

TARTALOMJEGYZÉK

Köszöntő

Kiss Rita M 5

Eredeti közlemények

Scolioticus gerinc moiréfelvételeinek szoftveres szegmentációja

Bogdán Csaba, Magony Dániel Andor, Hargitai Gabriella Evelin, Antal Ákos, Tunyogi-Csapó Miklós 7

Állati inak szakítóvizsgálata

Czétényi András, Lakatos Ilona Éva, Tóth Brigitta Krisztina 22

Novel validation of a 3D nonlinear finite element head-neck model for kinematical applications

Danka Dávid, Szloboda Péter, Bojtár Imre. . 31

Csípőízületi vápadefektus-klasszifikáció megjelenítése 3D nyomtatással készült modellek segítségével

Kovács Éva Ágnes, Csernátony Zoltán, Szabó Dániel, Csámer Loránd, Somoskeőy Szabolcs, Manó Sándor 43

Mozgásvizsgálat és -terápia

A térd mozgásközéppontjának közelítése geometriai úton - esettanulmány

Sonkodi Balázs, Molnár Cecília, Berkes István, Kiss Rita M 49

Az Ortinno Hip&Knee rehabilitációs berendezés hatékonyságának értékelése járásvizsgáló rendszerrel cerebrál paretikus betegek esetén

Csernátony Zoltán, Manó Sándor, Pálinkás Judit, Csámer Loránd, Zhang Lei, Tasi Krisztina, Soósne Horváth Hajnalka 60

TABLE OF CONTENTS

Editorial

Rita M Kiss 5

Original articles

Software-based segmentation of moiré images of scoliotic spine

Csaba Bogdán, Dániel Andor Magony, Gabriella Evelin Hargitai, Ákos Antal, Miklós Tunyogi-Csapó. 7

Mechanical measurements of animal tendons

András Czétényi, Ilona Éva Lakatos, Brigitta Krisztina Tóth..... 22

Novel validation of a 3D nonlinear finite element head-neck model for kinematical applications

Danka Dávid, Szloboda Péter, Bojtár Imre. . 31

Demonstration of acetabular defect classification with 3D printed model collections

Éva Ágnes Kovács, Zoltán Csernátony, Dániel Szabó, Loránd Csámer, Szabolcs Somoskeőy, Sándor Manó 43

Motion analysis and -therapy

Geometric approximation of the center of motion of the knee - a case study

Balázs Sonkodi, Cecília Molnár, István Berkes, Rita M Kiss 49

Evaluation of the efficiency of the Ortinno Hip&Knee rehabilitation device in the case of patients with cerebral palsy using gait analysis system

Zoltán Csernátony, Sándor Manó, Judit Pálinkás, Loránd Csámer, Lei Zhang, Krisztina Tasi, Hajnalka Soósne Horváth 60



KÖSZÖNTŐ

Kiss Rita M.

főszerkesztő

rita.kiss@mogi.bme.hu

Tisztelt Olvasó!

Tervünknek megfelelően Önök most, a *Biomechanica Hungarica* XV. évfolyamának második „ropogósan” friss lapszámát olvassák. A fiatalok kérését, a környezetünk védelmét szem előtt tartva ez a lapszám is már csak online formában jelenik meg. Ennek megfelelően a cikkek tipográfiája, a honlap is „ráncfelvarráson” esett át. Köszönöm a szerkesztőbizottság fiatal tagjainak az ötleteket. Hálásan köszönöm Manó Sándornak, hogy ötleteinket finomította, és megvalósította. Bízunk benne, hogy az új forma elnyeri az Önök tetszését is. A különböző változások segítik cikkeink kereshetőségét, így lát-hatóságukat.

Sokszor - szinte mantraként - mondjuk, hogy a biomechanika interdiszciplináris, multidiszciplináris kutatási terület. Ezt a sokszínűséget ez a lapszáma is jól példázza. Az összes cikk esetén a kutatások több intézmény, tanszék kutatóinak együttgondolkodásának eredménye. A lapszámban két tanulmányt is olvashatunk a különböző szimulációs módszerek biomechanikai használhatóságáról. A képfeldolgozás fejlődésével a Moire-módszer újra reneszánszát éli a gerincelváltozások detektálása területen. A különböző sportsérülések és azok kezelése lényegesen megváltoztatja az érintett ízület teherviselését, amely akár mozgásvizsgálattal is jól detektálható. A rehabilitációt egyre több speciális eszköz segíti, hatékonyságuk ellenőrzésének egyik módszere a járás- és az egyensúlyozó képesség vizsgálata.

Kedves Olvasók!

Bízom benne, hogy a megújult, megfiatalodott lap elnyeri tetszésüket. Várjuk fontos, érdekes eredményeiket bemutató cikkeket, hisz 2023. évben is két lapszám megjelenését tervezzük.

Boldog, egészséges, kutatásokban gazdag Újvesztendőt kívánok!

Budapest, 2022. december 15.

ÍZÜLETEINK VÉDELMÉRE



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 kiszerelésű orvostechikai eszközök. A termékek elsődlegesen a térdízületi arthrosis kezelésére szolgálnak, de egyéb ízületek degeneratív elváltozásai esetén is sikerrel alkalmazhatóak.

SYNOTABS®

PORCERŐSÍTŐ TÁPLÁLÉK KIEGÉSZÍTŐ

A SYNOTABS® filmtabletta kiszerelésben 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



SCOLIOTICUS GERINC MOIRÉFELVÉTELEINEK SZOFTVERES SZEGMENTÁCIÓJA

Bogdán Csaba^{1*}, Magony Andor Dániel², Hargitai Evelin Gabriella², Antal Ákos³, Tunyogi-Csapó Miklós⁴

¹ Pécsi Tudományegyetem, Általános Orvostudományi Kar, Klinikai Orvostudományok Doktori Iskola

² Pécsi Tudományegyetem, Általános Orvostudományi Kar, Transzdiszciplináris Kutatások Intézete

³ Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Mechatronika, Gépészmérnöki Kar, Optika és Gépészeti Informatika Tanszék

⁴ Országos Gerincgyógyászati Központ, Budai Egészségközpont



DOI: 10.17489/biohun/2022/2/558

Absztrakt

A scolioticus gerinc vizsgálatára a röntgenfelvételek részleges alternatíváját nyújtja a hátfel-szín moiréfelveleleink elemzése. A *scoliosis* moiréjelenségen alapuló diagnosztikájában a moiréfelveleleink általánosan megbízható, gyors és precíz szegmentációja szignifikáns szerepet tölt be, és még kidolgozásra vár. Ez a kutatás a moiréfelveleleink szegmentációjára kíván megoldási javaslatot tenni digitális (projekciós) moirétechnika és XOR-logika alkalmazásával létrehozott moiréfelveleleink manuális/félautomatikus szegmentációjára kifejlesztett szoftveralapú megoldással, a *Moiré Fringe Segmentation Tool* prototípusával. A prototípus MATLAB App Designer alkalmazásban készült, és képszűrési és morfológiai műveletekkel biztosítja a moirésávok szegmentációját (1) fényerő- és (2) kontrasztjavítás, (3) 2-D Gauss-féle elmosás, (4) küszöbölés, (5) hisztogram kiegyenlítés, (6) inverzió, valamint a (7) szkeletonizáció implementálásával. A szoftver a moirésávok szegmentációját kvázi valós időben, manuálisan állítható szűrési és morfológiai képfeldolgozási műveletekkel, valamint előre meghatározott szekvencián alapuló, beépített algoritmusokkal támogatja. A prototípus alkalmazhatóságát egyszerű, gyors és a felvételek moirésávjainak nagy részét pontosan lekövető szegmentálás igazolja. Az eredmények azt mutatják, hogy a prototípus koncepciója megfelelő alapot nyújt a moirésávok szegmentációjához és további, kiterjesztett képfeldolgozási műveletekkel operáló kutatás-fejlesztéshez. Egyszerűségének és gyors működésének következtében a prototípus továbbfejlesztett megoldása helyettesítheti az időigényes és komplex szegmentálási módszereket is.

Kulcsszavak: moire topográfia, moiremintázat, számítógéppel segített képfeldolgozás, szoftver, *scoliosis*

***Levelező szerző elérhetősége:** H-7624 Pécs, Szigeti u. 12., Doktori (PhD) és Habilitációs Iroda

E-mail: csaba.bogdan@pte.hu **Tel.:** +36 30 422-8704

Citáció: Bogdán C, Magony AD, Hargitai EG, Antal Á, Tunyogi-Csapó M. Scolioticus gerinc moiréfelveleleink szoftveres szegmentációja. *Biomech Hung* 2022; 15(2):7-21.

Beérkezés ideje: 2022.11.03. **Elfogadás ideje:** 2022.12.07.

SOFTWARE-BASED SEGMENTATION OF MOIRÉ IMAGES OF SCOLIOTIC SPINE

Abstract

The analysis of moiré images of the human back provides a partial alternative to radiographs at examining the scoliotic spine. In moiré-based diagnosis of scoliosis, the generally reliable, fast and precise segmentation of moiré images plays a significant role, and is still waiting to be developed. For the segmentation of moiré images produced by (digital) projection moiré and XOR logic, this study aims to propose a software-based solution, the Moiré Fringe Segmentation Tool developed for manual/semi-automated detection of moiré fringes. The prototype was produced in MATLAB App Designer and performs the segmentation of moiré fringes by implementing image filtering and morphological operations for (1) brightness and (2) contrast enhancement, (3) 2-D Gaussian filter, (4) thresholding, (5) skeletonization, (6) histogram equalization and (7) inversion. The software allows the segmentation of moiré fringes in quasi-real-time, by manually adjustable filtering and morphological operations and a built-in algorithm of predefined image processing sequence. The applicability of the prototype is proven by a simple, fast to process and, for the most part of the sample images, accurate segmentation in quasi-real-time. The results show that the concept of the prototype provides a suitable base for the segmentation of moiré fringes and further research and development aiming to extend image processing operations. Due to its simplicity and fast operation, an improved solution of the prototype can replace time-consuming and complex segmentation methods.

Keywords: moiré topography, moiré patterns, computer-assisted image processing, software, scoliosis

BEVEZETÉS

A különböző gerincdeformitások diagnosztikája már régóta foglalkoztatja az orvostudományt. A gyermekek és serdülők posturalis elváltozásai fontos egészségügyi és társadalmi kockázatokat hordoznak, gyakori megjelenésük és progressziójuk pedig a kutatások nyugtalanító következtetései.¹⁻⁵ A gerinc kóros elváltozásai kezdetben aszimptomatikusan alakulnak ki, és hatásuk az élet későbbi éveiben érezhető. A kiváltott fájdalom, az osteoarticularis rendszer súlyos deformációi és belső szervi rendellenességek jelentősen ronthatják az életminőséget.^{1,6,7} Következésképpen a gerincdeformitás progressziójának megelőzésében a szűrés tekinthető a legfontosabb tényezőnek, amely során a testtartás megfelelő diagnosztikája objektív módszereket igényel. Napjainkban a gerincelváltozások diagnosztikájának aranystandardja a radiográfiai (rönt-

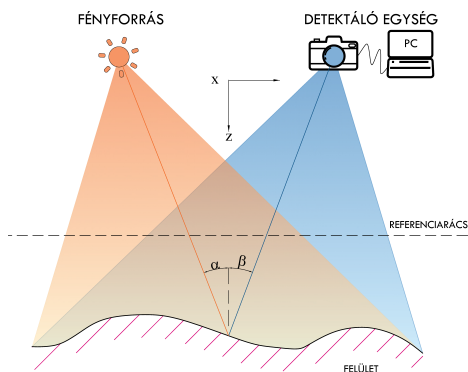
gen) vizsgálat.⁸⁻¹⁰ Fokozott szenzitivitásuk következtében, a radiográfiai vizsgálatokból eredő nem kívánatos, akár a genetikai anyag módosulásához vezető sugárzási hatásoknak leginkább a gyermekek és serdülők vannak kitéve.^{1,11-13}

A röntgen-képpalkotás hátrányai, mint az ionizáló sugárzás, az idő- és ismétlésigény, a szükséges eszközi és környezeti feltételek, valamint a felmerülő költségek olyan módszertani kutatásokat indokolnak, amelyek lehetővé teszik a gerinc elváltozásainak gyors, költséghatékony és káros sugaraktól mentes diagnosztikáját. A scolioticus gerinc szűrésére számos nem-ionizáló és non-invazív módszert javasoltak,¹ köztük a moiré topográfiát (MT), a (video-) raszteres sztereográfiát (Diers Formetric),^{14,15} a 3-D ultrahangos képpalkotást (Scolioscan)^{16,17} és az infravörös termográfiát (IR termográfia).¹⁸

1970-ben a MT-t mint a klinikai diagnosztikában alkalmazott topográfiai vizsgálatok egyik első technikáját emberi testfelületek vizsgálatára javasolták.¹⁹ A MT a moiré jelenségén alapul, amely akkor jön létre, ha két hasonló, ismétlődő mintázatból álló geometriai struktúra tökéletlen középpont-középpont beállítással egymással átfedésbe kerül. Ekkor egy világos és sötét vonalakkól álló eredő csíkozott, a moiréjelenség figyelhető meg (1. ábra). Általánosságban a sötét sávokat nevezük moirécsíkoknak vagy moirésávoknak (MS). Az alapstruktúrák (vagy rácsok) egymásra hatásának eredményeként megjelenő moiréjelenség mérés-technikai alkalmazásának alap gondolata az, hogy ha a rácsok közül az egyik a vizsgálandó felület egy adott állapotával van kapcsolatban, míg a másik egy ettől eltérő állapottal, – amely akár egy referencia állapot is lehet – az eredő mintázatból következtethetünk a két állapot – adott esetben az egyik állapot és a referencia – közötti eltérésre. Másféleképpen fogalmazva: az eredő jelenségből visszafejthető a felület egy adott állapota a másik – vagy a referencia – ismeretében.²⁰

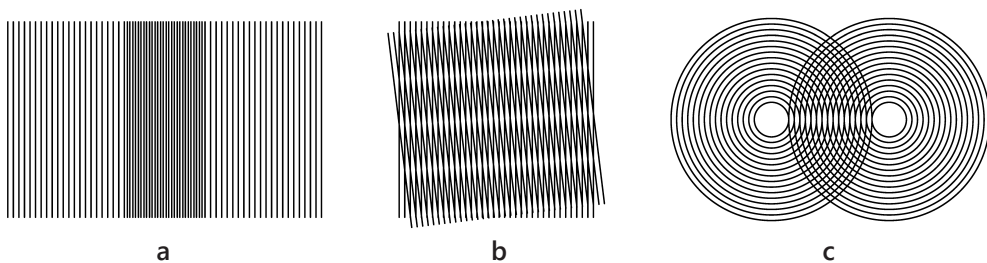
A moiréjelenség létrehozása technikafüggő, és akár olyan rácsokból is előállítható, amelyek nem tényleges fizikai objektumok. Ilyen technikát valósítanak meg az ún. árnyék- és projekciós moiré-berendezések. Árnyékmoiré-technika (2. ábra) esetén a fizikai rács vizsgálandó felületre vetített árnyéka járul hozzá az interferenciához, és ezáltal a moirécsíkok megjelenéséhez szükséges második rácsként.

Projekciós MT alkalmazásakor a tárgy felületére szintén csak egy alaprácst vetítünk, ám itt szoftveres képfeldolgozás útján hozzáadott virtuális ráccsal hozzuk létre a moiréjelenséget (3. ábra). A projekciós moiré-berendezéshez csupán egy digitális fényképezőgép, egy számítógép, valamint egy (digitális vagy videó-) projektor szükséges. A 4. ábra az emberi gerinc digitális (projekciós) technikával létrehozott moirémintázatát mutatja, amely a hátfelület egyedi karakterisztikáját jellemezve további diagnosztikai célzatú elemzésekre alkalmazható.



2. ábra. Az árnyékmoiré-technika sematikus ábrája

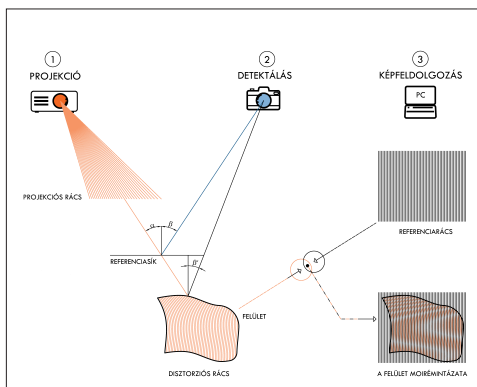
Magyarországon az 1980-as években Gréczy és mtsai²¹ a scoliosis szűrésére irányuló vizsgálataikra alapozva konkludáltak, hogy a moirétechnika és az Adams-teszt együttes alkalmazása megfelel a modern szűrővizsgálat követelményeinek, valamint megoldást kínál a scoliosis tömeges szűrésére. Javasolták továbbá



1. ábra. Azonos (a) és (c), valamint eltérő szögű azonos (b) geometriájú struktúrák moirémintázatai

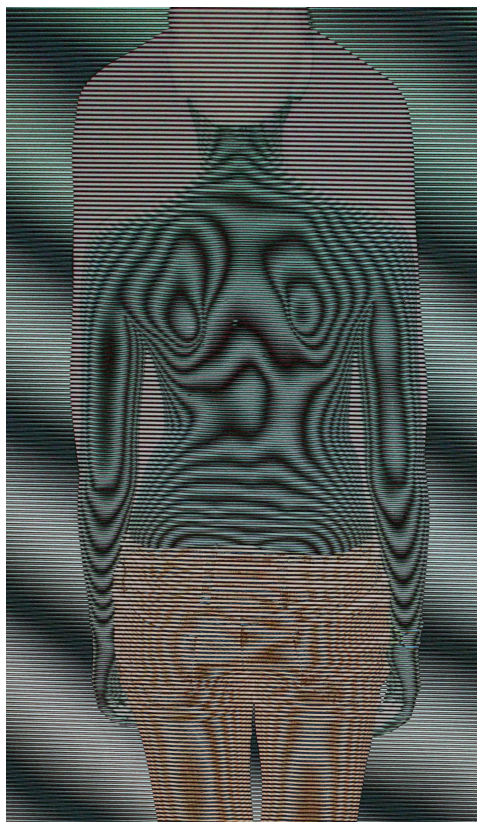
a MT iskolaorvosi szűrővizsgálat-rendszerbe való beépítését és moirékészülékek az ország vezető és megyei ortopéd szakintézeteibe történő telepítését, mivel úgy találták, a MT és a hagyományos radiográfiai vizsgálat egymást hasznosan kiegészítő módszerek, és együttes használatuk lehetővé teszi a *scoliosis rotatio*s és *frontalis* síkú komponensének feltérképezését. Az előzőekhez hasonlóan további hazai és nemzetközi kutatások is kiemelik, hogy mivel a MT segítségével a hát *frontalis* és *sagittalis* síkban vett elváltozásai kimutathatók, a technika ortopédiai szűrésekre és diagnosztizálásra egyaránt felhasználható.²²⁻²⁵ Az egykori Egészségügyi Minisztérium 2008-as szakmai protokollja a *scoliosis* fizioterápiájáról a diagnosztikai és képzővizsgálatok között a kétirányú, álló helyzetben készült röntgenfelvétel és spirometriás / spiroergometriás vizsgálatok mellett a MT lehetőség szerinti használatát ajánlotta.²⁶

Az MT szignifikáns előnye, hogy nem-invazív, káros sugaraktól mentes, tetszőleges ismétlésszámú, gyors, valamint tömegmérétekben alkalmazható költséghatékony mérést tesz lehetővé könnyen mobilizálható eszközökkel. A gerinc görbületi szögének számításához megfelelően kiválasztott és algoritmizált moirétechnika alkalmas lehet a röntgenfel-



3. ábra. A projekciómoiré-technika sematikus ábrája

vételek helyettesítésére vagy kiegészítésére *scoliosisban*.^{1,27-29} Ugyanakkor komoly korlátot jelent, hogy a felülettópográfiai vizsgálatok *scoliosisban* történő alkalmazásakor általánosan megbízható eredményekhez vezető metológiai standard nem került kidolgozásra.³⁰ Így komoly hátránya a MT-nak, hogy bár a felület alakjára vonatkozó információt megadja, nem feltétlenül vonhatók le egyértelmű következtetések. A moiréfelvételek feldolgozásához (sávszegmentáció és –elemzés) és kiértékeléshez szükséges munkaintenzitás ugyancsak jelentős, ennek legjobb megoldását – különösen nagy betegpopulációt felölelő, rövid időn belül végrehajtandó vizsgálatok esetén – egy automatikus rendszerben látják.³¹⁻³⁶



4. ábra. Az emberi hátról készített digitális (projekciós) moiréfelvétel

A moiréfelvételek feldolgozása számos egyedi megoldást igényel, amelyre kihat az optikai elrendezés (ti. a referenciaterület, a páciens, a fényforrás/projektor és a detektor egymáshoz viszonyított távolsága és térbeli pozicionálása), az alkalmazott megvilágításból adódó intenzitáseloszlás (intensity distribution), valamint a zaj és a detektálás jellege. Ennélfogva, egy teljesen automatizált moiréképfeldolgozás megvalósítása jelentős kihívást jelent, ugyanakkor kívánatos célt is a területen.^{20,37,38}

A moirémintázat-analízis bizonytalansági faktorainak csökkentésében a MS-ok precíz szegmentációja alapvető jelentőséggel bír.³⁹

Megjegyzendő, hogy a gerinc moiréfelvételeinek hatékonyabb elemzése még további kutatásokat igényel, amelyben a mérnökök és orvosok elszánt és érdemi összefogása, a műszaki-orvosbiológiai tudás összehangolt alkalmazása alapvető szerepet játszik. Ennek a multi- és interdiszciplináris tudásnak az összehangolása e tanulmánynak is a központi törekvése.

