböző módon³⁷

A vizsgálat menete

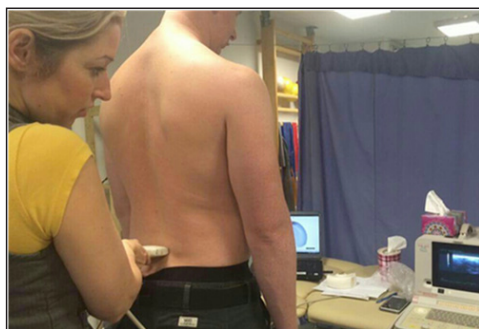
Minden mérés ugyanazon a napon történt, ugyanazt a protokollt követve. A mérést végrehajtó személye nem változott a mérések során. A vizsgálati alanyok a vizsgálatra érkezés után szabaddá tették a felső testüket. Egyenes állásban, lábbeli nélkül, az ultrahang készülék monitorja előtt helyezkedtek el. A vizsgálatot végző személytapintással meghatározta a 7. nyaki csigolya tövisnyúlványát, valamint az 1. keresztcsonti csigolya nyúlványát, majd jól látható, víznek ellenálló tollal bejelölte a kivá-

lasztott pontokat. A mérőeszközt ezen bejelölt pontok között használtuk.³¹ Az adatok meghatározását a Spinal Mouse szoftvere végezte.

Mérés menete: az első alkalommal a vizsgált alanyokat megkértük, hogy vegyék fel nyugalmi, saját megszokott testtartásukat. Ezt követően a Spinal Mouse görgőit végighúztuk a gerincen az előzetesen bejelölt pontok között.

A második mérés előtt a mérési alanyoknak megtanítottuk a gerincelongációs technikát, amely verbális instrukción²⁷ és vizuális feedback-en (UH kép) alapult. A következő instrukciókat adtuk: gerince megnyúlik, a gerince eltolja a fejet a plafon irányába, így hosszabb, magasabb lesz. Képzeld el, hogy hosszú a gerince és a dereka is megnyúlik, hosszú a derék is, így eltávolodik a mellkaskosár a medencekosártól! Közben figyelje a változást az izmokban az UH képernyőjén!

A gerinc hosszirányú, akaratlagos megnyúlása elsősorban a transversospinalis izmok aktivizálására irányul. Ennek segítségével biofeedback-et alkalmaztunk ultrahang készülék használatával.²⁸⁻³⁰ Az ultrahanggal megkerestük a lumbális szakaszon az L3-4-5 környéki multifidusz izmokat,^{29,30} ahol a vizsgált alanyok a képernyőt nézve láthatták, amennyiben tényleges izom-összehúzódást sikerült elérniük (2. ábra).



2. ábra. Ultrahang alkalmazása biofeedbackként elongáció közben

A második mérést az elongációs technika közben végeztük. A Spinal Mouse szkennert végighúztuk a mérési alanyok gerincén az előzetesen bejelölt C7 és S1 tövisnyúlványok között.

Statisztikai elemzés

A csoportok vizsgálatánál Statistica v.12 (StatSoft, Inc.) programmal ferdeséget, csúcsosságot számítottunk, a minták normális eloszlást mutattak.

Az 1. és 2. hipotézis bizonyításához azon 18 vizsgálati személy adatait a gerinchossz, thorakális szög, lumbális szög; elongáció alatt (EA) és elongáció nélkül (EN) vizsgáltuk, akik először alkalmazták az elongációt (NEMTUD). Ezen adatokon egymintás t-próbát alkalmaztunk.

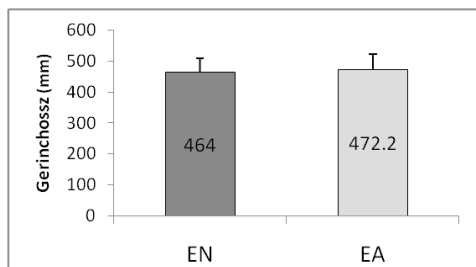
A 3. hipotézis bizonyításához 9 olyan vizsgálati személy adatait vizsgáltuk (gerinchossz változás, thorakális szögváltozás, lumbális szögváltozás, EA, EN), akik alkalmazták már korábban az elongációs technikát (TUD), illetve véletlenszerűen kiválasztottuk 9 olyan személy adatait az előző 18-ból, akik a mérés során először alkalmazták az elongációt (NEMTUD). A két csoport összehasonlításához kétmintás t-próbát alkalmaztunk.

A szignifikancia szintet $p < 0,05$ -tel határoztuk meg.

Eredmények

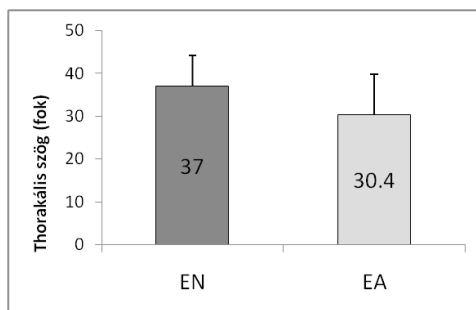
A személyek megszokott testtartása alatt a gerincoszlop hossza $464,0 \pm 45,27$ mm volt. Az elongációs gyakorlat alatt gerinchossz $472,2 \pm 51,3$ mm, azaz 1,8%-kal nőtt meg (3. ábra). A változás mértéke szignifikáns volt ($p = 0,02$).

A thorakális gerincszög vizsgálata során szignifikáns ($p < 0,001$) különbséget találtunk a két állapot között. A mért thorakális szögek átlaga elongáció nélkül $37,0 \pm 7,1^\circ$. Elongálás közben



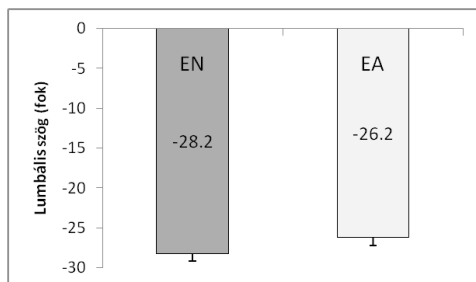
3. ábra. Gerinchossz alakulása elongáció nélkül (EN) és elongációval (EA)

$30,4 \pm 9,4^\circ$ volt (4. ábra). Elongáció hatására a thorakális szögek 21,7%-kal csökkentek.



4. ábra. Thorakális szögek nagysága elongáció nélkül (EN) és elongáció alatt (EA)

A lumbális szög nem mutatott szignifikáns ($p = 0,24$) eltérést, annak ellenére, hogy a szögek csökkentek (5. ábra). A változás mértéke 7,6% volt.

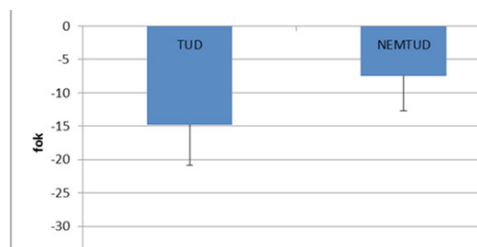


5. ábra. Lumbális szögek nagysága elongáció nélkül (EN) és elongáció alatt (EA)

Az elongációban gyakorlott TUD és az első alkalommal elongációt végzők NEMTUD

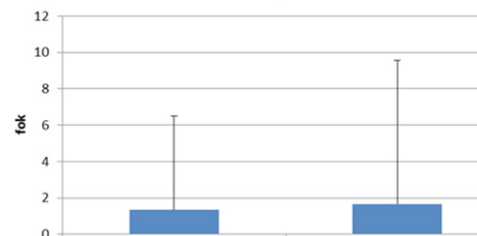
összehasonlításában a „TUD” csoport gerinchosszváltozásának átlaga $20,7 \pm 13,1$ mm, a „NEMTUD” csoport gerinchosszváltozásának átlaga $0,7 \pm 7,8$ mm. A két átlag különbsége szignifikáns ($p < 0,001$).

A thorakális gerincszög csökkenése az elongáció alatt $14,8 \pm 6,0^\circ$ volt a TUD csoportban, ami jelentősen nagyobb, mint a NEMTUD csoporté, akiknél a csökkenés mértéke minimális $7,4 \pm 5,3^\circ$ (6. ábra). A két csoport átlaga közötti különbség szignifikáns ($p = 0,014$).



6. ábra. Thorakális szög változása a gyakorlott „TUD” és kezdő elongálóknál „NEMTUD”

A lumbális gerinc szögváltozása egyik csoportban sem mutatott jelentős változást ($p = 0,917$). Különbséget néztük az elongációs technikát korábban már használó vizsgálati alanyok „TUD” és azon személyek között, akik a mérés során alkalmazták először ezt a technikát „NEMTUD”. A „TUD” csoport lumbális szögváltozásának átlaga $1,3 \pm 5,2^\circ$. A „NEMTUD” csoport lumbális szögváltozásának átlaga $1,7 \pm 7,9^\circ$ (7. ábra).



7. ábra. A lumbális szög változása elongáció hatására a gyakorlott „TUD” és kezdők „NEMTUD” esetében

Megbeszélés

Vizsgálatunk során feltételeztük, hogy az elongációs technika alkalmazásának hatására, a gerinc thorakális és lumbális szagittális görbületei csökkennek, ezzel egy időben a gerinc hosszúsága megnövekszik. Ez magából az elongáció definíciójából is következne (a gerinc aktív, axiális megnyúlása). Továbbá feltételeztük, hogy szignifikánsan nagyobb változás figyelhető meg azon személyek eredményeiben, akik gyakorlattal rendelkeznek a technika alkalmazásában, mint azon személyek esetében, akik először használták a gerincelongációt. Vagyis feltételeztük, hogy gyakorlással nagyobb mértékben tudjuk a gerinc nyírlirányú görbületeit aktívan megváltoztatni.

A vizsgálatot 27 személyen végeztük el, 13 férfin és 14 nőn. A Spinal Mouse görgőit a C7-es és S1-es csigolyák tövisnyúlványainak palpációval megkeresett és bejelölt pontjai között húztuk végig. A vizsgálatunk során azt találtuk, hogy elongáció alatt a gerinc hossza szignifikánsan nőtt ($p = 0,02$). A thorakális szögek szignifikánsan csökkentek ($p < 0,001$), míg a lumbális szögek csökkentek ugyan, de nem mutattak szignifikáns különbséget ($p=0,24$). Ezen eredmények éppen ellentétesek Drzal-Grabiec és munkatársai által 2014-ben végzett kutatás eredményével,²² amelyet gyermekek körében végeztek. Ebben kiemelik, hogy a gyermekek tapasztalatlansága fontos faktor lehetett a mérés pontatlanságában.²² Megjegyezzük, hogy ez utóbbi vizsgálat más megközelítésben alkalmazta a megnyúlást/nyújtóztatást/elongációt, mint ahogyan mi tettük. Mi kizárólag a gerinc elongációt kértük, míg a lengyel kollégák a felső végtagok nyújtóztatásával vizsgálták a törzs nyúlási változásait, tehát másodlagosan bekövetkezett megnyúlást mértek. Tudomásunk szerint elsőként vizsgáltuk a gyakorlottság hatását az elongáció eredményességére. Arra jutottunk, hogy a gyakorlásnak mind a gerinchosszváltozásában

($p < 0,001$), mind a thorakális szög változásában ($p < 0,014$) szignifikáns szerepe van. A lumbális szög nem változott nagyobb mértékben azoknál a személyeknél, akik korábban már alkalmazták az elongációt ($p = 0,917$). Mindez arra is utalhat, hogy a lumbális orientációjuk, a stabilitásuk jobb,^{18,22,25,38-40} mint azok esetében, akik nem tudnak elongálni. Ez utal arra, hogy a mély, támasztó funkciójú törzsizmok, a multifiduszok tónusfokozódása, kontrakciója megtörténik az elongációval. Arra is enged következtetni, hogy a Spinal Mouse nem a legmegfelelőbb mérőeszköz a lumbális gerinc változásait megfigyelni elongáció közben. A gerinc hosszának növekedése elongáció alatt feltételezhetően annak a következménye, hogy a csigolyatestek eltávolodnak egymástól. Ebből következtethetünk arra, hogy elongáció alatt a porckorongok kisebb, vagyis optimálisabb nyomásviszonyoknak vannak kitéve. Ez alátámaszthatja azokat a törekvéseket, amelyek az elongáció alkalmazására vonatkoznak a tartásjavításban, s tovább menve a porckorongsérv és az idiopátiás derékfájás kezelésében.⁴

A thorakális szakasz hossza és a 13 mozgásszegmense lehet magyarázat arra, hogy nagyobb mértékben mutatkozott változás a szögekben elongáció hatására. Míg, a lumbális szakasz 6 mozgásszegmense egyébként is merevebb a tónusos paravertebrálisok miatt,^{41,42} kevésbé mobilis, amely magyarázhatja azt, hogy miért változott kisebb mértékben az ágyéki szakasz szöge elongáció közben. A gerinc sajátos neuromuszkuláris és funkcionális biomechanikai tulajdonságai itt is megmutakoznak.^{25,41-43}

A gerincelongációs módszerek összehasonlítása saját módszerünkkel történt. Tudomásunk szerint a gerinc elongációját és módszereit vizsgáló kutatások száma viszonylag kevés és a gerinc hosszának, görbületeinek befolyásolása különböző célokból ered. Találtunk olyan tudományos kutatást, amely mint „active

extension"-t vizsgálják a gerinc elongációt.⁶ Ebben a megközelítésben a legoptimálisabb tartást vizsgálva és vitatva van említve, mint aktív, akaratlagosan tonizált törzsizmok hatása. Itt ebben az esetben az izmok tartó funkciójának kiemelése és ennek a testi megéreztetése céljával van megközelítve.

A szakirodalom gazdagon tanulmányozott a Schroth-módszert illetően, melyben az elongáció tanítása az első lépés a gerinc torziós görbületeinek korrigálására.^{26,44} A schroth-os elongáció az alapja a torziós scoliosisok gyógytornájának, ami frontális síkban hullámzó, felfelé törekvő mozgásként tanítja^{26,44-46} a gerincmegnyúlást. Ez a technika hasonlít a legjobban az általunk instruált gerincmegnyúláshoz, amiben biztosan csak a törzs axiális mozgásiránya jön létre és az extenziós iránya nem.

Egy tanulmány, melyet gyermekek körében végeztek rámutatott arra, hogy az elongációt, mint korrekciós gyakorlatot könnyű rosszul végrehajtani.²² Azt találták, hogy az elongáció csökkentette ugyan az ágyéki lordózist, de növelte a háti kifózt. Ez ellenkezik magával az elongáció definíciójával és funkciójával, így arra következtettek, hogy a gyermekek hibásan hajtják végre a technikát, amely ráadásul káros lehet. Ugyanakkor e vizsgálat is alátámasztja azt, hogy az aktív elongáció nagymértékben képes befolyásolni a gerinc görbületeit.

A kor előre haladtával a gerinc thorakális kifózisa egyre fokozottabbá válik. Ball és társai azt találták, hogy a legnagyobb változás a gerincben az 50 és 59 éves kor között megy végbe és a gerinc sokkal inkább kezd hasonlítani az újszülöttek gerincére (elsődleges szagittális görbület - kifózis).⁹ Ebben a vizsgálatban extenziós gyakorlatokat alkalmaztak, amelyek ugyan nem állnak szoros kapcsolatban az általunk vizsgált elongációval, ugyanakkor a gerincfesztők fejlesztésére irányultak. Arra

az eredményre jutottak, hogy az extenzorok erősítése szignifikánsan kitolja a fokozott hátkifózis megjelenését. A hiperkifózis az egyensúly megváltozásához vezet, illetve növeli az elesés kockázatát, így az életkor előrehaladtával a prevencióban is helye van az elongációs technikáknak.

Az elongáció, vagy a gerinc megfeszítése alapvető a gerinc diszfunkcióinak gyógytorna anyagában. A fascia tudományokban is kutatják az elongációt, mint nyújtózkodást – instinctselfstretchingor pandiculation,⁴⁷ de vizsgálják az elongát vagy tonizált testtartást is, pl. táncmozdulatok leírásában,^{48,49} a keleti harcművészetek mozgástanában,⁵⁰ a jóga-ban^{23,24} és a Pilates-ben³⁹ is.

Hipotézis bevalás

H1: A fenti eredmények alapján az első hipotézist, miszerint a gerinc hossza szignifikánsan nagyobb elongáció alatt, mint elongáció nélkül, elfogadjuk.

H2: A második hipotézist, miszerint a gerinc nyílirányú görbületeinek (lumbális és thorakális) szöge szignifikánsan csökken elongáció alatt, részben elvetjük, mivel a lumbális szakaszban az elongációs gyakorlatok alatt a görbület nem változott szignifikánsan. Ugyanakkor hipotézisünk igaznak bizonyult a thorakális szakaszt illetően, mivel szignifikánsan csökkent a görbületi szög.

H3: A harmadik hipotézisünkben feltételeztük, hogy a gyakorlott személyek és az először elongálók között szignifikáns különbség van a gerincoszlop és a görbületi szögek különbségében. A hipotézist a gerincoszlop és a thorakális szög esetében elfogadjuk, a lumbális szöget illetően a hipotézist elvetjük.

Vizsgálati eredményeink szerint az elongációs gyakorlatoknak akut hatásuk van a testtartásra, a gerincoszlop morfológiai változására. Az aktív

elongáció valóban hatással van a gerinc nyílirányú görbületeinek mértékére és valóban megnyúlik a gerinc az alkalmazása során. Továbbá azt is megállapíthatjuk, hogy gyakorlással nagyobb mértékben vagyunk képesek befolyásolni a gerinc hosszát és a thorakális görbület nagyságát, így a feszítettségét is.

További kutatásra ad okot az esetleges myofasciális elégtelenségek, - diszbalanszok terápiájában a gerincelongáció igazolása a lumbális szakaszon is, mint az ülő életmód legérintettebb gerincszakaszán.^{48,49,51,52} Mindez a pelvicolumbalítás, a spinális kontroll, mint szegmentális stabilizáció kidolgozását segíti a mozgásterápiában, mind elméletben, s mind gyakorlatban.^{40,53} Ezek után további magyarázatot adhat arra, miért változott kisebb mértékben ez a szakasz vizsgálatunk során.

Konklúzió

Az általunk alkalmazott elongációs technika alkalmas arra, hogy a gerinc hosszát növelje a gyakorlatok alatt a thorakális görbület, valamint korlátozottan a lumbális görbület csökkenése révén.

A rendszeresen elongációt végző személyek elongáció alatt jelentősebben képesek a gerincoszlop hosszának növelésére, valamint a thorakális és lumbális görbületi szög csökkentésére.

A thorakális és lumbális görbület mértékének mérése az általunk alkalmazott Spinal Mouse eszköz érvényes és megbízható adatokat biztosít.

IRODALOM

1. *Hansaraj KK.* Assessment of stresses in the cervical spine caused by posture and position of the head. *Surg Technol Int.* 2004;25: 277-9.
2. *Kendall F.* Muscles: testing and function with posture and pain, 5th edn. Lippincott Williams and Wilkins, Baltimore, 2005
3. *Magee D.* Orthopedic Physical Assessment, 4th edn. Saunders Elsevier, Philadelphia 2006.
4. *McGill SM.* Low Back Disorders: evidence based prevention and rehabilitation, 2nd edn. Human Kinetics Pub. Champaign, IL. 2007.
5. *Mezei J.* Általános testtartásjavító gyakorlatok gyűjteménye Flaccus Kiadó 2008.
6. *Richardson CA, Hodges PW, Hides JA.* Therapeutic Exercise for Lumbopelvic Stabilization, Churchill Livingstone, Edingburgh 2004.
7. *Bálint G.* A derékfájás diagnosztikájának és kezelésének modern nemzetközi elvei, LAM 2011; 21(5):329-35.
8. *Freiburger JK, Holmes GM, Agans RP, Jackman AM, Darter JD, Wallace AS, et al.* The rising prevalence of chronic low back pain. *Arch Intern Med* 2009;169: 251-8.
9. *Ball JM, Cagle P, Johnson BE, Lucasey C, Lukert BP.* Spinal extensio nexercises prevent natural progression of kyphosis. *Osteoporosis Int.* 2009; 20:481-9.
10. *Boyle M.* Functional training for sports. *Human Kinetics* 2004.
11. *McGill, SM, Hughson RI, Parks K.* Lumbar erector spinae oxygenation during prolonged contraction: implication for prolonged work. *Ergonomics* 2000;43: 486-93.
12. *Müller DG, Schleip R.* Fascial Fitness. In *Fascia: The Tensional Network of the Human Body. The Science and clinical application in manual and movement therapy* 2012;S: 465-75.
13. *Page P, Frank CC, Lardner R.* Assessment and Treatment of Muscle Imbalance, The Janda Approach, *Human Kinetics* 2010: 39-42.
14. *Vleeming A, Pool-Goudzwaard AL, Stoockart R, van Wingerden JP, Snieders CJ.* The posterior layer of the thoracolumbar fascia. Its func-

- tion in load transfer from spine to legs. *Spine* 1995;20(7):753-8.
15. *Vleeming A, Mooney V, Stoecckart R.* Movement, Stability and Lumbopelvic Pain. Churchill Livingstone 2007
 16. *Cook G, Burton L, Hoogenboom B.* Pre-Participation Screening: The Use of Fundamental Movements as an Assessment of Function – Part 2, *Int SportsPhysTher* 2006;1(3): 132-9.
 17. *Cook G, Burton L., Voight M.* Functional Movement Screening: The Use of Fundamental Movements as an Assessment of Function– Part 1, *Int Sports Phys Ther* 2014;9(3): 396-409.
 18. *Crisco JJ, Panjabi MM.* The intersegmental and multisegmental muscle of the spine: a biomechanical model comparing lateral stabilising potential. *Spine* 1991;7: 793-9.
 19. *Nadler SF, Moley P, Malanga, GA, Rubbani M, Prybicien M, Feinberg JH.* Functional deficits in athletes with a history of low back pain, Pilot study. *ArchPhys Md Rehab* 2002;83(12):1753-8.
 20. *Seong-Jin L, Yong-Nam K, Dong KL.* The effect of flexi-bar exercise with vibration on trunk muscle thickness and balance in university students in their twenties. *J. Phys. Ther. Sci.* 2016; 28. 1298-302.
 21. *Shirley SM Fong, Tam YT, Duncan J, Macfarlane, SM, ShamayNg, Young-HyeonBae, Chan EW, Guo X.* Core Muscle Activity during TRX Suspension Exercises with and without Kinesiology Taping in Adults with Chronic Low Back Pain: Implication for Rehabilitation, Evidence-Based Complementary and Alternative Medicine, ID 910168, 2015: 6.
 22. *Drzal-Grabinec J, Snela S, Rykala J, Podgórska J, Truszczyńska A.* The influence of elongation exercises on the anterior-posterior spine curvatures. *Biomedical Human Kinetics* 2014;6: 1-4.
 23. *Avison J.* YOGA: Fascia, Form & Functional Movement. Handspring Publ., Edingburgh, 2015.
 24. *Broad WJ.* The Science of Yoga. Simon & Schuster. New York 2012.
 25. *Hodges PW, Jull GA.* Motor relearning strategies for the rehabilitation of intervertebral control of the spine. In: Liebenson C (ed) *Rehabilitation of the spine: a practitioner's manual*, 2nd edn. Lippincot Williams & Wilkis, Baltimore, MD, i press 2003.
 26. *Weiss HR.* The method of Katherina Schroth - history, principles and current development., *Scoliosis* 2011;6: 17.
 27. *Holmes PS, Collins DJ.* The PETTLEP to Motor Imagery: A Functional Equivalence Model for Sport Psychologists. *Journal of Applied Sport Psychology* 2007.
 28. *Jáger B, Kristóf T, Tamás P, Kiss R.* Gerincalak matematikai leírása in-vivo elektromágnes-és ultrahang-alapú mérési eredmények felhasználásával. *Biomechanika Hungarica* 2015;8(2).
 29. *Skeie EJ, Borge JA, Leboeuf-Yde C, Bolton J, Wedderkøp N.* Reliability of diagnostic ultrasound in measuring the multifidus muscle (Skeie et al.) *Chiropractic & Manual Therapies* 2015;23: 15.
 30. *Van K, Hides JA, Richardson CA.* The Use of Real-Time Ultrasound Imaging for Biofeedback of Lumbar Multifidus Muscle Contraction in Healthy Subjects, Copyright *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 2006.
 31. *Topalidou A, Tzagarakis G, Souvatzis X, Kontakis G, Katonis P.* Evaluation of thereliability of a new non-invasive method for assessing the functionality and mobility of the spine, *Acta of Bioengineering and Biomechanics* 2014;16(1).
 32. *Post RB, Leferinĳ VJ.* Spinal Mobility: sagittal range of motion measured with the Spinal Mouse, a new non-invasive device *Arc hOrthop Traumra Surg* 2004;124: 184-92.
 33. *Eleftherios K, Grigoris A, Gerasimos T, Maria E.* Reliability of spinalrange of motion in healthy boys using a skin-surface device. *National University of Health Sciences* 2008.
 34. *Mannion A. E, Knecht K, Balaban G, Dvorák J, Grob D.* A new skin-surface device fo rmeasuring the curvature and global and segmental ranges of motion of the spine: reliability of measurements and comparison with data reviewed from the literature *EurSpine J.* 2004;13(2): 122–36.
 35. *Neblett R.* Surface electromyographic (SEMG) biofeedback for chronic low back pain *Healthcare (Basel)* 2016 May 17;4(2).
 36. *Mayer RS, Chen IH, Lavender SA, Trafimow, JH, Andersson, GBJ.* Variance in the measurement of sagittallum bar spinnerange of motion among examiners, subjects, and instruments. *Spine* 1995;20: 2421-8.

37. Idiag Spinal Mouse Hardware User Guide, 2013.
38. *Oddson L.* Co-coordination of a simple voluntary multijoint movement with postural demands: trunk extension in standing man. *Acta Physiologica Scandinavica* 1988;134: 109-18.
39. *Pilates JH, Miller WR.* Return to Life through Contrology, Reprinted 2003. Presentation Dynamics Inc. 1945.
40. *Panjabi MM.* The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. *J Spinal Disord* 1992 Dec;5(4): 383-9; discussion 397.
41. *Janda V.* Muscles, central nervous regulation and back problems. *Neurobiomechanical mechanisms in manipulative therapy*, ed. I.M. Korr, New York: Plenum Press 1978; 27-41.
42. *Janda V.* Differential diagnosis of muscle tone in respect to inhibitory techniques. *Journal of Manual Medicine* 1989;4(3): 96.
43. *Bodguk N, Amevo B, Percy M.* A biological basis of instantaneous centres of rotation of the vertebral column. *Proceedings of the Institute of Mechanical Engineering* 1995;209: 177-83.
44. *Weiss HR, Rigo M.* Befundgerechte Physiotherapie bei Skoliose. Pflaum Verlag München 2006.
45. *Knott P, Pappo E, Cameron M, et al.* 2014 SOSORT 2012 consensus paper: reducing x-ray exposure in pediatric patients with scoliosis. *Scoliosis* 2014;9: 415.
46. *Schreiber S, Parent EC, Mocz EK, Hedden DM, Moreau MJ, Lou E, Watkins EM, Southon SC.* The effect of Schroth exercises added to the standard of care on the quality of life and muscle endurance in adolescents with idiopathic scoliosis—an assessor and statistician blinded randomized controlled trial: “SOSORT 2015 AwardWinner” *Scoliosis* 2015;10: 24.
47. *Bertolucci LF.* Pandiculation: nature’s way of maintaining the functional integrity of the myofascial system? *J Bodyw Ther* 2011;15(3): 268-80.
48. *Myers, TW.* The Anatomy Trains. *J Bodyw-MovTher* 1997;1(2): 91-101.
49. *Myers, TW.* The Superficial Back Line. *Anatomy Trains.* Elsevier, Edingburgh 2009;3.
50. *Petersen S.* How do I listen? Applying Body-Psychotherapy Skill sin Manual and Movement Therapy Missoula, Montana: The International Association of Structural Integration (IASI) 2006.
51. *Schleip R, Müller DG.* Training principles for fascial connective tissues: specific foundation and suggested practical applications. *J Bodyw Mov Ther.* 2013 Jan;17(1): 103-15.
52. *Schleip R.* Fascia in Sport and Movement, 1. edn., Handspring Publishers 2015.
53. *Panjabi MM, Abumi K, Duranceau J, Oxland T.* Spinal stability and intersegmental muscle forces. A biomechanical model. *Spine* 1989;14: 194-200.