CÉLKITŰZÉSEK

A moirémintázatok szegmentációs kihívásaira adott válasz gyanánt egy szoftver alapú MS-szegmentáló alkalmazás, angol munkacímen *Moiré Fringe Segmentation Tool* (MFST) koncepciója és prototípusa került kifejlesztésre. Az MFST célja, hogy segítse a MS-ok detektálását és kontúrozását kvázi valós időben (*quasi-real-time*, QRT), manuálisan állítható képfeldolgozási műveletek és előre meghatározott szekvenciákon alapuló félautomata algoritmusok alkalmazásával. A koncepció lényege, hogy ösztönzi az orvosi és orvosbiológiai szakemberek gyakorlati és felfedező jellegű moirékutatásait *scoliosisban*, oly módon, hogy reális és megvalósítható választ ad a manuális és automatizált MS-szegmentáció képfeldolgozási problémáira. A javasolt szoftver alapú prototípus célja, hogy moiréfelvételek

gyors és precíz szegmentációja által bemenetet biztosítson a MS-ok és azok matematikai-geometriai összefüggéseinek elemzéséhez gerincgörbületi szögértékek számítására alkalmazható módszerek feltárása érdekében. Fontos kiemelni, hogy az alkalmazás használatával nyerhető szegmentált moiréfelvételek további, diagnosztikai célzatú kiértékelése e kutatás későbbi fázisaiban, külön szoftverben valósul meg.

ANYAG ÉS MÓDSZER

A MS-ok detektálására a szoftver működési elve egy manuális/félautomata megoldást követ. A szoftver jellemzőit és kulcsfontosságú funkcióit egy MS-szegmentáló algoritmus kifejlesztésére irányuló előzetes kutatás megfigyelései és következtetései⁴⁰ határozták meg. Ennek során 11 db, XOR (kizáró vagy) logikával létrehozott (digitális) projekciós moiréfelvételen képszűrési és morfológiai műveleteket alkalmazó képfeldolgozási szekvencia került bemutatásra. Az MFST logikái elrendezése és felépítése az előzetes kutatásban ajánlott algoritmus dilatáción kívül eső képfeldolgozási lépései alapján került kialakításra. A felhasználói felület és a szoftver felépítése egyaránt követ funkcionális és kényelmi szempontokat, figyelembe véve WIKLUND felhasználóbarát orvosi interfészek tervezéséhez javasolt megoldásait.⁴¹ Az MFST kódja és grafikus felhasználói felülete a MATLAB App Designer (R2018B) programrendszerben⁴² került kifejlesztésre.

A felhasználói felület kidolgozása során elsődleges szempont volt a felhasználók által potenciálisan használt szoftverek vizuális elemeihez való igazodás. Ennek érdekében a gombok a legismertebb képszerkesztő és -feldolgozó szoftverek dizájnját követik (pl. Photoshop, GNU Image Manipulation Program [GIMP]), és a felhasználó számára megnyíló ablakok elrendezése is a megszokott

irodai grafikus szoftverek arculatához illeszkedik.

Az MFST felhasználói felületének kulcselemei a következők: (1) képfeldolgozási műveletek mezője, (2) beépített algoritmusok gombosora, (3) a képfeldolgozás fázisainak előnézeti panelje és (4) a standard műveleteket előhívó gombok (5. ábra).

A (1) képfeldolgozási műveletek mezője szűrési és morfológiai képmanipulációs funkcióival a QRT-képfeldolgozáshoz igazított címkéket és beállításokat tartalmazza. A szűrési és morfológiai funkciók által valósul meg a fényerő, a kontraszt, a küszöbölés, a 2-D Gauss-féle elmosás és a szkeletonizáció manuális paraméterezhetősége.

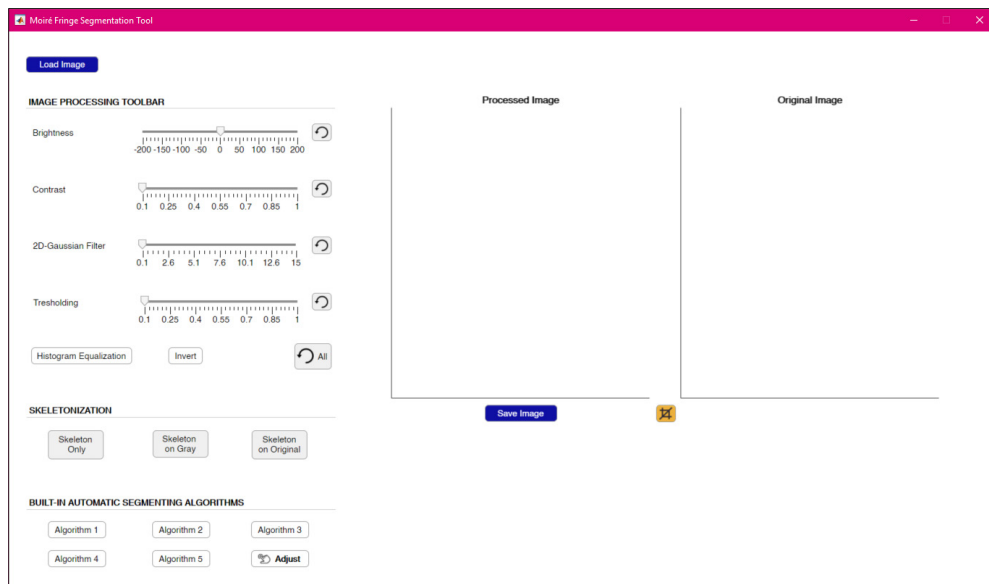
A (2) beépített algoritmusok célja, hogy támogassák a manuális MS-detektálást azáltal, hogy előre meghatározott, automatizált morfológiai képfeldolgozást biztosítanak. Az automatikus algoritmusok körét a legkülönbözőbb forrásokból származó moiréfelvételekre adap-

tált szegmentációs módszerek tanulmányozásával kívánjuk bővíteni. Jelen tanulmány a prototípusba az automatizált MS-detekció szemléltetésére az előzetes kutatásban alkalmazott statikus megoldást építette be.

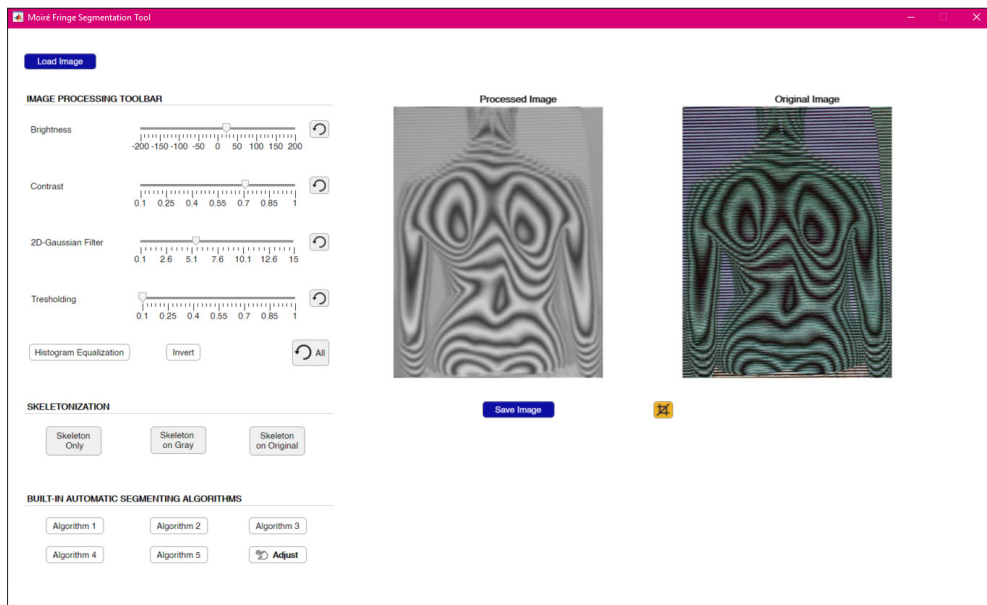
Az (3) előnézeti panel a képfeldolgozási eredmények QRT vizualizációjaként szolgál. A (4) standard műveleteket előhívó gombok célja pedig alapvető feladatok végrehajtása, mint például a moiréfelvételek programba töltése, a szerkesztett képek exportálása és beállítások visszaállítása (reset funkció).

EREDMÉNYEK

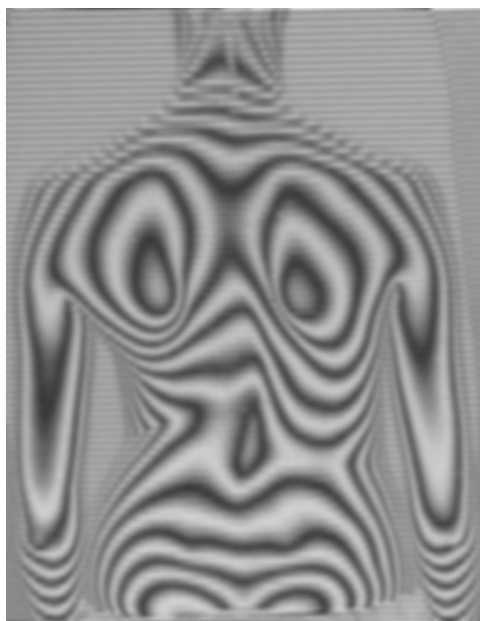
Az MFST prototípusa lehetővé teszi az XOR logikával létrehozott moiréfelvételek dinamikusan változtatható és felhasználóbarát szegmentációs célzatú képfeldolgozási konfigurációit. Az alkalmazás által támogatott QRT szegmentálási módszer egyszerű, gyors és a képek moirécsíkjainak nagy részét pontosan leköveti. A prototípus grafikus felhasználói felülete (5. ábra) négy fő területre tagolódik: (1)



5. ábra. A *Moiré Fringe Segmenting Tool* prototípusának főképernyője



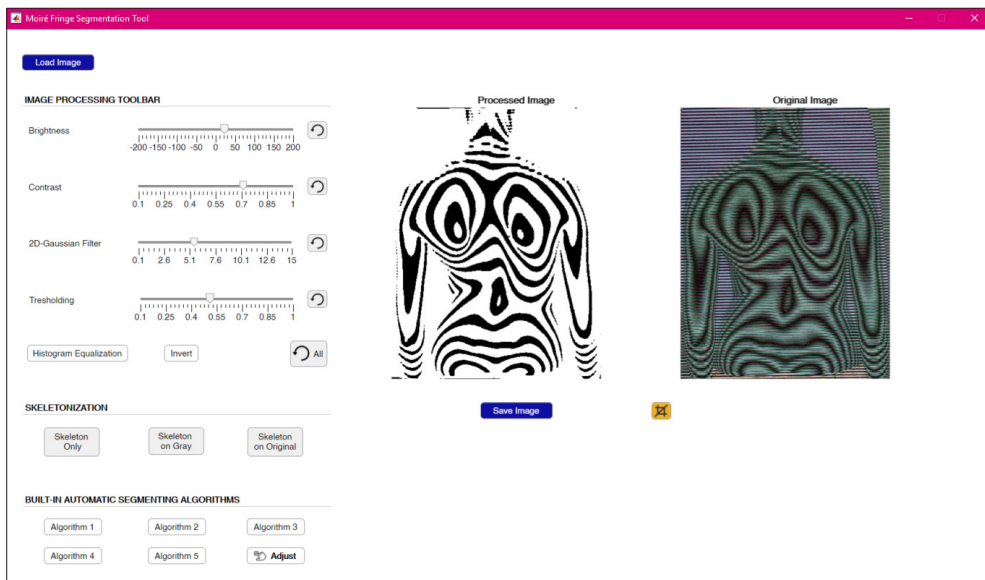
6. ábra. A *Moiré Fringe Segmentation Tool* prototípusában végrehajtott fényerő- és kontrasztjavítás, valamint a 2-D Gauss-féle elmosás eredménye



7. ábra. A *Moiré Fringe Segmentation Tool* prototípusában végrehajtott fényerő- és kontrasztjavítás, valamint a 2-D Gauss-féle elmosás eredménye nagyítva

a képvászonra, amely az eredeti (referencia) és az éppen feldolgozott képet jeleníti meg, (2) a képfeldolgozó eszköztárra, (3) a szkeletonizált eredmények megjelenítésére szolgáló eszköztárra, valamint (4) a beépített, automatikus szegmentációt kiszolgáló algoritmusokra.

A manuális szegmentálási eljárás fő fázisait a 6-11. ábra szemlélteti. Az „*Algorithm 1*” gombbal végzett automatizált szegmentálás eredményét a 12. ábra mutatja. A szoftver működésének folyamatát pedig a 13. ábra szemlélteti. Bár a prototípusban használt megoldás viszonylag szűk képszűrési és képfeldolgozási műveleteket alkalmaz, mégis lehetővé tesz vizuálisan követhető és viszonylag pontos, akár diagnosztikához használható MS-delineációt. Egyszerűségének és gyors működésének következtében az MFST továbbfejlesztett, képfeldolgozási funkcióira nézve kibővített megoldása pedig helyettesítheti az időigényes és komplex szegmentálási módszereket is. Az automatikus algoritmusok végrehajtási sebessége a képfelbontástól és az alkalmazott



8. ábra. A *Moiré Fringe Segmentation Tool* prototípusában végrehajtott küszöbölés (thresholding) eredménye

szegmentációs módszer összetettségétől és optimalizáltságától függ. Az illusztrációhoz felhasznált moiréfelvétel felbontása 1008 x 1304

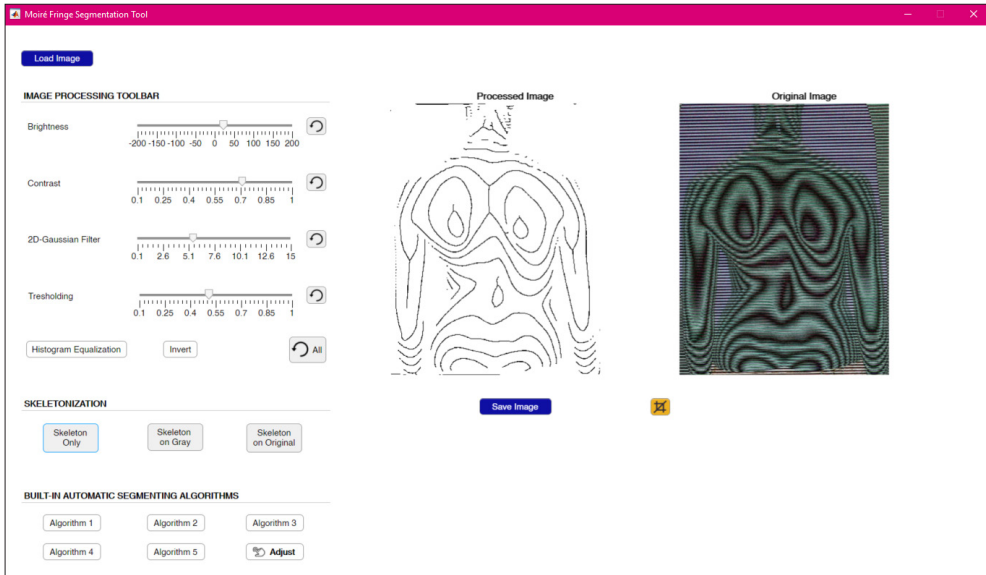


9. ábra. A *Moiré Fringe Segmentation Tool* prototípusában végrehajtott küszöbölés (thresholding) eredménye nagyítva

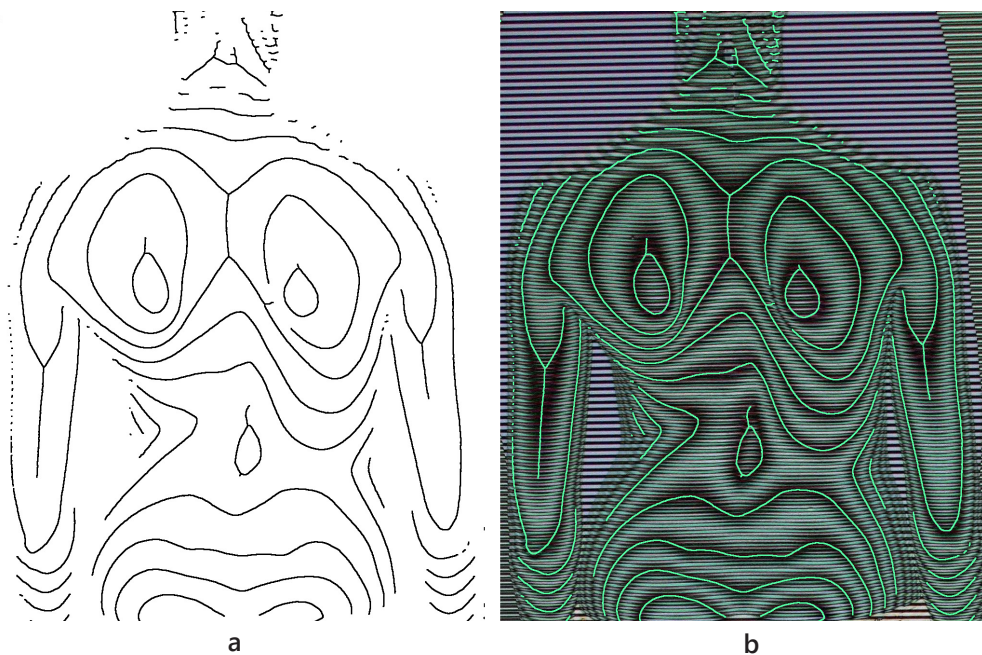
px, amit a statikus paramétereket alkalmazó automatikus algoritmus mintegy egy másodpercen belül dolgoz fel. A képfeldolgozás alsó közepkategóriás Windows 10 PC-rendszer konfigurációján került végrehajtásra (CPU: Intel® Core™ i5-8300H @ 2.30 GHz, GPU: NVIDIA GeForce GTX 1050 4 GB, RAM: 8 GB).

Képvásznak

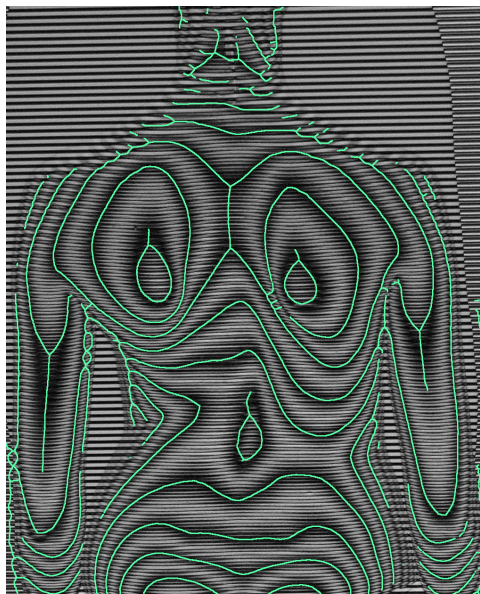
Az MFST grafikus felhasználói felületének jobb oldalán két képvászon található: az egyik az eredeti kép, amely referenciaként szolgál („*Original Image*”), a másik pedig a QRT-képfeldolgozás eredményét jeleníti meg („*Processed Image*”). Utóbbi a képfeldolgozó eszköztáron (a vásznaktól balra) végzett beavatkozásoknak megfelelően mutatja az eredeti moiréfelvétel szürkeárnyalatos másolatán végzett szegmentáció aktuális fázisait. A képfeldolgozásból eredő adatvesztés minimalizálása érdekében a felhasználó számára az eredeti moiréfelvétel („*Original Image*”) mind-




10. ábra. A Moiré Fringe Segmentation Tool prototípusában végrehajtott szkeletonizáció eredménye




11. ábra. A Moiré Fringe Segmentation Tool prototípusában végrehajtott szkeletonizáció eredménye nagyítva (a) és átfedésben az eredeti moiréfelvétellel (b)

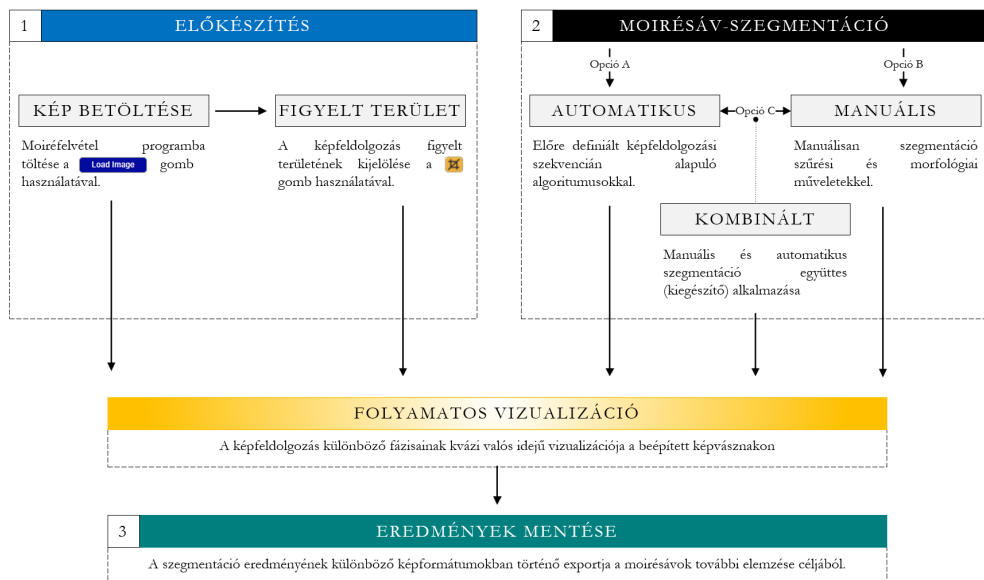


12. ábra. A Moiré Fringe Segmentation Tool prototípusába épített szegmentáló algoritmus eredménye nagyítva (az „Algorithm 1” gomb lenyomását követően)


végig látható marad. A két vásznon alatt található kivágás gomb  használatával a bemeneti moiréfelvételek figyelt területének (ROI, *region of interest*) levágása végezhető téglalap-kijelölő segítségével.

Képfeldolgozó eszköztár


Az MFST prototípusának képfeldolgozó eszköztára biztosítja a programba betöltött („Load Image“ a bal felső sarokban) moiréfelvételek QRT szűrési és morfológiai finomhangolásait. A prototípusba hét különböző képfeldolgozási művelet került beépítésre: (1) fényerőszabályzás, (2) kontrasztjavítás, (3) 2-D Gauss-féle elmosás, (4) küszöbölés, (5) hisztogram kiegyenlítés, (6) inverzió és (7) szkeletonizáció. Az (1-4) műveletekhez állítható vízszintes skálák tartoznak reset funkcióval , az (5-7) műveletekhez pedig dedikált gombok tartoznak. Minden művelet QRT vizualizációt biztosít a vásznon („Processed Image“). Az összes képmódosítás visszaállítja



13. ábra. A Moiré Fringe Segmentation Tool prototípusában történő szegmentáció folyamata

sára szintén dedikált gomb  szolgál. Mivel a javasolt szegmentálási módszer utolsó lépése, a szkeletonizáció megjelenítésére több módszer is implementálásra került, a szkeletonizáció gombjai a képfeldolgozó eszköztár alján, külön sorban jelennek meg. Ezek a gombok a szkeletonizációs folyamat eredményét három kontextusban jelenítik meg: (a) csak a szkeletonizált kép szerepel („*Skeleton Only*“), (b) a szkeletonizált kép átfedésben az eredeti moiréfelvétellel szürkeárnyalatos másolatával („*Skeleton on Gray*“), (c) a szkeletonizált kép átfedésben az eredeti moiréfelvétellel („*Skeleton on Original*“). A képfeldolgozás eredményei a következő formátumokban exportálhatók ki „*Save Image*“ („kép mentése“) gomb használatával: (1) Windows Bitmap (.bmp), (2) JPEG 2000 (raw codestream, .j2c, .j2k), (3) JPEG 2000 (Part 1, .jpg, .jpeg), (4) Joint Photographic Experts Group (.jpg, .jpeg), (5) Portable Bitmap (.pbm), (6) Portable Graymap (.pgm), (7) Portable Network Graphics (.png), (8) Portable Pixmap (.ppm), (9) Sun Raster (.ras), (10) Tagged Image File Format (.tif, .tiff).

Beépített automata szegmentáló algoritmusok

A beépített algoritmusok képfeldolgozási műveletek előre definiált szekvenciáival végeznek önálló vagy a manuális szegmentációt kiegészítő delineációt. Az MFST prototípusába egyetlen algoritmus került beépítésre („*Algorithm 1*“), amely az előzetes kutatásban bevezetett automatikus szegmentálási eljárást követi. Az „*Algorithm 2-5*“ gombok a kutatás későbbi szakaszáig helyőrző (placeholder) szereppel bírnak. Az „*Adjust*“  („igazítás“) gomb megnyomásával az automatikus algoritmusok által adott eredmények finomhangolása végezhető manuálisan.

MÉGBESZÉLÉS

Az MFST prototípusa egy egyszerű, gyors, és a felvételek MS-jainak nagy részét pontosan

lekövető szegmentációt tesz lehetővé. Ugyanakkor az eredményeket árnyalja, hogy a prototípusba épített szűrési és morfológiai műveletek, amellet, hogy biztosítják az adaptív és rugalmas szegmentáció feltételeit, jellegükből adódóan adatvesztéshez, ezáltal pontatlan és/vagy sporadikus delineációhoz vezethetnek. A prototípus általánosan megbízható használhatósága érdekében az adatvesztést mérséklő és a hatékonyabb adatkinyerést növelő szegmentációs célzatú funkcióbővítés szükséges. Az MFST továbbfejlesztésének lehetséges módjai (1) a dilatáció, azaz az előtérben lévő pixelek körüli régiók fokozatos növelése; (2) a képelesítéshez alkalmazható felüláteresztő szűrők; (3) adaptív küszöbölés lokális és globális átlagértékek alapján; (4) bitenkénti XOR műveletek alul- és túlkontrasztált moiréfelvételek alapján; (5) fuzzy logikai rendszer³⁹ a manuális és előre definiált algoritmusok kombinálásához; (6) nagy mennyiségű mintaadat alapján mély gépi tanulás (*deep learning*) útján fejlesztett automatikusan szegmentáló algoritmusok; valamint (7) komplex mintaelemzésre alkalmas gyors Fourier-transzformáció (*Fast Fourier Transform*, FFT).⁴³

Az MFST-on alapuló képfeldolgozás természetesen nem váltja ki a röntgenfelvételek és más bevett képalkotó eljárások használatát, mivel különösen a fejlesztés első fázisában nem a scoliosis diagnosztikája, hanem a diagnosztikához megfelelő, szegmentált képi bemenet létrehozása a cél. Ez azt jelenti, hogy a szoftver a mai formájában a kutatások eszköze, így a potenciális felhasználói elsősorban a kutatás-fejlesztés számára hasznos bemenetet nyújtani képes egészségügyi és műszaki szakemberek. Ugyanakkor a jövőben, elegendő mennyiségű képi adat birtokában a gépi tanulás eszközével lehetőség nyílik arra, hogy az MS-ok szegmentációja automatikusan valósuljon meg. A megfelelő mennyiségű moiréfelvétel begyűjtésének és ezáltal a szoftver finomhangolásának hatékony és innovatív

módja, mely járulékos haszonként az egészségtudatosság és a tudománykommunikáció céljait is szolgálja, az ún. *citizen science* (CS) módszertan bevonása. A CS lényege, hogy szakirányú tudományos képzettséggel nem rendelkező személyek végeznek adatgyűjtést tudományos projekteket támogatva, jellemzően kutató-fejlesztő intézmények orientációjával.⁴⁴ A CS mint adatgyűjtési módszertan az utóbbi évtizedekben elnyerte a tudományos közösség legitimációját, és az orvostudomány terén is számos valid eredmény közzönhető neki.⁴⁵ Az adatgyűjtésen túl a CS képessé teszi az állampolgárokat arra, hogy tudományos kérdéseket, sőt akár válaszokat fogalmazzanak meg, és megosszák adataikat a tudományos közösséggel. A polgárok választ adhatnak a betegeket és az egészségügyi rendszert egyaránt érdeklő népegészségügyi kérdésekre, így a CS az egészségügyi kutatók legitim módszere.⁴⁶ Az MFST esetében a célközönség várhatóan a mozgásszervi betegségek iránt érdeklődőkből (testnevelők, edzők, védőnők, iskolai egészségvédelmi szakemberek) és érintettekből tevődik össze. Másfelől a szoftver által biztosított manuális MS-szegmentáció finomhangolásába bevonhatók informatika és képfeldolgozás iránt érdeklődő, az átlagos felhasználói szintnél némileg magasabb IKT-kompetenciákkal rendelkező, kísérletezésre hajlandó állampolgárok. A prototípusba ágyazható analitikai rendszer segítségével felhasználói adatok gyűjthetők, amelyek hozzájárulnak a szoftver jövőbeni fejlesztéséhez. A kinyert adatok által lekövethetővé válnak a felhasználó

nálók módszerei és preferenciái – különösen a szegmentálás folyamatainak sorrendisége, az egérmozgás és a műveletekre szánt idők tekintetében. A szoftver alkalmazói részéről tekintélyes mennyiségű adat gyűjthető a felhasználói élményre vonatkozóan is, így ez a vetülete (UX) is hatékonyan fejleszthető, valamint esetleges működési rendellenességei (ún. bugjai) is könnyen feltárhatók.

KÖVETKEZTETÉSEK

Ebben a tanulmányban a scolioticus gerinc moirémintázatainak szegmentálására irányuló kutatás második fázisa valósult meg, amelynek keretében bemutatásra került a *Moiré Fringe Segmentation Tool* szoftver-alapú alkalmazás prototípusa MS-ok detektálására és kontúrozására. A prototípus a MS-ok szegmentációját kvázi valós időben manuálisan állítható szűrési és morfológiai képfeldolgozási műveletekkel, valamint előre meghatározott szekvencián alapuló, beépített algoritmussal támogatja. A kutatás első fázisához hasonlóan a szoftver alkalmazhatóságát egy egyszerű, gyors és a felvételek MS-jainak nagy részét pontosan lekövető szegmentálás igazolja. Az eredmények azt mutatják, hogy az MFST szoftver prototípusa megfelelő alapot nyújt a MS-ok szegmentációjára irányuló további, kiterjesztett képfeldolgozási műveletekkel operáló kutatás-fejlesztéshez. Egyszerűségének és gyors működésének következtében, a prototípus továbbfejlesztett megoldása helyettesítheti az időigényes és komplex szegmentálási módszereket is.

A szerzők részvétele: Kutatásvezető, kutatási célok meghatározása [Conceptualization]: B.CS. Adatgazdász, adatok kezelése és metaadatok kezelése [Data curation]: B. CS. Kísérletvezető, adatgyűjtés lebonyolítása [Investigation]: B.CS. Módszertani szakember, modellalkotás [Methodology]: B.CS., H.E.G. Programozó, informatikai támogatás biztosítása [Software]: B.CS., M.A.D. Kutatási terv készítése és ellenőrzése, mentorálás [Supervision]: M.A.D., H.E.G., A.Á. Eredmények és módszertan ellenőrzése [Validation]: B.CS., H.E.G., M.A.D., A.Á., T-CS.M. Vizualizáció és adatmegjelenítés [Visualization]: B.CS. Eredeti kézirat megfogalmazása [Writing (original

draft]): B.CS., H.E.G. Kézirat végleges változatának megfogalmazása, lektorálási folyamatok kezelése [Writing (review & editing)]: B.CS., H.E.G.

Köszönetnyilvánítás: A szerzők köszönetet mondanak a SALUS Orthopedtechnikai Kft. munkatársainak (Joó István, Prommer Katalin és Marlok Ferenc) a kutatáshoz szükséges moiréfelvételek rendelkezésre bocsátásáért.

Támogatás: A kutatómunka anyagi támogatásban nem részesült.

Összeférhetlenség: Nincs.

Rövidítések: CS - Citizen Science (állampolgári tudomány); FFT - Fast Fourier Transform (gyors Fourier-transzformáció); IKT - Információs és Kommunikációs Technológiák; IR - infrared (infravörös); MFST - Moiré Fringe Segmentation Tool; MS - moirésáv (moiré fringe); MT - moiré topográfia (moiré topography); QRT - quasi-real-time (kvázi valós idejű); ROI - region of interest (figyelt terület); UX - user experience (felhasználói élmény); XOR - logical eXclusive OR (kizáró vagy logika).

IRODALOM

1. *Labecka MK, Plandowska M.* Moiré topography as a screening and diagnostic tool-A systematic review. *PLoS One.* 2021;16(12):e0260858.
2. *Czaprowski D, Stolinski Ł, Tyrakowski M, Kozinoga M, Kotwicki T.* Non-structural misalignments of body posture in the sagittal plane. *Scoliosis Spinal Disord.* 2018;13:6.
3. *Hawke F, Rome K, Evans AM.* The relationship between foot posture, body mass, age and ankle, lower-limb and whole-body flexibility in healthy children aged 7 to 15 years. *J Foot Ankle Res.* 2016;9:14.
4. *Evans AM.* The paediatric flat foot and general anthropometry in 140 Australian school children aged 7 - 10 years. *J Foot Ankle Res.* 2011;4(1):12.
5. *Martínez-Nova A, Gijón-Noguerón G, Alfageme-García P, Montes-Alguacil J, Evans AM.* Foot posture development in children aged 5 to 11 years: A three-year prospective study. *Gait & Posture.* 2018;62:280-4.
6. *Angarita-Fonseca A, Boneth-Collante M, Ariza-García CL, Parra-Patiño J, Corredor-Vargas JD, Villamizar-Niño AP.* Factors associated with non-specific low back pain in children aged 10-12 from Bucaramanga, Colombia: A cross-sectional study. *J Back Musculoskelet Rehabil.* 2019;32(5):739-47.
7. *Calvo-Muñoz I, Gómez-Conesa A, Sánchez-Meca J.* Prevalence of low back pain in children and adolescents: a meta-analysis. *BMC Pediatr.* 2013;13:14.
8. *Filho JNdS, Batista LA, Gurgel JL, Porto F.* Shadow Moiré technique for postural assessment: qualitative assessment protocol by intra- and inter-rater evaluation. *Journal of Physical Therapy Science.* 2017;29(2):356-60.
9. *Silva JG, Almeida MSd, Costa CGd, Rocha AF, Silva PMd, Silva RTGd, et al.* Moiré topography: an alternative to scoliosis evaluation in student's health. *Journal of Human Growth and Development.* 2014;24:62-6.
10. *Negrini S, Donzelli S, Aulisa AG, Czaprowski D, Schreiber S, de Mauroy JC, et al.* 2016 SOSORT guidelines: orthopaedic and rehabilitation treatment of idiopathic scoliosis during growth. *Scoliosis Spinal Disord.* 2018;13:3.
11. *Caruncho MV.* The effects of diagnostic radiation. [Os efeitos da radiação diagnóstica]. *Revista Brasileira de Medicina de Família e Comunidade.* 2011;6(19):116-7. [Portuguese].
12. *Brent RL.* Carcinogenic risks of prenatal ionizing radiation. *Seminars in Fetal and Neonatal Medicine.* 2014;19(3):203-13.