Kondor Judit

Testnevelési Egyetem, Biomechanikai Tanszék
H-1123, Budapest, Alkotás u. 44. Új épület, III. emelet
Tel.: (+36) 70 522 8345

Termékek

Üzemünk minden nyomdai terméket képes gyártani, amit a digitális-, az ofszet- és a magasnyomó technológia lehetővé tesz.



Nyomdatermékek:

Magazinok, újságok

- hetilapok
- havilapok
- egyéb más periodikák

Könyvek

- ragasztókötet
- keménytáblás

Ügyviteli nyomtatványok

- önátíró nyomtatványok, tömbök
- jegyzettömbök
- használati útmutatók, leírások
- tájékoztatók
- mappák, dossziék
- levélpapír
- leporellók

Reklámanyagok

- prospektusok
- katalógusok
- füzetek
- szórólapok
- plakátok, poszterek
- asztali és falinaptárak
- borítékok
- Direct Marketing (DM) levelek

SZUBMAXIMÁLIS IZOMETRIKUS KONTRAKCIÓ ALATT BEKÖVETKEZŐ FÁRADÁS HATÁSA A MOTOROS EGYSÉGEK AKTIVÁCIÓJÁRA A KÖNYÖKHAJLÍTÓ IZMOKBAN

Hegedüs Ádám, Tuza Kornélia, Katona Péter, Kopper Bence, Tihanyi József

Testnevelési Egyetem

adam.hegedus.tf@gmail.com

DOI: 10.17489/2018/2/06

Absztrakt

Egy adott izom elektromos aktivációs szintje a kontrakció során felületi EMG-vel (sEMG) vizsgálható. A kontrakció közben rögzített adatok frekvencia alapú elemzése lehetővé teszi a különböző izomrost típusok aktivációs szintjének megkülönböztetését. Kutatásunkban arra kerestük a választ, hogy hogyan befolyásolja a közepes mértékű terhelés a különböző tüzelési frekvenciájú motoros egységek aktivációs szintjét. A vizsgálatban a Testnevelési Egyetem II hallgatója vett részt. A vizsgált izom a biceps brachii volt izometriás körülmények között, 90 fokos könyök ízületi szöghelyzetben. Első lépésként ebben a szöghelyzetben felmértük az izometriás maximumukat (MVC), majd meghatároztuk az erő 65%-át és ennek megfelelő súlyzót kellett a személyeknek 90 fokos könyök ízületi szöghelyzetben megtartaniuk teljes kifáradásig. Miután a személyek letették a súlyt, azonnal elvégeztek egy MVC-t 10 másodpercig. A domináns oldali biceps brachii elektromos aktivitását rögzítettük a terhelési protokoll, illetve az azt követő maximális izometriás kontrakció alatt. A Noraxon MyoResearch Master Edition software alkalmazásával 20 Hz-es lépcsőkben határoztuk meg az adatok frekvenciaspektrum intenzitás eloszlását 0-260 Hz között, emellett rögzítettük a frekvenciák átlagát és mediánját. A terhelési protokollból 3 ablak került kivágásra: első 5 mp (A1), középső 5 mp (A2) és utolsó 5 mp (A3), illetve a MVC alatt mért aktivitást (MAX) használtuk a statisztikai analízishez. Eredmények azt mutatják, hogy az idő előrehaladtával, vagyis a fáradás mértékének növekedésével (A1-től a A3-ig) az alacsony frekvenciájú motoros egységek aktivitása szignifikánsan nő (0-20 Hz, 20-40 Hz) míg a magas frekvenciájú motoros egységek aktivitása, meglepő módon (60-80 Hz, 80-100 Hz) szignifikánsan csökken. Az eredmények alapján az a tendencia vonható le, hogy a fáradás izometriás kontrakciónál szubmaximális terhelést alkalmazva az alacsony frekvenciájú motoros egységek aktivációs szintjét megnöveli, míg meglepő módon az aktiváció elején a csak részben bekapcsolt magasabb frekvenciájú motoros egységek aktivitása csökken. Következésképp a teljes kifáradásig végzett aktivitás nem eredményezi a magas tüzelési frekvenciájú rostok magasabb aktivációját a mozgás végén, vagyis amint a fáradtság növekszik az alacsonyabb aktivációs frekvenciájú motoros egységeknél izometriás kontrakció közben, a magasabb aktivációs frekvenciájú motoros egységek nem veszik át a szerepüket, vagy segítik azokat. Ez egy hosszan végzett aerob aktivitás során, például egy hosszabb futó vagy úszó versenyszám végén – nevezzük befutónak vagy hajrának – jelentős szerepet játszhat a végső eredményben. További vizsgálatok szükségesek annak kiderítésére, hogy a magas frekvenciájú motoros egységek aktivitása emelkedik-e a befutó során dinamikus kontrakciók esetén, mint ahogyan azt elvárnánk.

Kulcsszavak: felületi EMG, motoros egység, frekvencia analízis, biomechanika

The effect of submaximal isometric contraction on fatigue and motor unit recruitment in human elbow flexor muscles

Abstract

Motor unit muscle activation can be measured during muscle contraction with the usage of electromyography and frequency analysis of the recorded data. The aim of our study was to determine how motor units behave under a submaximal isometric load executed until total exhaustion. 11 healthy students of the University of Physical Education participated in the study. We measured participants' right elbow flexor muscle's myoelectric activity with surface electromyography (sEMG). Their maximal voluntary contraction (MVC) force and EMG was recorded in a 90 degrees flexion of the elbows. 65% of the MVC was calculated, and with this load participants had to sustain a 90 degrees isometric flexion as long as they could. After a frequency analysis Noraxon MyoResearch Master Edition software made frequency bands of 20 Hz, between 0-260 Hz, and recorded the mean and median frequencies. 3 windows were cut from the fatiguing protocol: first 5 seconds (A1), middle 5 seconds (A2), last 5 seconds (A3). T-test for independent samples was used for determining the differences. The results show, that as the protocol progressed in time and the effect of fatigue increased (from A1 to A3) the activity of low frequency motor units significantly increased (0-40 Hz) while activity of high frequency motor units (60-260 Hz) significantly decreased. Our results show, that as fatigue occurs the lower intensity isometric contractions increase the activation level of the low frequency motor units, while at the beginning of the activation semi-activated higher frequency motor units activation level will decrease. From the practical perspective this means that as fatigue increases in the lower activation level motor units, the higher activation level units will not take over and contribute in the contraction. In long distance aerobic activities, the last part of the race – called the run-in – is an important phase. Further studies should be made whether or not activity of the high frequency motor units increase during the run-in as we would expect.

Keywords: surface EMG, motor unit, frequency analysis, biomechanics

1. Bevezetés

A neuromuszkuláris szabályozási folyamat funkcionális egysége a motoros egység. Egy motoros egységhez egy darab motoneuron tartozik és az izomrostok, amiket innervál. Egy motoneuronhoz lehetséges, hogy csak pár, de akár több száz izomrost is tartozhat. A motoros axon aktivációja stimulálja az összes hozzá tartozó rostot. Az összes rost, ami egy motoros egységhez tartozik szinkronizált, és a „mindent vagy semmit” elv alapján működik.¹ Az erő kifejtés szabályozása az izomban két módon valósulhat meg: toborzás (recruitment) eredményeképp és az ingerlés frekvenciájának változtatásának hatására.² A toborzás az izmon belül a különböző motoros egységek aktiválását jelenti. Élettani kutatások három fontos tulajdonságát különítették el a toborzásnak. A motoros egységeknek van egy olyan tulajdonságuk, hogy csoportokban kapcsolódnak be.¹ Továbbá azt is megmutatták a vizsgálatok, hogy nem teljesen szinkronizált módon kapcsolódnak be. Eltérő motoros egységek más időpillanatban kapcsolódnak be. Egyes vizsgálatok kimutatták, hogy, az erőfelfutás meredekségét befolyásolja, ha szinkronizáljuk a motoros egységeket,³ de ha a szinkronizáció túl nagy mértékű, akkor ez összefüggésbe hozható betegségekkel (Parkinson-kór), vagy teljes kifáradással (az utolsó ismétlés egy nehéz súlyzós gyakorlatban). Valószínűsíthető, hogy a szabályozás ennél sokkal bonyolultabb, mert kereszt irányú kapcsolatok a párhuzamos lefutású izmokban lehetővé teszik, hogy az éppen feszülésben lévő rost megváltoztassa a körülötte levő rostok feszülését.^{4,5} Az erő kifejtés szabályozásában jelentős folyamat a méret elv.^{6,7} A motoros egységek csak egyféle típusú izomrostot idegeznek be, ezért az adott rosttípusnak megfelelően kapcsolódnak be. A magas tüzelési frekvenciájú motoros egységek gyorsan fejtik

ki a feszülést, és magas az erő kifejtésük, miközben gyorsan kifáradnak, ezekhez a frekvenciákhoz rendeli a tudomány a gyors, IIa és IIx típusú rostokat, az alacsony tüzelési frekvenciájú rostok kontrakciós tulajdonságai pedig ennek pont az ellenkezőjét mutatják, ezeket a rostokat nevezik lassú, I-es típusú rostoknak. A méret elv azt állítja, hogy az erő kifejtés nagyságával párhuzamosan egyre több, és magasabb tüzelési frekvenciájú motoros egység kapcsolódik be.⁸⁻¹⁴ Mind a toborzás, mind az ingerlés frekvenciájának változtatása hatással van az erő kifejtés mértékére. Azt találták, hogy a toborzás a maximális erő 50%-ig, utána pedig dominánsan az ingerlés frekvenciájának növelésével érhető el erő növekedés.¹⁵

2. Célkitűzés

Vizsgálatunk célja, hogy megállapítsa, miképp alakul a különböző tüzelési frekvenciájú rostok aktivációja a terhelési protokoll hatására, miközben célunk az izmok teljes kifárasztása szubmaximális terhelés alkalmazásával.

Feltevésünk szerint mind a magas, mind az alacsony tüzelési frekvenciájú rostok aktivitása nőni fog a fáradás eredményeképp. Feltételezéseink igazolására két hipotézist állítottunk fel: első hipotézisünk szerint alacsony intenzitású (MVC 65%) izometriás terhelés hatására a biceps brachii izomban az alacsony tüzelési frekvenciájú motoros egységek aktivitása szignifikánsan nő a fáradással összhangban.

Második hipotézisünk szerint alacsony intenzitású (MVC 65%) izometriás terhelés hatására a biceps brachii izomban a magas tüzelési frekvenciájú motoros egységek aktivitása szignifikánsan nő a fáradással összhangban.

3. Anyagok és módszerek

3.1. Résztevők

A Testnevelési Egyetem 11 hallgatója vett részt a vizsgálatban (6 férfi, 5 nő, kor: $21,63 \pm 1,6$ év; magasság: $174,81 \pm 5,09$ cm; súly: $69,45 \pm 6,78$ kg). A résztvevők jó fizikai kondícióban voltak, de nem voltak élsportolók, korábbi sérülésük a felső végtagokban nem volt. Az összes résztvevőt tájékoztattuk a vizsgálat menetéről szóban, valamint egy beleegyező nyilatkozatot is aláírtak. Minden vizsgálat a humán vizsgálatokat szabályozó Helsinki Nyilatkozatban leírtakkal összhangban történt, a vizsgálatot a Testnevelési Egyetem Etikai Bizottsága engedélyezte.

3.2. Előkészületek

Az sEMG jeleket a résztvevők jobb biceps brachii izmán rögzítettük. Az EMG jelek méréséhez Telemetry Mini 16 EMG-t használtunk, Skintact F 55 unipoláris felszíni elektródákkal. Első lépésként a bőr felületi feszültségét 5000Ω alá kellett csökkenteni a mérés helyén. Ehhez leborotváltuk a szőrt, majd az elhalt felső hámréteget dörzspapírral távolítottuk el, végül alkohollal mostuk le az érintett bőrterületet.¹⁶ A felületi elektródákat felhelyeztük az izomhasra az ín és a motoros pont közé a SENIAM nemzetközi protokoll ajánlásainak megfelelően a biceps brachii izomra.¹⁷ A föld elektródát a könyökre helyeztük. A jelek regisztrálására és az adatfeldolgozásra Noraxon MyoResearch Master Edition szoftvert használtunk. A MVC 65% terheléshez női olimpiai súlyemelő rudat, illetve 1,25-10 kg közötti súlytárcsákat használtunk.

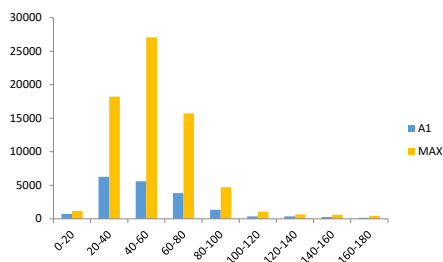
3.3. Protokoll

Azért, hogy kontrollált terhelés alkalmazásával tudjuk vizsgálni a motoros egységek

aktivációját maximálisnál kisebb izometriás terhelés során, első lépésként megmértük a résztvevők könyökhajlító izmainak MVC-ét 90 fokos szöghelyzetben. A vizsgált személyeknek meg kellett fogni egy a talajhoz keletben rögzített rudat, melyet úgy rögzítettük, hogy az alanyok 90 fokos könyök ízületi hajlítással tudják megfogni, kezük supinált helyzetben volt. Arra kértük őket, hogy maximális erő kifejtésre törekedjenek. A kontrakció közben Kistler erőplató alkalmazásával megmértük a személyek MVC-át.

A kapott adatokból meghatároztuk minden résztvevő személyre szabott MVC 65%-át, majd ezt a súlyt egy súlyemelő rúd és súlytárcsák segítségével állítottuk be. A résztvevőkre felhelyeztük az elektródákat, és arra kértük őket, hogy a rudat 90 fokos könyök ízületi szöghelyzetben tartsák teljes kifáradásig. A domináns oldali biceps brachii izom EMG jeleit rögzítettük. Miután teljes kifáradási protokollt végrehajtották a vizsgálati személyek, azonnal egy MVC-t kellett végrehajtaniuk 90 fokos szöghelyzetben, 10 másodpercig. Az sEMG jeleket a teljes fáradási protokoll, valamint az MVC alatt rögzítettük.

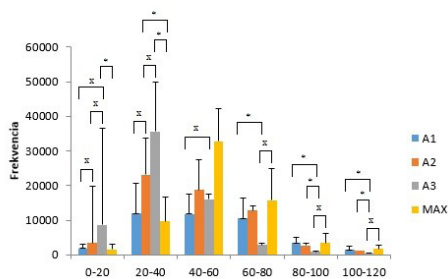
Az sEMG jelek feldolgozásához Noraxon MyoResearch Master Edition szoftvert használtunk. Frekvenciaalapú feldolgozást végeztünk. A 20 Hz alatti és 350 Hz feletti, valamint az 50-60 Hz közötti frekvenciatartományokat szűrtük a jeltisztaság érdekében. A fáradási protokollból három ablakot vágunk ki: első 5 mp (A1), középső 5 mp (A2) és utolsó 5 mp (A3). 20 Hz-es lépcsőkben határoztuk meg az adatok frekvenciaspektrum intenzitás eloszlását 0-260 Hz között, illetve meghatároztuk a fáradási protokoll után azonnal a MVC-nél a frekvenciaeloszlást (MAX), és emellett rögzítettük a frekvenciák átlagát és mediánját (1. ábra).



1. ábra. Tipikus frekvenciaeloszlás egy vizsgálati személy esetén az A1 (kék) és a MAX (sárga) helyzetekben. Megfigyelhető, hogy a MVC 65%-ánál (A1) minden esetben kisebb az aktiváció, mint MVC-nél (MAX), és a spektrum eltolódik MVC-nél a nagyobb frekvenciatartományok irányába

3.4. Statisztikai analízis

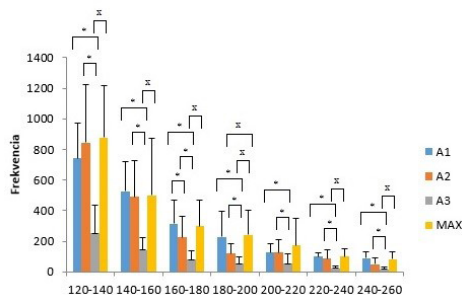
A statisztikai analízishez StatSoft: STATISTICA 12 programot használtunk. Az alapadatokat átlagokkal és szórásokkal jellemeztük. A minta normál eloszlásának eldöntéséhez Shapiro Wilk' W normalitásvizsgálatot végeztünk, majd a normális eloszlású adatok különbségeinek feltárásához egymintás T-próbát használtunk. A szignifikancia-szintet $p < 0,05$ -ben határoztuk meg.



2. ábra A 0-120 Hz közötti tüzelési frekvenciájú motoros egységek aktivitásának frekvenciaeloszlása 20 Hz-es intervallumokban (X – szignifikáns növekedés; * - szignifikáns csökkenés)

4. Eredmények

Szignifikáns növekedést találtunk a motoros egységek aktivitásában a 0-20 Hz intervallumban: A1-A2, A2-A3, A1-A3 között, csökkenést A3-Max között; a 20-40Hz intervallumban: növekedést A1-A2, A2-A3, A1-A3 között, csökkenést A2-MAX, A3-Max között; 40-60 Hz intervallumban: növekedést A1 és A3 között; 60-80 Hz intervallumban: csökkenést A1 és A3 között, növekedést A3-MAX között; 80-100 Hz intervallumban csökkenést A1-A3, A2-A3 között, növekedést A3-MAX között; 100-120 Hz intervallumban csökkenést A1-A3, A2-A3 között, növekedést A3-MAX között, $p < 0,05$ minden összehasonlításban (2. ábra).



3. ábra A 120-260 Hz közötti tüzelési frekvenciájú motoros egységek aktivitásának frekvenciaeloszlása 20 Hz-es intervallumokban (X – szignifikáns növekedés; * – szignifikáns csökkenés)

Szignifikáns csökkenést találtunk a motoros egységek aktivitásában 120-140 Hz intervallumban A1-A3, A2-A3 között, növekedést A3-MAX között; 140-160 Hz intervallumban csökkenést A1-A3, A2-A3 között, növekedést A3-MAX között; 160-180 Hz intervallumban csökkenést A1-A2, A1-A3, A2-A3 között, növekedést A3-MAX között; 180-200 Hz intervallumban csökkenést A1-A2, A1-A3, A2-A3 között, növekedést A2-MAX, A3-MAX között; 200-220 Hz intervallumban csökkenést A1-A3, A2-A3 között; 220-240

Hz intervallumban csökkenést A1-A3, A2-A3 között, növekedést A3-MAX között; 240-260 Hz intervallumban csökkenést A1-A3, A2-A3 között, növekedést A3-MAX között $p < 0,05$ minden összehasonlításban (3. ábra).

5. Megbeszélés

5.1. Motoros egységek aktivitása MVC 65% izometriás terhelés alatt

Az eredményeink alapján első számú hipotézisünket, amely szerint az alacsony tüzelési frekvenciájú motoros egységek aktivitása szignifikánsan nőni fog a terhelési protokoll végére, elfogadjuk. Második számú hipotézisünket azonban a mérési eredmények alapján el kell vetnünk, ugyanis a fáradási protokoll végére a magas tüzelési frekvenciájú motoros egységek aktivitása nem nőtt protokoll kezdetén mért értékekhez képest. Vizsgálati eredményeink az alacsony tüzelési frekvenciájú rostok szempontjából összhangban vannak a szakirodalomban talált korábbi eredményekkel^{18,19} korábbi vizsgálatok alapján ismert, hogy a fáradás során a központi idegrendszer az egyre inkább elfáradó izomcsoportoknál a feszülést magasabb aktivációval próbálja fenntartani, miközben valószínűsíthetően új motoros egységeket kapcsol be.¹⁴ Mindemellett feltételezhető, hogy miközben a lassú rostok elfáradnak, és új lassú rostokat tartalmazó korábban még be nem kapcsol motoros egységek bekapcsolása nem kivitelezhető, a gyorsabb, magasabb tüzelési frekvenciájú rostok aktivitása növekszik, és ezzel részben tehermentesítik a már elfáradt lassú rostokat.

Mivel ez a jelenség a protokoll végén várható, feltételezhetően a protokoll végén (A3) lehet számítani a gyorsabb rostok aktivációjának emelkedésére. Meglehető módon azonban az előre remélt eredményhez képest pont az ellenkezőjét tapasztaltuk, vagyis a gyors rostok

aktivációja nemhogy nőtt, hanem tendenciáját tekintve inkább csökkent a kontrakció végére. 60 Hz-től megfigyelhető, hogy a gyors rostok aktivációja nemhogy nő, hanem csökken a fáradás előrehaladtával, és a magasabb tüzelési frekvenciákon az aktiváció nagysága a protokoll végén (A3) lényegesen kisebb, mint a maximális aktivációnál (MAX) mért értékek. Eredményeink azt mutatják, hogy a gyors rostok nem kapcsolódnak be a fáradás végén, de feltételezhetően nem azért, mert a gyors izmrostok elfáradtak, ugyanis valószínűsíthetően a fáradás során ha a gyors rostok aktivációja egyre nagyobb mértékben megtörténik miközben a lassú rostok egyre kevésbé tudják tartani a terhet, a gyors rostoknál egyre magasabb aktivációt mérnénk. Emiatt feltételezhető, hogy a jelenséget nem a gyors rostok fáradásával, hanem valamilyen neurális szintű gátlással lehet magyarázni. Azonban a jelenségre még nem találtunk pontos magyarázatot, ennek tisztázásához további vizsgálatok szükségesek.

5.2 Gyakorlati alkalmazások, kitekintés

Vizsgálatunk során izometriás terhelést alkalmaztunk, azonban számos sportágban az izomzat terhelése dinamikus körülmények között történik. A hosszútávú állóképességi dominanciájú versenyszámoknak (pl. hosszútáv futás, evezés) egy nagyon fontos eleme a hajrázás. Amikor a versenyzők fej-fej mellett haladnak ez dönti el, hogy ki lesz a győztes, ezért növelni kell a sebességüket. Ez magasabb intenzitást igényel, tehát feltételezhetjük, hogy a magasabb tüzelési frekvenciájú motoros egységek kapcsolódnak be. Az eredményeink azt mutatják, hogy a terhelés végén a magas tüzelési frekvenciájú rostok aktivitása csökken, ezért érdemes volna megvizsgálni dinamikus körülmények között, illetve a korábban említett hosszútáv futás közben, a lassú és a gyors rostok aktivációjának változásait a fáradás hatására.

IRODALOM

1. *Burke RE.* The control of muscle force: motor unit recruitment and firing patterns. In N. L. Jones, N. McCartney, A. J. McComas editors. Human muscle power. Champaign, IL. Human Kinetics Publishers 1986: 97-106.
2. *Knudson D.* Fundamentals of Bimechanics. 2nd ed. New York. Springer Science Buisness Media, LLC. 2003.
3. *Semmler JG.* Motor unit synchronization and neuromuscular performance. Exercise and Sport Sciences Reviews 2002 Jan;30(1): 8-14.
4. *Sheard PW.* Tension delivery from short fibres in long muscles. Exercise and Sport Sciences Reviews 2000 Apr 01;28(2): 51-6.
5. *Moore NJ, Bhumbra GS, Foster JD, Beato M.* Synaptic Connectivity between Renshaw Cells and Motoneurons in the Recurrent Inhibitory Circuit of the Spinal Cord. J Neurosci. 2015 Oct 7;35(40): 13673-86.
6. *Denny-Brown D, Pennybacker JB.* Fibrillation and fascilitation in voluntary muscle. Brain 61:311-44.
7. *Henneman E, Somjen G, Carpenter DO.* Excitability and inhibitability of motoneurons of different sizes. Journal of Neurophysiology 1965 May;28(3): 599-620.
8. *Luff AR, Atwood HL.* Membrane properties and contraction of single muscle fibers in the mouse. Am. J. Physiol 1972 Jun 01;222: 1435-40.
9. *Sale D.* Neural adaptation to strength training. In P. Komi (Ed.) Strength and Power in Sport. London: Blackwell Scientific Publications. p. 249-65.
10. *Gerdle B, Karlsson S, Crenshaw AG, Eleri J, Fridén J.* The influences of muscle fibre proportions and areas upon EMG during maximal dynamic knee extensions. Eur. J. Appl. Physiol. 2000 Jan;81(1-2): 2-10.
11. *Wakeling JM, Syme DA.* Wave properties of action potential from fast and slow motor units. Muscle Nerve 2002 Nov;26(5): 659-68.
12. *Hodson-Tole EF, Wakeling JM.* Variations in motor unit recruitment patterns occur within and between muscles in the running rat (*Rattus norvegicus*). J. Exp. Biol. 2007;210: 2333-45.
13. *Lee SSM, Miara MB, Arnold AS, Biewener AA, Wakeling JM.* EMG analysis tuned for determining the timing and level of activation in different motor units. J. Electromyogr. Kinesiol. 2011 Aug;21(4): 557-65.
14. *Enoĝa RM.* Neuromechanical Basis of Kinesiology. 5th ed. Leeds. Humaniknetics; 2015.
15. *Enoĝa RM.* Neuromechanics of Human Movement. 4th ed. Leeds. Humaniknetics; 2008.
16. *Horváth M, Fazekas G.* Mozgáskárosodás felmérése elektromiográfiával – a kineziológiai EMG, Ideggyógyászati Szemle 2003;56(11–12): 360–9.
17. *Hermens HJ, Freriks B, Merletti R, Stegeman D, Blok J, Rau G, Diselhorst-Klug C., et. al.* SENIAM 8 European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy Results of the SENIAM project. the Netherlands, Enschede: Roessingh Research and Development 1999.
18. *Diefenthaeler F, Bini RR, Vaz MA.* Frequency band analysis of muscle activation during cycling to exhaustion. Revista Brasileira de Cinantropometria e Desempenho Humano 14: 243-53.
19. *McManus L, Hu X., Rymer WZ, Lowery MM, Suresh NL.* Changes in motor unit behavior following isometric fatigue of the first dorsal interosseous muscle. J Neurophysiol 2015 May 1;113(9): 3186-96.

Hegedűs Ádám

Testnevelési Egyetem

H-1123, Budapest, Alkotás u. 44.

Tel.: (+36) 1 487-9200

2017 | 09 | 29.

PREMED PHARMA KFT. ÉS DEBRECENI EGYETEM KONZORCIUMA

SAJTÓKÖZLEMÉNY

HUMÁN SZÖVETPÓTLÁSRA ALKALMAS KÜLÖNBÖZŐ TULAJDONSÁGÚ GÉL ALAPÚ BIOMATRIXOK ÉS AZOK ELŐÁLLÍTÁSÁRA SZOLGÁLÓ TECHNOLÓGIÁK FEJLESZTÉSE

A **PREMED Pharma Kft. és a Debreceni Egyetem konzorciuma egy jelentős, 4 éven áthidaló, szaruhártya és csontszövet mesterséges pótlására irányuló kutatás-fejlesztési projektet indított, amit a Széchenyi 2020 program keretében, 1,000 milliárd forint európai uniós támogatás segítségével valósítanak meg.**

A konzorcium által vállalt feladatokat nagy szakmai tapasztalattal rendelkező vegyészek, orvosok, mérnökök szoros együttműködésben valósítják meg. A kutatási program célja élő szövetek mesterséges pótlására felhasználható, lágy illetve rideg géleken alapuló anyagok előállítására alkalmas kutató laboratóriumi háttér megteremtése, új intelligens anyagok, kísérleti eszközök és alkalmazási protokollok kidolgozása.

A jelenleg népbetegségnek számító egyes szaruhártya rendellenességek kezelése, valamint a csontszöveti hiányok pótlása a mindennapi gyakorlatban komoly kihívás elé állítja az orvosokat, ugyanakkor a használatos anyagok hozzáférhetősége korlátozott, anyagilag pedig esetenként rendkívül magas megterhelést jelentenek az egészségügyi intézetek, vagy a betegek számára.

A konzorciumi tagok olyan technológiákat dolgoznak ki, amelyek segítségével megfelelő optikai tulajdonságú transzparens gélek, illetve különleges tulajdonságú bioaktív aerogélek állíthatók elő. Az aerogéleken alapuló kompozitok nemzetközi viszonylatban is nagy előrelépést jelenthetnek a mesterséges csontpótló anyagok területén.