13. Lin EC. Radiation risk from medical imaging. *Mayo Clin Proc.* 2010;85(12):1142-6; quiz 6.
14. Knott P, Sturm P, Lonner B, Cahill P, Betsch M, McCarthy R, et al. Multicenter Comparison of 3D Spinal Measurements Using Surface Topography With Those From Conventional Radiography. *Spine Deformity.* 2016;4(2):98-103.
15. Guidetti L, Bonavolontà V, Tito A, Reis VM, Gallotta MC, Baldari C. Intra- and Interday Reliability of Spine Rasterstereography. *BioMed Research International.* 2013;2013:745480.
16. Zheng Y-P, Lee TT-Y, Lai KK-L, Yip BH-K, Zhou G-Q, Jiang W-W, et al. A reliability and validity study for Scolioscan: a radiation-free scoliosis assessment system using 3D ultrasound imaging. *Scoliosis and spinal disorders.* 2016;11(1):13.
17. Lai KK-L, Lee TT-Y, Lee MK-S, Hui JC-H, Zheng Y-P. Validation of Scolioscan Air-portable radiation-free three-dimensional ultrasound imaging assessment system for scoliosis. *Sensors (Basel).* 2021;21(8):2858.
18. Kwoł G, Yip J, Yick KL, Cheung MC, Tse CY, Ng SP, et al. Postural screening for adolescent idiopathic scoliosis with infrared thermography. *Sci Rep.* 2017;7(1):14431.
19. Takasaki H. Moiré topography. *Applied optics.* 1970;9(6):1467-72.
20. Antal Á. Optikai úton generált Moiréfelületek hibaanalízise és identifikálása mérés technikai alkalmazásokkal. [Doctoral dissertation]: Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem; 2009.
21. Gréczy I, Sárkány J, Tóth J, Nemes J, Bakay A. Scoliosos szűrés Bács-Kiskun megyében Adams teszttel és moiré technikával. *Orv Hetil.* 1988;129(17):883-7.
22. Petra B, Kata P, Ákos A. Digitális moiré képek vizsgálata gerincferdüléses betegek nyomon követésére. *Biomechanica Hungarica.* 2014;7(1).
23. Batouche M, Benlamri R, Kholladi M. A computer vision system for diagnosing scoliosis using moiré images. *Computers in Biology and Medicine.* 1996;26(4):339-53.
24. Adair I, Van Wijck M, Armstrong G. Moiré topography in scoliosis screening. *Clinical orthopaedics and related research.* 1977;129:165-71.
25. Ruggerone M, Austin JH. Moiré topography in scoliosis. Correlations with vertebral lateral curvature as determined by radiography. *Phys Ther.* 1986;66(7):1072-7.
26. Ápolási Szakmai Kollégium és a Magyar Gyógytornászok Társasága. Az Egészségügyi Minisztérium szakmai protokollja. A scoliosis (az idiopathiás strukturális scoliosis) fizioterápiájáról. 2008. Available from: http://www.gyogytor-naszok.hu/regi/files/scoliosis_protokoll.pdf [cited 2018 March 12].
27. Yeras AM, Peña RG, Junco R. Moiré topography: alternative technique in health care. *Optics and Lasers in Engineering.* 2003;40(1-2):105-16.
28. Hertz H, Russomano T, Porto F, Steiger A, de Azevedo DF, Gurgel J. Development of shadow Moiré technique as an alternative low-cost method for postural evaluation. *Scientia Medica.* 2005;15(4):235-42.
29. Porto F, Gurgel JL, Russomano T, Farinatti PDTV. Moiré topography: characteristics and clinical application. *Gait & Posture.* 2010;32(3):422-4.
30. Patias P, Grivas TB, Kaspiris A, Aggouris C, Drağoutos E. A review of the trunk surface metrics used as Scoliosis and other deformities evaluation indices. *Scoliosis.* 2010;5(12):20.
31. Batouche M, Benlamri R, editors. A computer vision system for diagnosing scoliosis. *Proceedings of IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics;* 1994: IEEE.
32. Kim HS, Ishikawa S, Ohtsuka Y, Shimizu H, Shinomiya T, Viergever MA. Automatic scoliosis detection based on local centroids evaluation on moiré topographic images of human backs. *IEEE transactions on medical imaging.* 2001;20(12):1314-20.
33. Porto F, Gurgel JL, Russomano T, Farinatti PT. Moiré Topography: From Takasaki Till Present Day. *Recent Advances in Scoliosis: InTech Publications;* 2012. p. 103-18.
34. Ikeda T, Terada H. Development of the moiré method with special reference to its application to biostereometrics. *Optics & Laser Technology.* 1981;13(6):302-6.

35. Kim H, Ushijima H, Ishikawa S, Otsuka Y, Shimizu H, Shinomiya T, et al., editors. Scoliosis detection based on difference of apexes position and angle on Moiré topographic images. International Congress Series; 2004.
36. Balla P, Manhertz G, Antal A. Diagnostic moiré image evaluation in spinal deformities. Optica Applicata. 2016;46(3).
37. Zhi H, Johansson RB. Interpretation and classification of fringe patterns. Optics and lasers in engineering. 1992;17(1):9-25.
38. Zhi H, Johansson R, editors. Interpretation and classification of fringe patterns. 11th IAPR International Conference on Pattern Recognition Vol III Conference C: Image, Speech and Signal Analysis; 1992: IEEE Computer Society.
39. Woo WH, Yen KS. Moiré Fringe Segmentation Using Fuzzy Inference System. In: Ibrahim H, Iqbal S, Teoh S, Mustafa M, editors. 9th International Conference on Robotic, Vision, Signal Processing and Power Applications Lecture Notes in Electrical Engineering; Singapore: Springer; 2017. p. 247-55.
40. Bogdán C, Magony AD, Wolfgang B, Antal Á, Tunyogi-Csapó M. Segmentation of moiré fringes of scoliotic spines using filtering and morphological operations. Acta Polytechnica Hungarica, (accepted for publication). 2023.
41. Wiklund ME, Wilcox SB. Designing usability into medical products: CRC Press; 2005.
42. MATLAB. (2018). 950.944444 (R2018b). Natick, Massachusetts: The MathWorks Inc.
43. Hladník A, Muck D, Stanić M, Čermič M. Fast Fourier Transform in Papermaking and Printing: Two Application Examples. Acta Polytechnica Hungarica. 2012;9:155-66.
44. Vohland K, Land-Zandstra A, Ceccaroni L, Lemmens R, Perelló J, Ponti M, et al. The science of citizen science: Springer Nature; 2021.
45. Wiggins A, Wilbanks J. The rise of citizen science in health and biomedical research. The American Journal of Bioethics. 2019;19(8):3-14.
46. Petersen C, Austin RR, Backonja U, Campos H, Chung AE, Hekler EB, et al. Citizen science to further precision medicine: from vision to implementation. JAMIA Open. 2019;3(1):2-8.

ÁLLATI INAK SZAKÍTÓVIZSGÁLATA

Czétényi András^{1*}, Lakatos Éva², Tóth Brigitta², Kiss Rita M.¹

¹ Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Gépészmérnöki Kar, Mechatronika, Optika és Gépészeti Informatika Tanszék

² Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Építőmérnöki Kar, Tartószerkezetek Mechanikája Tanszék



DOI: 10.17489/biohun/2022/2/340

Absztrakt

Kollagén szövetek mechanikai vizsgálata régóta kutatások témája. Jelen írásunkban házisertés és házi tyúk inakat vizsgáltunk, melyeket hentestől vásárolt combokból preparáltunk. Elsőként próbaméréseket végeztünk, hogy a szakadásig való vizsgálathoz megfelelő mérési paramétereket meg tudjuk határozni. A vizsgálat során 5 házisertés és 1 házi tyúk szövetét használtuk fel, a preparáció és a mérés között fiziológiás sóoldatban tároltuk őket. Befogás előtt a végeket folyékony nitrogén segítségével fagyasztottuk a kicsúszás elkerülése érdekében. A kapott eredmények jól jellemzik a szövetek szakítás előtti tulajdonságait, valamint segítségükkel egyértelműen elkülöníthető volt a házi tyúk ín a házisertésektől, ennek szekáns rugalmassági modulus több mint hússzorosra adódott a többi szövet átlagához képest (házi tyúk: 129,881 MPa, házisertés átlag: 4,194 MPa). A mérések egy nagyobb kutatás részei, melynek során egy kollagén szövet többszintű mechanikai modelljét készítjük el, és a mérések segítségével validáljuk ezeket.

Kulcsszavak: biomechanika, kollagén, szakítóvizsgálat

MECHANICAL MEASUREMENTS OF ANIMAL TENDONS

Abstract

The mechanical characterization of collagenous tissues has been a hot topic of research for years. In the current study, we measured the elastic properties of domestic pork and chicken tendons. The materials have been purchased by a butcher; the tendons were prepared right before testing. After test measurements for calibration, 5 pork and 1 chicken tissue was used. The clamping sites were frozen using liquid nitrogen in order to avoid slipping. The results were able to characterize the elastic properties of tendons before failure well, the chicken and pork tissues were clearly distinguishable as well (the average secant elastic modulus of pork tissues was 4.194 MPa, for the chicken tissue it was 129.881 MPa). These measurements are a part of a bigger study, which aims to create a multilevel model of tendon, and validate the models with mechanical measurements.

Keywords: biomechanics, collagen, tensile test

***Levelező szerző elérhetősége:** Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Gépészmérnöki Kar, Mechatronika, Optika és Gépészeti Informatika Tanszék, H-1111 Budapest, Műgyetem rakpart 3. **E-mail:** czetenyi.andras@mogi.bme.hu **Tel.:** +36 1 463-3271
Citáció: Czétényi A, Lakatos É, Tóth B, Kiss RM. Állati inak szakítóvizsgálata. *Biomech Hung.* 2022; 15(2):22-30.

Beérkezés ideje: 2022.07.04. **Elfogadás ideje:** 2022.12.07.

I. BEVEZETÉS

A kollagén molekula, amely a többsejtű élőlények sejt közötti mátrixának a fő alkotója, az állatvilágban előforduló fehérjék mintegy 25%-a. A kollagén molekulák típusuktól függően előfordulhatnak kötő- és támasztószövetekben (csontban, ínban, szalagban, érfalban, stb.), mechanikai stabilitást, rugalmasságot és szilárdságot biztosítva. Gyakoriságuk miatt már régóta állnak a kutatók érdeklődésének középpontjában, de a mechanikai tulajdonságok és molekuláris felépítés közötti kapcsolat ismerete hiányos, elsősorban a bonyolult hierarchikus felépítés miatt. Az inak mechanikai tulajdonságainak ismerete kiemelkedő fontosságú az ortopédiai műtétek tervezésénél és elengedhetetlen bemenő paramétere a különféle sérülések numerikus szimulációknak.

A szövet típusán túl a vizsgálataink megkezdése előtt a korábbi kutatásokban elemeztük az általunk fontosnak ítélt paramétereket, mint a szövet alakját, a befogás típusát, előkondicionálás alkalmazását, a mérés közben nedvesen tartást és a terhelés sebességét. A korábbi kutatások eredményei alapján a mért szövet alakjának megváltoztatása hozzájárulhat a kicsúszás megelőzéséhez.¹⁻⁴ Ha a minta két végén a befogott rész szélessége háromszorosa a mért hossz szélességének³, akkor egy kutyacsontra emlékeztető alak jön létre (*dogbone shape*). Előnye, hogy a jelentősen nagyobb keresztmetszeten az esetleges lokális hatások ellenére a tönkremenetel a középső elvékonyított részen, és nem a befogásnál történik. Lágyszövet mérése esetén a leggyakoribb probléma a minta kicsúszása a befogó fejek közül, míg túl erős befogás azonban roncsolhatja azt, így a tönkremenetel mindig ennek közelében megy végbe.⁵ Elkerülésének egyik lehetséges módja, hogy a lágyszövetet a csonttal (csont dugóval) együtt mérjük.^{6,7} Ez elsősorban szalagok vizsgálatánál gyakori, mivel a többi lágyszövet eltávolításával egy

csont-szalag-csont rendszert kapunk. Ha a csontdugót helyezzük a befogópofákba, a szalag teljes hosszán végezhetjük a vizsgálatot. A méréseink során inakat vizsgálunk, ahol az ín egyik vége csonthoz, míg másik vége izomhoz kapcsolódik, azaz a rendszerbe izom is kerülne, ami bonyolítja a mérés kiértékelését. A kicsúszás elkerüléséhez az inak végének valamilyen fizikai vagy kémiai úton történő rögzítése, módosítása szükséges. Az egyik megoldás a szövetből a víz alacsony hőmérsékleten való eltávolítása (*freeze-substitution*) és ezt követően poliuretánban történő rögzítése.² Felmerülhet valamilyen epoxi, vagy akrilát alapú ragasztó használata az ín és a befogófej közötti kapcsolat biztosításához.^{6,8} Harmadik lehetőség a kicsúszás elkerülésére, amikor az inak végét két dörzspapír közé rögzítik. Utolsó lehetőség a befogott részek megfagyasztása^{7,8}, ekkor alapvetően a cél a befogott keresztmetszet hűtése, mivel így a befogópofák kevésbé roncsolják az inakat. Ennek előnye, hogy egyszerűen kivitelezhető, a fagyasztás a szövetet (azok tárolása során is gyakran szokás használni) nem károsítja.⁸ A korábbi kutatásokban^{7,8} speciálisan kialakított befogók segítségével a hűtés a mérés teljes időtartama alatt megoldott.

A kollagén rostok egyenlő hosszát és párhuzamosságát előterhelés alkalmazásával célszerű biztosítani. Így a szövetek terheléstörténete, a mérés kezdeti feltételei azonosak.⁶ Ennek módja eltérő lehet egyik módszer adott nagyságú előterhelés alkalmazása⁶, míg a másik a ciklikus előterhelés használata.¹⁻⁴

A kollagénszövetek nedvességtartalma nagy mértékben befolyásolja a mechanikai tulajdonságaikat, így fontos azonos nedvességtartalom biztosítása.² Hosszabb mérések esetén is szükséges az adott (állandó) nedvességtartalom biztosítása.⁹ Az ilyen típusú vizsgálatok során felmerülhet az emberi szervezethez hasonló környezet létrehozása, ezt 37 °C-os

fiziológiás sóoldat (PBS) mérőkönyezetbe spriccelésével oldható meg.¹⁰ Megoldás lehet a vizsgálati eszköz elszigetelése, és a környezetében a légkörinél magasabb páratartalom létrehozása¹¹⁻¹⁴, vagy a felszínére való sóoldat csöpögtetéssel a szövet közvetlen nedvesítése.⁶ Ha a mérés megfelelően rövid időtartamú (a minta tömegének csak a mérési pontosságon túl jelentkező kis részét vesztí el kiszáradás miatt), akkor elégséges a szövetek azonos kiindulási nedvességtartalmának biztosítása. Ezt vagy azonos tárolási körülményekkel, vagy ozmotikus nyomást használó technikával oldhatjuk meg.²

A szövet terhelésével kapcsolatban az irodalom túlnyomórészt megegyezik abban, hogy a vizsgálatot időfüggő elmozdulás terhelés segítségével célszerű végezni. Ez alól kivételt képez Firminger és mtsai. által végzett kutatás, ahol a terhelő erő sebessége volt állandó 50 N/s. A mérések során a mérőfej sebessége 50 $\mu\text{m}/\text{perc}$ ¹³ és 1000 mm/perc ⁷ között változik. Egyes kutatások a mérőfej sebességét a szövet hosszától függően, annak százalékában adták meg, 6%¹⁶ és 100%³ közötti perccenkénti hosszváltozást javasolt.

Összegezve, eltérő módszer és paraméter használható I-es típusú kollagénszövetek mechanikai tulajdonságainak meghatározására. Ugyanazon szöveten elvégzett viszkoelasztikus és mechanikai tulajdonságokat vizsgáló mérésekre kevés példa van.¹⁶ A ku-

tatásukban a befogást egyik oldalon a csont segítségével oldották meg, míg a másik oldalon a lágy szövet befogása nem részletezett. További, csak relaxációs kutatás¹⁷ a korábban említett cikkel⁸ azonos módon oldja meg a befogást, a befogófejek folyamatos fagyasztásával és ezzel sikerül értékelhető eredményeket elérniük.

Jelen kutatás célja, hogy egy megfelelő pontosságú mérést dolgozzunk ki az I-es típusú kollagénből felépülő inak mechanikai tulajdonságainak meghatározására, amely a többszintű mechanikai modell szimulációs eredményeinek verifikálására is alkalmas. A mérési módszer megfelelőségét állati inak segítségével vizsgáltuk.

2. ANYAG ÉS MÓDSZER

2.1. Anyag

A mérési módszer használhatóságát hentesnél vásárolt állati inakon ellenőriztük: három darab házi tyúkín, amely a kétfejű lábikra-, valamint a hosszú szárkapocs izmokhoz tartozó ín, és két darab házisertés ín, amely a bal első comb feszítő izmaihoz (common-, és *lateral extensor muscle*) kapcsolódó inak, esetén. Geometriai méreteiket Mitutoyo absolute digimatic tolómérővel (Mitutoyo Corp., Kawasaki, JP) határoztuk meg (1. táblázat). A szöveteket hossz és vastagság szerint rendszereztük, közülük összesen 6 darabot választottunk ki mérésre, négy hasonló geometriai paraméterekkel rendelkező és egy kisebb szé-

1. táblázat. A mért inak geometriai méretei

Minta sorszám	Állat	Szélesség [mm]	Vastagság [mm]	Befogási hossz [mm]	Átmérő [mm ²]
1	Házisertés	9,60	3,17	76,86	30,43
2	Házisertés	4,61	3,54	130,20	16,32
3	Házi tyúk	1,35	0,82	45,60	1,10
4	Házisertés	13,70	5,48	131,00	75,08
5	Házisertés	11,36	4,20	78,60	47,70
6	Házisertés	14,10	5,90	90,00	83,19

lességű házisertés, valamint egy házi tyúk ínt (1. ábra) elemeztünk. A szöveteket kivétel után a mérés kezdetéig fiziológiás nátrium-klorid oldatban (0,9 m/m%-os desztillált víz-asztali só keverék) tároltuk szobahőmérsékleten, a kivétel után a méréseket egy órán belül elvégeztük.

2.2. Mérési módszer

A szakítóvizsgálat szobahőmérsékleten történt, Instron 5965 elektromechanikus szakítógépet használtunk 5 kN-os erőmérő cellával (Instron Ltd., High Wycombe, UK), a Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem Mechanikai Anyagvizsgáló Laboratóriumában.²⁰ A használt mérőfej polimer anyagú, recés kialakítású volt, így a befogáshoz kicsúszás ellen csupán a befogott végek folyékony nitrogénnel való fagyasztását végeztük. (2. ábra). A mérés során előterhelést nem alkalmaztunk, a terhelést a minta szakadásáig végeztük, a befogófej sebessége 10 mm/perc volt. A terhelés során rögzítettük az erő-befogófej elmozdulása diagramot, valamint az adatokat táblázatba is kiírtuk a kiértékelés megkönnyítése érdekében, melyet Microsoft Excel (Microsoft Corp., Redmond, Washington, USA) végeztünk.

2.3. Anyagmodell

Az ín hiperelasztikus, összenyomhatatlan anyag, így a Mooney-Rivlin anyagmodell se-



1. ábra. A preparált házisertés és házi tyúk inak

gítségével jellemezhető, melyben a feszültségeket egy ismertnek feltételezett alakváltozási energiafüggvény deriválásával kapjuk meg. Az energiafüggvényt általános alakban az Ogden által javasolt módon²⁰ a főnyúlások segítségével írhatjuk fel (1), és a Mooney-Rivlin modellben alakváltozási invariánsokat felhasználva az 5 paraméteres alak adódik (2).

$$\Psi = \sum_{p=1}^N \frac{\mu_p}{\alpha_p} (\lambda_1^{\alpha_p} + \lambda_2^{\alpha_p} + \lambda_3^{\alpha_p} - 3) \quad (1)$$

ahol Ψ az energiafüggvény [MPa], λ_i a főnyúlások [-], N az energiafüggvényt alkotó tagok száma [-], μ_p a nyírási modulus p -edik konstans összetevője [MPa], és α_p dimenzió nélküli anyagi konstansok.



2. ábra. Az 1. számú sertés ín befogva

$N = 2, \alpha_1 = 2, \alpha_2 = -2$ felhasználásával és I_1, I_2, I_3 alakváltozási invariánsokkal és felhasználva, hogy $I_3 = \lambda_1^2 \lambda_2^2 \lambda_3^2 = 1$ (a főnyúlások szorzata az összenyomhatatlanság miatt 1) az energiafüggvény

$$\Psi = c_1 * (I_1 - 3) + c_2 * (I_2 - 3) + c_3 * (I_1 - 3)^2 + c_4 * (I_1 - 3)(I_2 - 3) + c_5 * (I_2 - 3)^2 \quad (2)$$

egyenletet kapunk, melyben

$$I'_1 = \lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2 \quad (3)$$

$$I'_2 = \lambda_1^2 \lambda_2^2 + \lambda_2^2 \lambda_3^2 + \lambda_3^2 \lambda_1^2 \quad (4)$$

és c_1, c_2, c_3, c_4, c_5 tapasztalati úton meghatározott anyagi konstansok.

Egytengelyű húzás esetén $\lambda_1 = \lambda$ és $\lambda_2 = \lambda_3 = \frac{1}{\lambda}$. Ezt az energiafüggvény λ szerinti deriváltjába helyettesítve kapjuk meg a feszültség-nyúlás függvényt (5).

$$\sigma_{11} = 2 * c_{10} * \left(\lambda^2 - \frac{1}{\lambda}\right) + 2 * c_{01} * \left(\lambda - \frac{1}{\lambda^2}\right) + 4 * c_{20} * \left(\lambda^4 - 3 * \lambda^2 + \lambda - \frac{2}{\lambda^2} + \frac{3}{\lambda}\right) + 6 * c_{11} * \left(\lambda^3 - \lambda^2 - \lambda - \frac{1}{\lambda^3} + \frac{1}{\lambda^2} + \frac{1}{\lambda}\right) + 4 * c_{02} * \left(2 * \lambda^2 + 3 * \lambda - \frac{1}{\lambda^4} + \frac{3}{\lambda^2} - \frac{1}{\lambda}\right) \quad (5)$$

ahol σ_{11} az első főnyúláshoz tartozó feszültség [MPa], c_i pedig ismét tapasztalati úton meghatározható anyagi konstansok.

Innen a legkisebb négyzetek módszerét használva megkaptuk a c értékeket és a közelítő görbéket ábráztuk is (4. ábra). Az 5. jelű mintára az ötváltozós illesztés nem megfelelő, mert a nagy értékeknél elválnak az eredeti vonaltól, így a számolt szekáns rugalmassági modulus értékét nagyban befolyásolná. Alternatívaként ennek vizsgálatához háromváltozós Mooney-Rivlin anyagmodellt választottunk, ami a görbe végén jobban illeszkedik (ebben az esetben az egyenletek kicsit módosulnak, eltűnik a c_{20} és c_{02} tag) (6).

$$\sigma_{11} = 2 * c_1 * \left(\lambda^2 - \frac{1}{\lambda}\right) + 2 * c_2 * \left(\lambda - \frac{1}{\lambda^2}\right) + 6 * c_4 * \left(\lambda^3 - \lambda^2 - \lambda - \frac{1}{\lambda^3} + \frac{1}{\lambda^2} + \frac{1}{\lambda}\right) \quad (6)$$

A c tagok meghatározásának módját az egyszerűség kedvéért ezen a háromváltozós alakon mutatom be. A diagramban ábrázolt pontjaink segítségével alkalmazzuk a legkisebb négyzetek módszerét (7, 8).

$$e_i = 2 * c_1 * \left(\lambda^2 - \frac{1}{\lambda}\right) + 2 * c_2 * \left(\lambda - \frac{1}{\lambda^2}\right) + 6 * c_4 * \left(\lambda^3 - \lambda^2 - \lambda - \frac{1}{\lambda^3} + \frac{1}{\lambda^2} + \frac{1}{\lambda}\right) - s_i \quad (7)$$

$$F = \Sigma \left(2 * c_1 * \left(\lambda^2 - \frac{1}{\lambda}\right) + 2 * c_2 * \left(\lambda - \frac{1}{\lambda^2}\right) + 6 * c_4 * \left(\lambda^3 - \lambda^2 - \lambda - \frac{1}{\lambda^3} + \frac{1}{\lambda^2} + \frac{1}{\lambda}\right) - s_i \right)^2 \quad (8)$$

ahol e_i a hibák, s_i a mért értékek, F a minimalizálandó függvény.

Az F függvény minimuma ott lesz, ahol a c -kel való parciális deriváltjai 0-val egyenlőek. Ezeket elvégezve és egyszerűsítve egy lineáris egyenletrendszert kapunk, amely a $[c_1, c_2, c_4]$ vektorra megoldható. Az ötváltozós egyenlet esetén a konstansok számolásának menete hasonló.

3. EREDMÉNYEK

A minták rögzített erő-befogófej elmozdulás diagramja a 3. ábrán látható. A tönkremenetel mindegyik mérés esetében a befogás környékén történt, így a szakadás környéki paraméterek nem megbízhatónak. Így csak a görbék kezdeti részén megfigyelhető lineáris szakasz merekségét, másnéven a szekáns rugalmassági moduluszt számítottuk és elemeztük. Ezt a lineáris szakaszt az egyes görbék közül manuálisan jelöltük ki. Az inakat összenyomhatatlan anyagnak tekintettük, így az állandó térfogat miatt minden időlépésben a nyúlás alapján megváltozott keresztmetszeti átmérőt számoltunk. Felhasználásával mind alakváltozás (9) mind a feszültség (10) számítható.

$$\varepsilon = \frac{\Delta l}{l} \quad (9)$$

ε az alakváltozás [-], Δl a befogási hossz megváltozása (a befogófej elmozdulása) [m], l pedig a befogási hossz a mérés kezdetekor [m]

$$\sigma = \frac{F}{A} \quad (10)$$

σ a feszültség [MPa], F az erő [N], A pedig a keresztmetszet az adott mérési pontban [mm²].

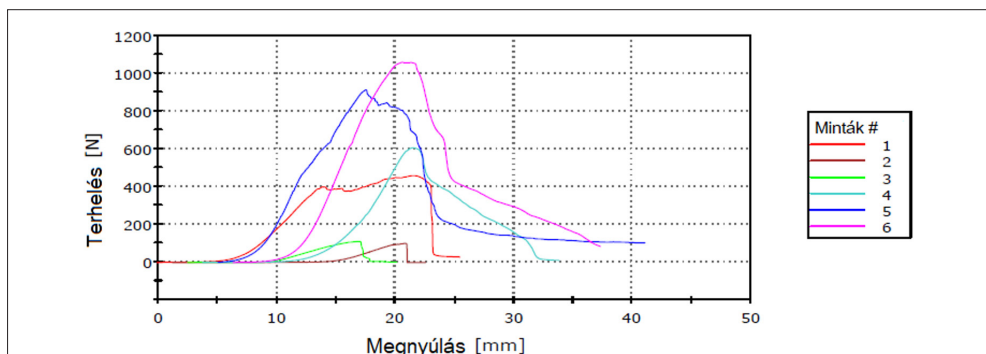
A kapott értékeket minden szövet esetében egy feszültség-alakváltozás diagramon ábrázoltuk (3. ábra). Az egyes minták szekáns rugalmassági modulusát ezen görbék számolt adatok segítségével meghatározott lineáris szakaszából számítottuk, az egyszerűbb összehasonlítás kedvéért ezek kezdetét a 0 pontba toltuk, így korrigált görbéket kaptunk. A lineáris szakasz kezdeti és végpontjaiban számolt értékek a 2. táblázatban láthatók.

Ehhez az első és utolsó számolt értéket összekötöttük, és az így kapott vonal meredekségét, ez a szekáns rugalmassági modulusát számoltuk (3. táblázat).

A tapasztalati úton meghatározható c anyagi konstansokat az előző fejezetben bemutatott módon (7) és (8) egyenletekkel számoltam (4. táblázat).

A mérések átlagára a 2.3 fejezetben bemutatott háromparaméteres Mooney-Rivlin módszerrel görbét illesztettünk. Az átlaggörbét csak a házi sertésből származó inakból számítottuk, így a 3. mintát, amely házityúkból származott, kihagytuk (4. ábra). Az illesztett görbék segítségével minden méréshez és az átlaghoz is szekáns rugalmassági modulusát számítottunk (4. táblázat utolsó sora).

A 4. táblázatban szereplő adatokból leolvasható, hogy az egyes szövetek lineáris szakasz végén mért megnyúlása különbözik, melynek oka lehet az inak eltérő kiindulási mérete, valamint típusa. A különbségek értékben nem mutatnak jelentős eltérést (0,135-0,176



3. ábra. A szakítóvizsgálat során adódó erő-befogófej elmozdulás görbék

2. táblázat. A lineáris szakasz elején és végén leolvasható értékek

Szövet típusa	Minta	Alakváltozás lineáris szakasz elején [-]	Feszültség lineáris szakasz elején [MPa]	Alakváltozás lineáris szakasz végén [-]	Feszültség lineáris szakasz végén [MPa]
Házisertés	1	0,051	0,094	0,176	15,009
Házisertés	2	0,080	0,035	0,135	5,261
Házisertés	4	0,054	0,080	0,135	9,164
Házisertés	5	0,010	0,095	0,159	22,137
Házisertés	6	0,032	0,086	0,159	14,725
Házi tyúk	3	0,134	0,705	0,313	130,586

a házisértés esetében), azonban az átlag számításánál fontos szerepük van. Az átlagokra illesztett görbéből számolt modulus lett a legalacsonyabb, ez annak köszönhető, hogy ennek számításakor a százalékos nyúlás maximumok közül a legkisebbik (a kettes mérésnél kapott) értékig vizsgáltuk csak a görbéket. Az átlagot így a legtöbb görbének a kezdeti, kisebb meredekségű szakaszából kaptuk, míg a táblázatban a többi érték a teljes görbékre vonatkozik.

4. MEGBESZÉLÉS

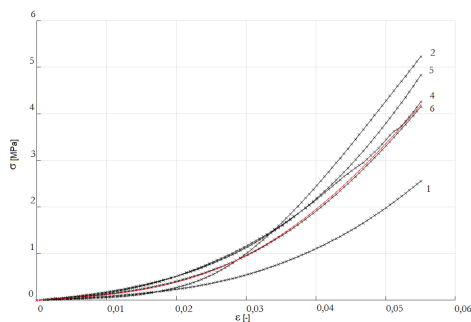
Jelen kutatás célja egy megbízható mérési protokoll kidolgozása I-es típusú kollagénről készített többszintű mechanikai modell verifikálására. Ehhez szükséges mind viszkoelasztikus-, mind szakadási tulajdonságok vizsgálata, melyre kevés módszer található az irodalomban.

3. táblázat. Az mérésekből számolt szekáns rugalmassági modulus

Szövet típusa	Minta	Szekáns rugalmassági modulus [MPa]
Házisértés	1	14,916
Házisértés	2	5,226
Házisértés	4	9,084
Házisértés	5	22,043
Házisértés	6	14,640
Házisértés	Átlag	4,194
Házi tyúk	3	129,881

Vizsgálatunk során hentestől vásárolt állati inakat mértünk, a befogást folyékony nitrogén használatával biztosítva. Az előzetesen végzett próbamérések segítségével megállapítottuk, hogy a szakadásig végzett méréshez nem szükséges előterhelés, a húzási sebesség 10 mm/perc. A szövetek kezdeti lineáris szakaszán való szekáns rugalmassági modulus volt a vizsgált paraméter, ezek átlagára illesztett görbe modulusa 4,194 MPa volt, ami nagyságrendileg megegyezik Zhang és Fu által 2013-ban mért értékekkel²¹ (az értékek 2,08-6,99 MPa között mozogtak, 3,915 MPa átlaggal).

A méréseink során a tönkremenetel minden mintánál a befogás környezetében történt, amiből arra következtethetünk, hogy az egy-szeri fagyasztás nem lesz megfelelő módszer a szakadási-, és a viszkoelasztikus tulajdonsá-



4. ábra. A mérések átlagára illesztett görbe (feketével az eredeti korrigált értékek, pirossal az illesztett)

4. táblázat. Az illesztéshez használt c értékek

Minta	c_{10} [Pa]	c_{01} [Pa]	c_{20} [Pa]	c_{11} [Pa]	c_{02} [Pa]
1	$-0,0167 \cdot 10^4$	$0,0169 \cdot 10^4$	$2,0624 \cdot 10^4$	$-5,0591 \cdot 10^4$	$3,1229 \cdot 10^4$
2	$-0,0002946 \cdot 10^6$	$0,0002970 \cdot 10^6$	$-0,5316 \cdot 10^6$	$1,0725 \cdot 10^6$	$-0,5385 \cdot 10^6$
3	$0,1938 \cdot 10^4$	$-0,1938 \cdot 10^4$	$0,9032 \cdot 10^4$	$-2,1336 \cdot 10^4$	$-1,1277 \cdot 10^4$
4	$0,0004193 \cdot 10^6$	$-0,0004193 \cdot 10^6$	$-0,5332 \cdot 10^6$	$1,1318 \cdot 10^6$	$-0,6011 \cdot 10^6$
5 (5 vált.)	$-0,0003526 \cdot 10^4$	$0,0003526 \cdot 10^4$	$0,9573 \cdot 10^5$	$-2,1558 \cdot 10^5$	$1,217 \cdot 10^5$
5 (3 vált.)	$3,7148 \cdot 10^2$	$-3,7148 \cdot 10^2$		$-2,1695 \cdot 10^2$	
6	$-0,0019 \cdot 10^5$	$0,0019 \cdot 10^5$	$0,8602 \cdot 10^5$	$-1,963 \cdot 10^5$	$1,1245 \cdot 10^5$
Átlag görbe	$0,0009919 \cdot 10^4$	$-0,0006707 \cdot 10^4$	$-4,4667 \cdot 10^4$	$7,1311 \cdot 10^4$	$-2,4428 \cdot 10^4$

gok mérésére sem. A következő lépés a kutatásban egy korábban kidolgozott eljárás⁸ használata, melynek során a fagyasztás szárazjég segítségével a mérés teljes időtartama alatt megoldott.

5. ÖSSZEFOGLALÁS

Összefoglalva megállapíthatjuk, hogy a befogott rész fagyasztásával az inak egyszeri,

tönkremenetelig való tesztelése megoldható. Az eredményeink alapján a szakás rugalmassági modulusra kellően pontos értékeket kapunk, azonban a szakadás környéki paraméterek nem megbízhatók, ugyanis ez minden esetben a befogásnál, vagy annak környezetében jött létre. Így a pontos tönkremeneteli paraméterek és a viszkoelasztikus mérések elvégzéséhez folyamatos fagyasztás és a szövet nedvesen tartása javasolt.

A szerzők részvétele: C. A.: Methodology, software, validation, formal analysis, investigation, data curation, writing – original draft, visualization, L.É.I.: Methodology, conceptualization, investigation, project administration, resources, writing – review & editing, T.B.: Methodology, conceptualization, investigation, project administration, resources, writing – review & editing, K.R.M.: Writing – review & editing, supervision.

Köszönetnyilvánítás: -

Támogatás: A bemutatott kutatás a BME-EGA-02 számú projekt részeként az Innovációs és Technológiai Minisztérium Nemzeti Kutatási Fejlesztési és Innovációs alapról nyújtott támogatással, a TKP2021 pályázati program finanszírozásában valósult meg.

Összeférhetlenség: Nincs.

IRODALOM

1. *Gregg KL, Segall RN, Vaidya AJ, Fu C, Wheatley BB.* Anisotropic and viscoelastic tensile mechanical properties of aponeurosis: Experimentation, modeling and tissue microstructure. *Journal of Mechanical Behavior of Biomedical Materials.* 2020;110:e103889.
2. *Hammer N, Huster D, Fritsch S, Hädrich C, Koch H.* Do cells contribute to tendon and ligament biomechanics? *Plos One.* 2014;9(8):e105037.
3. *Zwirner J, Ondruschka B, Scholze M, Schulze-Tanzil G, Hammer N.* Biomechanical characterization of human temporal muscle fascia in uniaxial tensile tests for graft purposes in duraplasty. *Sci. Rep.* 2021;11:2127.
4. *Zwirner J, Scholze M, Wadell JN, Ondruschka B, Hammer N.* Dura mater in tension – An analysis at an age range of 2 to 94 years. *Sci. Rep.* 2019; 13;9(1):16655.
5. *Hangody Gy, Pánics G, Szabó G, Kiss R, Hangody L, Pap K.* Pitfalls during biomechanical testing – Evaluation of different fixation methods for measuring tendons endurance properties. *Physiology International.* 2016;103(1):86-93.
6. *Firminger CR, Brent EW.* A biomechanical study of clamping technique on patellar tendon surface strain and material properties using digital image correlation. *Journal of Mechanical Behavior of Biomedical Materials.* 2021;113:104156.
7. *Wieloch P, Buchmann G, Roth W, Rieckert M.* A cryo-jaw designed for in vitro tensile testing of the healing. *Journal of Biomechanics.* 2004; 37:1719-22.
8. *Faragó D, Kiss RM.* A gamma-sugárzás hatása különféle inak mechanikai tulajdonságaira - statikus vizsgálatok. *Biomechanica Hungarica.* 2021;14(1):7-19.

9. *Kukreti U, Belkoff SM.* Collagen fibril D-period may change as a function of strain and location in ligament. *Journal of Biomechanics.* 2000;33:1569-74.
10. *Silver FH.* Mechanical properties of collagen fibers: a comparison of reconstituted and rat tail tendon fibres. *Biomaterials.* 1989;10(1):38-42.
11. *Shen ZL, Dodge MR, Kahn H, Ballarini R, Eppel SJ.* Stress-Strain experiments on individual collagen fibrils. *Biophysical Journal.* 2008;95:3956-63.
12. *Silver FH, Christiansen DL, Snowhill PB, Chen Y.* Role of storage on changes in the mechanical properties of tendon and self-assembled collagen fibers. *Connective Tissue Research.* 2000;41(2):155-64.
13. *Silver FH, Christiansen DL, Snowhill PB, Chen Y.* Transition from viscous to elastic-based dependency of mechanical properties of self-assembled type I collagen fibers. *Journal of Applied Polymer Science.* 2001;79:134-42.
14. *Silver FH, Ebrahimi A, Snowhill PB.* Viscoelastic properties of self-assembled type I collagen fibers: molecular basis of elastic and viscous behaviors. *Connective Tissue Research.* 2002;43:569-80.
15. *Bloom ET, Lee AH, Elliot DM.* Tendon multi-scale structure, mechanics and damage are affected by osmolarity of bath solution. *Annals of Biomedical Engineering.* 2020;49:1058-68.
16. *Newton JB, Fryhofer GW, Rodriguez AB, Kuntz AF, Soslowsky LJ.* Mechanical properties of the different rotator cuff tendons in the rat are similarly and adversely affected by age. *Journal of Biomechanics.* 2021;117:110249.
17. *Göçler DJ, Faragó D, Szabényi G, Kiss RM, Pap K.* The effect of sterilization and storage on the viscoelastic properties of human tendon allografts. *Journal of Biomechanics.* 2021;127:110697.
18. *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;326:565–584.
19. *Kemény A, Károly D, Pammerl D.* Új típusú gerincimplantátum vizsgálata (Examination of novel spine implant) Kolozsvár : A XXII. Fialat Műszakiak Tudományos Ülésszaka előadásai, Románia.
20. *Silver FH, Christiansen DL, Snowhill PB, Chen Y, Landis WJ.* The role of mineral in the storage of elastic energy in turkey tendons. *Biomacromolecules.* 2000;1:180-5.
21. *Zhang ZJ, Fu SN.* Shear elastic modulus on patellar tendon captured from supersonic shear imaging: correlation with tangent traction modulus computed from material testing system and test–retest reliability. *Plos One,* 2013;8(6): e68216.

NOVEL VALIDATION OF A 3D NONLINEAR FINITE ELEMENT HEAD-NECK MODEL FOR KINEMATICAL APPLICATIONS

Dávid Danka^{1*}, Péter Szloboda², Imre Bojtár¹

¹Department of Structural Mechanics, Faculty of Civil Engineering, Budapest University of Technology and Economics, Hungary

²Department of Neurosurgery, St. John Hospital, Hungary



DOI: [10.17489/biohun/2022/2/367](https://doi.org/10.17489/biohun/2022/2/367)

Abstract

Computational biomechanical models have the potential to broaden our understanding and to aid the work of many practicing medical professionals. However, these models are only reliable, thus applicable and valuable, insofar as they are able to replicate a specific portion of reality. Therefore, validation of computational models is indispensable. To ensure that our proposed 3D finite element head-neck model does bear meaningful resemblance to real cervical spines, we relied on all available relevant rotation-moment measurements. Previously proposed validation metrics were used to quantify model error and experimental uncertainties. These metrics may be adopted for a wide range of other applications as well. Our model was found to be adequate for the study of kinematical properties of the human cervical spine.