A fejlesztés eredményeként olyan, eredeti magyar szellemi tőkén és innováción alapuló, különleges laboratóriumi kutató-fejlesztő háttér, valamint kísérletes orvosi fejlesztés jön létre, amely a világban is egyedülálló lehetőséget ad aerogél alapú intelligens szövetpótló anyagok előállítására, azok in vitro és in vivo vizsgálatára, laboratóriumi szintű termelésére, állatkísérletekben történő kipróbálására. A létező kapacitás a jövőben alapot teremthet hazai gyártásra, hiánypótlásra alkalmas, egyedülálló tulajdonságú szövetpótló anyagok gazdaságos gyártására.

A jelentős gazdasági haszonnal kecsegtető eredmények legkorábban 2021-ben mutatkozhatnak meg, ugyanis az új, intelligens anyagok kifejlesztése, előállítása, valamint a nélkülözhetetlen állatkísérletek lefolytatása a szükséges vizsgálatok természeténél fogva hosszú időt vesz igénybe.

FINITE ELEMENT RECONSTRUCTION OF DECOMPRESSIVE CRANIECTOMY

Máté Hazay¹, Annamária Varga¹, Eszter Nagy¹, Péter József Tóth², András Büki², Imre Bojtár¹

¹ Faculty of Civil Engineering, Budapest University of Technology and Economics

² Department of Neurosurgery, University of Pécs

matchazay@hotmail.com

DOI: 10.17489/2018/2/08

Abstract

Traumatic brain injuries (TBIs) have a devastating global epidemiological importance since they contribute to the mortality and morbidity in the society with a considerably large extent. After TBI the injured brain tissue tends to swell leading to the increment of the intracranial pressure (ICP) which can cause serious neurological damage and death. Therefore, a main goal of the neurosurgical procedure is the reduction of ICP which is possible via decompressive craniectomy (DC). However, its optimal execution regarding the size and the location of the skull opening is controversial. In this paper the reconstruction of DC is performed by finite element (FE) simulations. The applied modelling strategy is presented and patient-specific FE models are constructed with different levels of anatomic details which can predict the post-operative response of the brain tissue for a given pre-operative state. These models are validated by reconstructing real life DC case, where the predicted displacements and ICP are compared to their observed value measured by neurosurgeons. Results confirm the applicability of the above described modelling procedure, implying that such models can be used to optimize DC in the future based on the biomechanical response of the highly deformable brain tissue.

Keywords: traumatic brain injuries, decompressive craniectomy, finite element simulations, intracranial pressure, Computer-Assisted Neurosurgery

Introduction

Traumatic brain injuries (TBIs) have a devastating global epidemiological importance since they contribute to the mortality and morbidity in the society with a considerably large extent.¹ One of the most important complications of TBIs is brain edema consisting of an abnormal fluid accumulation within the injured parenchyma and swelling of the brain. Brain swelling can lead to secondary injury by uncontrolled increment of intracranial pressure (ICP) which can cause serious neurological

damage and death.²⁻⁵ Accordingly, edema and its complications account for approximately 50% of death in patients with TBI,⁶ therefore an important goal of the treatment is the reduction of ICP. Reduction of ICP can be achieved by decompressive craniectomy (DC) which can be used sometimes as a last-tier (i.e. an ultimate life-saving) surgical procedure.⁷⁻¹⁰ In this operation a piece of skull is removed and the underlying dura mater is opened (Figure 1) in order to allow the brain to expand outside the skull bone resulting in a bulging deformation and the mitigation of ICP.^{11,12}

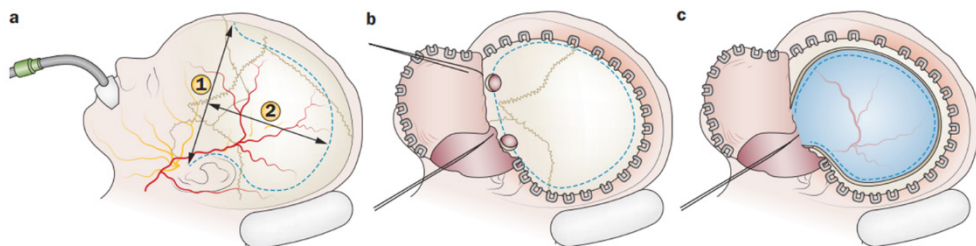


Figure 1. Main steps of decompressive craniectomy.
a) skin; b) skull and c) dura incision indicated by the dotted lines¹³

Despite the ICP reduction, axonal fibres are subjected to extreme stretching which is thought to contribute to an unfavourable neurological outcome for patients treated with DC.^{14,15} Effective treatment of brain edema is challenging since the optimal execution of DC regarding the size and the location of skull opening is controversial¹³ and the recommended treatment is based on clinical practice and personal experience.^{16,17} Therefore, there is a need for developing new methods which can predict the biomechanical response of the swollen brain tissue. Accordingly, a long-term research goal can be formulated as performing a comprehensive optimization of DC based on the biomechanical response of the highly deformable brain tissue.¹⁸

Despite the enormous complexity of the brain, many aspects of its response can be described in purely mechanical terms, such as displacements, strains and stresses.¹⁹ The latest trend in biomechanical research of brain injuries is performing finite element (FE) simulations²⁰⁻²² in order to determine the mechanical response of the human brain. There are several applications of biomechanical models in Computer-Assisted Neurosurgery¹⁹ related to hydrocephalus²³⁻²⁵ and image-guided surgery in case of tumour resection,^{26,27} however, there is a lack of biomechanical research dealing with DC²⁸ since only a relatively few studies have been performed by now. Gao and Ang¹⁸ presented the first 3D head model which was

used to simulate ICP distribution and tissue deformation following DC. A poroelastic material model was applied for the brain tissue whose parameters were taken based on previous research, however they did not provide experimental validation of their model. Nevertheless, based on qualitative comparison of the calculated and observed brain deformations, it was concluded that FE models can be able to simulate DC. Furthermore, it was observed that the size of the craniectomy influences the reduction of ICP and the deformations of the tissue, thus it was hypothesized that an optimum should exist regarding the size of the skull opening. Moreover, the maximum stress regions were found near the craniectomy, which was confirmed by Holst et. al²⁹ via determining strains and water content in brain tissue by nonlinear medical image registration (MIR).

Later,³⁰ finite element models were developed with poroelastic tissue behaviour to reconstruct DC cases, and model validation was performed based on observed deformations of the brain tissue. Fletcher et. al³¹ developed a simplistic FE model in order to reconstruct physical experiments performed on a surrogate model. Several material models were investigated for modelling the mechanical response of the brain tissue and it was found that the time-dependent material behaviour of the brain was not critical to the conditions at the early stages of loading when the peak strain occurred. Experiments³² have shown that the mechani-

cal behaviour of the brain tissue is similar to the behaviour of filled elastomers, thus later finite element head model was developed³³ using Ogden's second order isotropic hyper-elastic material model³⁴⁻³⁶ for modelling the behaviour of the parenchyma. This model was not a patient-specific model since its geometric features were taken from the Collins Brain Atlas.³⁷ It was applied to determine maximum bulge displacement and volume exceeding a critical shear strain for different craniectomy types (unilateral, bilateral, bifrontal, etc).

As a summary of literature review, it is mentioned that during the optimization of DC the ICP and the strain of the parenchyma can be considered as objective functions which should be minimized. Previously mentioned models^{18,30,33} were able to predict the deformations of the brain tissue, however ICP was not validated and in certain cases its value corresponding to the pre-operative (pre-op) state was used as natural boundary conditions at the boundaries of the parenchyma.¹⁸ According to previous efforts,^{18,33} the optimization of DC would include several simulations of DC which start from a given pre-op state and their execution is performed with different craniectomy sizes and locations, while resulting ICP and strains are monitored. This procedure would require the development of FE models which reliably predict not just strains but ICP of the parenchyma as well.

This paper presents a modelling strategy which can be used as a tool for the optimization of DC in the future. The development of 3D patient-specific head models are discussed in detail. By following these steps, two FE models are developed with different levels of anatomic details. These models are validated by reconstructing a real-life DC case where the predicted and observed ICP and deformations are compared.

Methods

According to previous research,²⁹ our modelling procedure starts from an initial reference state, where the geometry represents an approximated patient-specific healthy state. Since medical images of patients in the healthy state are not available in general, the healthy intracranial state is approximated by nonlinear MIR²⁹ using Computer Tomography (CT) images of healthy volunteers. However, it should be taken into account that the relative volume of ventricles (RVV) (i.e. the volume of lateral ventricles divided by the intracranial volume) has a relatively large variability among humans and ventricle volumes are age-dependent.³⁸ Therefore, in order to obtain an approximated average healthy state, three groups of volunteers were identified age-dependently (Group I for volunteers aged between 18-39 years, Group II for volunteers between 40-69 and Group III for volunteers elder than 70 years), and CT scans of 15 volunteers were used for each group respectively. The RVV was calculated for each volunteer by segmentation of CT images performed in 3D Slicer environment.³⁹ Afterwards, the obtained RVVs were considered as a statistical sample for each group, and one volunteer having the median RVV was chosen for each group respectively. With the application of this statistical procedure, working with a healthy volunteer having extremely small or extremely large ventricles was avoided.

The patient-specific healthy state is approximated by nonlinear MIR using B-splines⁴⁰ performed in 3D Slicer, where CT images of the chosen healthy volunteer (*Figure 2.a*) are morphed to the patient's CT images at the pre-op (i.e. injured) state (*Figure 2.b*) based on the patient's cranial shape.²⁹ The result of this transformation is a sequence of CT images where the cranial shape approximately agrees with the patient's cranial shape, but the shape of the intracranial anatomic parts represent an average healthy condition (*Figure 2.c*).

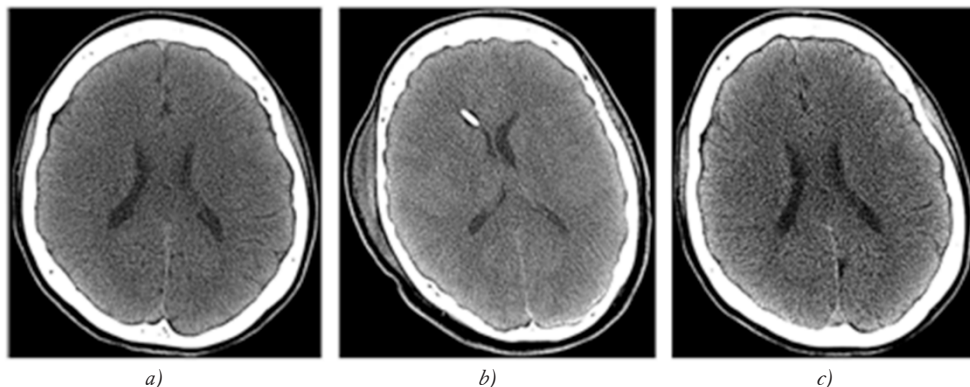


Figure 2. Estimation of patient-specific healthy state by nonlinear medical image registration.
 a) CT scan of a healthy volunteer; b) CT scan of the patient at the pre-op state;
 c) CT scan of the approximated healthy condition

Segmentation of different parts of the human head can be performed on these CT images in 3D Slicer environment. In order to investigate the sensitivity of results due to the applied modelling level, two different models are created which represent different anatomic details.

The simplistic model (Model A) includes the parenchyma, the outer cerebrospinal fluid (CSF) space, the skull bone and dura mater (considered as one merged volume having a several magnitudes larger stiffness than the parenchyma), while the more complex model (Model B) contains the lateral ventricles and the falx cerebri as well. Due to convergence issues which were a barrier of previous research,³³

ventricles and the outer CSF space is not modelled by solid parts, but these are represented by cavities in the geometry. The supporting effect of CSF on the surface of the parenchyma is taken into account by a pressure load with 5 Hgmm intensity (approximating an initial healthy state) and an elastic spring support in order to model the increased ICP at the boundaries due to swelling. After the segmentation, surface models are obtained for each anatomic part which contain sharp edges and gaps, therefore their smoothing and correction are performed in Meshlab⁴¹ by VCG reconstruction.⁴² Afterwards, the smoothed surface models can be converted to 3D CAD geometry (Figure 3.a-b) which is performed in Ansys

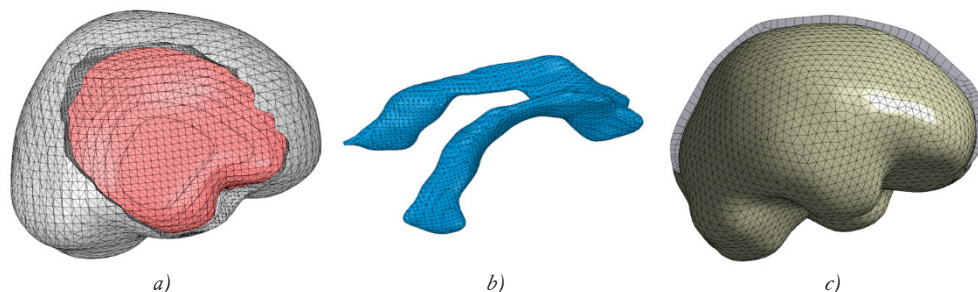


Figure 3. Geometry and mesh of the patient-specific FE model.
 a) Geometry of the brain and the opened skull; b) Geometry of lateral ventricles;
 c) FE mesh of the brain tissue and the falx cerebri

SpaceClaim⁴³ environment. The obtained geometry can be imported to Ansys Workbench⁴⁴ environment where the finite element model is developed (Figure 3.c).

In order to separate FE mesh generation from the unimportant geometric features, a virtual topology⁴⁴ is constructed by generating virtual cells. Afterwards, a patch independent finite element mesh⁴⁴ is constructed consisting of tetrahedral finite elements for solid volumes and shell elements for the falx (Figure 3.c). In accordance with previous research,³³ parenchyma is considered as an isotropic, hyperelastic material modelled by a second-order Ogden material model³⁴⁻³⁶ whose strain energy function U is shown in Equation 1:

$$U = \sum_{i=1}^2 \frac{2\mu_i}{\alpha_i^2} (\lambda_1^{\alpha_i} + \lambda_2^{\alpha_i} + \lambda_3^{\alpha_i} - 3), \quad (1)$$

where parameters μ_i and α_i describe the shear modulus, parameters λ_1 and λ_2 characterize the strain hardening effect (Table 1) and are the deviatoric principal stretches. The mechanical behaviour of the skull and the falx is simulated by a linear elastic material model used in previous model⁴⁵ whose Young's modulus E and Poisson's ratio ν are listed in Table 1.

According to previous research,²⁹ modelling of DC consists of two stages. In the first stage the brain swelling is modelled, i.e. an injured pre-op state is obtained from the initial healthy state.

Brain swelling is obtained by artificial thermal expansion³³ of the parenchyma leading to the increased ICP in the pre-op state. The distribution of the thermal loading depends on the actual injury type and can be estimated by the Hounsfield-unit⁴⁶⁻⁴⁸ obtained from CT images.

In the current case, edema was modelled by a uniformly distributed thermal loading of the parenchyma supplemented by an additional local thermal expansion which causes an increased ICP near the focal contusion of the tissue. The magnitude of the thermal loading is determined by a calibration procedure, where the applied temperature is calculated by the false position method⁴⁹ based on the equality of the observed and predicted ICP of the parenchyma at the pre-op state near the lateral ventricles. Finite element nodes of the skull and the outer edges of the falx are rigidly supported against translational displacements, while the surface of the parenchyma is elastically supported by spring elements representing the supporting effect of CSF. Furthermore, a frictionless contact is established between the skull and the parenchyma, and the brain and the falx.

In the second stage DC is performed, thus the post-op state is obtained from the pre-op state by removing a portion of the skull and dura via prescribed displacements. In this step the supporting effect of CSF near the skull opening is neglected and the bulging deformation of parenchyma is obtained.

Anatomic part	Material model	Material parameters	
Skull	Linear elastic	$E = 15000 \text{ MPa}$	$\nu = 0,22$
Dura mater and falx cerebri	Linear elastic	$E = 31,5 \text{ MPa}$	$\nu = 0,45$
Brain tissue	Hyperelastic	$\mu_1 = 1,044 \text{ kPa}$	$\alpha_1 = 4,309$
		$\mu_2 = 1,183 \text{ kPa}$	$\alpha_2 = 7,736$

Table 1. Applied material models and parameters

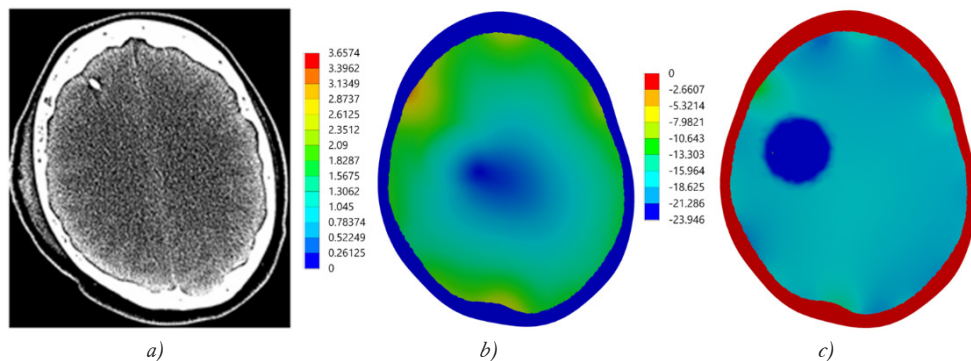


Figure 4. Observed and simulated results (obtained by Model A) at the pre-op state.
 a) CT scan; b) simulated displacements; c) simulated ICP

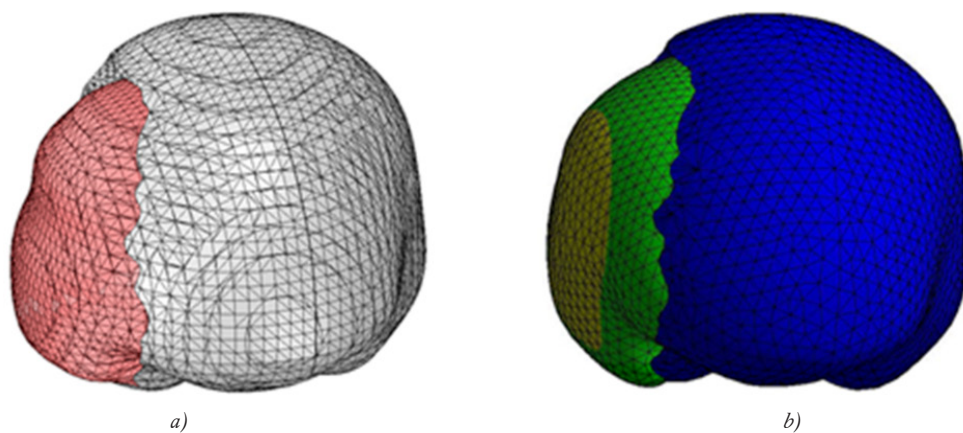


Figure 5. Observed (a) and simulated (b) bulging deformation of the brain tissue

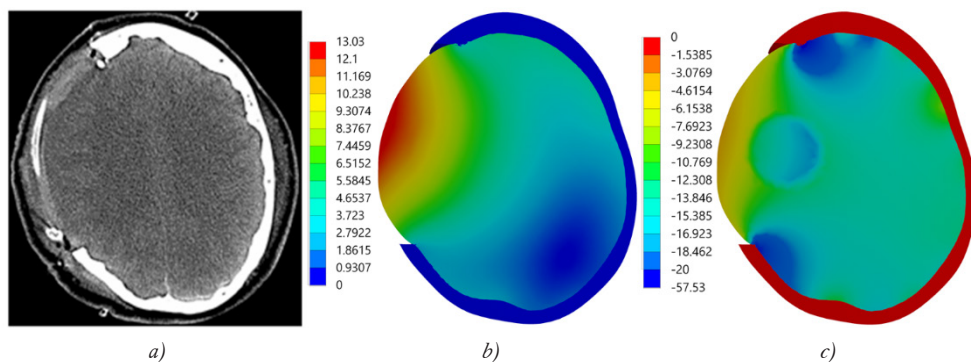


Figure 6. Observed and simulated results (obtained by Model A) at the post-op state.
 a) CT scan; b) simulated displacements; c) simulated ICP

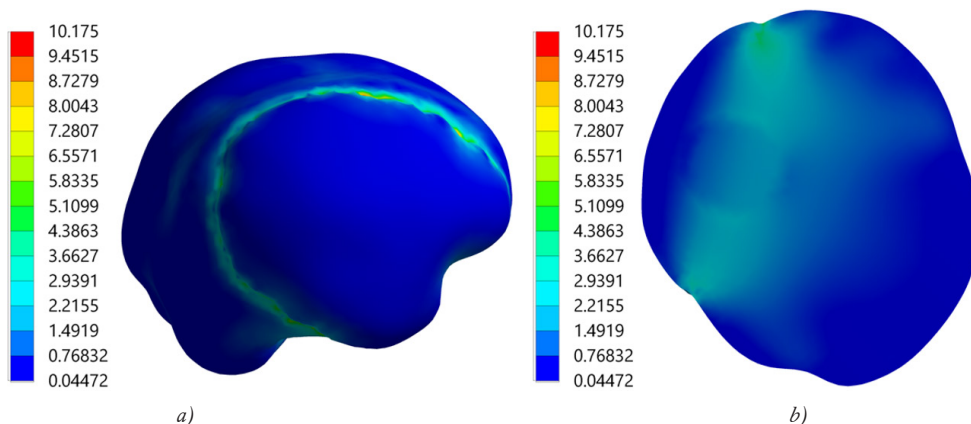


Figure 7. Von Mises stresses of the parenchyma [kPa].
 a) stress peaks near the perimeter of craniectomy; b) stresses in an axial section

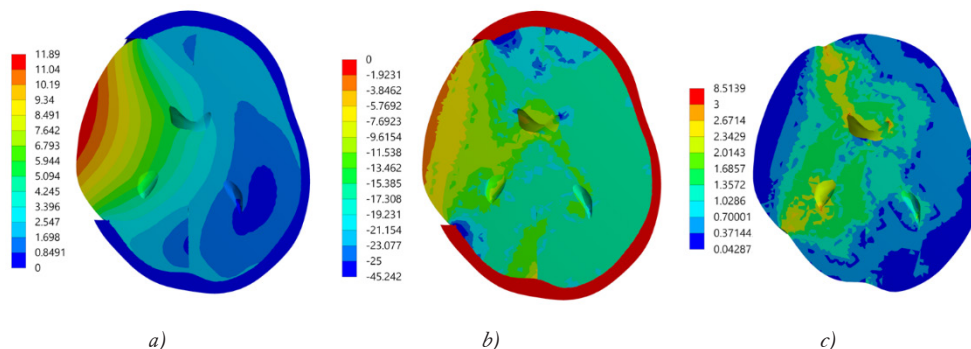


Figure 8. Predicted results at the post-op state obtained by Model B.
 a) displacements; b) ICP; c) von Mises stresses

Results

In this section, results of the model validation are shown corresponding to the reconstruction of a real-life DC case. Simulated deformations and ICP of the parenchyma obtained by Model A at the pre-op state is shown in Figure 4.b-c.

Afterwards, the simulation of skull removal was performed and a bulging deformation was obtained (Figure 5.b) which is similar to the observed deformations (which was obtained by the segmentation) of the brain tissue (Figure 5.a). Results at the post-op state in terms of displacements and ICP (obtained by

Model A) are shown in Figure 6.b-c.

Von Mises stresses of the parenchyma at the post-op state obtained by Model A is shown in Figure 7.

Results obtained by Model B corresponding to the post-op state are shown in Figure 8.

Beside the qualitative comparison, a quantitative analysis was also performed of the predicted and observed results (Table 2). The simulated ICP values show the average ICP obtained in finite elements which belong to a sphere with 5 cm diameter around the ventricles.

	Measured	Predicted by Model A	Predicted by Model B
Max. displacement [mm]	≈17	13,03	11,89
Pre-op ICP [Hgmm]	18	18,10	18,07
Post-op ICP [Hgmm]	12	12,19	14,52

Table 2. Quantitative comparison of observed and predicted results

Discussion

In this paper a finite element modelling strategy of decompressive craniectomy has been detailed and corresponding patient-specific models were constructed with different anatomic details. Model validation has been performed by reconstructing a real-life case where qualitative and quantitative comparison of simulated and observed displacements and ICP were made. Resulting from the calibration procedure, ICP near the lateral ventricles at the pre-op state (Figure 4.c) fits well to its measured value (Table 2). A qualitative analysis of bulging displacements based on results of FE simulations (Figure 5, Figure 6.a-b, Figure 8.a) showed that the predicted displacements of the parenchyma approximates well the observed deformations in case of both models.

The quantitative comparison showed that the difference in terms of maximal displacements between predicted and observed results is about 4-6 mm (Table 2), which is considered here as an acceptable agreement. According

to our results corresponding to the post-op state (Figure 6.c; Figure 8.b, Table 2) the simulated ICP values obtained by both models fit relatively well to the measurements performed at the clinic. Results of the von Mises stresses obtained by Model A (Figure 7.a) confirm that large stresses and strains occur near the perimeter of the craniectomy which could be responsible of poor neurological outcome. However, stress and strain peaks near the lateral ventricles whose existence was observed in previous study²⁹ could only be predicted by Model B (Figure 7.b, Figure 8.c), therefore it is concluded that the optimization in the future must be performed on models where lateral ventricles are included. Based on results obtained by Model B (Figure 8, Table 2), the currently applied modelling strategy can be an adequate tool for modelling DC. Following this modelling procedure, validated patient-specific FE models can be applied to optimize decompressive craniectomy in the future, by performing virtual experiments with different craniectomy size and locations while ICP and strains or stresses of the parenchyma are monitored.

REFERENCES

1. *Frieden TR, Houry D, Baldwin G.* Report to Congress on Traumatic Brain Injury in the United States: Epidemiology and Rehabilitations. CDC Report, 2010. Available from: https://www.cdc.gov/traumaticbraininjury/pdf/tbi_report_to_congress_epi_and_rehab-a.pdf.
2. *Chambers IR, Treadwell L, Mendelow AD.* Determination of threshold levels of cerebral perfusion pressure and intracranial pressure in severe head injury by using receiver-operating characteristic curves: an observational study in 291 patients. *J Neurosurg* 2001 Mar;94(3): 412-6.
3. *Balestreri M, Czosnyka M, Hutchinson PJ, Steiner LA, Hiler M, Smielewski P, Pickard JD.* Impact of intracranial pressure and cerebral perfusion pressure on severe disability and mortality after head injury. *Neurocrit Care* 2006;4(1): 8-13.
4. *Farahvar A, Gerber LM, Chiu Y-L, Härtl R, Froelich M, Carney N, Ghajar J.* Response to intracranial hypertension treatment as a predictor of death in patients with severe traumatic brain injury. *J Neurosurg* 2011 May;114(5): 1471-8.

5. *Badri S, Chen J, Barber J, Temkin NR, Dişmen SS, Chesnut RM, Deem S, Yanez ND, Treggiari MM.* Mortality and long-term functional outcome associated with intracranial pressure after traumatic brain injury. *Intensive Care Med* 2012 Nov;38(11): 1800-9.
6. *Marmarou A.* Pathophysiology of traumatic brain edema: current concepts. *Acta Neurochir Suppl* 2003;86: 7-10.
7. *Polin RS, Shaffrey, ME, Bogaev CA, Tisdale N, Germanson T, Bocchicchio B, Jane JA.* Decompressive bifrontal craniectomy in the treatment of severe refractory posttraumatic cerebral edema. *Neurosurgery* 1997 Jul;41(1): 84-94.
8. *Whitfield PC, Patel H, Hutchinson PJ, Czosnyka M, Parry D, Menon D, Pickard JD, Kirkpatrick PJ.* Bifrontal Decompressive Craniectomy in the Management of Posttraumatic Intracranial Hypertension. *BR J Neurosurg* 2001;15(6): 500-7.
9. *Aarabi B, Hesdorffer DC, Ahn ES, Aresco C, Scalea TM, Eisenberg HM.* Outcome following decompressive craniectomy for malignant swelling due to severe head injury. *J Neurosurg* 2006 Apr;104(4): 469-79.
10. *Honeybul S, Ho KM, Lind CR, Gillett GR.* Observed versus predicted outcome for decompressive craniectomy: a population-based study. *J Neurotrauma* 2010 Jul;27(7): 1225-32.
11. *Timofeev I, Czosnyka M, Nortje J, Smielewski P, Kirkpatrick P, Gupta A, Hutchinson PJ.* Effect of decompressive craniectomy on intracranial pressure and cerebrospinal compensation following traumatic brain injury. *J Neurosurg* 2008 Jan;108(1): 66-73.
12. *Bor-Seng-Shu E, Figueiredo EG, Amorim RL, Teixeira MJ, de Oliveira MM, Panerai RB.* Decompressive craniectomy: a meta-analysis of influences on intracranial pressure and cerebral perfusion pressure in the treatment of traumatic brain injury. *J Neurosurg* 2012 Sep;117(3): 589-96.
13. *Kolias AG, Kirkpatrick PJ, Hutchinson PJ.* Decompressive craniectomy: past, present and future. *Nature Reviews Neurology* 2013 Jul;9: 405-15.
14. *Cooper DJ, Rosenfeld JV, Murray L, Arabi YM, Davies AR, D'Urso P, Kossmann T, Ponsford J, Seppelt I, Reilly P, Wolfe R.* Decompressive craniectomy in diffuse traumatic brain injury. *New England Journal of Medicine* 2011 Apr;364(16): 1493-502.
15. *Stiver SI.* Complications of decompressive craniectomy for traumatic brain injury. *Neurosurg Focus* 2009 Jun;26(6): E7.
16. *von Holst H.* *Traumatic brain injury.* In: *Feigin VL, Bennett DA, editors.* Handbook of Clinical Neuroepidemiology. New York: Nova Science Publishers 2007: 197-232.
17. *Rabinstein AA.* Treatment of Cerebral Edema. *Neurologist* 2006 Mar;12(2): 59-73.
18. *Gao CP, Ang BT.* Biomechanical modelling of decompressive craniectomy in traumatic brain injury. In: Steiger HJ, editor. *Acta Neurochirurgica Supplements.* Vienna: Springer. *Acta Neurochirurgica Supplementum* 2008;102: 279-82.
19. *Miller K, Witteř A, Joldes G.* Biomechanical Modeling of the Brain for Computer-Assisted Neurosurgery. In: Miller K, editor. *Biomechanics of the Brain.* New York: Springer, 2011: 111-136.
20. *Takhounts EG, Eppinger RH, Campbell JQ, Tannous RE, Power ED, Shook LS.* On the development of the SIMon Finite Element Head Model. *47th Stapp Car Crash Journal* 2003 Oct;47: 107-133.
21. *Kleiven S.* Predictors for traumatic brain injuries evaluated through accident reconstruction. *Stapp Car Crash Journal* 2007 Oct;51: 81-114.
22. *Post A, Kendall M, Koncan D, Courmoyer J, Hoshizaki TB, Gilchrist MD, Brien S, Cusimano MD, Marshall S.* Characterization of Persistent Concussive Syndrome Using Injury Reconstruction and Finite Element Modelling. *J Mech Behav Biomed Mater* 2014 Aug;41: 325-35.
23. *Cheng S.* The role of brain tissue mechanical properties and cerebrospinal fluid flow in the biomechanics of the normal and hydrocephalic brain. PhD Thesis, Graduate School of Biomedical Engineering, University of New South Wales 2006.
24. *Miller K, Taylor Z.* Reassessment of brain elasticity for analysis of biomechanisms of hydrocephalus. *J Biomech* 2004 Aug;37(8): 1263-9.
25. *Kim H, Jeong EJ, Park DH, Czosnyka Z, Yoon BC, Kim K, Czosnyka M, Kim DJ.* Finite element analysis of periventricular lucency in hydrocephalus: extravasation or transependymal CSF absorption? *J Neurosurg* 2016 Feb;124(2): 334-41.
26. *Joldes G, Witteř A, Couton M, Warfield S, Miller K.* Real-time prediction of brain shift using nonlinear finite element algorithms. In: *Proceedings of the International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention,* 2009 Sep 20-24, London, United Kingdom 2009: 300-7.
27. *Witteř A, Hawkins T, Miller K.* On the unimportance of constitutive models in computing brain deformation for image-guided surgery. *Biomech. Model. Biomech Model Mechanobiol* 2009 Feb;8(1): 77-84.
28. *Goriely A, Geers GDM, Holzapfel GA, Jayamohan J, Jérusalem A, Sivaloganathan S, Squier W, van Dommelen JA, Waters S, Kuhl E.* Mechanics of the brain: perspectives, challenges and opportunities. *Biomech Model Mechanobiol* 2015 Oct;14(5): 931-65.
29. *von Holst H, Li X, Kleiven S.* Increased strain levels and water content in brain tissue after decompressive craniotomy. *Acta Neurochir* 2012 Sep;154(9): 1583-93.

30. *Li X, von Holst H.* Finite Element Modeling of Decompressive Craniectomy (DC) and its Clinical Validation. *Advances in Biomedical Science and Engineering* 2015 Mar;2(1): 1-9.
31. *Fletcher TL, Koliás AG, Hutchinson PJA, Sutcliffe MPF.* Development of a Finite Element Model of Decompressive Craniectomy. *PLoS ONE* 2014 Jul;9(7): e102131.
32. *Franceschini G, Bigoni D, Regitnig P, Holzapfel GA.* Brain tissue deforms similarly to filled elastomers and follows consolidation theory. *Journal of the Mechanics and Physics of Solids* 2006 Dec;54(12): 2592-620.
33. *Fletcher TL, Wirthl B, Koliás AG, Adams H, Hutchinson PJA, Sutcliffe MPF.* Modelling of Brain Deformation After Decompressive Craniectomy. *Annals of Biomedical Engineering* 2016 Dec;44(12): 3495-509.
34. *Ogden RW.* Large deformation isotropic elasticity - on the correlation of theory and experiment for incompressible rubberlike solids. *Proceedings of the Royal Society of London. Series A, Mathematical and Physical Sciences* 1972 Feb;326(1567): 565-84.
35. *Ogden RW.* Recent Advances in the Phenomenological Theory of Rubber Elasticity. *Rubber Chemistry and Technology*, 1986 Jul;59(3): 361-83.
36. *Ogden RW, Roxburgh DG.* A pseudo-elastic model for the Mullins effect in filled rubber. *Proceedings of the Royal Society of London. Series A, Mathematical and Physical Sciences* 1999 Aug; 455(1988): 2861-77.
37. *Collins DL, Zijdenbos AP, Kollokian V, Sled JG, Kabani NJ, Holmes CJ, Evans AC.* Design and construction of a realistic digital brain phantom. *IEEE Trans Med Imaging* 1998 Jun;17(3): 463-8.
38. *Kruggel F.* MRI-based volumetry of head compartments: normative values of healthy adults. *Neuroimage* 2006 Mar;30(1): 1-11.
39. *Pieper S, Halle M, Kikinis R.* 3D Slicer. *Proceedings of the 2nd IEEE International Symposium on Biomedical Imaging: Nano to Macro*, 2004 Apr 15-18, Arlington, VA, USA 2004 1: 632-5.
40. *Gu S, Meng X, Sciarba FC, Wang C, Kaminski N, Pu J.* Bidirectional Elastic Image Registration Using B-Spline Affine Transformation. *Comput Med Imaging Graph* 2014 Jun;38(4): 306-14.
41. *Cignoni P, Callieri M, Corsini M, Dellepiane M, Ganovelli F, Ranzuglia G.* MeshLab: an Open-Source Mesh Processing Tool. *Proceedings of the 6th Eurographics Italian Chapter Conference*, 2008 Jul 2-4, Salerno, Italy 2008: 129-36.
42. *Nabil M, Bétró M, Metwally MN.* 3D reconstruction of ancient egyptian rock-cut tombs: the case of M.I.D.A.N05. In the *Proceedings of the XXIV International CIPA Symposium*, 2013 Sep 2-6, Strasbourg, France 2013: 443-7.
43. ANSYS® Academic Research, Release 18.0, SpaceClaim User's Guide, ANSYS, Inc.
44. ANSYS® Academic Research, Release 18.0, ANSYS Workbench User's Guide, ANSYS, Inc.
45. *Horgan TJ, Gilchrist MD.* The creation of three-dimensional finite element models for simulating head impact biomechanics. *IJCrash* 2003 Jan;8(4): 353-66.
46. *Ito U, Reulen HJ, Tomita H, Ikeda J, Saito J, Machihara T.* Formation and propagation of brain oedema fluid around human brain metastases. A CT study. *Acta Neurochir* 1988 Mar;90(1-2): 35-41.
47. *Rieth KG, Fujiwara K, Di Chiro G, Klatzo I, Brooks RA, Johnston GS, O'Connor CM, Mitchell LG.* Serial measurements of CT attenuation and specific gravity in experimental cerebral edema. *Radiology* 1980 May;135(2): 343-8.
48. *Róssa L, Grote EH, Egan P.* Traumatic brain swelling studied by computerized tomography and densitometry. *Neurosurg Rev*, 1989 Apr;12(2): 133-40.
49. *Press WH, Flannery BP, Teukolsky SA, Vetterling WT.* *Secant Method, False Position Method, and Riders' Method.* In: *Numerical Recipes in FORTRAN: The Art of Scientific Computing, 2nd ed.* Cambridge: Cambridge University Press 1992: 347-52.

This research was supported by the ÚNKP-17-3-1 New Excellence Program and the BME-Biotechnology FIKP grant (BME FIKP-BIO) of the Ministry of Human Capacities.

Máté Hazay

Faculty of Civil Engineering, Budapest University of Technology and Economics
H-1111, Budapest, Műegyetem rkp. 3., T. bldg. III.,
Tel.: (+36) 30 634-4721

STIFFENING EFFECT OF HUMAN TENDONS DURING STRAIN CONTROLLED FATIGUE LOADING

Gábor Szebényi^{1,3}, Dénes Faragó^{2,3}, Rita Kiss M.^{2,3}, Károly Pap⁴

¹ Department of Polymer Engineering, Budapest University of Technology and Economics

² Department of Mechatronics, Optics and Mechanical Engineering Informatics, Budapest University of Technology and Economics

³ Cooperation Research Center for Biomechanics, Budapest University of Technology and Economics

⁴ Orthopedics & Traumatology Department, Uzsoki Hospital

szebényi@pt.bme.hu

DOI: 10.17489/2018/2/09

Abstract

The goals of our study were to evaluate the biomechanical differences between five tendons and the changes in biomechanical properties caused by low cycle fatigue loading. Achilles, quadriceps, semitendinosus + gracilis (STG), tibialis anterior (TA) and the peroneus longus (PL) were harvested from 8 donors. The grafts were removed and placed in a radio-cryoprotectant solution and slowly cooled and stored at -78 °C. The load was defined as a sinusoid function, the starting values are assigned to a peak load of 250 N and a minimum load of 0 N. Data was recorded in the 2th, 4th, 8th, 16th, 32nd, 64th, 128th, 256th, 512th and 1000th cycle. In the given cycles the whole measured waveform was registered. Young modulus of elasticity was calculated. To compare the biomechanical behavior of the different tendons the Young's modulus values were evaluated in the 64th, 128th, 256th, 512th and 1000th cycles. While in case of PL and STG tendons the change is apparently linear in the investigated range, in case of the Achilles, quadriceps and TA tendons there is a region where a significant change in modulus occurs.

Keywords: human tendon; fatigue; Young's modulus; mechanical properties

Introduction

The human tendons are one of the most important parts of our limbs, these help to fix and to move the bones together. The tendons are subjected to a continuous fatigue load during the movement of the body.^{1,2} In the human body, the knee joint is the largest and the most complicated articulation, furthermore it owns the highest incidence of tendons injury. Several articles have been dealt with the mechanical

study of the knee joint.^{1,3,4} After the cyclic tensile loading of the tendons, it can be observed that breaking force and the modulus of elasticity exceeding the pre-load state can be measured, primarily due to the fibrous structure and the orientation of these fibers in the load-bearing orientation.^{2,5,6} Fatigue of the first cross-band of the knee joint represent an increasing proportion in orthopaedic deformations. As a result the surrounding ligaments and muscles become unstable, surgical treatment will be necessary.^{1,4,7,8}

The efficiency of each new surgical method must be demonstrated by tests performed on *in vitro* specimens before introduction. The tendons that are potentially usable to replace the first cross-band of the knee joint should be tested.^{1,3,9} The following tendons are good candidates for substitution: achilles, quadriceps, semitendinosus + gracilis, tibialis anterior, peroneus longus. The question can also be posed as follows: how should tendons be preserved for the *in vitro* examination of different surgical techniques in order that their mechanical properties resemble the characteristics of live tendons the most.²⁴

Fitzgerald stated that the mechanical properties of bones and ligaments change significantly 5 hours post mortem this particularly applies to tensile strengths.^{10,11} Linde and Sorensen measured significant decrease in the Young's modulus 24 hours post mortem by compressive tests on trabecular bones extracted from the tibia.¹²

There are two recommended methods for storage to identify strength characteristics: cooling and freezing. Both methods of storage can be dry or wet. In the case of storage by freezing, the mechanical properties of human and animal ligaments do not change significantly even after 100 days of storage. One of the best conservative solution media for this method is the radio-cryoprotectant solution, which is slowly cooled to -78 degrees Celsius.^{3,10,11,12}

The frozen ligaments must be melted correctly before the test. This is done with one of the controlled melting methods so that the mechanical properties of the tendon do not change. Poor melting process can damage the structure.^{13,14}

The most optimal defrost method after freezing with the radio-cryoprotectant solution is to melt the tendons at 37 degrees Celsius for 20 minutes.^{13,15}

In this study, we investigated the stiffness change of human tendons during strain controlled fatigue loading. Five different tendons were tested as *in vitro* samples, which have been thawed after freezing. We have investigated the Young's modulus change in several selected cycles. Our goal was to investigate how the stiffness of the tendons change with the progressing fatigue loading in case of the different tested samples.

Materials and methods

In the course of our experiments, potential replacements of the first cross-band of the knee joint were tested: achilles, peroneus longus (PL), quadriceps, semitendinosus + gracilis (STG) and tibialis anterior (TA) were studied with a constant elongation amplitude sinusoidal loading during a fatigue test. We have collected the five types of grafts from 8-8 human cadaver tendons within 24 hours post mortem.

The TA, STG, PL tendons were harvested from the musculotendinous junction. All soft tissue including the paratenon was removed from around the tendons. The mid-thirds of the quadriceps and the Achilles tendons were used.

We used only the free ends of the grafts, because of the measurement difficulties, All tendons were visually and mechanically screened for degenerative changes. There was no previous history or evidence of injury or disease of the tendons in the patient's documentation. We have removed and placed the grafts in a radio-cryoprotectant solution and slowly cooled and stored them at -78 °C.

Before the test the ligaments were thawed at 37 °C for 20 minutes and then advanced for 30 seconds before testing. Using a freezer clamp structure, 1000 cycles of 2 Hz frequency sinusoid waveform fatigue were performed on the ligaments using Instron 8872 computer-con-

trolled servo hydraulic tester equipped with an Instron FastTrack 8800 control/data acquisition unit at the accredited material testing laboratory of the BME Biomechanical Co-operation Research Center.

Before starting the load, we have waited for freezing to fix the ligaments. Because of the poor thermal conductivity of the tissue, the freezing effect of the measuring length in the clamps was minimal. Before and during the test, the temperature of the samples was checked using a Flir A325sc infrared (IR) camera. The load was defined as a sinusoid function, the starting values are assigned to a peak load of 250 N and a minimum load of 0 N. Data was recorded with the Instron Fasttrack 8800 data acquisition device in the 2th, 4th, 8th, 16th, 32nd, 64th, 128th, 256th, 512th and 1000th cycle. In the given cycles the whole measured waveform was registered.

An example test setup of the fatigue test is presented in *Figure 1*.



Figure 1. Test setup of the fatigue test

Results and discussion

To compare the biomechanical behavior of the different tendons the Young's modulus values were evaluated in the 64th, 128th, 256th, 512th and 1000th cycles. An example curve set used for the modulus evaluation is presented in *Figure 2*. In the graph it can be seen that as the number of cycles increases, the maximum force increases, resulting in an increase in the inclination of the sinus curve. The shape of the curves is also worth investigating: while the loading strain excitation waveform is a pure sinusoid, in case of the recorded load curves show an asymmetric shape. The positive peak is a standard sinusoid, but the negative peak corresponding to the unloading of the tendon in each cycle is deformed. This can be caused by the viscoelastic behavior of the tendons: the effect of unloading is damped by the soft material with high loss factor.

Comparing the different tendons in the same cycles (*Figure 3 and Figure 4*), similar behavior can be observed showing that the basically identical structure results in also similar mechanical behavior.

The evaluated Young's moduli in function of the elapsed cycles is presented in *Figure 5 and Table 1*. On the summary chart, it can be seen that the orientation of the fibers is clearly present during the fatigue tests. While in case of PL and STG tendons the change is apparently linear in the investigated range, in case of the Achilles, quadriceps and TA tendons there is a region where a significant change in modulus occurs. In case of the Achilles and the quadriceps tendons, which have the largest cross-section this significant increase appears earlier, between the 128th and 256th cycles.

In case of the TA tendon this change occurs later, between the 512th and 1000th cycle. This can be probably explained by the differences in the cross-sections of the tested tendons.

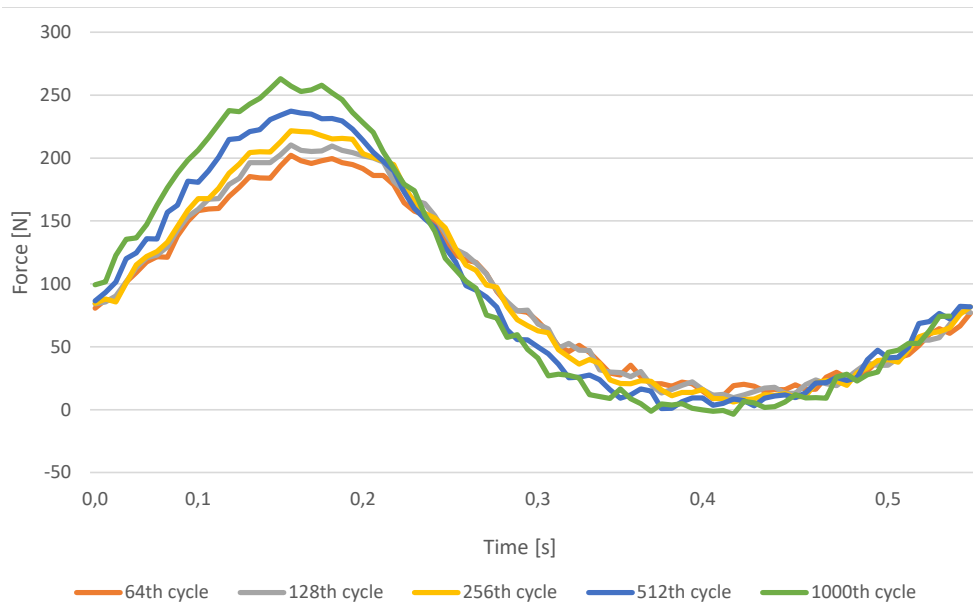


Figure 2. Sample sinus curves of an Achilles tendon in the examined cycles

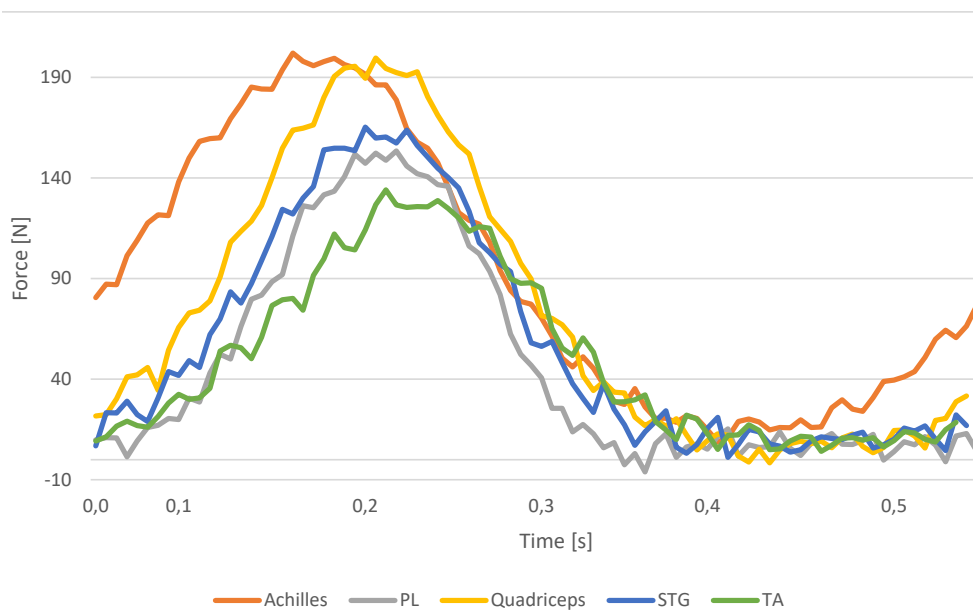


Figure 3. Behavior of different tendons in the 64th cycle

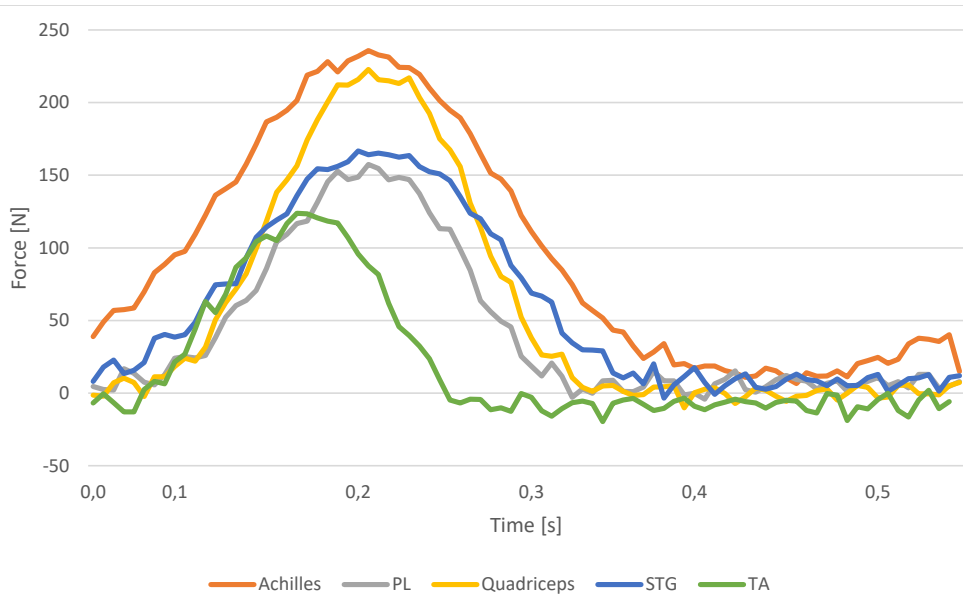


Figure 4. Behavior of different tendons in the 1000th cycle

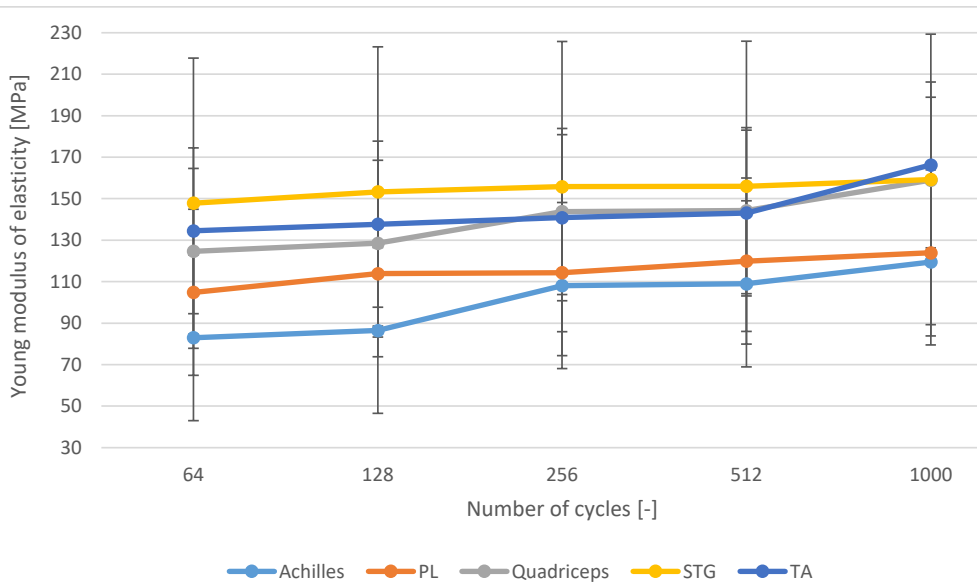


Figure 5. Average Young modulus of elasticity evolution in different cycles for all types of tendons

Tendon type	Achilles	Perosneus longus	Quadiceps	Semitendinosus + Gracilis	Tibialis ant
Cycle number	Young's modulus of elasticity [MPa]				
64	36,1	106,0	124,2	195,1	175,9
	88,9	131,3	108,5	297,6	147,6
	155,8	88,0	57,7	87,3	135,2
	96,7	126,0	125,9	118,2	159,1
	64,1	110,5	102,7	134,1	60,9
	32,3	67,6	185,6	88,2	173,3
	89,1	105,2	167,6	114,2	94,1
	100,6	104,4	124,9	147,9	129,9
Average	82,9	104,9	124,6	147,8	134,5
Deviation	39,6	20,2	39,2	69,8	39,8
128	34,2	130,3	128,9	219,8	131,0
	107,8	142,5	119,3	289,6	158,8
	154,3	102,2	62,8	87,8	193,1
	112,4	114,0	115,9	124,1	169,2
	75,1	118,5	96,5	140,0	76,7
	34,3	75,6	169,2	83,3	122,1
	82,9	115,2	206,5	127,7	111,5
	90,8	112,5	129,2	154,0	139,0
AVERAGE	86,5	113,8	128,5	153,3	137,7
DEVIATION	40,3	19,7	43,6	69,5	36,3
256	43,5	110,2	134,1	220,7	183,2
	120,5	135,8	111,4	293,5	184,7
	173,2	104,3	64,9	85,0	140,6
	120,5	112,4	141,2	127,8	164,8
	173,2	108,5	110,1	136,6	73,4
	120,3	113,8	208,1	95,4	123,6
	77,3	109,8	235,4	126,5	116,6
	36,5	119,8	145,2	160,8	139,9
Average	108,1	114,3	143,8	155,8	140,9
Deviation	52,4	9,8	54,8	69,5	37,3
512	33,8	104,5	151,2	223,0	197,3
	141,1	137,8	139,0	287,9	152,5
	213,8	123,1	109,3	96,2	196,6
	132,9	110,7	153,9	127,2	161,1
	89,4	123,5	154,5	123,4	72,5
	40,3	138,5	150,8	100,1	119,4

Tendon type	Achilles	Perosneus longus	Quadriceps	Semitendinosus + Gracilis	Tibialis ant
Cycle number	Young's modulus of elasticity [MPa]				
	97,2	110,2	140,9	125,0	102,8
	123,1	111,2	154,2	165,2	142,8
Average	109,0	119,9	144,2	156,0	143,1
Deviation	58,2	13,0	15,4	67,1	43,7
1000	30,2	132,9	157,5	212,9	158,4
	165,8	137,5	114,8	285,6	178,0
	202,8	116,3	82,0	86,4	270,6
	148,1	114,0	169,3	133,9	228,4
	70,2	117,6	137,1	128,9	68,6
	94,8	130,8	349,7	123,8	121,1
	123,6	119,2	134,9	142,5	137,0
	120,2	122,8	125,9	160,2	168,2
Average	119,5	123,9	158,9	159,3	166,3
Deviation	54,7	8,7	81,5	62,4	62,5

Table 1. Young modulus of elasticity values in selected cycles for all types of tendons

In case of the wider and thicker tendons with a higher cross-section there are more fiber bundles which can be oriented simultaneously and therefore more easily, providing a more pronounced effect in the increase of the Young's modulus of elasticity.

Further investigations with higher cycle number fatigue tests performed on the STG and PL tendons could further support our assumptions. These tests are currently in progress and will be published in a forthcoming article.

Conclusions

It can be stated that the Young modulus of elasticity of all tendons increased during the cycles by 20-30 MPa, due to the orientation of the fibers. The most significant increase in Achilles was between 128th and 256th cycles, the Quadriceps, PL and STG tendons are increasing continuously, the TA showed the largest modulus increase between 512th and 1000th cycles. These results, extended by microscopic investigations and longer fatigue tests can serve as a basis for the description of the long term fatigue behavior and morphological changes of human tendons.