Keywords: finite element model; cervical spine; head-neck complex; validation; rotation-moment relationship;

INTRODUCTION

Numerical studies of the human cervical spine are of great importance for several reasons. One of the most important one is that computational models allow us to obtain quantitative data that otherwise would be impossible to be obtained. However, a well-known problem arises: the model's ability to replicate realistic results for a specific application has to be investigated otherwise the simulation model cannot be relied on. In short, validation is of paramount importance.

Although numerical studies of the cervical spine do begin with validation, the usually applied methods are far from comprehensive and adequately quantitative. In numerous studies¹⁻¹⁴, the ranges of motion or the rotations at a given moment magnitude of the simulation models were compared to that of in vitro and in silico models. In other words, merely singular data points were taken into account, not the whole rotation-moment relationship of each FSU.

***Corresponding author contact data:** Department of Structural Mechanics, Faculty of Civil Engineering, Budapest University of Technology and Economics, Műgyetem rkp. 3., H-1111 Budapest, Hungary **E-mail:** danka.david@emk.bme.hu **Tel.:** +36 20 382-3399

Citation: Danka D, Szloboda P, Bojtár I. Novel validation of a 3D nonlinear finite element head-neck model for kinematical applications. *Biomech Hung.* 2022; 15(2):31-42.

Received: 09/09/2022 **Accepted:** 09/12/2022

Furthermore, the severely restricted use of empirical observations is apparent. Most authors took advantage of only one or two sets of experimental kinematical data. In addition, the level of coincidence of the results are predominantly qualitatively described. For instance, a common phrase, with different variations, is the following: *“The results of the proposed model are in good agreement with empirical data.”* Here, *“good agreement”* often lacks a clear, quantitative characterization in published works. As a result, assessing the improvement of biofidelity of subsequent models developed for similar applications is largely hindered.

A better approach to validation is the use of the two standard deviation wide range of experimental mean.^{3-5,9,15} The corridor defined this way is conveniently established in view of the fact that standard deviation of observational data is almost universally provided. Besides, the corridor is more useful for a comprehensive validation of FSUs of simulation models since not merely the end points but also the progression of the rotation-moment relationship is taken into account. Hence, one can observe the behavior of the cervical segments in function of the applied moment. However, this approach allows us to assess biofidelity only in more of a qualitative sense as the extent of deviation from the observational mean might be described as either greater or less than the standard deviation. No further distinctions can be drawn numerically. Moreover, one cannot freely choose the confidence level at which the results are evaluated: only a static empirical corridor is given.

Besides, the uncertainty of the utilized experimental data is rarely compared to the model error in a quantitative sense. This aspect of the available measurement data should be seen as all-important because the reliability of the validation ought to be assessed in light of the observational uncertainties. On the other

hand, parametric studies provide some insight into the above mentioned problem.^{2,16-19} The work of Wei et al.²⁰ and Bredbenner et al.²¹ constitutes noteworthy exceptions with regards to measuring finite element model error. In both studies, agreement with empirical data is quantified. Bredbenner et al. conducted a thorough stochastic analysis of both the observational data and the finite element results.

In the current study, our objective was to validate a head-neck finite element model with all available rotation-moment measurements by quantifying model error and empirical uncertainties using a relatively simple and intuitive method.

METHODS

Finite element model

The finite element model that was previously developed and reported by Danka et al.²² is hereby validated. [Figure 1](#) shows the lateral view of the whole simulation model. It is im-

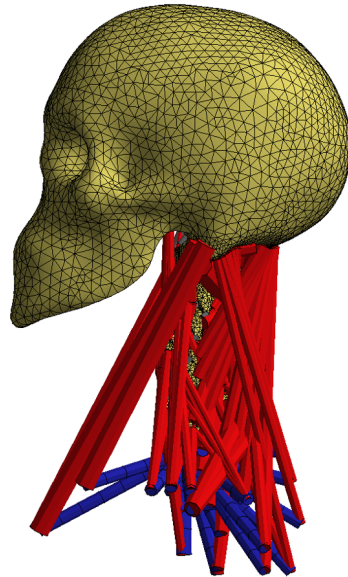


Figure 1. The previously developed finite element model of the human cervical spine²²

portant to emphasize that muscles were not taken into account when the model was validated. In addition, a few adjustments detailed below were made. For further information, refer to the work of Danka et al.²²

Some of the material model parameters, shown in [Table 1](#), has been changed compared to the previously reported values. For the sake of completeness, all material constants are provided. In addition, the mechanical behavior of ligaments was more realistically taken into account. Ligaments' response due to tensile forces may be divided into three region, namely: toe region, elastic region and the plastic or failure region. The first two stages were captured

using a quasi-bilinear approach. Ligaments were modeled by using tension-only truss elements. Besides, a fictive thermal load is applied so that the ligaments become compressed before applying moment loads. Hence, ligament laxity is taken into account. The work of Laville et al.¹⁶ and Maurell et al.²³ were used as starting points to approximate the level of pre-slackening of each ligament. The applied initial strains by using fictive thermal loads are located in [Table 2](#).

Experimental datasets

The basis for empirical kinematical data was a meta-analysis study conducted by Zhang et al.²⁴ For this meta-analysis, numerous measurement results were collected and compiled. The compiled results that were used in the present work is located in the spreadsheet file of *Supplementary data 2 in Appendix A* of Zhang et al.'s paper. The inclusion criteria of our study were defined as follows. Datasets that (1) include at least one cervical FSU, (2) were produced with no follower load or compressive force, and (3) provide at least two data points per loading directions were taken into account. If datasets were only available for unilateral moments, in case of LB and AR, then

Table 1. Applied material constants

Anatomical part	Young's modulus [MPa]	Poisson's ratio [-]
<i>Anterior Atlantoaxial Membrane</i>	8	0.3
<i>Anterior Atlantooccipital Membrane</i>	1	0.3
<i>Alar Ligament</i>	5	0.3
<i>Anterior Longitudinal Ligament</i>	54.5	0.39
<i>Apical Odontoid Ligament</i>	20	0.3
<i>Capsular Ligament</i>	2	0.39
<i>Interspinous Ligament</i>	1.5	0.39
<i>Intertransverse Ligament</i>	2	0.39
<i>Intervertebral Disk</i>	3.4	0.39
<i>Ligamentum Flavum</i>	1.5	0.39
<i>Muscle</i>	1	0.4
<i>Posterior Atlantoaxial Membrane</i>	10	0.3
<i>Posterior Atlantooccipital Membrane</i>	20	0.3
<i>Posterior Longitudinal Ligament</i>	30	0.39
<i>Bone</i>	18000	0.4
<i>Supraspinous Ligament</i>	1.5	0.3
<i>Transverse Ligament</i>	20	0.3
<i>Tectorial Membrane</i>	10	0.3

Table 2. Applied initial compressive strain in ligaments

Ligament	Compressive strain [%]
<i>Anterior Longitudinal Ligament</i>	-10
<i>Posterior Longitudinal Ligament</i>	-10
<i>Capsular Ligament</i>	-30
<i>Interspinous Ligament</i>	-17
<i>Supraspinous Ligament</i>	-10
<i>Anterior Atlantooccipital Membrane</i>	-10
<i>Anterior Atlantoaxial Membrane</i>	-10
<i>Posterior Atlantooccipital Membrane</i>	-10
<i>Posterior Atlantoaxial Membrane</i>	-10

the results were assumed to be the same due to contralateral moments with opposite sign.

Loads and boundary conditions

In order to validate the model, prescribed rotations were applied at the top of the skull (see [Figure 2](#)). In all simulations, fixed support boundary condition was defined at the bottom surface of the C7 vertebral body. Since the observational data are derived from intact cervical spine specimens without muscle tissue, muscles in the finite element model were suppressed thus not taken into account. ANSYS's²⁵ *Remote Point* feature was utilized to measure the rotation. The *Remote Points* were placed onto the anterior surface of the vertebral bodies. In the post-processing stage, the *Flexible Rotation* result object provided the rotation values of each vertebra.

Validation metrics

In order to quantify the biofidelity of the finite element model, validation metrics proposed by Oberkamp and Barone²⁶ were used. A brief

description of each validation metric is presented below. For further details and rigorous derivation of each metric, refer to the work of Oberkamp and Barone.²⁶

Here, a list of the quantities occurring in the following equations is provided:

- M – applied moment,
- M_u and M_l – maximum and minimum value of the applied moment, respectively,
- $\theta_m(M)$ – relative rotations of a specific FSU in the proposed FE model,
- $\bar{\theta}_c(M)$ – mean relative rotations of human cervical spine samples for a specific FSU,
- $\bar{E}(M)$ – estimated error function, $\bar{E}(M) = \theta_m(M) - \bar{\theta}_c(M)$
- $s(M)$ – standard deviation of mean relative rotations,
- C – confidence level,
- α – total area of both of the tails of the probability density function of Student's t-distribution,
- $n(M)$ – number of independent dataset for a given moment magnitude,
- $\nu(M)$ – degree of freedom of the t-distribution, $\nu(M) = n(M) - 1$.

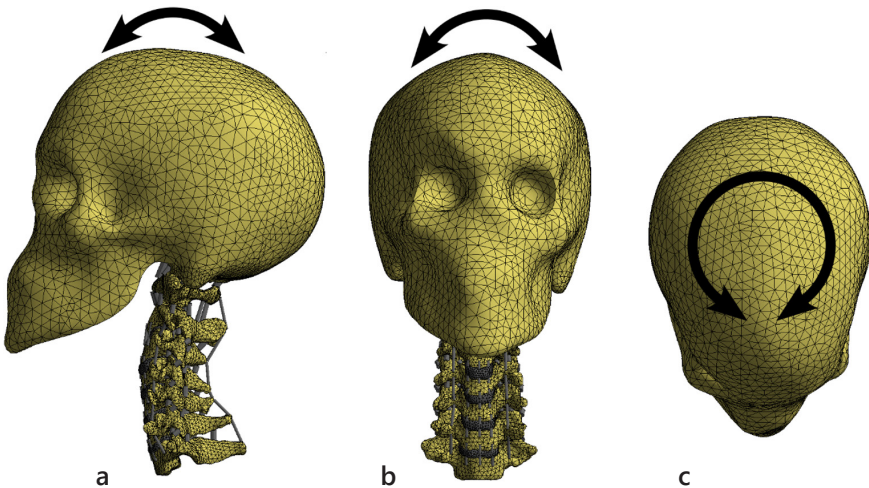


Figure 2. Application of prescribed rotation in all three loading direction: flexion-extension (a), lateral bending (b), axial rotation (c)

There are some basic mathematical restrictions that has to be respected in order to use the validation metrics introduced below. Both θ_m and $\bar{\theta}_c$ are required to be functions of M , i.e., one and only one relative rotation value can be assigned to each value of M . In addition, the value of $\bar{\theta}_c$ is not allowed to be 0 otherwise division by 0 occurs.

The first validation metric is the so called *average relative error metric* (AREM), which characterizes the absolute relative difference between measurements and the corresponding results of the computational model. This validation metric is calculated as follows (1):

$$AREM = \frac{1}{(M_u - M_l)} \int_{M_l}^{M_u} \left| \frac{\theta_m(M) - \bar{\theta}_e(M)}{\bar{\theta}_e(M)} \right| dM \quad (1)$$

The *average relative confidence indicator* (ARCI) is defined as the average magnitude of the half-width of the confidence interval over the range of the applied moment (2):

$$ARCI = \frac{1}{(M_u - M_l)} \int_{M_l}^{M_u} \frac{t_{\alpha/2,v}(M)}{\sqrt{n(M)}} \left| \frac{s(M)}{\bar{\theta}_e(M)} \right| dM \quad (2)$$

The *maximum relative error metric* (MREM) is simply the maximum value of the absolute relative error over the range of the applied moment (3):

$$MREM = \max_{M_l \leq M \leq M_u} \left| \frac{\theta_m(M) - \bar{\theta}_e(M)}{\bar{\theta}_e(M)} \right| \quad (3)$$

Let \bar{M} denote the moment magnitude at which MREM occurs. Then the *maximum relative confidence interval* (MRCI) is the half of the relative confidence interval at \bar{M} (4):

$$MRCI = \frac{t_{\alpha/2,v}(\bar{M})}{\sqrt{n(\bar{M})}} \left| \frac{s(\bar{M})}{\bar{\theta}_e(\bar{M})} \right| \quad (4)$$

Moreover, validation metrics that are continuous functions of M are introduced. The rationale behind the application of these additional metrics is the need to compare the empirical and finite element results more thoroughly. The confidence interval around the experimental mean (5) and around the estimated error (6), the relative confidence interval around the absolute relative estimated error (7), respectively, are defined as follows:

$$I_e(M) = \left(\bar{\theta}_e(M) - t_{\alpha/2,v}(M) \frac{s(M)}{\sqrt{n(M)}}, \bar{\theta}_e(M) + t_{\alpha/2,v}(M) \frac{s(M)}{\sqrt{n(M)}} \right) \quad (5)$$

$$I_{\tilde{E}}(M) = \left(\tilde{E}(M) - t_{\alpha/2,v}(M) \frac{s(M)}{\sqrt{n(M)}}, \tilde{E}(M) + t_{\alpha/2,v}(M) \frac{s(M)}{\sqrt{n(M)}} \right) \quad (6)$$

$$I_{\tilde{E},rel}(M) = \left(\left| \frac{\tilde{E}(M)}{\bar{\theta}_e(M)} \right| - \frac{t_{\alpha/2,v}(M)}{\sqrt{n(M)}} \left| \frac{s(M)}{\bar{\theta}_e(M)} \right|, \left| \frac{\tilde{E}(M)}{\bar{\theta}_e(M)} \right| + \frac{t_{\alpha/2,v}(M)}{\sqrt{n(M)}} \left| \frac{s(M)}{\bar{\theta}_e(M)} \right| \right) \quad (7)$$

Validation procedure

First, the results of the finite element model were extracted, i.e., the moment reaction due to the prescribed rotation and the absolute rotation of each vertebral body. Absolute angulations were converted into relative ones simply by subtracting absolute rotations of one vertebra from absolute rotations of the adjacent, superior vertebra.

Furthermore, empirical data had to be compiled as well, although minor modifications were sufficient. In the following, the most notable adjustments and assumptions are mentioned. The experimental datasets do

not satisfy the criteria above at all input values, that is, more than one relative rotation value is assigned to certain moment magnitudes. In observational studies, the end point values of the neutral zone were assigned to $M = 0$ Nm moment. Thereby, two distinct relative rotation values are designated to one M instead of one. To address this issue, neutral zone end point angulations were assigned to $M = +0.02$ Nm and $M = -0.02$ Nm. These moment magnitudes are close enough to 0 from a practical point of view but not too close from a numerical perspective.

In addition, no initial angulation was assumed therefore $\theta = 0^\circ$ was assigned to $M = 0$ Nm in case of each motion segment. However, this presumption poses another problem: when calculating some of the above mentioned metrics, one must divide by 0. This issue is resolved by proposing that the relative error and relative confidence interval is 0% at $M = 0$ Nm. With these assumptions and preprocessing, $C = 95\%$ confidence level was chosen, thus $\alpha = 5\%$, and the validation metrics were calculated interpolating between data points of each empirical and finite element rotation-moment result set.

RESULTS

Utilized empirical datasets

Altogether 9 observational studies were found to meet the inclusion criteria. Each report provides kinematical data of various cervical spine segments, therefore it is useful to show the distribution of available experimental data in [Figure 3](#) and [Table 3](#). Since relatively few and varying number of datasets of FSUs are available in different loading directions, it follows that the length of the CI is largely influenced by the number of available datasets. Upper cervical spine segments in FE have the largest number of empirical datasets while

these segments in LB and C2-C3 in FE have the least amount of observational datasets. The lower cervical spine is balanced in all free loading directions in this respect. It is worth noting that the only empirical study that reports on rotation-moment data of the six FSUs in all three loading direction was conducted by Panjabi et al.²⁷

Global validation metric results

Results pertaining to global metrics are summarized in [Table 4](#) and in [Figure 4](#). One may observe that, on average, the magnitude of relative error is larger in case of LB than that of FE and AR. The smallest and largest average relative error is associated with FE of C0-C1, being $12.5\% \pm 81.4\%$ with 95% confidence and with LB of C1-C2, being $77.3\% \pm 125.9\%$ with 95% confidence, respectively. The smallest and largest maximum relative error is related to AR of C1-C2 with $58.2\% \pm 100.3\%$ with 95% confidence and to LB of C1-C2, being $156.8\% \pm 85.8\%$ with 95% confidence.

One of the most prominent patterns in the results is that the lengths of relative confi-

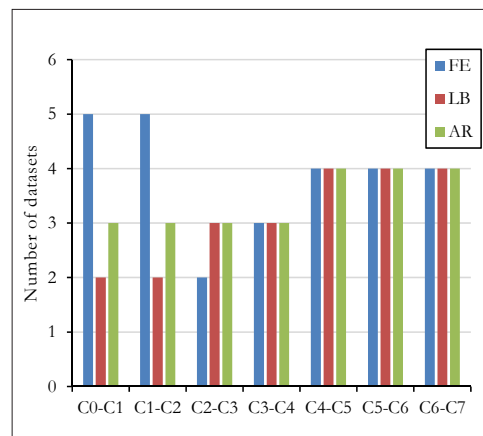


Figure 3. Number of used independent datasets for each FSU and for each loading direction

Table 3. Utilized empirical datasets for each motion segment and for each loading direction

Motion segment	FE	LB	AR
C0C1	Panjabi et al. ²⁷ Panjabi et al. ²⁸ Kettler et al. ²⁹ Nightingale et al. ³⁰ Nightingale et al. ³¹	Panjabi et al. ²⁷ Panjabi et al. ²⁸	Panjabi et al. ²⁷ Panjabi et al. ²⁸ Kettler et al. ²⁹
C1C2	Panjabi et al. ²⁷ Panjabi et al. ²⁸ Kettler et al. ²⁹ Nightingale et al. ³⁰	Panjabi et al. ²⁷ Panjabi et al. ²⁸	Panjabi et al. ²⁷ Panjabi et al. ²⁸ Kettler et al. ²⁹
C2C3	Panjabi et al. ²⁷ Wheeldon et al. ³²	Panjabi et al. ²⁷ Yoganandan et al. ³³ Yoganandan et al. ³⁴	Panjabi et al. ²⁷ Yoganandan et al. ³³ Yoganandan et al. ³⁴
C3C4	Panjabi et al. ²⁷ Nightingale et al. ³⁰ Wheeldon et al. ³²	Panjabi et al. ²⁷ Yoganandan et al. ³³ Yoganandan et al. ³⁴	Panjabi et al. ²⁷ Yoganandan et al. ³³ Yoganandan et al. ³⁴
C4C5	Panjabi et al. ²⁷ Nightingale et al. ³¹ Wheeldon et al. ³² Bozkus et al. ³⁵	Panjabi et al. ²⁷ Yoganandan et al. ³³ Yoganandan et al. ³⁴ Bozkus et al. ³⁵	Panjabi et al. ²⁷ Yoganandan et al. ³³ Yoganandan et al. ³⁴ Bozkus et al. ³⁵
C5C6	Panjabi et al. ²⁷ Nightingale et al. ³⁰ Wheeldon et al. ³² Bozkus et al. ³⁵	Panjabi et al. ²⁷ Yoganandan et al. ³³ Yoganandan et al. ³⁴ Bozkus et al. ³⁵	Panjabi et al. ²⁷ Yoganandan et al. ³³ Yoganandan et al. ³⁴ Bozkus et al. ³⁵
C6C7	Panjabi et al. ²⁷ Nightingale et al. ³¹ Wheeldon et al. ³² Bozkus et al. ³⁵	Panjabi et al. ²⁷ Yoganandan et al. ³³ Yoganandan et al. ³⁴ Bozkus et al. ³⁵	Panjabi et al. ²⁷ Yoganandan et al. ³³ Yoganandan et al. ³⁴ Bozkus et al. ³⁵

Table 4. Global validation metric results for each loading direction and motion segment

Motion type	Motion segment	AREM	ARCI	MREM	MRCI
FE	C0-C1	12.5%	81.4%	83.1%	444.5%
	C1-C2	22.4%	69.2%	63.3%	111.5%
	C2-C3	35.1%	316.4%	95.2%	846.9%
	C3-C4	27.5%	108.6%	101.9%	312.8%
	C4-C5	21.1%	104.3%	115.2%	205.8%
	C5-C6	40.3%	88.8%	118.0%	195.6%
	C6-C7	17.6%	76.7%	126.2%	200.7%
LB	C0-C1	39.4%	179.2%	61.8%	267.5%
	C1-C2	77.3%	125.9%	156.8%	85.8%
	C2-C3	44.8%	145.5%	97.5%	92.3%
	C3-C4	34.7%	80.4%	99.1%	60.6%
	C4-C5	54.1%	78.7%	100.8%	104.9%
	C5-C6	34.8%	69.1%	103.0%	102.3%
	C6-C7	43.5%	111.9%	103.9%	117.8%
AR	C0-C1	40.4%	140.8%	86.4%	94.0%
	C1-C2	24.8%	111.4%	58.2%	100.3%
	C2-C3	24.1%	75.9%	86.8%	37.2%
	C3-C4	33.3%	109.2%	90.9%	97.6%
	C4-C5	45.5%	80.1%	91.3%	106.3%
	C5-C6	23.2%	97.9%	84.7%	113.7%
	C6-C7	19.9%	96.8%	79.4%	121.1%

dence intervals are considerably greater than the magnitude of the corresponding relative error. The smallest (37.2%) and largest MRCI (846.9%) is accompanied to the case of AR and FE of C2-C3, respectively. Upon inspection of relative CI in the function of moment, relative errors came to be largest near the initial position and at the ends of rotation-moment curves.