REFERENCES

1. *Szakály F, Bojtár I, Szabényi G.* Numerical modelling of human ligaments. *Biomechanica Hungarica IX/1.*
2. *Gunther T.* A térdízület biomechanikájának változása az unikompartmentális térdprotézis beültetése során [dissertation]. Budapest (HUN): Semmelweis Univ. 2001.
3. *Szabényi G, Görög P, Török Á, Kiss RM.* Effect of different conservation methods on some mechanical properties of swine bone. *Modelling in Medicine and Biology X 2013: 225-33.*
4. *Hangody Gy, Szabényi G, Abonyi B, Kiss RM, Hangody L, Pap K.* Does a different dose of gamma irradiation have the same effect on five different types of tendon allografts? — a biomechanical study *International Orthopaedics.* Available from: <https://link.springer.com/article/10.1007%2Fs00264-016-3336-7> 2017. February: 357-65.
5. *Kastelic J, Galeski A, Baer E.* Multicomposite structure of tendon. *Connective Tissue Research 1978;6(1): 11-23.*
6. *Vita RD.* Structural constitutive model for knee Ligaments [dissertation]. Pennsylvania (USA). University of Pittsburgh 2005.
7. *Holzappel GA.* Biomechanics of soft tissue. In: Lemaitre J, editor. *Handbook of materials behaviour models 1.* New York: Academic Press 2000: 1057-75.
8. *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.*
9. *Weiss JA, Gardiner JC.* Computational modeling of ligament mechanics. *Critical Reviews in Biomedical Engineering 2001;29(3): 303-71.*
10. *Fitzgerald ER.* Dynamic mechanical measurements during the life to death transition in animal tissues. *Biorheology 1975;12:397-408.*
11. *Fitzgerald ER.* Postmortem transition in the dynamic mechanical properties of bone. *Med Phys 1977;4:49-53.*
12. *Linde F and Sorensen HC.* The effect of different storage methods on the mechanical properties of trabecular bone. *Journal of Biomechanics 1993;26: 1249-52.*
13. *Janina Burk et al.* Freeze-Thaw Cycles Enhance Decellularization of Large Tendons *Tissue Engineering, Part C, Methods* [cited 2014 Apr 1]. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3968887/>; 20(4): 276-84.
14. *Delince P, Ghafil D.* Anterior cruciate ligament tears: conservative or surgical treatment? A critical review of the literature. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc PubMed 2012;20: 48.*
15. *Kuo CK, Marturano JE, Tuan RS.* Novel strategies in tendon and ligament tissue engineering: advanced biomaterials and regeneration motifs. *Sports Med Arthrosc Rehabil Ther Technol 2010;2: 20.*

This research was supported by The National Research, Development and Innovation Office (OTKA K 116189 and NVKP_16-1-2016-0022). Gábor Szabényi acknowledges the financial support received through János Bolyai Scholarship of the Hungarian Academy of Sciences (BO_170_14).

Gábor Szabényi

Department of Polymer Engineering, Faculty of Mechanical Engineering, Budapest University of Technology and Economics

Műgyetem rkp. 3., T. bldg. III., Budapest, Hungary, H-1111

Tel.: (+36) 1 463-1466

ADDITÍV GYÁRTÁSTECHNOLÓGIÁK ALKALMAZHATÓSÁGI VIZSGÁLATA TESTRESZABOTT ORVOSI IMPLANTÁTUMOK MÉRETEZÉSÉHEZ

Ficzere Péter¹, Borbás Lajos¹, Falk György²

¹ Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Közlekedésmérnöki és Járműmérnöki Kar, Járműelemek és Jármű-szerkezetanalízis Tanszék

² VARINEX Informatikai Zrt.

ficzerep@gmail.com

DOI: 10.17489/2018/2/10

Absztrakt

Az egyedi, testreszabott implantátumoknak számos előnye ismert. Ahhoz, hogy azok valóban tökéletesen, vagy ahhoz közelítő módon legyenek felhasználhatók igen sok szempontot kell figyelembe venni már a tervezési fázisban is. Bármilyen bonyolult, tökéletesen illeszkedő geometriát CT felvételsorozatból - a megfelelő paraméterek beállítása után – CAD geometriaként azonnal elő tudunk állítani. Ebből némi fájlkonverzió után egy – a 3D nyomtató bemeneteként ismert – stl formátumot könnyen készíthetünk. Így a szükséges geometria legyártása az additív gyártástechnológiákkal elvégezhető. Ezekkel az eljárásokkal létrehozhatjuk az orvosi implantátumokat, de elengedhetetlen tervezésükhöz a megfelelő anyagmodell kiválasztása és az anyagjellemzők pontos ismerete.¹⁻⁴ Nélkülük megfelelő méretezés nem képzelhető el, mert a nem megfelelően méretezett implantátumok váratlanul, nem tervezett időpontban való tönkremenetele további problémákat is okozhat. A legismertebb 3D nyomtatási eljárások leggyakrabban használt anyagainak összehasonlító vizsgálatával bemutatjuk, hogy az egyes eljárásokkal gyártott alkatrészek, implantátumok viselkedése milyen mechanikai modellel és milyen anyagjellemzőkkel írható le. Összehasonlítjuk az OBJET Polyjet Fullcure720, az FDM eljárás PLA, valamint az SLS eljárás elvén előállított PA anyagokat.

Kulcsszavak: anyagtörvény, additive manufacturing, OBJET Polyjet, FDM, SLS

Material laws of additive manufacturing technologies used for design parameters of human implants production

Abstract

Many advantages of the individual implantation are well known. To utilize all the advantages, several viewpoints have to be taken into consideration even in the design phase of the implant. Now it is possible to generate a CAD geometry even in case of complicated surfaces using CT records if the adjusted parameters are correctly determined. From this database – after the necessary transformation – the stl files formats for 3D printing machines can be generated. Thus the required geometry with a proper additive production technology can be realized. With this technology the human implants can be produced. To design this kind of implants the exact knowledge of the material law and the material parameters have to be known. It is very important for the exact design procedure, because without the exact knowledge of the material behavior, untimely failure of the implants could happen. In this paper the material laws and material properties of the commonly used polymer materials of 3D printing technologies are introduced and compared. The technologies and the materials are the following: OBJET Polyjet procedure with Fullcure720 material, FDM procedure with PLA material, and SLS with PA material.

Keywords: Material law, additive manufacturing, OBJET Polyjet, FDM, SLS

1. Bevezetés

Az additív gyártástechnológiák szerepe jelentősen nőtt az élet számos területén. Az anyagok és eljárások fejlesztésének köszönhetően egyre szélesebb körben tudjuk használni. A korábban vizsgált technológiák esetében ugyanakkor azt lehetett tapasztalni, hogy az additív technológiával gyártott alkatrészek anyagai irányfüggők.⁵ Valós alkatrészként, orvosi implantátumként történő felhasználásuk esetén ennek a méretezés során jelentős szerepe van. Korábbi vizsgálataink arra is rámutattak, hogy a gyártástechnológiának és a technológiai paramétereknek is komoly szerepük van az anyagjellemzőkre.^{6,7} Ezért az egyik legmegbízhatóbb technológiát a SLS-t is megvizsgáltuk, és a kapott eredményeket összevetettük más additív technológiák eredményeivel. Bizonyos területeken, pl. szerszámként, teherviselő elemként való alkalmazásoknál,^{8,9} orvosi felhasználás esetén az alkatrészekről, implantátumokról még a beépítés előtt tudnunk kell, megfelelően fog működni. Bonyolultabb geometriák esetében általában valamilyen numerikus szimulációt végzünk. Ehhez szükség van a 3D geometria, a beépítési -, működési környezet ismeretére. Ezeket felül tisztában kell lennünk a számításokhoz alkalmazott anyaggal, valamint anyagjellemzőkkel.¹⁰ Jelen tanulmányban összevetjük a legelterjedtebb additív gyártástechnológiákkal (SLS, FDM, Polyjet) elérhető anyagjellemzőket, valamint, hogy az adott eljárással készített darabok esetén milyen anyagtörvényekkel számolhatunk.

2. Módszerek

Az additív technológiák sajátossága a rétegről rétegre történő építkezés, ezért feltételezhető, hogy az anyagtulajdonságok azonosak egy-egy rétegen belül, viszont azok között, arra merőleges irányban már eltérők. Ez azt jelenti, hogy az anyag azonos nagyságú, de különböző irányú terhelések esetén eltérő mértékű deformációt szenved.

Az irányfüggő anyagok viselkedését leíró anyaggmodell az anizotrop modell. Ennek egy speciális esete az orthotrop anyaggmodell, amikor van néhány kitüntetett irány, amelyek meghatározzák az anyag viselkedését. Ennek az irányfüggésnek a számszerű jellemzésére szolgál az orthotrop anyagokra érvényes Hooke törvény.

$$\begin{Bmatrix} \varepsilon_1 \\ \varepsilon_2 \\ \varepsilon_3 \\ \gamma_{23} \\ \gamma_{31} \\ \gamma_{12} \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} S_{11} & S_{12} & S_{13} & 0 & 0 & 0 \\ S_{21} & S_{22} & S_{23} & 0 & 0 & 0 \\ S_{31} & S_{32} & S_{33} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & S_{44} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & S_{55} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & S_{66} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \sigma_1 \\ \sigma_2 \\ \sigma_3 \\ \tau_{23} \\ \tau_{31} \\ \tau_{12} \end{Bmatrix} \quad (1)$$

S_{ij} pedig a kiegészítő, vagy engedékenységi mátrix,

$$[S_{ij}] = \begin{bmatrix} \frac{1}{E_1} & -\frac{\nu_{21}}{E_2} & -\frac{\nu_{31}}{E_3} & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{\nu_{12}}{E_1} & \frac{1}{E_2} & -\frac{\nu_{32}}{E_3} & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{\nu_{13}}{E_1} & -\frac{\nu_{23}}{E_2} & \frac{1}{E_3} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{23}} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{31}} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{12}} \end{bmatrix} \quad (2)$$

A kiegészítő mátrixban E_1, E_2, E_3 a rugalmassági modulusok, ν_{ij} a Poisson-tényező, a keresztirányú nyúlások (j -irányban) és a hosszirányú nyúlások (i irányban) aránya, i irányú húzás esetén ($i \neq j$), G_{ij} a nyíró rugalmassági modulus, ($i, j = 1, 2, 3$) ($i \neq j$), továbbá a szimmetria következtében: $S_{ij} = S_{ji}$ ($i, j = 1, 2, 3$). Ezekből az összefüggésekből jól látható, hogy az orthotrop anyagtulajdonságok egzakt definiálásához 9 független anyaggállandóra van szükségünk. Abban az esetben, ha az anyag tulajdonságai iránytól függetlenek, akkor izotrop anyagokról beszélhetünk. Ekkor alkalmazható az izotrop anyagokra redukált Hooke-törvény:

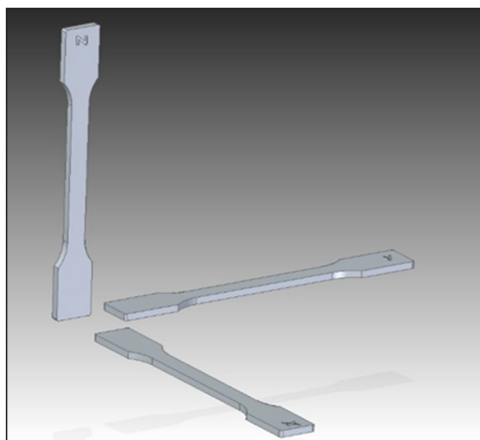
$$\sigma = E\varepsilon \quad (3)$$

A G nyíró rugalmassági modulus – izotrop anyag esetében – meghatározható a rugalmassági modulus (E) és a Poisson-tényező (ν) segítségével:

$$G = \frac{E}{2(1+\nu)} \quad (4)$$

Ezekből az összefüggésekből jól látszik, hogy izotrop test esetében egy anyag szilárdsági vizsgálatához az anyagtulajdonság 2 független paraméterrel leírható.

Fontos tehát a gyártás szempontjából kijelölt jelentőségű irányokban az anyagjellemzők összevetni. Ehhez x , y és z irányokban gyártott próbatesteket készítettünk mindhárom eljárással az alábbi (1. ábra) ábrán látható módon.



1. ábra Próbatestek elhelyezése a nyomtatótérben

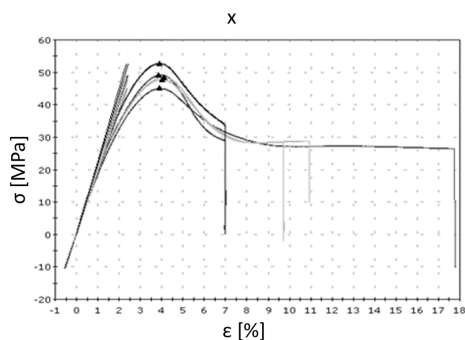
Fenti próbatestek szakítóvizsgálatainak elvégzésével, majd az eredmények elemzésével tudunk következtetni az anyagjellemzőkre és az alkalmazandó anyagtörvényre.

3. Eredmények

A szakítóvizsgálatokat elvégeztük a korábban említett három legelterjedtebb additív gyártástechnológia mindegyikével (OBJET Polyjet, FDM, SLS) A vizsgálatok során kapott eredményeket, a szakítódiagramokat valamint az egyes számszerű értékeket táblázatosan is megadjuk az egyes eljárások függvényében.

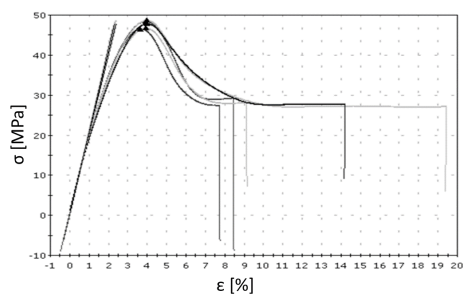
3.1. OBJET Polyjet

Az OBJET Polyjet eljárással készült anyagok esetében a gyártástechnológia ismeretében (cseppenként polimerizál) joggal feltételezhetjük, hogy az anyagtulajdonságokat az izotrop anyagmodell írja le. Ehhez képest a vizsgálati eredmények az alábbi szakítódiagramokon láthatók. A szakítóvizsgálatok során szabványos próbatesteket vizsgáltunk, a keresztfejelmozdulást és a hozzá tartozó erőszükségletet mértük, a húzás sebessége 5 mm/perc. Mivel ezzel a technológiával több alapanyagból is dolgozhatunk, vizsgálatunk tárgyának a legnagyobb terhelhetőséget biztosító FullCure720 elnevezésű anyagot választottuk.



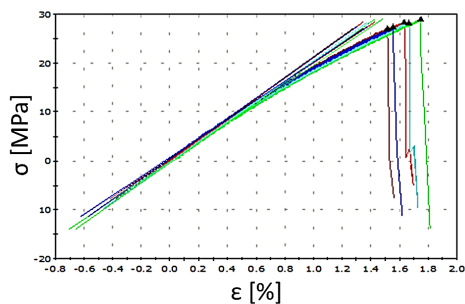
2. ábra X-irányban nyomtatott próbatest szakítódiagramjai (OBJET Polyjet FullCure720)

Az x és y irányban gyártott próbatestek szakítási eredményei között érdemi eltérés nem mutatható ki sem jellegük, sem pedig mértékük tekintetében.⁷



3. ábra Y-irányban nyomtatott próbatest szakítódíagramjai (OBJET Polyjet FullCure720)

A z irányban gyártott próbatestek eredményeit megvizsgálva viszont mind jellegét, mind pedig mértékét tekintve jelentős eltéréseket láthatunk.⁷



4. ábra Z-irányban nyomtatott próbatest szakítódíagramjai (OBJET Polyjet, FullCure720)

A z-irányban gyártott próbatestek szakítódíagramjait összevetve a síkbeli (x, y) eredményekkel, jól látható, hogy egy adott alkatrész terhelhetősége kb. a felére csökkent.⁷

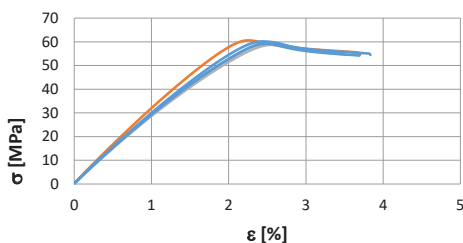
A kapott eredmények számszerűen összefoglalva az 1. táblázatban láthatók.

	SZAKÍTÓ-SZILÁRDSÁG R_M [MPa]	RUGALMASSÁGI MODULUS E [MPa]
FEKVŐ (x-y)	$48 \pm 0,8$	2068 ± 19
ÁLLÓ (z)	$28,15 \pm 0,79$	1980 ± 39

1. táblázat OBJET Polyjet FullCure720 anyag szakítóvizsgálati eredményei

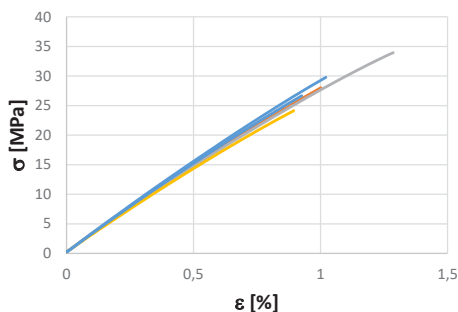
3.2. FDM

Az FDM eljárás során elérhető anyagmodell vizsgálatához az additív gyártástechnológiák során legelterjedtebben használt alapanyagot a PLA-t (poli-ciklikus tejsav) használtuk



5. ábra X-Y irányban nyomtatott próbatest szakítódíagramjai (FDM, PLA)⁹

Az x és y irányokban - jól láthatóan - mind jellegre, mind mértékre közel azonos anyagtulajdonságokat mértünk. A z irányban gyártott próbatestek esetében viszont ez már nem mondható el.



6. ábra Z-irányban nyomtatott próbatest szakítódíagramjai (FDM, PLA)⁹

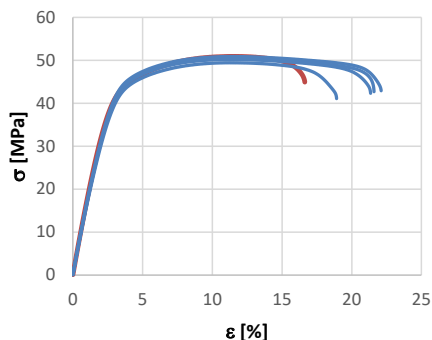
A kapott eredmények számszerűen összefoglalva az 2. táblázatban láthatók.

	SZAKÍTÓ-SZILÁRDSÁG R_M [MPa]	RUGALMASSÁGI MODULUS E [MPa]
FEKVŐ (x-y)	$54,619 \pm 0,33$	$3019,817 \pm 67,909$
ÁLLÓ (z)	$27,464 \pm 2,928$	$2891,227 \pm 6,695$

2. táblázat FDM eljárással készített PLA anyag szakítóvizsgálati eredményei

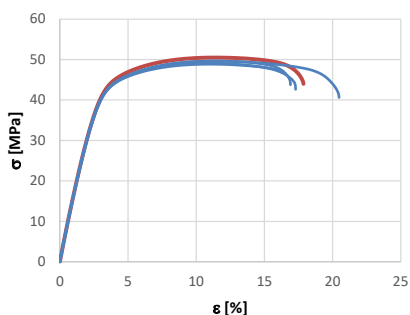
3.3. SLS

Az SLS technológia esetében is a jól bevált módszert követtük.¹¹ Egyes hivatkozások ellenére¹² feltételezhető volt, hogy amint a Polyjet¹¹ és az FDM⁶ technológiák esetében itt is orthotrop anyagmodellel lehet jellemezni az anyag viselkedését. A vizsgálatok elvégzése során az alábbi diagramokat kaptuk:



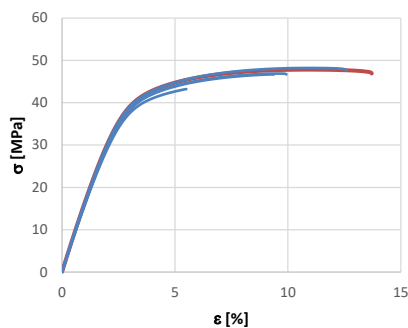
7. ábra X-irányban nyomtatott próbatest szakítódigramjai (SLS)

Az ábrán jól megfigyelhető a lineáris szakaszon az anyag homogenitása, a Hooke-egyenes részén a görbék gyakorlatilag azonosak.



8. ábra Y-irányban nyomtatott próbatest szakítódigramjai (SLS)

Az y irányban végzett vizsgálatok eredményei gyakorlatilag egybevágóak az x irányban mért adatokkal mind jellegre, mind pedig mértékükreket illetően. Ezzel az anyagot - a feltételezésnek megfelelően - a síkban izotropnak tekinthetjük.



9. ábra Z-irányban nyomtatott próbatest szakítódigramjai (SLS)

A 9. ábrán látható, hogy a z irányban végzett kísérletek esetében is hasonló jellegű eredményeket kaptunk, bár a szakadási nyúlás esetében mértékbeli és jellegbeli eltérések is láthatóak.

A kapott eredmények számszerűen összefoglalva a 3. táblázatban láthatók.

	SZAKÍTÓ-SZILÁRDSÁG R_M [MPa]	RUGALMASSÁGI MODULUS E [MPa]
FEKVŐ (x-y)	49,93615 ± 0.9	1713,48 ± 40
ÁLLÓ (z)	47,4045 ± 0.8	1661,039 ± 30

3. táblázat SLS eljárással készített anyag szakítóvizsgálati eredményei

4. Megbeszélés

A kapott eredményeket megvizsgálva megállapítható, hogy az OBJET Polyjet, az FDM és az SLS technológia esetében is az x és y irányokban az anyagjellemzők megegyeznek. Viszont az OBJET Polyjet és az FDM technológia esetében a z irányban (függőlegesen állítva) gyártott próbatestek terhelhetősége az x-y síkban gyártott próbatestek terhelhetőségének, szakítószilárdságának csak kb. a fele. Ugyanakkor az SLS technológiával gyártott alkatrészek esetében sem a Young modulus, sem a szakítószilárdság esetében nincs számottevő eltérés a fekvő és az állítva gyártott próbatestek vizsgálati eredményei között. A szakítóvizsgálat során

felvett görbéket megvizsgálva megállapítható, hogy a függőleges (z) irányban gyártott próbatestek esetén a képlékeny tartományban jellegbeli eltérések láthatók. Ez a terület viszont az esetek többségében nem esik bele a mérnöki tervezés tartományába. További apró különbség figyelhető meg a szakadási nyúlások tekintetében is.

		SZAKÍTÓ- SZILÁRDSÁG R_m [MPa]	RUGALMASSÁGI MODULUS E [MPa]
OBJET Polyjet	FEKVŐ (x-y)	48 ± 0,8	2068 ± 19
	ÁLLÓ (z)	28,15 ± 0,79	1980 ± 39
FDM	FEKVŐ (x-y)	54,619 ± 0,33	3019,817 ± 67,909
	ÁLLÓ (z)	27,64 ± 2,928	2891,227 ± 6,695
SLS	FEKVŐ (x-y)	4994 ± 0,9	171348 ± 40
	ÁLLÓ (z)	47,045 ± 0,8	1661,039 ± 30

4. táblázat Additív technológiák anyagjellemzői

A 4. táblázatban összefoglalt eredmények alapján egyértelműen megállapítható, hogy az OBJET Polyjet és az FDM eljárásokkal gyártott alkatrészek méretezéséhez orthotrop anyagmodellt kell használni,⁵ míg az SLS technológiával előállított daraboknál az izotrop anyagmodell is használható.

Az eredmények vizsgálatából megállapítható,

hogy a SLS technológia esetében az eredmények lényegében irányfüggetlenek. Ebből adódóan - más additív technológiákkal szemben - az anyag viselkedésének leírására itt alkalmazható az izotrop anyagmodell. Az FDM és az OBJET Polyjet technológia esetén azonban irányfüggő anyagjellemzőket eredményez, így ezeknél a technológiáknál orthotrop anyagmodellt szükséges használni az alkatrészek méretezése során. Az egyes vizsgálatok részletesebb elemzésével megállapítható volt az is, hogy egy rétegen belül az anyagjellemzők izotropnak tekinthetők.

Mindezek alapján kijelenthető, hogy a gyártástechnológiának döntő szerepe van egy adott alkatrész terhelhetőségére. Funkcionális prototípusként, egyedi alkatrészként, orvosi implantátumként történő alkalmazások¹³ esetén bizonyos technológiáknál a méretezés során különös figyelemmel kell eljárni.

Fontos továbbá azt is megjegyezni, hogy bizonyos gyártástechnológiák esetén - az előállítás során - az alkatrészekben jelentős mértékű maradó feszültségek alakulnak ki. Ezért is érdemes az egyes gyártási paraméterek (nyomatási sebesség, -hőmérséklet, rétegvastagság) megválasztása során elővigyázatosan eljárni, valamint a darab munkatérben való megfelelő elhelyezését átgondolni.^{14,15}

IRODALOM

1. Petrovszkaya TS, Toropkov NE, Mironov EG, Azarmi F. 3D printed biocompatible polylactide-hydroxyapatite based material for bone implants. *Materials and Manufacturing Processes* 2018; 1-6. DOI:10.1080/10426914.2018.1476764.
2. Majumdar T, Eisenstein N, Frith J E, Cox, S C, Birbilis N. Additive manufacturing of titanium alloys for orthopedic applications: A materials science viewpoint. *Advanced Engineering Materials* 2018; DOI:10.1002/adem.201800172.
3. Javaid M, Haleem A. Additive manufacturing applications in orthopaedics: A review. *Journal of Clinical Orthopaedics and Trauma* 2018; DOI:10.1016/j.jcot.2018.04.008.
4. Sebe I, Ostorhazi E, Bodai Zs et al. In vitro and in silico characterization of fibrous scaffolds comprising alternate colistin sulfate-loaded and heat-treated polyvinyl alcohol nanofibrous sheets. *International Journal of Pharmaceutics* 2017; 523(1):151-8.

5. Ficzere P, Borbás L, Torok A. Validation of Numerically Simulated Rapid-prototype Model by Photoelastic Coating. Acta Mechanica Slovaca 2014; 18(1):14-24.
6. Ficzere P, Borbás L. New Application of 3D Printing Method for Photostress Investigation. Materials Today: Proceedings 2016; 3(4):969-72.
7. Ficzere P, Borbás L. Material law for numerical analysis of rapid prototype products. In Youth Symposium on Experimental Solid Mechanics 2010.
8. Szűcs NA, Szép G, Szabó F, Kovács NK. Korszerű gyártástechnológiák szerepe az egyszer használatos orvostechikai eszközök fejlesztésében. Polimerek 2016; 2(8):232-37.
9. Ficzere P. Orthotrop anyagmodell alkalmazása additív gyártástechnológiával előállított alkatrész méretezése során [Usage of orthotrop material law for additive manufacturing in part design]. Gép 2016; 67(5-6):78-81.
10. Ficzere P, Borbás L, Török Á. Usage of rapid prototyping in vehicle manufacturing. In: Stanislaw Borkowski, Dorota Klimecka-Tatar, Toyotarity: Elements of the organization's mission. 225 p., Dnepropetrovsk: Yurii V Makovetsky, 2011. p. 182-93., ISBN:978-966-1507-70-7.
11. Ficzere P, Borbás L. Gyors-prototípus készítő eljárással gyártott termékek anyagtulajdonságainak meghatározása végelelemes analízis számára. Gép 2009; 60:10-1.
12. Hatos I. Fémek 3D nyomtatásának technológiája és alkalmazása. Gépgyártástechnológia 2016; (2):6-10.
13. Győri M, Ficzere P. Increasing Role of Sections Caused by 3D Modelling. Periodica Polytechnica-Transportation Engineering 2016; 44(3):164-71.
14. Ficzere P, Borbás L, Szebenyi G. Reduction possibility of residual stresses from additive manufacturing by the optical photostress method. In: Aulova Alexandra, Rogelj Ritonja Alenka, Emri Igor, 33rd Danubia Adria Symposium on Advances in Experimental Mechanics: Book of Abstracts. 205 p. Portoroz, Szlovénia, 2016.09.20-2016.09.23. Ljubljana: Slovene Society of Experimental Mechanics, 2016; p. 92-3. ISBN:978-961-94081-0-0.
15. Borbás L, Ficzere P, Falk Gy. Additív gyártástechnológiák: lehetőségek és kérdőjelek [Additive production technologies: possibilities and questions]. Acta Periodica Edutus 2016; 11:30-44.

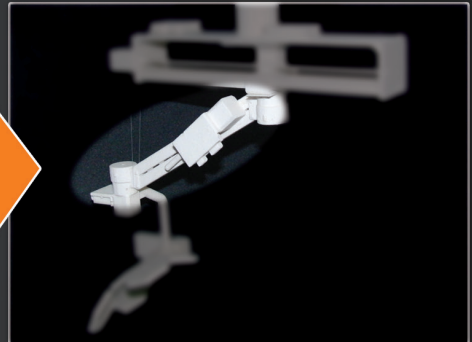
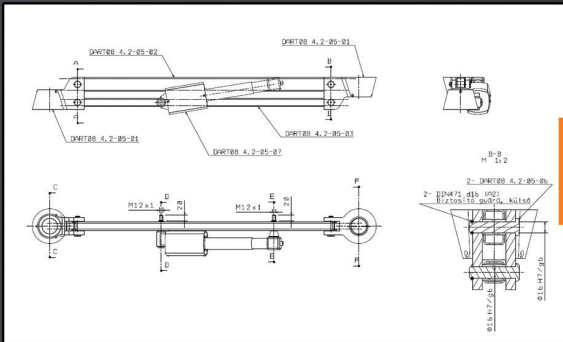
A projekt a Nemzeti Kutatási és Innovációs Hivatal támogatásával az NKIH Alapból valósul meg, a projekt címe: Egyénre szabott orvos-biológiai implantátumok és segédeszközök új generációs gyártási folyamatának kidolgozása additív technológiákra; a pályázat azonosító száma: NVKP_16-1-2016-0022.

Ficzere Péter

Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Közlekedésmérnöki és Járműmérnöki Kar, Járműelemek és Jármű-szerkezetanalízis Tanszék
 H-1111, Budapest, Stoczek utca 2. St épület II. emelet 207.
 Tel.: (+36) 1 463-1111/5853

ORVOSI CÉLÚ ALKALMAZÁSOK 3D NYOMTATÁS TECHNOLÓGIÁVAL

PROTOTÍPUSGYÁRTÁS MŰSZAKI DOKUMENTÁCIÓ ALAPJÁN



CRANIOPLASTICA MÉRNÖKI TÁMOGATÁSA



NEHÉZ ESETEK MODELLEZÉSE



REFERENCIA EGYÜTTMŰKÖDÉSEINK:

- DEBRECENI EGYETEM, IDEGSEBÉSZETI KLINIKA
- SZEGEDI TUDOMÁNYEGYETEM, IDEGSEBÉSZETI KLINIKA
- MAGYAR HONVÉDSÉG, EGÉSZSÉGÜGYI KÖZPONT
- HYDRASTAT MÉRNÖKI IRODA KFT.
- SANATMETAL KFT.

DEBRECENI EGYETEM ORTOPÉDIAI TANSZÉK BIOMECHANIKAI LABORATÓRIUM

+36 52 255-815

BIOMECH@MED.UNIDEB.HU

WWW.BIOMECH.MED.UNIDEB.HU



CSONT ANYAGTULAJDONSÁGAINAK MEGFELELŐ ANYAGMODELLEK ELŐÁLLÍTÁSA ADDITÍV GYÁRTÁSTECHNOLÓGIÁKKAL

Ficzere Péter¹, Borbás Lajos¹, Falk György²

¹ Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Közlekedésmérnöki és Járműmérnöki Kar, Járműelemek és Jármű-szerkezetanalízis Tanszék

² VARINEX Informatikai Zrt.

ficzerep@gmail.com

DOI: 10.17489/2018/2/11

Absztrakt

Az additív technológiák ugrásszerű fejlődése a felhasználási területek bővülését is eredményezte. Egyre gyakoribb, hogy a bonyolult geometriával rendelkező orvosi implantátumokat valamely felépítő gyártástechnológiával állítjuk elő. Fontos azonban vizsgálni, hogy az így előállított implantátum hogyan viselkedik terhelés hatására, megfelelő teherbírással rendelkezik-e, illetve milyen mértékben képes együttműködni a környezetével.¹ Ehhez ismerni kell az eredeti csont terhelés hatására kialakuló viselkedését. A viselkedés jellegét döntően befolyásolják az adott csont, csonttípus anyagjellemzői, melyek többnyire valamilyen mértékű anizotropiával rendelkeznek, valamint a csontra ható várható igénybevételek. Az implantátumok fejlesztésének egyik fő célja, hogy azok a várható igénybevételek hatására, hasonló jelleggel és mértékkel deformálódjanak, mint az eredeti csont.^{2,3} Ezt a megfelelő topológia kialakításával, valamint a gyártás során használt anyagok helyes megválasztásával lehet elérni. További lehetőség, hogy a gyártástechnológiai paraméterek segítségével befolyásolhatjuk az anyagjellemzőket, pl. az orientációs hatás felhasználásával közelíthetjük a csont anyagjellemzőit. Jelen tanulmányban egy femur fiziológiás terhelés és oldalirányú esés hatására vonatkozó terhelhetőségi viszonyait vizsgáljuk. Ezt vetjük össze egy FDM technológiájú 3D nyomtató által, különböző gyártási paraméterekkel elérhető anyagjellemzőkkel.

Kulcsszavak: csont anyagtulajdonságai, additive manufacturing, FDM, csont terhelése

Realization of material laws in accordance with the bone's material properties carried out by additive manufacturing technologies

Abstract

The rapid development of the additive manufacturing procedures resulted in the enlargement of the application fields of the technologies. It is more and more frequent that human implants with complicated geometry are produced by additive technologies. It is highly important to evaluate the behavior of the implants under external load, and to determine the load bearing capacity. Another important feature is the behavior of the implant in the living human environment. To reveal all the features mentioned above we have to know the behavior of the bone under real loading conditions. The behavior is influenced by the material properties of the bone, which generally can be described by anisotropy, and the expected loading conditions. One of the expected goals of the human implant's development is the similar deformation behavior under loading conditions as in the case of the original bone. It can be carried out by a proper topology and with proper material selection. Another possibility to modify the material properties is the proper selection of the production parameters (to realize load direction oriented structure). In this paper the load bearing capacity of a femur in standing position and in fallen down position was investigated. The results have been compared with the material properties realized by 3D printed material property parameters of FDM technology.

Keywords: bone's material properties, additive manufacturing, FDM, bone' loads

1. Bevezetés

Az additív gyártástechnológiák az utóbbi két évtizedben jelentős fejlődésen mentek keresztül, miután egyre több helyen vált általánossá és elfogadottá ez az eljárás. A különböző területeken történő alkalmazások újabb kihívások elé állítják a fejlesztőket. Korábban csak prototípusként, marketing eszközként, de mára már egyedi, kis szériás- és szerszámgyártás során is elfogadottan alkalmazzák. Ilyen esetekben már nem elegendő csupán az alakhűség és a kinézet, elvárás a megfelelő pontosság és teherviselő képesség is. A megfelelő terhelhetőség érdekében újabb és újabb alapanyagok kerültek kifejlesztésre. Fontos tudni, hogy az alapanyagok anyagjellemzői a gyártás során megváltozhatnak. Ezek a változások sok paramétertől függhetnek pl. az eljárás típusa, a gyártási paraméterek (sebesség, rétegvastagság, hőmérséklet, stb.) jelentősen befolyásolhatják a végeredményként kapott darab anyagminőségét. Miután a legtöbb eljárás irányfüggő anyagtulajdonságokat eredményez,^{4,5} így ugyanazon alkatrész különböző helyzetekben nyomtatva különböző terhelhetőséggel fog rendelkezni. Különös elővigyázatra van szükség ilyen eljárásokkal gyártott alkatrészek méretezése esetén.⁶ Új anyagok alkalmazásánál az anyagmodellt és az anyagjellemzőket meg kell határozni és a kapott eredményeket validálni kell.^{7,8} További nehézséget jelenthet a méretezés során, hogy - bizonyos technológiák esetén - a gyártás során, annak következtében maradó feszültségek jönnek létre az alkatrészben.^{9,10}

A 3D nyomtatott alkatrészek felhasználási területei közül kiemelhetjük az orvosi alkalmazások jelentőségét. Ilyen esetekben egyedi konstrukcióról beszélünk. Az orvosi implantátumok egy részénél a terhelhetőség is fontos. Ma már a megfelelő geometriai kialakítás és a teherviselő képesség mellett az implantátumoktól elvárjuk, hogy annak felülete megfelelő legyen, abba a csontszövet képes legyen benő-

ni, az implantátum ne okozza a kapcsolódó csontok túlzott kopását, tönkremenetelét. Sőt bizonyos esetekben, pl. szimmetrikusan elhelyezkedő párosával létező csontok esetében pl. femur, tibia, egy igen fontos szempont, hogy adott terhelés hatására az implantátum deformációja megegyezzen az eredeti csont deformációjával jellegét és mértékét tekintve is. Ennek hiányában az implantátum beépítése után a járás aszimmetrikussá válik, ami a további csontokra, ízületekre jelentős többlet terhelést eredményez. Ezek a problémák elkerülhetők, miután lehetőség van adott terhelési esetekre optimalizálni a geometriát az anyagjellemzők és a beépítési környezet ismeretében.¹¹ Általában egy topológia optimális eredménye a hagyományos gyártástechnológiai eljárásokkal nem, vagy csak nagyon nehezen és drágán gyártható, míg 3D nyomtatással tetszőleges geometria előállítható.

2. Módszerek

Jelen cikkben egy femur terheléses vizsgálatához használható anyagmodellt keresünk. Egy ilyen anyagmodell fejlesztéséhez első lépésként ismerni kell magának a célnak, a femurnak az anyagjellemzőit. Mivel a szakirodalomban igen eltérő adatok találhatóak ezért érdemes inkább egy másik megközelítést választani. Célként tehát ismerni kell azt, hogy adott terhelés hatására hogyan deformálódik az eredeti csont. Ezt terheléses vizsgálatokkal tudjuk meghatározni. Természetesen nem vehető figyelembe az összes lehetséges terhelési eset ezért fontos megismerni a vizsgált csont ún. beépítési környezetét (mi mihez és hogyan kapcsolódik) és a várható igénybevételeit, azaz a kényszereket és terheléseket.¹² Természetesen nem lehet minden egyes terhelési esetet megvizsgálni, így a napi rutinszerű mozgások során fellépő fiziológiás terheléseket, valamint a töréshez vezető leggyakoribb eseteket, az oldalirányú esések során fellépő igénybevételeket elemezzük. Az utóbbi időben a csontokon végzett terheléses

nyúlásmérések segítenek megérteni a csontok alak-funkció kapcsolatát.¹³ Az utóbbi évek tanulmányai rámutattak, hogy jelentős különbségek mutathatók ki az egyes csontrészek, szövetek különálló anyagjellemzőinek mérése és az egész csont szintű mérések között,¹⁴ így jelen tanulmányban az egész csont szintű eredményekre támaszkodunk. Megjegyzendő, hogy a csontok igénybevétele a napi rutin szerint inkább tekinthető ciklikusnak,¹⁵ de mivel jelenleg az anyagfáradási jellemzők nem állnak rendelkezésre, így annak vizsgálatától most eltekintünk. Vizsgáljuk tehát a napi rutinnak megfelelő fiziológiás terhelések, valamint az oldalirányú esések hatására létrejövő deformációk mértékét.

Célunk az így felvett erő-elmozdulás diagramnak megfelelő anyagmodellel rendelkező anyag fejlesztése. Az additív gyártástechnológiák segítségével képesek vagyunk (pl. CT felvételek segítségével) egyedi, személyre szabott csontpótlások elkészítésére, tetszőleges geometria esetén.¹² A 3D nyomtatással előállított modellek többnyire irányfüggő anyagjellemzőkkel rendelkeznek.^{4,5} A gyártástechnológiai paraméterek megfelelő módosításával pedig célirányosan befolyásolhatjuk az anyagjellemzőket, azaz a gyártástechnológiával ráhatunk az anyagjellemzőkre pl. az orientáció hatásával módosíthatjuk, hogy a csont anyagjellemzőihez közelítsünk.

3. Eredmények

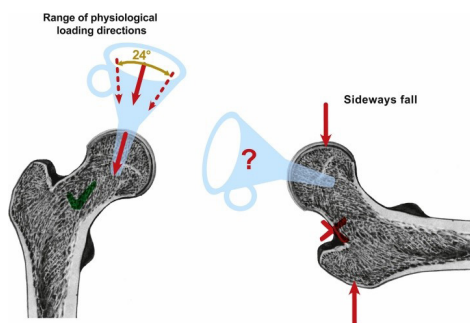
A vizsgálati eredményeket több szempontból értékelhetjük. Két fő terhelési esetet vizsgálunk a combcsont esetében. Ezek a fiziológiás, valamint az oldalirányú esés következtében fellépő terhelések hatására létrejövő deformációk.

Anyagok szempontjából pedig összevetjük a különböző (fekvő, álló, szál) pozícióban gyártott próbatestek viselkedését terhelés hatására.

3.1. Combcsont terhelései

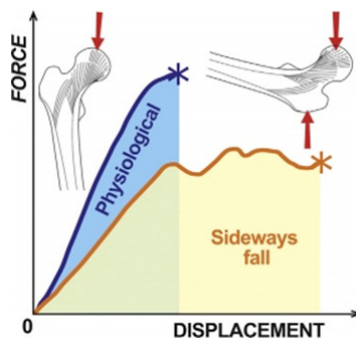
3.1.1. Fiziológiás terhelés

Elsőként a csípőről átadódó napi rutinszerű, fiziológiás terhelés hatására létrejövő nyúlások jellegét vizsgáljuk. Ebben az esetben a terhelés viszonylag jól definiált módon meghatározható. Egy kb. 24° kúpszögű tartományon belül lép fel a terhelés,¹⁵ melynek mértéke a testtömegtől és tevékenységtől is függ ($F=2,5$ BW egyszerű, sima sétáló lépés esetén, míg $F=8,7$ BW botladozó járás esetén).¹⁶



1. ábra. Femur vizsgált terhelési esetei¹⁷

A fiziológiás terhelések tartománya látható az 1. ábra bal oldalán. Ilyen igénybevételek hatására a combcsont gyakorlatilag majdnem tökéletesen elasztikus módon viselkedik egészen a katasztrofális törés kezdetéig.¹⁸ Ez a rugalmas jelleg látható a 2. ábrán, ahol a terhelő erő hatására történő elmozdulásokat láthatjuk.



2. ábra. Femur erő-elmozdulás diagramja különböző terhelések hatására¹⁷

3.1.2. Oldalirányú esés okozta terhelés

Az oldalirányú esés ritka esemény, viszont az általa okozott igénybevétel katasztrofális töréshez vezet. Ennél a terhelési esetenél az erők iránya eltér a fiziológias terhelés irányaitól (1. ábra), továbbá az erők mértéke, hatásának időtartama, ciklikussága terén is jelentős eltérések tapasztalhatók. A csontok anyagjellemzőinek orthotropitása függ azok terhelésének – és ezáltal növekedésének irányától is. Emiatt a combcsont terhelhetősége is kisebb olyan terhelési irányokban, amelyekben nincs rendszeres igénybevétel. A combnyaktöréshez vezető esések során fellépő terhelésekről pontos adatok nem állnak rendelkezésre, hiszen ezek véletlenszerűen, váratlanul bekövetkező események. Így az 1. ábra jobb oldalán látható igénybevétel csak feltételezés. Az esés pontos kimenetelétől függ az összes igénybevétel (nyomás, hajlítás, csavarás). Ezek az igénybevételek együttesen eredményezik a nyúlásokat. Egy oldalirányú esés esetén a combcsont töréséhez szükséges erő kisebb, mint a fiziológias terhelések során fellépő maximális terhelések. Viszont ilyen igénybevétel esetén a combnyaknál több, mint kétszer nagyobb nyúlások lépnek fel (2. ábra). Tehát az ilyen jellegű törések nem egyszerű katasztrofális események, ennek létrejötte energia és idő igényes.

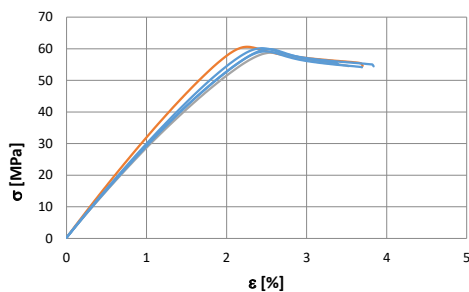
3.2. Anyagjellemzők vizsgálata

Az additív gyártástechnológiák közül ezúttal az FDM (Fused Deposition Modelling) eljárással, PLA alapanyagból előállítható anyagjellemzőket vizsgáljuk. Korábbi vizsgálatok alapján feltételezhető volt, hogy a gyártási elrendezés hatással van az anyagjellemzőkre.^{4,5} Ezek alapján gyártottunk fekvő, illetve függőleges helyzetben álló szabványos szakítópróbatesteket. Vizsgáltuk ezek terhelés hatására fellépő nyúlásait, valamint a szál alapanyag jellemzőit is. A szakítóvizsgálatokat szabványos rövid próbatesteken végeztük,

5 mm/perc sebességgel. A mérés során rögzítettük a keresztfej elmozdulásokat, valamint az ahhoz tartozó erőszükségletet.

3.2.1. Fekvő próbatest

A fekvő pozícióban gyártott próbatestek szakítódigramjai láthatók a 3. ábrán.

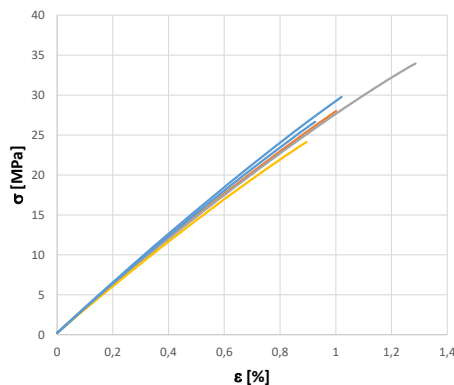


3. ábra. Fekvő helyzetben gyártott próbatestek szakítódigramjai

A 3. ábrán látható, hogy a szakítószilárdság 60 MPa körüli értékre adódik, míg a szakadási nyúlás 3-4% közé tehető.

3.2.2. Álló próbatest

A függőlegesen, álló helyzetben gyártott próbatestek esetén kisebb terhelhetőséget vártunk. A szakítóvizsgálat eredményei a 4. ábrán láthatók.

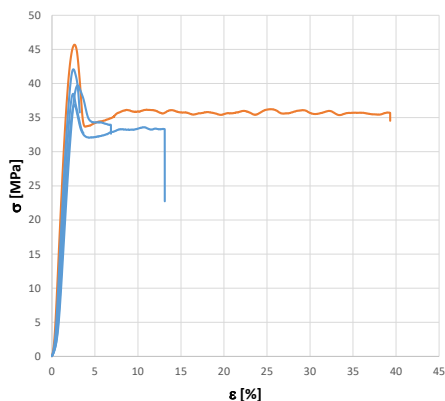


4. ábra. Álló helyzetben gyártott próbatestek szakítódigramjai

Az álló helyzetben gyártott próbatetek szakítódigramjairól leolvasható, hogy a szakítószilárdság ilyen elrendezésben nagyságrendileg a fele (kb. 25-30 MPa) a fekvő elrendezésű próbatetekhez képest. A szakadási nyúlás pedig 1% körül adódik. Fontos megjegyezni, hogy fekvő elrendezés esetén a lineáris szakasz (mérnöki tartomány) szintén kb. 1,5% nyúlás értékű.

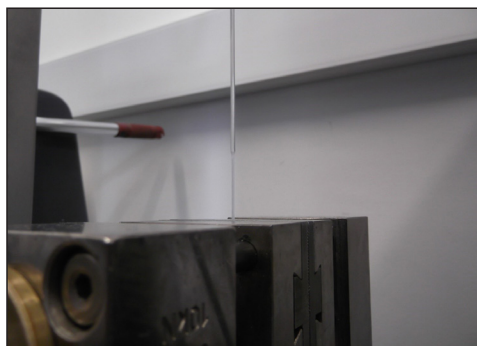
3.2.3. Szál szakítóvizsgálata

Végül megvizsgáltuk az FDM (huzallerakásos) 3D nyomtatási eljárás alapanyagául szolgáló extrudált szál (filament) jellemzőit is. A vizsgálat eredményeit az 5. ábra mutatja.



5. ábra. Szál (filament) próbatetek szakítódigramjai

A vizsgálat során megállapítható, hogy a kezdeti, beállási szakasztól eltekintve is kisebb meredekséggel emelkedik a görbe a lineáris tartományon, mint a kinyomtatott próbatetek esetében. Ez kisebb merevségre, rugalmassági modulusra utal. A görbén megfigyelhető továbbá, hogy a szál a maximális feszültségérték után a csökkenő terhelés hatására is nyúlik, mégsem szakad el. Ennek oka az ún. nyakképződés, ami azt jelenti, hogy a szálon egy nyak képződik és ez a nyak (csökkent keresztmetszet) „mászik egyre feljebb”. Ennek morfológiai magyarázata a molekulaláncok orientációs

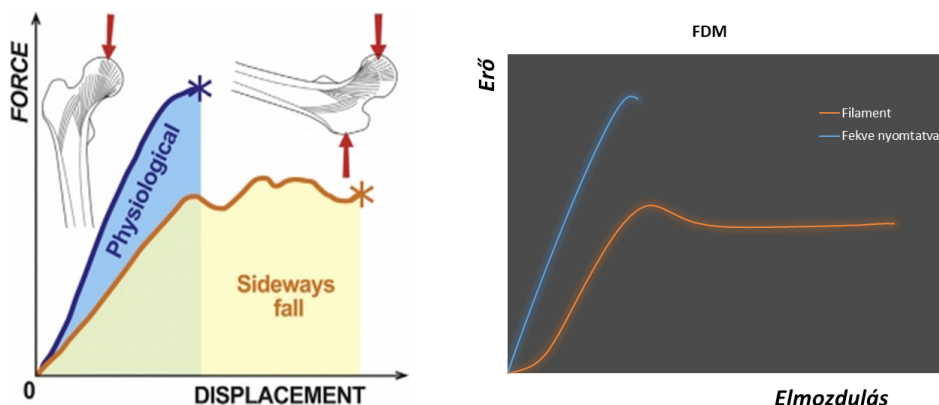


6. ábra. Szál (filament) próbatest nyakképződése a mérés során

képessége. Ilyen nyakképződést mutat a 6. ábra. Ez a nyakképződés és annak terjedése rendkívüli módon megnyújtotta a mérés időtartamát. Ennek köszönhetően továbbá az extrém magas nyúlásértékek is. Fontos megjegyezni, hogy a jelentősen megnövekedett időigény miatt nem vártuk meg a szakadást, így a valódi szakadási nyúlások mértéke az ábrán látott értékeknél jóval nagyobbak lehetnek (nincsenek szakadási nyúlás értékek a diagramon).

4. Megbeszélés

Az eredményeket elemezve könnyen belátható, hogy csontok esetében az erő-elmozdulás diagramon a különböző irányú terhelések különböző görbéket eredményeznek (2. ábra). Ezen görbék meredekségének kellene megfelelnünk az implantátum fejlesztések során. A különböző irányban gyártott próbatetek, valamint a szál (filament) szakítódigramjait elemezve azt láthatjuk, hogy a gyártástechnológiai paraméterek változtatásával jelentős mértékben változtathatjuk az anyagjellemzőket. Az egyes szakítódigramok és a gyártási paraméterek közötti összefüggések segítségével meghatározhatók azon paraméterek, amelyek szükségesek a megfelelő görbék eléréséhez. A 7. ábrán egymás mellett láthatók a csontok különböző irányú terhelésre adott válaszfüggvényei, valamint a gyártási orientáció változtatásával elérhető görbék.



7. ábra. Csont és PLA anyag szakítódiagramjai különböző terhelések és gyártási paraméterek esetén

A 7. ábrán jól látható, hogy a gyártási paraméterek segítségével a kívánt jelleg igen jól közelíthető. Megállapíthatjuk, hogy a gyártási orientáció -, valamint a gyártási paraméterek változtatása alkalmas a csontok anyagtulajdonságainak megfelelő közelítésére. Így kije-

lenthető, hogy az additív gyártástechnológiák alkalmasak egyénre szabott orvosi implantátumok előállítására, mert mind a topológiai igényeknek, mind pedig az anyagtulajdonságokkal szemben támasztott követelményeknek megfelelnek.

IRODALOM

1. Hangody G, Panics G, Szebenyi G et al. Pitfalls during biomechanical testing - Evaluation of different fixation methods for measuring tendons endurance properties. *Acta Physiologica Hungarica* 2016;103(1): 86-93.
2. Pegg EC, Gill HS. An open source software tool to assign the material properties of bone for ABAQUS finite element simulations. *Journal of Biomechanics* 2016;49(13): 3116-21, ISSN 0021-9290.
3. Eberle S, Göttlinger M, Augat P. Individual density-elasticity relationships improve accuracy of subject-specific finite element models of human femurs. *Journal of Biomechanics* 2013; 46(13): 2152-57.
4. Ficzer P. Orthotrop anyagmodell alkalmazása additív gyártástechnológiával előállított alkatrész méretezése során. [Usage of orthotrop material law for additive manufacturing in part design]. *Gép* 2016; 67(5-6):78-81.
5. Ficzer P, Borbas L, Torok A. Theoretical and Practical Investigation of Rapid Prototyping. In: Borkowski S, Selejdk J, Jelacici D, Branislav H (szerk.) *Toyotarity. Standarizations' Kinds. Dnepropetrovsk: Yurii V Makovetsky* 2012. p. 139-150, ISBN:978-966-1507-77-6.
6. Szűcs NA, Szép G, Szabó F, Kovács NK. Korszerű gyártástechnológiák szerepe az egyszerű használatos orvostechnikai eszközök fejlesztésében. *Polimerek* 2016; 2(8):232-237.
7. Ficzer P, Borbas L, Torok A. Validation of Numerically Simulated Rapid-prototype Model by Photoelastic Coating. *Acta Mechanica Slovaca*. 2014;18(1):14-24.
8. Ficzer P, Borbas L. Rapid prototyping products material law validation by optical photoelastic coating method. In: Ivo Alfredic, Damir Semerski (szerk.) *30th Danubia-Adria Symposium on Advances in Experimental Mechanics. Konferencia helye, ideje: Primošten, Horvátország.*

- 2013.09.25-2013.09.28. 2013. p. 51-2. ISBN:978-953-7538-17-7.
9. *Borbás L, Ficzer P, Falk Gy.* Additív gyártástechnológiák: lehetőségek és kérdőjelek [Additive production technologies: possibilities and questions]. *Acta Periodica Educatio* 2016; 11: 30-44.
 10. *Ficzer P, Borbás L, Szebenyi G.* Reduction possibility of residual stresses from additive manufacturing by the optical photostress method. In: *Aulova A, Rogelj RA, Emri I.* 33rd Danubia Adria Symposium on Advances in Experimental Mechanics: Book of Abstracts. 205 p. Konferencia helye, ideje: Portoroz, Szlovénia, 2016.09.20-2016.09.23. Ljubljana: Slovene Society of Experimental Mechanics 2016. p. 92-3, ISBN:978-961-94081-0-0.
 11. *Erdősné Sélley Cs, Körtélyesi G.* Machine Design Methodology with Topology and Shape Optimization. IESB 2011 - International Engineering Symposium; Paper Machine Design 2011 p. 18 ISBN:978-615-5018-15-2.
 12. *Milojevic Z, Tabakovic S, Zeljkovic M, Živkovic A, Navalusic S.* Methodology of Knee Bones Models 3D Printing Based on CT Series of Images. *Machine Design* 2017; 9(2):69-72. ISSN:1821-1259, DOI: 10.24867/MD.9.2017.2.69-72.
 13. *Demes B.* In vivo bone strain and bone functional adaptation. *Am. J. Phys. Anthropol* 2007; 133:717–22.
 14. *Cristofolini L, Baleani M, Schileo E et al.* Differences between contralateral bones of the human lower limbs: a multiscale investigation. *J. Mech. Med. Biol.* 2014; 1450028 (1450032).
 15. *Bergmann G.* Charité—Universitaetsmedizin Berlin “OrthoLoad”. Retrieved November 1, 2013.
 16. *Cristofolini L, Juszczak M, Taddei F, Viceconti M.* Strain distribution in the proximal human femoral metaphysis. *Proc. Inst. Mech. Eng* 2009; Part H 223, 273–88.
 17. *Cristofolini L.* In vitro evidence of the structural optimization of the human skeletal bones. *Journal of Biomechanics* 2015; 48:787–96.
 18. *Juszczak MM, Cristofolini L, Viceconti M.* The human proximal femur behaves linearly elastic up to failure. *J. Biomech* 2011; 44:2259–66.