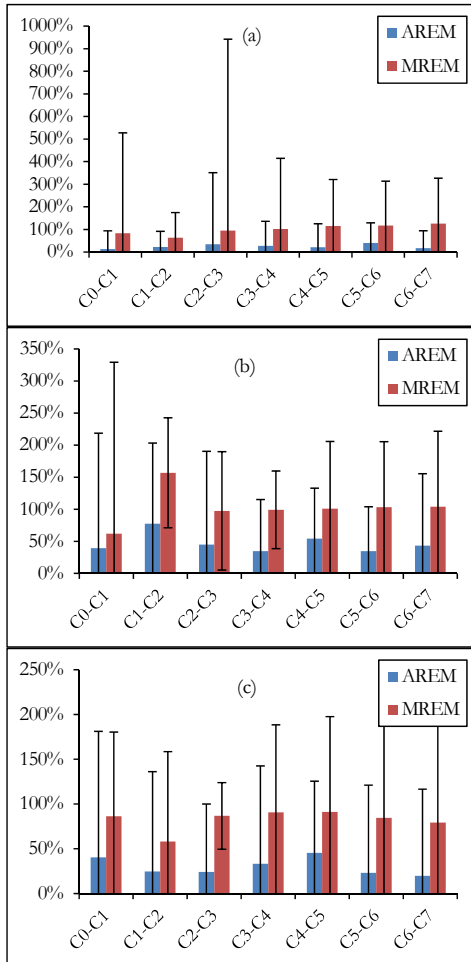


Figure 4. Global validation metrics with error bars showing the corresponding ARCI and MRCI. The graphs show the results derived from flexion-extension (a), lateral bending (b) and axial rotation (c) loading directions

Continuous confidence intervals, error and relative error

In this section, results of FSUs having the smallest (Figure 5) and largest (Figure 6) average relative error are detailed. The agreement between rotation-moment behavior of C0-C1 due to FE with corresponding empirical results is the greatest. Both ends of the neutral zone are practically coincident with the observational mean. The biofidelity in flexion is excellent as well as in extension until -1 Nm moment magnitude. The measurements signal a stiffening behavior while the finite element model response remains mostly linear. However, not only the magnitude of error and relative error rises but the length of the corresponding confidence interval does as well. This pattern is typical of numerous result sets as well as the fact that a local or even the global maximum relative error occurs near the initial position.

As far as the worst performing FSU is concerned (Figure 6), most of the average error stems from the fact that the one of the ends of neutral zone is not captured precisely. Regardless, the slope of the rotation-moment curve of the FEM is roughly the same as that of the experimental mean in the elastic zone. Furthermore, the FEM rotation-moment curve is not entirely out of the CIs although the CIs were determined by merely two set of observational measurements (Figure 3), meaning that they prone to change significantly if newer observational data would be added as input to the calculation of validation metrics. For further details on continuous validation metrics of other FSUs, please refer to the supplementary materials.

DISCUSSION

Novelties

To the authors' knowledge, this is the first study that not only quantified computational

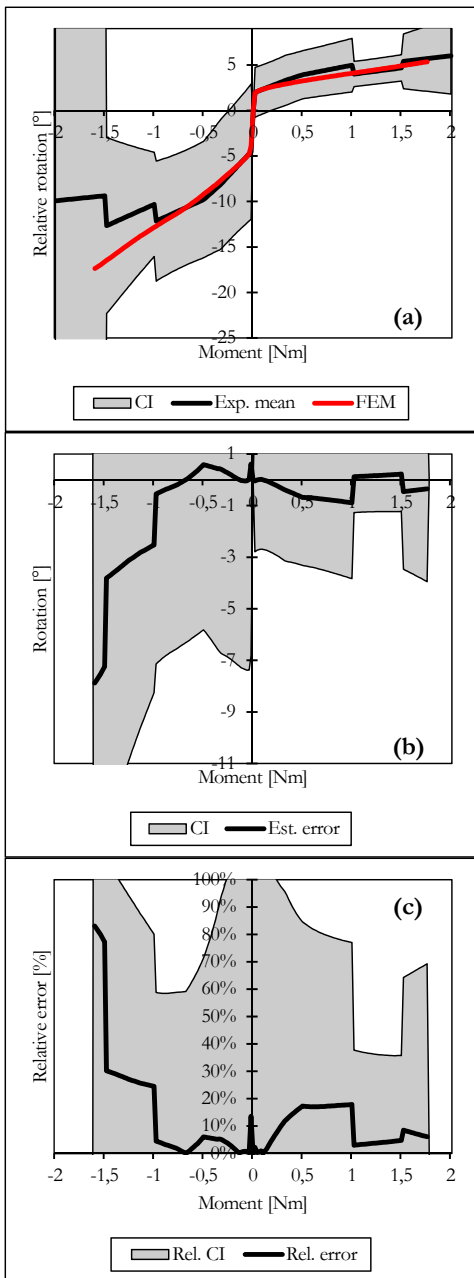


Figure 5. Continuous validation metrics pertaining to FE of C0-C1: experimental mean with confidence interval compared to FEM result (a), estimated error with confidence interval (b), absolute relative error with relative confidence interval (c)

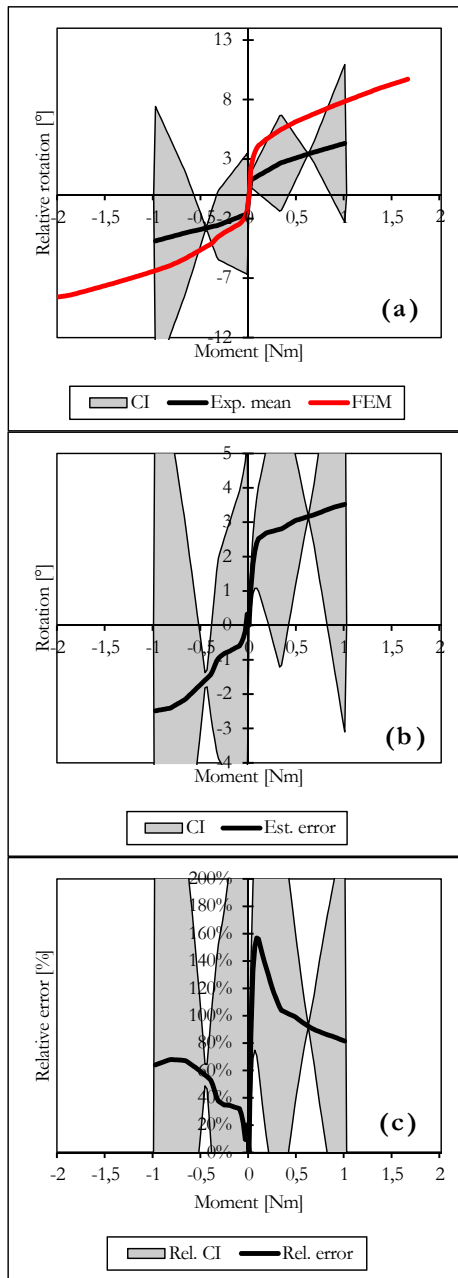


Figure 6. Continuous validation metrics pertaining to LB of C1-C2: experimental mean with confidence intervals compared to FEM results (a), estimated error with confidence intervals (b), absolute relative errors with relative confidence intervals (c)

model error of the cervical spine but reports on the structure of uncertainty of the rotation-moment experimental data as well. This information is of great importance since rotation-moment data are widely used for validating computational spine models. Moreover, the stochastic analysis was carried out taking advantage of all available rotation-moment measurements, which means that results of 9 studies were utilized.

Another novelty is the use of a specific set of validation metrics that, as far as the authors are aware, has not been applied to human cervical spine computational models before. However, these metrics provide a relatively easy and intuitive use of the available empirical data. Besides, the presented validation metrics allow us in the future to compare different finite element models of the cervical spine. Incorporating future measurements and reassessing model performance is also possible with little effort. Consequently, it provides a consistent and quantitative framework. The presented validation metrics may also be successfully applied in a wide variety of validation problems. Although with moderate limitations, even comparisons between computational models of different anatomical parts are also possible with regards to biofidelity.

Limitations

One major drawback of the present study is the dataset itself, which the stochastic analysis was based on. Firstly, the number of the empirical studies of the cervical spine is relatively few. Ideally, for each FSU and for each loading direction at least 15-30 observational rotation-moment datasets is needed to reduce the confidence intervals significantly. Secondly, multi-segment cervical spine rotation-moment data are reported mostly instead of uni-segment data. This led Zhang et al.²⁴ to make approximations in order to acquire kinematical

data for individual spinal units. Clearly, this is one additional source of uncertainty.

It is well-established that cervical motions are complex.³⁶ However, there is an even greater scarcity of data regarding the coupled motion patterns of the cervical spine. To the authors' knowledge, the only study that comprehensively reports data of such kind was conducted by Panjabi et al.²⁷ One improvement would be to validate the model not only against principal motions but also against secondary motions after sufficient amount of such data becomes available.

Another obvious weakness of this study is that the measurements were conducted mostly on elderly cadaveric spinal units. The proposed finite element model, on the other hand, was developed based on CT of a young, 21-year-old male. Furthermore, different magnitude of ultimate moments is applied in different experimental studies. The larger the ultimate moment is, the fewer sets of observational data there are. This is a major component of why the empirical uncertainties rise at both ends of the rotation-moment curve. For this reason, more measurements are needed. Another deficiency is that the muscles are not validated. There is no available data that considers the whole head-neck complex and provides rotation-moment curves.

Conclusion

In this research paper, a previously developed finite element model of the human cervical spine²² was adjusted and validated. Both model error and empirical uncertainties with 95% confidence were quantified. The proposed finite element model was found to be adequate for kinematical applications such as range of motion comparisons of different surgical procedures or kinematical analysis of cervical spine injuries.

Author contributions: D.D. conducted the literature review, developed the FE model, ran the simulations, performed the validation, wrote the manuscript. S.P. gave feedback on the FE model results from a physiological perspective and suggested specific ways of how the model should be improved further. B.I. checked the results of the simulations and gave feedback on the manuscript.

Conflict of interest: None

Abbreviations: AR – axial rotation, CI – confidence interval, FE – flexion-extension, FEM – finite element model, FSU – functional spinal unit, LB – lateral bending

REFERENCES

1. Manickam PS, Roy S. The biomechanical study of cervical spine: A Finite Element Analysis. *Int J Artif Organs*. 2021 Mar 1;0391398821995495.
2. Nikkhoo M, Cheng C-H, Wang J-L, et al. Development and validation of a geometrically personalized finite element model of the lower ligamentous cervical spine for clinical applications. *Computers in Biology and Medicine*. 2019;109:22–32.
3. Wang K, Deng Z, Wang H, Li Z, Zhan H, Niu W. Influence of variations in stiffness of cervical ligaments on C5-C6 segment. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2017;72:129–37.
4. Rong X, Wang B, Ding C, et al. The biomechanical impact of facet tropism on the intervertebral disc and facet joints in the cervical spine. *The Spine Journal*. 2017;17(12):1926–31.
5. Östh J, Brolin K, Svensson MY, Linder A. A female ligamentous cervical spine finite element model validated for physiological loads. *J Biomech Eng*. 2016 May 2;138(6):061005–061005–9.
6. Toosizadeh N, Haghpanahi M. Generating a finite element model of the cervical spine: Estimating muscle forces and internal loads. *Scientia Iranica*. 2011 Dec;18(6):1237–45.
7. Kallemeyn N, Gandhi A, Kode S, Shivanna K, Smucker J, Grosland N. Validation of a C2–C7 cervical spine finite element model using specimen-specific flexibility data. *Med Eng Phys*. 2010 Jun 1;32(5):482–9.
8. Li Z, Song G, Su Z, Wang G. Development, validation, and application of ligamentous cervical spinal segment C6-C7 of a six-year-old child and an adult. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*. 2020;183:105080.
9. Cai X-Y, Sang D, Yuchi C-X, et al. Using finite element analysis to determine effects of the motion loading method on facet joint forces after cervical disc degeneration. *Computers in Biology and Medicine*. 2020 Jan 1;116:103519.
10. Hua W, Zhi J, Wang B, et al. Biomechanical evaluation of adjacent segment degeneration after one- or two-level anterior cervical discectomy and fusion versus cervical disc arthroplasty: A finite element analysis. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*. 2020 Jun 1;189:105352.
11. Herron MR, Park J, Dailey AT, Brockmeyer DL, Ellis BJ. Febio finite element models of the human cervical spine. *J Biomech*. 2020;113:110077.
12. Zhou E, Huang H, Zhao Y, Wang L, Fan Y. The effects of titanium mesh cage size on the biomechanical responses of cervical spine after anterior cervical corpectomy and fusion: A finite element study. *Clinical Biomechanics*. 2022;91:105547.
13. Li J, Gan K, Chen B, et al. Anterior cervical transpedicular screw fixation system in subaxial cervical spine: A finite element comparative study. *Medicine*. 2022 Jul 22;101(29):e29316.
14. Hua W, Zhi J, Ke W, et al. Adjacent segment biomechanical changes after one- or two-level anterior cervical discectomy and fusion using either a zero-profile device or cage plus plate: A finite element analysis. *Computers in Biology and Medicine*. 2020 May 1;120:103760.
15. Erbulut DU, Zafarparandeh I, Lazoglu I, Ozer AF. Application of an asymmetric finite element model of the C2-T1 cervical spine for evaluating the role of soft tissues in stability. *Med Eng Phys*. 2014 Jul 1;36(7):915–21.

16. *Laville A, Laporte S, Skalli W.* Parametric and subject-specific finite element modelling of the lower cervical spine. Influence of geometrical parameters on the motion patterns. *Journal of Biomechanics.* 2009 Jul 22;42(10):1409–15.
17. *John JD, Saravana Kumar G, Yoganandan N.* Cervical spine morphology and ligament property variations: A finite element study of their influence on sagittal bending characteristics. *J Biomech.* 2019 Mar 6;85:18–26.
18. *Dogru SC, Arslan YZ.* Effect of model parameters on the biomechanical behavior of the finite element cervical spine model. *Applied Bionics and Biomechanics.* 2021 Jun 28;2021:e5593037.
19. *Komeili A, Rasoulia A, Moghaddam F, El-Rich M, Li LP.* The importance of intervertebral disc material model on the prediction of mechanical function of the cervical spine. *BMC Musculoskelet Disord.* 2021 Dec;22(1):324.
20. *Wei W, Liu Y, Du X, Li N.* Development and validation of a C0-C7 cervical spine finite element model. *MATEC Web of Conferences.* 2017;108:13007.
21. *Bredbenner TL, Eliason TD, Francis WL, McFarland JM, Merkle AC, Nicoletta DP.* Development and validation of a statistical shape modeling-based finite element model of the cervical spine under low-level multiple direction loading conditions. *Front Bioeng Biotechnol [Internet].* 2014 [cited 2019 Feb 12];2. Available from: <https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fbioe.2014.00058/full>
22. *Danka D, Szloboda P, Nyáry I, Bojtár I.* The fracture of the human cervical spine. *Materials Today: Proceedings.* 2022 Jun 24;62:2495–501.
23. *Maurel N, Lavaste F, Skalli W.* A three-dimensional parameterized finite element model of the lower cervical spine, study of the influence of the posterior articular facets. *Journal of Biomechanics.* 1997 Sep 1;30(9):921–31.
24. *Zhang C, Mannen EM, et al.* Moment-rotation behavior of intervertebral joints in flexion-extension, lateral bending, and axial rotation at all levels of the human spine: A structured review and meta-regression analysis. *J Biomech.* 2020 ;100:109579.
25. ANSYS 2021 R1. Canonsburg, Pennsylvania, USA: Ansys, Inc.; 2021.
26. *Oberkampff WL, Barone MF.* Measures of agreement between computation and experiment: Validation metrics. *Journal of Computational Physics.* 2006 Sep;217(1):5–36.
27. *Panjabi MM, Crisco JJ, Vasavada A, et al.* Mechanical properties of the human cervical spine as shown by three-dimensional load–displacement curves. *Spine.* 2001 Dec;26(24):2692–700.
28. *Panjabi M, Dvorak J, Duranceau J, et al.* Three-dimensional movements of the upper cervical spine. *Spine.* 1988 Jul;13(7):726–30.
29. *Kettler A, Hartwig E, Schultheiß M, Claes L, Wilke H-J.* Mechanically simulated muscle forces strongly stabilize intact and injured upper cervical spine specimens. *J Biomech.* 2002 Mar 1;35(3):339–46.
30. *Nightingale RW, Winkelstein BA, Knaub KE, Richardson WJ, Luck JF, Myers BS.* Comparative strengths and structural properties of the upper and lower cervical spine in flexion and extension. *J Biomech.* 2002 Jun;35(6):725–32.
31. *Nightingale RW, Carol Chancey V, Ottaviano D, et al.* Flexion and extension structural properties and strengths for male cervical spine segments. *J Biomech.* 2007 Jan 1;40(3):535–42.
32. *Wheeldon JA, Pintar FA, Knowles S, Yoganandan N.* Experimental flexion/extension data corridors for validation of finite element models of the young, normal cervical spine. *J Biomech.* 2006;39(2):375–80.
33. *Yoganandan N, Pintar FA, Stemper BD, Wolfsla CE, Shender BS, Paskoff G.* Level-dependent coronal and axial moment-rotation corridors of degeneration-free cervical spines in lateral flexion. *The Journal of Bone & Joint Surgery.* 2007 May;89(5):1066–74.
34. *Yoganandan N, Stemper BD, Pintar FA, Baisden JL, Shender BS, Paskoff G.* Normative segment-specific axial and coronal angulation corridors of subaxial cervical column in axial rotation: *Spine.* 2008 Mar;33(5):490–6.
35. *Bosküs H, Ames CP, Chamberlain RH, et al.* Biomechanical analysis of rigid stabilization techniques for three-column injury in the lower cervical spine. *Spine.* 2005 Apr;30(8):915–22.
36. *Bogduş N, Mercer S.* Biomechanics of the cervical spine. I: Normal kinematics. *Clin Biomech.* 2000;16.