A projekt a Nemzeti Kutatási és Innovációs Hivatal támogatásával az NKIH Alapból valósul meg, a projekt címe: Egyénre szabott orvos-biológiai implantátumok és segédeszközök új generációs gyártási folyamatának kidolgozása additív technológiákra; a pályázat azonosító száma: NVKP_16-1-2016-0022.

Ficzer Péter

Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Közlekedésmérnöki és Járműmérnöki Kar, Járműelemek és Jármű-szerkezetanalízis Tanszék
H-1111, Budapest, Stoczek utca 2. St épület II. emelet 207.
Tel.: (+36) 1 463-1111/5853

EZ AZ ÖN HIRDETÉSÉNEK HELYE

A VIZUÁLIS ÉS VESZTIBULÁRIS RENDSZEREK EGYENSÚLYBELI SZEREPÉNEK VIZSGÁLATA TÁNCOSOK ÉS TÁNCRAPASZTALATTAL NEM RENDELKEZŐ NŐK SZEMPONTJÁBÓL

Dulházi Fanni¹, Kopper Bence², Tihanyi József²

¹ MEREK (Mozgássérült Emberek Rehabilitációs Központja)

² Testnevelési Egyetem, Biomechanika tanszék

dulhazi_fanny@hotmail.com

DOI: 10.17489/2018/2/04

Absztrakt

Az emberi test egyensúlyozása összetett folyamat, mely a központi idegrendszer, a vizuális, a vestibuláris és a szomatoszenzoros rendszer révén valósul meg. Célunk volt összehasonlítani a professzionális táncosok (t) és táncrapasztalattal nem rendelkező nők (nt) egyensúlyozó képességét statikus helyzetben úgy, hogy a vizuális információ kerül blokkolás alá és úgy, hogy a vestibuláris rendszer kerül megzavarásra. Összesen 40 fő nő vett részt a kutatásban, ebből 20 fő táncrapasztalattal nem rendelkezett és 20 fő volt táncos. A csoportok testmagasságának és születési idejének átlagaiban nem volt szignifikáns különbség. Tekscan típusú stabilométerrel a TKP előre-hátra, jobbra-balra elmozdulásait, a TKP vetülete által a plató síkjában bejárt út hosszát (Távolság) és azon ellipszis területét vettük fel, amelyben a tömegközéppont vetülete által a plató síkjában meghatározott pontok 95%-os valószínűséggel megtalálhatóak (Terület). Eredményeink kimutatták, hogy amennyiben vizuális jelek rendelkezésre állnak a vestibuláris rendszer megzavarása kevésbé befolyásolja a táncosok egyensúlyozó képességét, mint a táncrapasztalattal nem rendelkezőkét, míg a vizuális rendszer megzavarása pont fordítva, a táncrapasztalattal rendelkezők esetén eredményezett nagyobb csökkenést az egyensúlyozó képességben.

Kulcsszavak: egyensúly, táncos, tömegközéppont, TKP, állásstabilitás

Examining equilibrium role of visual and vestibular systems in the case of dancers and women without a dance experience

Abstract

Balancing is a complex process detected by the visual, the vestibular and the somatosensory system. Our aim was to compare the ability of balance of the female professional dancers (d) and the non-dancers (nd) in two viewpoint: by blocking the visual information and by disturbing the vestibular system. A total of 40 women participated in the research, of which 20 had no dance experience and 20 were professional dancers. Recorded data were: body height and birth time, and there was no significant difference between them. For recorded the equilibrium data we used stabilometer (Tekscan), which measured the distance, the area, the left-right and back and forth displacements of centre of mass. Our results have shown that if visual signals are available, the disruption of the vestibular system will have less influence on balancing ability of the dancers compared to the non dancers. When the visual system is blocked the dancers show reduced balance skills.

Keywords: balance, dancer, COM, postural stability

1. Bevezetés

Az emberi test egyensúlyozása összetett folyamat, mely a vizuális, a vesztibuláris és a szomatoszenzoros rendszer révén valósul meg. A vizuális rendszer érzékszerve a szem, mely mozgásérzékelőként visszajelzést ad a látótérbe eső mozgásokról, környezetről, testhelyzetről. A vesztibuláris rendszer, más néven az egyensúlyozó rendszer a belső fülben helyezkedik el és a fej térbeli helyzetét és mozgásait érzékeli.¹ A tapintás, a fájdalom, a hő, a testézés (kinesztézis) és a nyomás érzésének feldolgozásáért a szomatoszenzoros rendszer felel, melyet receptorok közvetítenek. Megkülönböztetünk izomban, ízületet körülvevő kötőszövetekben, bőrben elhelyezkedő receptorokat.² Az emberi egyensúly korrekciójának elősegítésében a törzs, valamint a csípő területől jövő ingerek játszanak jelentős szerepet, míg az alsó végtagból származók a testtartást és járásmódot befolyásolják. A központi idegrendszer szabályozó tevékenységei közé tartozik a gerincvelői szintű, az agytörzsi, a kisagyi és az agykérgi szabályozás, mely reflexei és szabályozása által járul hozzá az egyensúlyozáshoz.¹

Egyensúlyozás és látás kapcsolata

Összehasonlítva a látás érzékenyebb információkat szolgáltathat, mint a mechanikus proprioceptív rendszerek, még egyszerű álló helyzetben is, ezért a látás javítja az egyensúlyt.³ Az emberi egyensúly megőrzése álló helyzetben nyitott szemmel jobb, mint csukott szemmel.⁴ Ezen kívül alapvető szerepe van a mozgásokban, hiszen a külvilágból származó információk 40%-át felvevő-feldolgozó érzékszerv a szem.⁵ Kimutatták, hogy a spontán lengés (TKP mozgás) zavartalan helyzetben körülbelül kétszeresére csökken, amikor egy adott pontra fókuszálunk, összehasonlítva azal, ha nincs fix pontra fókuszálás.⁶

Poszturális kontroll és befolyásoló tényezők

A poszturális kontrollt nem egyetlen rendszer vagy egy egyensúlyi reflex vezérli, sokkal inkább a poszturális szabályozás komplex motoros képessége, amely számos szenzomotoros folyamat kölcsönhatásából származik. Testünk kívánt helyzetben tartását, térbeli mozgásának kontrollálását a poszturális kontroll segítségével érhetjük el, melynek két fő összetevője: az orientáció, és a stabilitás. A poszturális orientáció, vagyis az egyensúlyi tájékozódás, a testrészek, valamint a test és környezete közötti összehangolt működést jelenti a feladat függvényében. A poszturális stabilitás pedig a test tömegközéppontjának az alátámasztási felület felett tartását jelenti, vagyis másképp kifejezve a test egyensúlyban tartását.⁷ Az alátámasztási felület növelésével csökkenthető a tömegközéppont mozgása, így növelhető az állásstabilitás.⁸⁻¹⁰ Ezen komponensek (orientáció és stabilitás) részvételi aránya az elvégzendő feladat és a környezet függvényében változik, így biztosítva az állandó poszturális kontrollt.¹¹ A poszturális szabályozást a testlengés mértékének vizsgálatával tudjuk megfigyelni. Az erre szolgáló módszerek közé tartozik többek között a poszturográfia és a stabilometria.

Antropometriai tényezők és életkor

Mint minden kutatásnál a stabilometriás kutatásoknál is csökkenteni kell a zavaró tényezők hatását. Tanulmányok igazolták, hogy antropometriai tényezők nagyban befolyásolják a stabilometriai méréseket, melyeket figyelembe kell venni a vizsgálatban résztvevők kiválasztása során. Ilyen tényező az életkor, a magasság, és a testsúly, valamint a zsírszázalék, mely minél nagyobb arányú, annál nagyobb mértékű a testlengés oldalirányban.^{12,13} Ezzel szemben a nagyobb izomtömeggel rendelkezők jobban tudják kontrollálni egyensúlyukat és jobban teljesítenek.¹⁴ Vizsgálatunkban ezen paramétereket amennyire csak lehetett meg-

próbáltuk számításba venni, ezért úgy választottuk ki a nem táncos csoport tagjait, hogy a vizsgált két csoport átlagértékeiben ne legyen eltérés az életkor, testmagasság szempontjából illetve a testfelépítése a két csoport vizsgálati személyeinek amennyire csak lehet megegyezzen.

Tánc tapasztalat

A klasszikus balettban és a modern táncban megtalálhatók forgások, statikus és dinamikus egyensúlyi elemek, melyek pontos és sikeres kivitelezéséhez fejlett TKP érzet és jó egyensúlyi szükséges. A táncosok és nem táncosok egyensúlyának összehasonlítására számos kutatást végeztek, de nem egységes eredménnyel. Egyes vizsgálatok arra a következtetésre jutottak, hogy nyitott szemmel a táncosok jobban teljesítenek az egyensúlyi teszteken, mint a nem táncosok,¹⁵ míg más vizsgálatban arra az eredményre jutottak, hogy amikor a szomatoszenzoros információ önmagában vagy a vizuális információval kombinálva megbízhatatlanná válik, a táncosok bizonytalanná válnak, szignifikánsan kevésbé stabilak és csípőjükkel próbálnak kompenzálni a poszturális kontroll fenntartása érdekében.¹⁶ Klasszikus balett táncosok nyitott és csukott szemmel kivitelezett spicc cipőben állás eredményei azt sugallják, hogy a klasszikus balett képzés speciális egyensúly módot fejleszt a tánchoz, ami azonban a mindennapi élet testtartás szabályozásába nem ültethető át.¹⁷ Más kutatásokban táncosok és nem táncosok egyensúlyozó képességét vizsgálva egy lábon és különböző felületeken állva úgy találták, hogy a táncosoknak szignifikánsan jobb az egyensúlyuk.^{18,19} Ennek okán feltételezik, hogy a balerinák agya az évekig tartó gyakorlás alatt hozzászokik a forgásokhoz, csökken az egyensúlyozásban résztvevő szervek felől az agykéreghez érkező jel, ezért kevésbé szédülnek el.²⁰ Tapasztalt kortárs táncosok és nem táncosok dinamikus egyensúlyozó képességének összehasonlító vizsgálata során a táncosok

jobban koordinálták tömegközéppontjukat oldalirányban és előre-hátra felé a nem táncosokhoz képest.²¹ Azonban nem csak táncosokkal végeztek egyensúlyi képesség vizsgálatokat, mely eredményeképp megállapítható, hogy más, egyensúlyérzékeny sportágak úzói is kisebb mértékű érzékenységet mutatnak a vestibuláris rendszer megzavarására, mint a nem sportolók.²²

Kutatási hipotézis

Mivel a szakirodalomban a kutatási eredmények nem egyértelműek, ezért a vizsgálatunkat úgy terveztük meg, hogy mind a vizuális, mind a vestibuláris rendszer megzavarásának hatását vizsgálhassuk mind táncos, mind nem táncos vizsgálati személyekre. Ennek megfelelően kutatási hipotézisünk szerint a vizuális inger kiiktatása és a vestibuláris rendszer megzavarása eltérő mértékben befolyásolja a professzionális táncosok és a tánc tapasztalattal nem rendelkezők egyensúlyi képességét.

2. Módszer

Összesen 40 fő nő vett részt a kutatásban 19-27 éves korig. Ebből 20 fő tánc tapasztalattal nem rendelkező és 20 fő professzionális táncos volt. A táncosok a Magyar Állami Operaház, a Magyar Táncművészeti Egyetem és Budapest Táncszínház tagjai közül kerültek ki. Vizsgálat megkezdése előtt felvett adatok (életkor, testmagasság) jellemzésére átlag-szórászt alkalmaztunk, valamint megállapítottuk, hogy a két csoport értékei között nincsen szignifikáns eltérés (1. táblázat). A vizsgálatban kizárólag statikus egyensúlyi vizsgálatot végeztünk. A felmérési protokoll szerint a felmérteknek összeszárt lábfejjel, mellső középtartásban kellett állniuk 20 másodpercig nyitott, majd csukott szemmel egy talpnyomás eloszlás platformon. Ezután forgószékben 10-szer megforgattuk őket, ahol a kontrollált forgás periódusideje $T = 2s$ volt, majd ezután azonnal nyitott,



1. ábra. Adatfelvétel nyitott szemmel a Tekscan platformon

majd 10 ismételt forgatás után csukott szemmel álltak 20 másodpercig a platformon. A következő adatokat figyeltük: Terület (azon ellipszis területét mutatja meg, amelyben a tömegközéppont vetülete által a plató síkjában meghatározott pontok 95%-os valószínűséggel megtalálhatóak), Távolság (a tömegközéppont vetülete által a plató síkjában bejárt út hossza), Előre-hátra és Jobbra-balra történő TKP elmozdulás. A mérés mezítláb, kényelmes ruhában történt. Méréseinkhez a Testnevelési Egyetem Biomechanika tanszékének talpnyomás eloszlás platformját (MatScan Research ver.6.85-26, Tekscan Pressure Measurement System (307 West First Street South Boston,

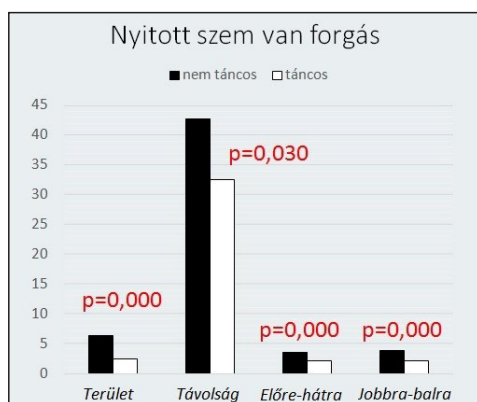
USA)) (1. ábra) használtuk, mellyel követhető a TKP elmozdulásai is (2. ábra). A mért adatokat valós időben, digitálisan regisztráltuk. Emellett eszközként háttámlás forgószéket vettünk igénybe. A felvett adatok statisztikai értékeléshez normalitásvizsgálatot (Shapiro Wilk's W test), majd azt követően kétmintás t-próbát és ONE WAY ANOVA-t használtunk az összehasonlításához. Szignifikáns különbséget $p < 0,05$ esetén határoztunk meg.

csoport	életkor (év)	tmm (cm)
t	22,5 ± 2,7	165,6 ± 5,2
nt	22,2 ± 2,0	168,7 ± 5,9

1. táblázat. A vizsgálatban résztvevő nők előzetesen felvett adatai

3. Eredmények

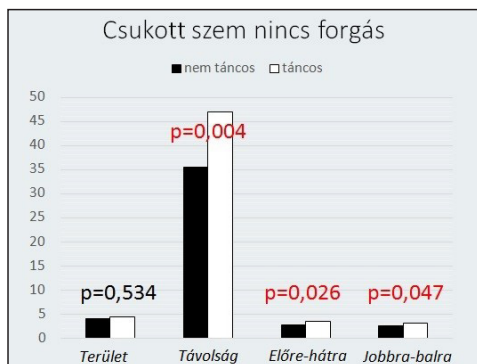
Statisztikailag összehasonlítva a két vizsgált csoport adatait szignifikáns ($p < 0,05$) különbséget a nyitott szemmel forgatás után (nyvf) és a csukott szemmel forgatás előtt (csnf) mért adatok között találtunk. Máshol nem találtunk szignifikáns különbséget a két csoport között.



3. ábra. A táncosok szignifikánsan jobb egyensúlyi eredményeket adtak forgatás után nyitott szemmel mért adatok alapján

Szignifikáns különbséget tapasztaltunk a nem táncosok és a táncosok között nyvf Terület nt $6,4 \pm 3,96 \text{ cm}^2$ és t $2,55 \pm 1,64 \text{ cm}^2$ ($p = 0,000$), Távolság nt $42,69 \pm 18,47 \text{ cm}$ és t $32,50 \pm 8,18 \text{ cm}$ ($p = 0,030$) Előre-hátra nt $3,55 \pm 1,35 \text{ cm}$ és t $2,12 \pm 0,67 \text{ cm}$ ($p = 0,000$), Jobbra-balra nt $3,92 \pm 1,53 \text{ cm}$ és t $2,25 \pm 0,69 \text{ cm}$ ($p=0,000$) értékekben (3.ábra); csnf Távolság nt $35,49 \pm 9,47 \text{ cm}$ és t $46,98 \pm 13,63 \text{ cm}$ ($p = 0,004$), Előre-hátra nt $2,67 \pm 0,91 \text{ cm}$ és t $3,43 \pm 1,15 \text{ cm}$ ($p=0,026$), Jobbra-balra nt $2,60 \pm 0,60 \text{ cm}$ és t $3,05 \pm 0,75 \text{ cm}$ ($p = 0,047$) értékekben. (4. ábra)

A nem táncosok nyvf és csnf adatait összehasonlítva azt találtuk, hogy Terület ($p = 0,030$), Előre-hátra ($p = 0,020$), Jobbra-balra ($p = 0,001$) értékekben van szignifikáns különbség. A nem táncosok csnf eredményei szignifikánsan jobbak voltak, mint a nyvf adatok. (2. táblázat) A táncosok nyvf és csnf adatait összehasonlítva azt találtuk, hogy Terület ($p = 0,003$), Távolság ($p = 0,000$), Előre-hátra ($p = 0,000$), Jobbra-balra ($p = 0,001$) értékekben van szignifikáns különbség. A nem táncosokkal ellentétben a táncosok nyvf eredményei szignifikánsan jobbak voltak, mint a csnf adatok. (3. táblázat)



4. ábra. A nem táncosok 3 esetben adtak jobb eredményeket, mikor csukott szemmel álltak, fogatás nélkül, mint a táncosok. A harmadik esetben nem volt szignifikáns különbség a két csoport között

4. Megbeszélés

Hipotézisünket, miszerint a professzionális táncosok és nem táncosok egyensúlyozó képességet eltérő mértékben befolyásolja a vizuális inger kiiktatása és a vestibuláris rendszer megzavarása, alátámasztottuk. A táncosok és nem táncosok statisztikai összehasonlításakor megállapítottuk, hogy a táncosok szignifikánsan jobb eredményt értek el nyvf összes felvett paraméterében (Terület, Távolság, Előre-hátra, Jobbra-balra), mint a nem táncosok (3. ábra).

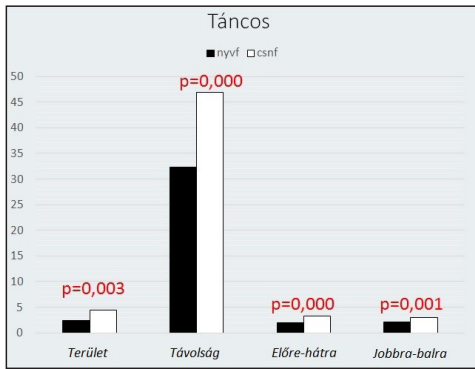
Nem táncos				
Körülmény	Terület (cm ²)	Távolság (cm)	Előre-hátra (cm)	Jobbra-balra (cm)
Nyvf	$6,4 \pm 3,96 *$	$42,69 \pm 18,47$	$3,55 \pm 1,35\#$	$3,92 \pm 1,53+$
Csnf	$4,04 \pm 2,50 *$	$35,49 \pm 9,47$	$2,67 \pm 0,91\#$	$2,60 \pm 0,60+$

2. táblázat. Nem táncosok nyvf és csnf adatok átlag-szórás értékei, a szignifikáns különbség ($p < 0,05$) csillaggal (*), kettőskereszttel (#) és plusz jellel (+) jelezve

Táncos				
Körülmény	Terület (cm ²)	Távolság (cm)	Előre-hátra (cm)	Jobbra-balra
Nyvf	$2,55 \pm 1,64 *$	$32,50 \pm 8,18 \#$	$2,12 \pm 0,67 +$	$2,25 \pm 0,69 \blacktriangle$
Csnf	$4,51 \pm 2,27 *$	$46,98 \pm 13,63 \#$	$3,43 \pm 1,15 +$	$3,05 \pm 0,75 \blacktriangle$

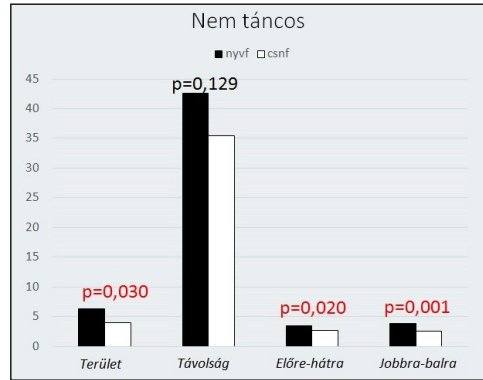
3. táblázat. Táncosok nyvf és csnf adatok átlag-szórás értékei, a szignifikáns különbség ($p < 0,05$) csillaggal (*), kettőskereszttel (#), plusz jellel (+) és háromszöggel (\blacktriangle) jelezve

Emellett a táncos csoporton belül is a nyvf adatok szignifikánsan jobbak, mint csnf (3. táblázat; 5. ábra). Ebből arra következtetünk, hogy a táncosok a vizuális ingerekre támaszkodnak legnagyobb mértékben egyensúlyozáskor, szenzitívebbek a vizuális inger kiiktatására. A nem táncosok szignifikánsan jobb eredményt értek el csnf Távolság, Előre-hátra, Jobbra-balra értékekben, mint a táncosok (4. ábra), valamint a nem táncosok nyvf és csnf adatainak elemzésekor is megmutatkozott, hogy csnf szignifikánsan jobb egyensúlyi eredményeket adtak, mint nyvf (2. táblázat; 6. ábra). Ez arra enged következtetni, hogy az egyensúlyozás szempontjából a táncpasztalattal nem rendelkezők érzékenyebben reagálnak a vestibuláris rendszer ingerlésére (megforgatásra), mint a vizuális inger kikapcsolására, a táncosokkal összehasonlítva.



5. ábra. A táncosok forgatás után, nyitott szemmel állva szignifikánsan jobb eredményeket adtak, mint csukott szemmel, forgatás nélkül

Összegezve: eredményeink azt mutatták, hogy amennyiben vizuális jelek rendelkezésre állnak a vestibuláris rendszer megzavarása kevésbé befolyásolja a táncosok egyensúlyozó képességét, mint a táncpasztalattal nem rendelkezőkét, míg a vizuális rendszer blokkolása pont fordítva, a táncpasztalattal rendelkezők esetén eredményez nagyobb csökkenést az egyensúlyozó képességben.



6. ábra. A nem táncosok csukott szemmel, forgatás nélkül adtak 3 esetben jobb egyensúlyi eredményeket

A kapott eredmények felhasználhatók a mindennapi rehabilitációs célú egyensúlyfejlesztés, valamint a professzionális táncosok képzése során. Úgy gondoljuk, hogy a professzionális táncosok esetében az egyensúlyi elemek csukott szemmel is végzett gyakorlása potenciális előnyöket rejt magában, hiszen egy biztosabb kivitelezés jöhet létre és a sérülések lehetőségét is minimalizálja.

Limitációként megjegyzendő, hogy a kutatásban összesen 40 fő nő vett részt, csoportonként 20 fő. A magasabb elemszám alkalmazása pontosabb következtetések levonását tette volna lehetővé. Ezen kívül a kutatás eredmények kizárólag a statikus egyensúlyra vonatkozhatnak, a 19-27 éves korosztályba tartozó táncpasztalattal nem rendelkező és professzionális táncosokra, nemüket tekintve nőkre általánosíthatók.

IRODALOM

1. *Perjés K.* Ortopédia. Budapest: Semmelweis Egyetem Testnevelés és Sporttudományi Kar 2008: 203-7.
2. *Ángyán L.* Sportélettani kislexikon. Budapest: Medicina könyvkiadó 2016;36: 78-9.
3. *Lee DN, Lishman JR.* Vision- The most efficient source of proprioceptive information for balance control. *Agressologie* 1977;18: 83-94.
4. *Horák FB, Macpherson JM.* Postural orientation and equilibrium. In: Rowell LB, Shepard JT, editors. *Handbook of Physiology: Section 12, Exercise Regulation and Integration of Multiple Systems.* New York: Oxford University 1996; 255-92.
5. *Pavlik G.* Élettan-sportélettan. Budapest: Medicina könyvkiadó 2013: 126.
6. *Edwards AS.* Body sway and vision. *Journal of Experimental Psychology* 1946;36(6): 526-35.
7. *Horák FB.* Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age and Ageing* 2006;35-S2: ii7-ii11.
8. *Kirby RL, Price NA, MacLeod DA.* The influence of foot position on standing balance. *JBiomech* 1987;20(4): 423-7.
9. *Miltényi M.* A sportmozgások anatómiai alapjai. I. kötet. Budapest: Semmelweis Egyetem Testnevelési és Sporttudományi Kar 2008: 483.
10. *Bretz KJ, Horváth T, Németh E, Barna T, Bretz K.* Bázisfelület és egyensúlyi stabilitás. 40. Mozgásbiológiai konferencia előadás kivonatok, 2010. november 18-19; Budapest 2010: 13-4.
11. *Presznerné DA.* A talpi mechanoreceptorok jelentősége a poszturális kontrollban. Pécsi Tudományegyetem, Egészségtudományi Doktori Iskola, doktori (PhD) értekezés, Pécs 2013.
12. *Iwasaki S, Yamasoba T.* Dizziness and imbalance in the elderly: age-related decline in the vestibular system. *Aging Dis.* 2014;6(1): 38-47.
13. *Chiari L, Rocchi L, Cappello A.* Stabilometric parameters are affected by anthropometry and foot placement. *Clinical Biomechanics* 2002;17(9): 666-77.
14. *Castilho AA, S. Luna NM, Mochizuki L., Barberi F, Santos S, D'Andréia GJM.* The influence of anthropometric factors on postural balance: the relationship between body composition and posturographic measurements in young adults. *Clinics* 2012;67(12): 1433-41.
15. *Pérez MR, Solana SR, Murillo BD, Hernandez MJF.* Visual availability, balance performance and movement complexity in dancers. *Gait & Posture* 2014;40(4): 556-60.
16. *Simmons RW.* Sensory organization determinants of postural stability in trained ballet dancers. *International Journal of Neuroscience* 2005;115(1): 87-97.
17. *Hugel F, Cadopi M, Kohler F, Perrin P.* Postural control of ballet dancers: a specific use of visual input for artistic purposes. *Int J Sports Med.* 1999;20(2): 86-92.
18. *Kilroy EA, Crabtree OM, Crosby B, Parker A, Barfield WR.* The effect of single-leg stance on dancer and control group static balance. *Int J Exerc Sci.* 2016;9(2): 110-20.
19. *Crotts D, Thomphson B, Nahom M, Ryan S, Newton RA.* Balance abilities of professional dancers on select balance tests. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 1996;23(1): 12-7.
20. *Nigmatullina Y, J. Hellyer P, Nachev P, Sharp DJ, Seemungal BM.* The neuroanatomical correlates of training-related perceptuo-reflex uncoupling in dancers. *Cerebral Cortex* 2015;25(2): 554-62.
21. *Sirois-Leclerc G, Remaud A, Bilodeau M.* Dynamic postural control and associated attentional demands in contemporary dancers versus non-dancers. *PLoS One* 2017; 12(3): e0173795.
22. *Utry E, Frenkl R.* Rendszeres testedzés hatása a vestibularis apparatus működésére. *Orvosi Hetilap* 1975;116(15): 849-51.

Rövidítések jegyzéke

TKP: tömegközéppont

n: nem táncos

t: táncos

nynf: nyitott szem, nincs forgatás

nyvf: nyitott szem, van forgatás

csnf: csukott szem, nincs forgatás

csvf: csukott szem, van forgatás

Terület: azon ellipszis területét mutatja meg, amelyben a tömegközéppont vetülete által a plató síkjában meghatározott pontok 95%-os valószínűséggel megtalálhatóak

Távolság: a tömegközéppont vetülete által a plató síkjában bejárt út hossza

Előre-hátra: a tömegközéppont előre hátra irányú elmozdulása

Jobbra-balra- a tömegközéppont oldalirányú elmozdulása

Szeretnénk köszönetet mondani a Magyar Állami Operaház balettigazgatójának, Solymosi Tamásnak, hogy engedélyezte a balerínák vizsgálatát; Stella Szonja balett titkárnak, hogy segített a vizsgálat megszervezésében; a résztvevő balerínáknak és nem utolsó sorban a Magyar Táncművészeti Egyetem és a Budapest Táncszínház moderntáncosainak, akik nélkül nem jöhetett volna létre ez a kutatás.

A kutatást a Testnevelési Egyetem Biomechanika tanszékének együttműködésével végeztük.

Dulházi Fanni

MEREK (Mozgássérült Emberek Rehabilitációs Központja)

H-1022 Budapest, Marczibányi tér 3.

Tel: (+36) 30 832 1132

FELSŐVÉGTAGI MOZGÁSOK VIZSGÁLATÁRA ALKALMAS MOZGÁSANALIZÁTOR MŰSZER VALIDÁLÁSI FOLYAMATA OPTITRACK KAMERARENDSZER SEGÍTSÉGÉVEL

Lénárt Zoltán¹, Nagymáté Gergely², Szabó Andor³

¹ Eötvös Loránd Tudományegyetem Bárczi Gusztáv Gyógypedagógiai Kar Gyógypedagógiai Módszertani és Rehabilitációs Intézet; Eötvös Loránd Tudományegyetem Neveléstudományi Doktori Iskola

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

³ Robert Bosch Kft.

lenart.zoltan@barczi.elte.hu

DOI: 10.17489/2018/2/07

Absztrakt

A központi idegrendszer korai károsodása következtében kialakult mozgásállapot (cerebrális parézis - CP) leírása komplex funkcionális eljárásokkal történik. Ebben nyújthatnak segítséget a mozgáselemző rendszerek. Ezek az eszközök a gyógypedagógiai kutatásokban egyelőre meglehetősen ritkák és nehezen hozzáférhetőek. A 2015/2016-os tanévben végeztünk egy kontroll csoportos felmérést, amelyek között egy saját fejlesztésű, aktív marker követésén alapuló mozgáselemző rendszert (Electric Marker Based Motion Analyser - EMMA) használtunk spasztikus cerebrális parétikus gyermekek és fiatalok felső végtagi mozgásainak vizsgálatára. A műszer alkalmasnak bizonyult az egyéni és csoportjellemzők mellett az időbeli változások ábrázolására is. Jelen kutatás célja ennek a műszernek a validálása OptiTrack Flex 13 mozgásrögzítő rendszer segítségével. A két mozgásvizsgáló rendszer egyidejű méréseinek eredményét négyféle felső végtagi mozgás során hasonlítottuk össze. Az összehasonlítás erős korrelációt mutatott, a hibára vonatkozó négyzetes középérték 0,78 és 2,6 mm között mozgott. Mindezek alapján megállapítható, hogy az EMMA valós adatokat szolgáltatott a vizsgált személyek felső végtagi mozgásairól.

Kulcsszavak: cerebrális parézis, Electric Marker based Motion Analyser, felső végtagi mozgásanalízis, validálás

Validation process of an upper limb motion analyzer using OptiTrack motion capture system

Abstract

The state of motion of cerebral palsy (CP) is described by complex functional procedures. The motion analyser systems can be assisted it. These equipments are quite rare and you may find them hardly in the special pedagogical research. We used a self-developed active marker based analyser of movement (Electric Marker Based Motion Analyser - EMMA) to examine the upper limb movements of children and young people with spastic cerebral palsy in a control group survey at 2015/2016 academic year. The device proved to be suitable for depicting temporal changes in addition to individual and group characteristics. The purpose of this research is to validate this movement analyser using the OptiTrack Flex 13 motion capture system. The results of simultaneous measurements of the two motion analyser systems were compared in four types of upper limb movement. The comparison showed a strong correlation, and the root mean square error ranged from 0,78 to 2,6 mm. It can be determined by EMMA provided real data on the upper limb movements of the examined persons based on the above.

Keywords: cerebral palsy, Electric Marker Based Motion Analyser, Upper Limb Movement Analysis, Validation

Bevezetés, előzmények

A központi idegrendszer veleszületett és szerzett sérülése esetén gyakran károsodnak az egyik vagy mindkét felső végtag mozgásai és ezen mozgások kontrollja. Ez a károsodás kihat a már elsajátított vagy elsajátítandó humán funkciókra (önellátás, tanulás, munka, szabadidő). Ezért a rehabilitációs medicina és a gyógypedagógiai rehabilitáció számára egyaránt fontos a felső végtagi mozgások funkcionális fejlesztése és az állapotváltozás – beleértve a lassan bekövetkező, apró változásokat is – pontos monitorozása.^{1,2} Ebben a diagnosztikus tevékenységben nyújthatnak segítséget a gyakorlatban is egyre inkább megjelenő, optoelektronikai mozgáselemző rendszerek.³⁻⁵ A 2015/16-os tanévben lezajlott egy felmérés, átfogó, kontrollcsoportos gyógypedagógiai kutatás, amelynek célja a korai agykárosodás következtében mozgáskorlátozottá vált gyermekek felső végtagi mozgásainak felmérése, az éves változásokat és a környezeti tényezőket is figyelembe véve. 36 spasztikus cerebrális paretikus (CP), általános és középiskolás tanulót valamint 31 tipikus fejlődésű és 22 beszéd-fogyatékos, ép mozgásfejlődésű kontroll személyt vizsgáltunk meg. A CP személyek vezető motoros tünete a felső végtagokban tapasztalható fokozott izomtónus és funkciócsökkenés.

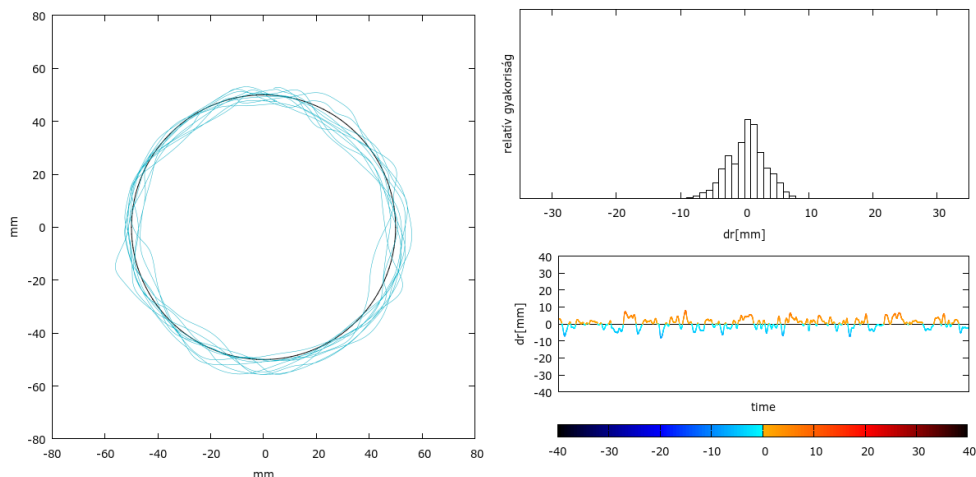
A kutatást szakirodalmi példák és ajánlások alapján alakítottuk ki.^{6,7} Ezért az ismert klinikai tesztek és mozgásvizsgáló eljárások mellett kíváncsiak voltunk a vizsgálati személyek önértékelésére is. Ehhez az Egészségügyi Világszervezet által meghatározott keretek között kialakított funkcióértékelő kategóriakészletet használtuk.⁸ Ezen kívül törekedtünk a vizsgálati személyektől, ítéletétől kevésbé függő műszeres mozgásanalízis elvégzésére is. Az ilyen műszerek beszerzése és eljuttatása a vizsgált személyekhez gyakran költséges és komoly szervezést kívánó feladat. Ezért szakirodalmi adatok és korábbi gyakorlati tapasztalata-

ink felhasználásával fejlesztettünk egy aktív elektromos markert követő eszközt, amelynek az Electric Marker based Motion Analyser – EMMA nevet adtuk.⁹

A vizsgálatok megkezdése előtt, illetve az első mérésorozat alatt lehetőségünk nyílt a Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem Méréstechnika és Információs Rendszerek Tanszékén kifejlesztett Passive marker-based motion analyzer (PAM) kipróbálására, összehasonlító mérések végzésére.¹⁰ A PAM mintaként szolgált a saját eszközünk fejlesztése során. Az összehasonlítások eredményeként azt találtuk, hogy a két műszer hasonlóan értékeli a kétdimenziós mozgásokat az általunk definiált mozgási feladat során ($r^2_{x,y} = 0,99$). Az összehasonlítás körülményeit azonban nem tudtuk úgy alakítani, hogy a két műszer kamera ugyanazt a mozgást rögzítse egyidejűleg, ezért ezek csak előzetes próbamérésnek minősülnek. A jövőbeli vizsgálatokhoz azonban elengedhetetlen a rendszer hitelesítése valamilyen szakirodalomban elfogadott mozgásvizsgáló referencia rendszer segítségével.

Módszer

Az EMMA egy kereskedelmi forgalomban is kapható kamerából, aktív elektromos markerből és egy, a kamerához készített állítható és rögzíthető állványból áll. A marker egy 4 W-os izzóból és egy gyenge kézfunkcióval is könnyen megfogható nyélből épül fel. A marker helyzetét rögzítő kamera (SJCAM HD 1080P) felbontása a vizsgálatok alatt 640 x 480 képpont volt, sebessége pedig 25 képkocka/másodperc. A feldolgozó szoftver, amely a nyílt forráskódú Open CV és cvBlob könyvtárak felhasználásával, C++ nyelven készült, az egyes pixelek intenzitás értéke alapján különíti el a markert a környezettől. Ehhez a kamera lencséje elé sötétítő lemezt tettünk. A felvételek során keletkezett adatok kiértékelését jórészt GNU Octave szoftverrel hajtottuk végre, az ábrázo-



1. ábra. Tipikus mozgásfejlődésű személy preferált karral végzett körző mozgásai.

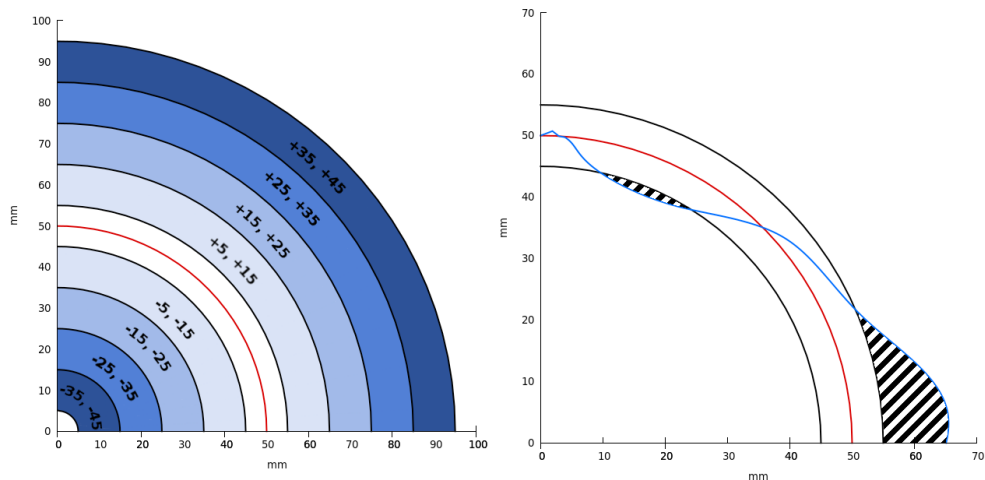
Bal: a marker trajektóriái a 10 kör alatt, Jobb felső: a kitérések mértéke, Jobb alsó: a kitérések nagyságának időbeli lefutása, a sötétedő színek jelölik a külső (piros) és belső (kék) kitérések nagyságát

láshoz pedig gnuplot szkripteket használtuk. A mozgási feladat egy 100 mm átmérőjű kör ábrázolása volt tízszer, minél pontosabban. Ennek ábrázolásához az asztallapra rögzített kört kellett fedésbe hozni a kamera képén definiált virtuális referencia körrel és koordinátarendszerrel. Az x, y és t koordináták alapján

ábrázolódik a marker pályája, a kitérések mértéke és gyakorisága (1. ábra).

A következő mozgásjellemzőket értékelte a műszer:

- A rögzített pontok hány százaléka esik az 5 mm-en kívüli 10 mm-es (5-15, 15-25, 25-35, 35-45) körgyűrűbe bármelyik irányban (2. ábra)



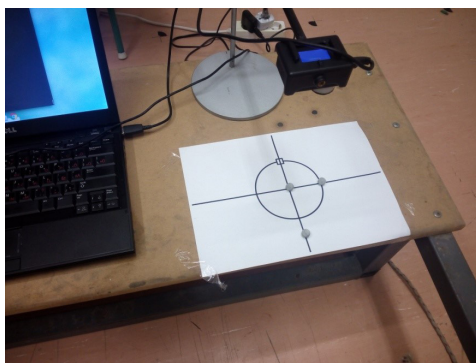
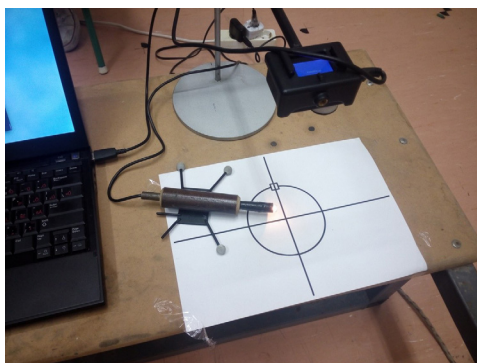
2. ábra. A referencia kör (piros vonal) melletti 10 mm-es körgyűrűk (bal) valamint a körgyűrűn kívüli területek (jobb) egy körcikken ábrázolva

- Azoknak a területeknek az összege, amelyek azon vonal-szakaszok alatt keletkeztek, amelyek az 5 mm-es kitérést meghaladták (továbbiakban: körgyűrűn kívüli terület, 2. ábra)
- Az abszolút kitérések szórása. (Kitérés alatt a referencia kör és a rajzolt körszerű vonal pontjai közti távolságokat értjük)
- Az abszolút kitérések átlaga
- A körön kívüli és körön belüli maximális kitérés
- A tíz kör rajzolása közben a markerrel megtett út hossza

Ezek közül három jellemzőt - a körgyűrűn kívüli területet, az abszolút kitérések szórását és átlagát - használtuk, amelyek mind a referencia körtől való eltérést, mint hiba nagyságát és természetét mutatják meg. Ezek alapján az egyéni mozgásjellemzők ábrázolása mellett sikeres összehasonlításokat végeztünk a három vizsgálati csoport, valamint a jobb és bal felső

szoftver felhasználásával (v1.10.3). A kamera-rendszer infra reflexiós markerek koordinátáit, vagy azok alapján meghatározott merev testek pozícióját és orientációját képes megadni szubmilliméteres pontossággal, maximum 120 Hz mintavételi frekvenciával.^{11,12} A rendszert más típusú mozgásvizsgáló rendszer hitelesítésére is használták már korábban.¹³

A méréshez használt aktív markerre három passzív markert rögzítettünk, amelyekhez egy merev testet rendelünk a Motive programban (3. ábra). A test forgáspontját az izzó középpontjában definiáltuk translációk segítségével, ezáltal a merev test mérési eredményül kapott pozícióját az izzó pozíciója határozza meg. A két rendszer összehasonlításához a referencia koordináta-rendszereket is összeillesztettük, amelyek középpontja az EMMA által vizsgált kör középpontja, tengelyeit pedig szintén kijelöli a kört megjelenítő lap.



3. ábra. Az aktív marker (bal) és a koordináta-rendszer (jobb) kijelölése infra reflektív markerekkel

végtag között, emellett az időbeli változásokat is mérni tudtuk.

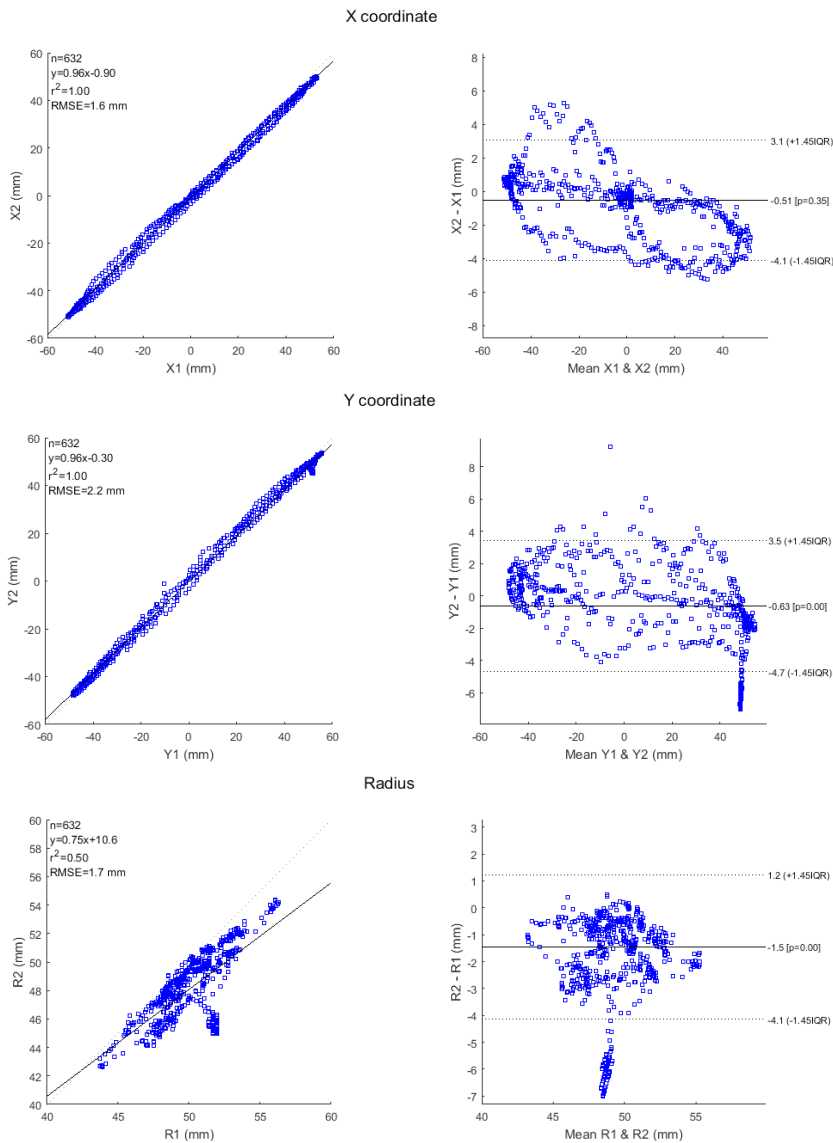
A mérőrendszer értékmutatásának validálása a BME Mechatronika, Optika és Gépészeti Informatika Tanszékének mozgáslaboratóriumában történt egy 18 kamerás OptiTrack Flex13 kamerarendszer (Naturalpoint, Oregon, USA) segítségével és a Motive feldolgozó

A vizsgált mérőrendszer a mérőteret meghatározó papírlapra rajzolt kör középpontjába helyezi a koordináta-rendszerét, ahol a tengelyek is jelölve vannak. Az OptiTrack kamerarendszer viszonyítási koordináta-rendszerét markerek lehelyezésével összeillesztettük a papírlapon lévő koordináta-rendszerrel úgy, hogy három markerrel kijelölhető a koordináta-rendszer (origó, x tengely, x-z sík 3. ábra).

Ennek köszönhetően a két rendszer értékmutatása közötti eltérés már csak a mérni kívánt hiba.

Az értékmutatások eltéréseinek vizsgálatát az eredeti 100 mm átmérőjű körön, egy 50 mm átmérőjű körön végzett körmozgás, valamint

a koordináta-rendszer tengelyein végzett 100 mm-es mozgásokkal végeztük. A mért értékek eltéréseinek jellemzése korrelációs grafikonok és Bland-Altman grafikonok segítségével kerül bemutatásra. A körmozgások során csak az x és y koordináták esetében használtuk a korrelációt összehasonlításra. Mivel egy konstans



4. ábra. Az aktív marker értékmutatásának pontossága a 100 mm átmérőjű kör x koordinátára (fent), y koordinátára (középen) és a sugárra vonatkoztatva (lent). Bal oldalt a korrelációs, jobb oldalt a Bland-Altman grafikonok láthatók

sugarat vizsgáltunk végig, nem különböző sugarakat, vagy sugár tartományt, és csak kis kézi kitérések voltak a sugártól, így a korreláció nem megbízható mutató ebben a vonatkozásban.

Eredmények

Az eredeti 100 mm-es kör összehasonlításakor az x és y koordináták esetén igen erős korrelációt ($r^2_{x,y} = 1,00$) tapasztaltunk. A hibára vonatkozó négyzetes értékek a következők: $RMSE_x = 1,6$ mm, $RMSE_y = 2,2$ mm, a kör sugara esetén $RMSE_r = 1,7$ mm (4. ábra).

A fele akkora, 50 mm átmérőjű kör rajzolása során szintén erős korrelációt ($r^2_{x,y} = 0,99$) tapasztaltunk az x és y koordináták vonatkozásában. A hibára vonatkozó négyzetes értékek a kis kör koordinátáira: $RMSE_x = 0,94$ mm, $RMSE_y = 1,1$ mm, a kör sugara esetén $RMSE_r = 0,78$ mm.

Az x tengelyen végzett egyenes vonalú mozgás során a korreláció $r^2_x = 1,00$, a hibára vonatkozó négyzetes érték $RMSE_x = 0,78$ mm. Az y tengelyen végzett egyenes vonalú mozgás során a korreláció $r^2_y = 0,96$, a hibára vonatkozó négyzetes érték $RMSE_y = 2,60$ mm.

Az eredmények alapján elmondható, hogy mind a négyféle mozgás során erős korreláció van a két mérőrendszer értékmutatása között. A négyzetes középérték 0,78 és 2,6 mm között található, az y koordináták esetében általában nagyobb, mint az x koordináták vonatkozásában.

Értékelés

Az EMMA hitelesítése során kiderült, hogy a 100 mm átmérőjű kör átrajzolását 1,8%-os hibával tudta mérni a műszer. Az ép mozgásfejlődésű személyek vizsgálatakor megállapítottuk, hogy a legtöbb rajzolt pont a minta körvonal melletti kétszer 5 mm-es sávon belül található

(2. ábra). Ezért csak az ennél nagyobb kitéréseket tekintettük a mozgás hibájának. A műszer hibája ezen az átlagos hibahatáron belül található.

Az EMMA korlátai között kell megemlíteni, hogy egyetlen aktív marker végpontkoordinátáiról készített kétdimenziós elemzést. A széles körben használt 3D elemzések és passzív markerek mellett léteznek a miénkhez hasonló megoldások is,^{5,10,14} amelyek megfelelő funkcionális próbákkal kiegészítve képesek lehetnek körültekintően értékelni a vizsgált személyek felső végtagi mozgásait.

A kameránk 25 minta/másodperces mintavételi frekvenciája megfelel a Winter által javasoltaknak, de kevesebb, mint a Jobbágy által ajánlott 50 minta/másodperc.¹⁰ Az általunk definiált mozgási feladatban nem számított a gyorsaság, és a vizsgálati személyek diagnózisából sem következtek apró gyors remegések vagy más akaratlan mozgások. A mintavételi frekvencia megfelelőnek bizonyult az elemzések elvégzéséhez. Az OptiTrack kamerarendszerrel végzett felvétel során sem okozott eltérést az értékek meghatározásában. A későbbi vizsgálatok kiterjeszhetősége szempontjából azonban szükségesnek látjuk egy gyorsabb kamera beszerzését, valamint a marker esetleges továbbfejlesztését.

Összességében tehát elmondható, hogy az elvégzett hitelesítési eljárás alapján az EMMA alkalmasnak látszik a rehabilitáció összehasonlító és nyomon követő méréseire. Olyan területeken, amilyen például a gyógypedagógiai kutatások területe, ahol egyelőre igen korlátozott számban állnak rendelkezésre mozgásvizsgáló berendezések, áthidaló megoldás lehet saját fejlesztésű, hordozható, könnyen használható, olcsó előállítási módszerek használata. Fontos azonban ezek hitelesítése valamilyen megbízható referenciarendszerrel. Ebben nyújtott segítséget nekünk az OptiTrack Flex 13 kamerarendszer valamint a tudomány- és intézetközi együttműködés.

IRODALOM

1. Richards CL, Malouin F. Cerebral palsy: definition, assessment and rehabilitation. *Handb Clin Neurol* 2013;111: 183-95.
2. Vargus-Adams J. Understanding function and other outcomes in cerebral palsy. *Phys Med Rehabil Clin N Am*. [cited: 2017. Sept 14] Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2719719/> 2009 Aug;20(3): 567-75.
3. Gaillard F, Rauscent H, Crétual A, Le Cornec C, Cordillet S, Bonan I. Relationship between hand function assessment and upper limb kinematic analysis in children with hemiplegic cerebral palsy. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine* 2016;59(S). DOI : 10.1016/j.rehab.2016.07.017.
4. Krebs HI, Fasoli SE, Dipietro L et al. Motor learning characterizes habilitation of children with hemiplegic cerebral palsy. *Epub* 2012 Feb 13. [cited: 2016. Nov 18] Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4688005/> *Neurorehabilitation and Neural Repair* 2012 Sep;26(7):855-60.
5. Jaspers E, Desloovere K, Bruyninckx H, Molenaers G, Klingels K, Feys H. Review of quantitative measurements of upper limb movements in hemiplegic cerebral palsy. [cited: 2017. nov. 18.] Available from: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S096663620900304X>. *Gait & Posture* 2009 Nov;30(4): 395-404.
6. Lemmens R, Timmermans A, Janssen-Potten Y, Smeets R, Seelen H. Valid and reliable instruments for arm-hand assessment at ICF activity level in persons with hemiplegia: a systematic review. [cited: 2017. Sept 4] Available from: <https://bmcneurol.biomedcentral.com/articles/10.1186/1471-2377-12-21>. *BMC Neurology* 2012 Apr 12;12: 21.
7. Fitoussi F, Diop A, Maurel N, Laassel EM, Ilharreborde B, Penneçot GF. Upper limb motion analysis in children with hemiplegic cerebral palsy: proximal kinematic changes after distal botulinum toxin or surgical treatments. [cited: 2016. Nov 22]. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3179533/>. *J Child Orthop*, 2011 October; 5(5): 363-70.
8. Schiaviti V, Selb M, Cieza A, O'Donnell M. International Classification of Functioning, Disability and Health Core Sets for children and youth with cerebral palsy: a consensus meeting. [cited: 2017. Nov 4] Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25131642>. *Dev Med Child Neurol* 2015 Feb;57(2): 149-58.
9. Lénárt Z, Szabó A, Zahora N. Új eszköz központi idegrendszeri sérültek vizsgálatára. *IME-Interdisciplinális Magyar Egészségügy* 2017. március;16(3): 43-7.
10. Jobbágy Á, Varga S. Orvosbiológiai mérés-technika. Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Semmelweis Egyetem. Budapest 2013: 180-202.
11. Aurand AM, Dufour JS, Marras WS. Accuracy map of an optical motion capture system with 42 or 21 cameras in a large measurement volume. *J. Biomech* 2017;58: 237-40.
12. Nagymáté G, Kiss RM. Motion capture system validation with surveying techniques In: Francesca Cosmi (szerk.) *Proceedings of 34th Danubia-Adria Symposium on Advances in Experimental Mechanics*. 207 p. Trieste, Olaszország, 2017.09.19-2017.09.22. Trieste: Università degli Studi di Trieste, 2017;8032: 2.
13. Nagymáté G, Kiss RM. Augmented Reality markereken alapuló mozgásvizsgáló rendszer validálása. *Biomechanica Hungarica* 2018;11: 25-35.
14. Jobbágy Á, Harcos P, Fazekas G, Valálik I. Mozgásérzékelő eszközök neurológiai betegségekben szenvedők aktuális állapotának elemzésére. *Ideggyógyászati Szemle* 2010; 63(3-4): 125-8.

Lénárt Zoltán

Eötvös Loránd Tudományegyetem Bárczi Gusztáv Gyógypedagógiai Kar Gyógypedagógiai Módszertani és Rehabilitációs Intézet; Eötvös Loránd Tudományegyetem Neveléstudományi Doktori Iskola H-1097, Budapest, Ecseri út 3.

Tel.: (+36) 1 348-3132

EZ AZ ÖN HIRDETÉSÉNEK HELYE