CSÍPŐÍZÜLETI VÁPADEFEKTUS-KLASSZIFIKÁCIÓ MEGJELENÍTÉSE 3D NYOMTATÁSSAL KÉSZÜLT MODELLEK SEGÍTSÉGÉVEL

Kovács Ágnes Éva¹, Csernátony Zoltán¹, Szabó Dániel¹, Csámer Loránd¹,
Somoskeöy Szabolcs², Manó Sándor¹

¹ Debreceni Egyetem Általános Orvostudományi Kar, Ortopédiai Tanszék Biomechanikai Laboratórium

² Pécsi Tudományegyetem Általános Orvostudományi Kar, Ortopédiai Klinika



DOI: 10.17489/biohun/2022/2/563

Absztrakt

A vápa körül kialakult periprotetikus medencedefektusok osztályozására több besorolási rendszer is létezik melyek közül a Paprosky által kidolgozott klasszifikáció 3D nyomtatáson alapuló modelljezését és szemléltetését tűztük ki célul.

Munkánk eredményeképpen térbeli röntgentechnikával készített 3D modellek módosításával elkészítettük a vápadeфекtusokra alkalmazott Paprosky klasszifikáció tagjainak digitális, majd 3D nyomtatással előállított modelljeit, valamint megterveztünk és legyártottunk egy fal tartórendszert is a modellek számára. Modellgyűjteményünk széleskörűen felhasználható, hiszen az orvostanhallgatóknak, rezidenseknek, szakorvosjelölteknek és a betegeknek is segítséget nyújthat a vápadeformitások térbeli szerkezetének, illetve a klasszifikációs besorolási kritériumainak megértésében.

Kulcsszavak: 3D nyomtatás, Paprosky klasszifikáció, vápadeфекtusok, EOS

DEMONSTRATION OF ACETABULAR DEFECT CLASSIFICATION WITH 3D PRINTED MODEL COLLECTIONS

Abstract

There are several classification systems for the classification of defects around acetabular region, among which we aimed to model and visualize the periprosthetic pelvic defect classification developed by Paprosky based on 3D printing.

As a result of our work, by modifying 3D models using a spatial X-ray technique, we have produced digital and 3D printed models of the members of Paprosky's classification applied for the acetabular defects, and we have designed and fabricated a wooden wall mounting system to the models. Our collection of models has a wide range of uses, as it can help medical students, residents, specialist trainees and patients to understand the spatial structure of the acetabular deformities and the classification criteria for the classification.

Keywords: 3D printing, Paprosky classification, acetabular defects, EOS

***Levelező szerző elérhetősége:** Debreceni Egyetem Általános Orvostudományi Kar, Ortopédiai Tanszék Biomechanikai Laboratórium, H-4032 Debrecen, Nagyerdei krt. 98. **E-mail:** kovacs.agnes.eva@med.unideb.hu **Tel.:** +36 52 255-815, **Citáció:** Kovács ÁÉ, Csernátony Z, Szabó D, Csámer L, Somoskeöy S, Manó S. Csípőízületi vápadeфекtus-klaszifikáció megjelenítése 3D nyomtatással készült modellek segítségével. Biomech Hung. 2022; 15(2):43-8.

Béérkezés ideje: 2022.11.04. **Elfogadás ideje:** 2022.12.07.

BEVEZETÉS

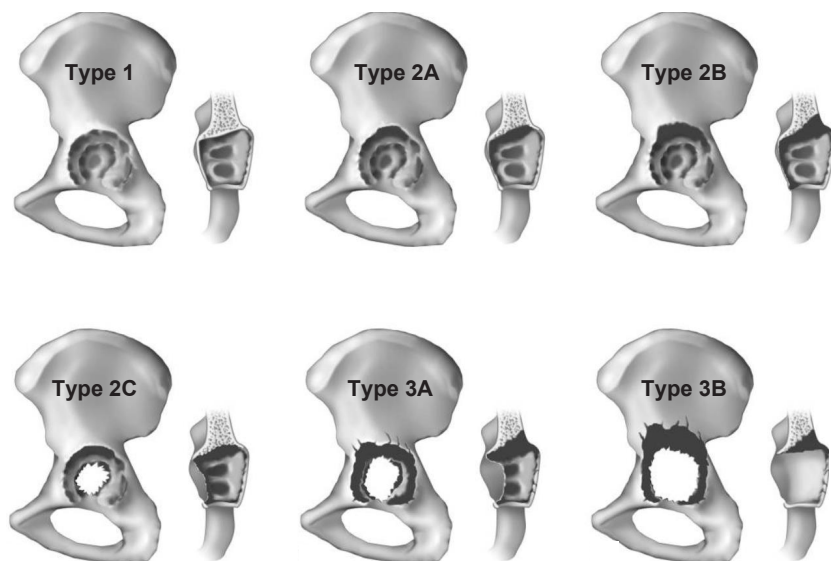
Az Additive Manufacturing technológia mintegy 30 éve jelent meg, forradalmasítva az ipar prototípuskészítéssel, majd a gyártással foglalkozó területeit is. A sokféle előállítási eljárást felölelő, ma már egyszerűbben 3D nyomtatásnak nevezett módszer azóta is folyamatosan fejlődik. Sok, az ipartól távoli szakmában és tudományterületen is a hétköznapiak részévé vált.¹

A határterületi megjelenés az orvosi gyakorlatban is egyre elterjedtebb. Az ortopédia, mozgásszervi és idegsebészet és a neurotraumatológia azon szakterületek közé tartozik, ahol az Additive Manufacturing technológia eddig szinte megoldhatatlan, vagy csak rendkívüli költségekkel kivitelezhető esetek high-tech, ugyanakkor költségkímélőbb megoldását teszi lehetővé.^{2,3} A módszernek a mozgásszervi sebészetben a műtéti tervezésnél és az egyedi megoldásokat igénylő műtéteknél van a legnagyobb jelentősége.

A bonyolult csípőízületi protézisműtétek (csontfelszívódással járó vápalazulás, medencetörés utáni deformitás, veleszületett súlyos mértékű csípőficam, tumor rezekció utáni állapot) esetében a módszer segítségével olyan esetek is felvállalhatókká váltak, amelyek megoldása korábban lehetetlen vagy esetleges volt.

Napjainkban egyre sokasodik azon csípőízületi revíziós műtétek száma, ahol jelentős vápa körüli csont destrukció alakult ki. Ennek az állapotnak a jellemzésére legerjedtebben Wayne G. Paprosky stádium beosztását (1. ábra) alkalmazzák világszerte.⁴

Egy korábbi hasonló projektünk⁵ sikerességére alapozva pályázati kereteken belül célkitűzésként azt fogalmaztuk meg, hogy a Paprosky által kidolgozott periprotetikus medencedefektusokat kategorizáló klasszifikáció 3D nyomtatáson alapuló modelljeit hozzuk létre, melyek mind az oktatásban, mind a műtéti tervezésben fontos segítséget jelenthetnek.



1. ábra. Wayne G. Paprosky medencedefektus klasszifikációja

MÓDSZER

Az EOS röntgenberendezés

A modellgyűjtemény létrehozásához szükséges valós beteganyagon alapuló adatokat a Pécsi Tudományegyetemen üzemelő EOS (EOS Imaging, Paris, France) röntgenberendezés biztosította. A rendelkezésünkre álló adatbázisból egy, a Paprosky klasszifikáció alapjának megfelelő, egészséges medencét választottunk ki. Az egészséges medencéből alakítottuk ki különböző szerkesztési lépések során a Paprosky besorolás hat defektusos tagját.

Az EOS képalkotó berendezés a páciensről álló helyzetben készít frontális és oldal irányú röntgenfelvételt, amelyből speciális algoritmusok alkalmazásával 3D rekonstrukciót készít a lábszárról, a patelláról, a femurről, a medencéről és a csigolyákról⁶ (2. ábra). A medence 3D modellje *wrl* formátumban kinyerhető a rendszerből, ami az általunk tervezett medencemodellekhez szükséges.

Modellezés

A modellgyűjtemény létrehozása során az EOS berendezés saját szoftverén kí-

vül (SterEOS programcsomag) a 3-Matic (Materialise, Leuven, Belgium) programot használtuk. A modellek elkészítése előtt, illetve a kész modellek ellenőrzése érdekében rendszeres szakorvosi konzultációk történtek.

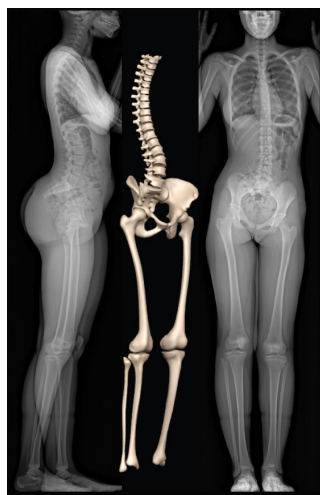
Mivel a Paprosky klasszifikáció képi megjelenítésén (1. ábra) a bal medencefelek láthatóak, azért az egyszerűség kedvéért munkánk során a bal medenceféllel dolgoztunk. Az első lépés ezért az egészséges teljes medence szoftveres kettévágása volt, ennek eredményeképpen kaptuk meg a további munka elvégzéséhez szükséges kiindulási fél medencét.

A Paprosky klasszifikáció hat elemből épül fel, melyet kiegészítettünk egy egészséges medence modelljével. Az egészséges medence egyrészt referenciaként szolgált, másrészt a defektusos modellek szerkesztésének alapjaként is, mert a digitális modellek végleges állapotát egymásból való szerkesztéssel alakítottuk ki (3. ábra), ami a következőképpen alakult:

- *Type 0*: Egészséges medence (nem része a Paprosky klasszifikációnak, a modellek szerkesztésének alapja, digitális és 3D nyomtatott módon is dolgoztunk vele)



2. ábra. EOS röntgenberendezés és 3D rekonstrukció⁷



- *Type 1*: az egészséges medencéből kialakítva
- *Type 2A*: a *Type 1* modellből kialakítva
- *Type 2B*: a *Type 2A* modellből kialakítva
- *Type 2C*: a *Type 2A* modellből kialakítva
- *Type 3A*: a *Type 2C* modellből kialakítva
- *Type 3B*: a *Type 3A* modellből kialakítva

Az egyes digitális modellek elkészítéséhez többek között translációs, rotációs, anyag addíciós és szubsztrakciós lépéseket is végeztünk (3. ábra).

Az összes digitális modell elkészülése után következett a modellek felületének egységesítése, simítása, hiszen itt a valódi defektus modellezésén kívül esztétikai szempontoknak is meg kellett felelni. Ezután a modellek feliratozása következett a beazonosíthatóság megkönnyítése érdekében: *0*; *1*; *2A*; *2B*; *2C*; *3A*; *3B* jelzésekkel.

A hét elemből álló modellgyűjteményt fali tartón elhelyezett, de külön-külön mozgatható, kézbe vehető modellekkel képeltük el, a látványterveket ez alapján készítettük az Inventor Professional 2022 szoftverrel renderelve (Autodesk, San Rafael, USA).

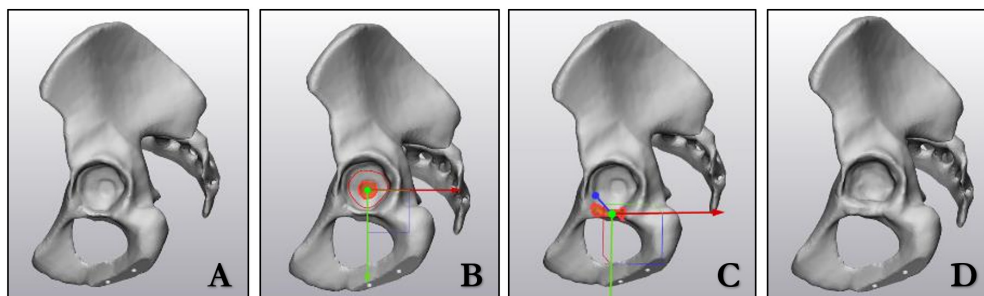
A digitális modellek 3D nyomtatásakor a Debreceni Egyetem Biomechanikai Laboratóriumban több 3D nyomtatót és nyomtató

anyagot is kipróbáltunk annak kiderítése érdekében, hogy melyikkel lehetne előállítani a leginkább valóságos és esztétikus modelleket. Választásunk végül az F270 (Stratasys, Rehovot, Israel) 3D nyomtatóra esett, amivel 1:1 méretarányban nyomtattuk ki a modelleket. A nyomtatott modellek anyaga akril-sztirol-akrilonitril (ASA), színe „Ivory”, a tartórendszer alapanyaga fa.

A sérült csontállomány még élethűbb ábrázolása érdekében a kinyomtatott modelleket vápamarókkal, ráspollal és csiszolóval véglegesítettük.

EREDMÉNYEK

A projekt megvalósulása során a Paprosky klasszifikációnak megfelelően kialakítottunk hat defektusos félmedencét és nulladik elemként a modellgyűjteményhez illesztettük az egészséges anatómiát bemutató félmedencét. Elkészült a teljes, hét tagból álló digitális modellgyűjtemény (4. ábra), valamint a tartóval kiegészített látványterv (5. ábra). Mindezeket, valamint a medence modellek alatti forgótányért 3D nyomtatással tettük kézzelfoghatóvá (6. ábra). A projekt utolsó mozzanataként összeállításra került a falra akasztható tartóállvány is, amely lehetővé teszi a modellek szemléletes megjelenését egy teljesen körbefogható tálcán, valamint lehetőséget teremt arra is, hogy



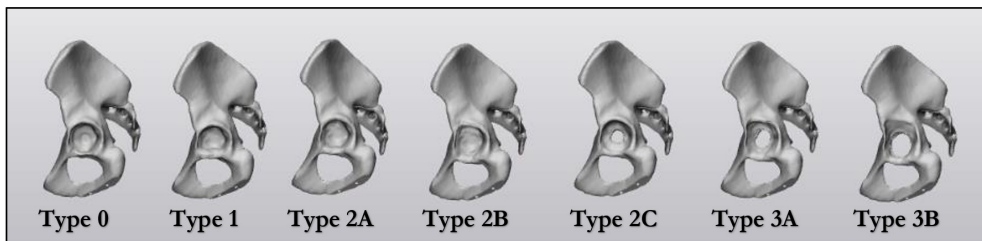
3. ábra. *Type 1* modell szerkesztése. A: az egészséges félmedence modellje, B: vápa üregének mélyítése, C: a vápa külső falának deformálása, D: az elkészült *Type 1* stádiumú félmedence modell

a modellek még közelebbi tanulmányozás céljából kézbe vehetők legyenek (7. ábra).

MEGBESZÉLÉS

Célkitűzésünknek eleget téve létrehoztuk a 3D nyomtatás technológia lehetőségeit kiak-

názva a csípőprotézis revíziót igénylő vápa defektusok klasszifikációs rendszerének valós méretű, kézzelfogható, mind a gyógyítást, mind a betegfelvilágosítást, mind az oktatást segítő apprehenzív modellgyűjteményét. Az additív gyártástechnológia egyre pontosabbá és elterjedtebbé válásának köszönhetően a 3D



4. ábra. A Paprosky klasszifikáció digitális modelljei



5. ábra. A tartórendszer és a modellgyűjtemény látványterve



6. ábra. A 3D nyomtatással készült medencemodellek.



7. ábra. A kész modellgyűjtemény tartóállványon

nyomtatás az orvoslás számos területén – így az ortopéd sebészetben is – elérhetővé vált. Az orvostanhallgatóknak, rezidenseknek, szakorvosjelölteknek és akár a betegeknek is segítséget nyújthat, hogy a deformitásokat és csontdefektusokat kézzelfogható modellek

formájában tanulmányozhatják. Az ortopéd sebészek számára a bonyolultabb esetekben nyújthat segítséget a műtéti tervezésben, a súlyosabb esetekben akár száraz próbaként is funkcionálhat.

A szerzők részvétele: Koncepció: M.S., Cs.Z. Metódus: M.S., Cs.Z., K.Á.É., Sz.D., S.Sz. Létrehozás: K.Á.É., Cs.Z., M.S., Cs.L. Kézirat: K.Á.É., M.S., Cs.Z.

Köszönetnyilvánítás: A szerzők köszönetet mondanak Tamási Gábornak a tartóállvány és a medencetartók készítésében nyújtott segítségért.

Támogatás: A projekt a Pénzügyminisztérium GINOP-2.3.2-15-2016-00022 azonosító jelű pályázatának támogatásával valósult meg.

A közlemény az Innovációs és Technológiai Minisztérium ÚNKP-21-3-II-DE-290 kódszámú Új Nemzeti Kiválóság Programjának szakmai támogatásával készült.

Összeférhetetlenség: Nincs

IRODALOM

1. Kochan D, Kai CC, Zhaohui D. Rapid prototyping issues in the 21st century. C in Industry. 1999;39 3-10.
2. Seitz H, Tille C, Irsen S, Bermes G, Sader R, Zeilhofer HF. Rapid Prototyping models for surgical planning with hard and soft tissue representation. International Congress Series. 2004;1268:567-72.
3. Wurm G, Tomancoğ B, Holl K, Trenkler J. Prospective study on cranioplasty with individual carbon fiber reinforced polymer (CFRP) implants produced by means of stereolithography. Surg Neurol. 2004;62(6):510-21.
4. Telleria JJ, Gee AO. Classifications in brief: Paprosky classification of acetabular bone loss. Clin Orthop Relat Res. 2013;471(11):3725-30.
5. Kovács ÁÉ, Manó S, Csámer L, Somoskeőy S, Csermátony Z. Scoliosis klasszifikáció szemléltetése 3D nyomtatással előállított modellgyűjteménnyel. Biomech Hung. 2020;13(1):7-15.
6. Illes T, Somoskeőy S. The EOS imaging system and its uses in daily orthopaedic practice. Int Orthop. 2012;36(7):1325-31.
7. EOS Imaging 2022 [Available from: <https://www.eos-imaging.com/our-expertise/imaging-solutions/eos-system>].

A TÉRD MOZGÁSKÖZÉPPONTJÁNAK KÖZELÍTÉSE GEOMETRIAI ÚTON - ESETTANULMÁNY

Sonkodi Balázs¹, Molnár Cecília^{2*}, Berkes István¹, Kiss Rita M.²

¹ Testnevelési Egyetem, Egészségtudományi és Sportorvosi Tanszék

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



DOI: 10.17489/biohun/2022/2/331

Absztrakt

Az elmúlt időszakban megjelent elmélet a nem-kontakt elülső keresztszalag sérülést két fázisú sérülésnek írja le. Ennek értelmében az elsődleges proprioceptív idegvég sérülés nem megszokott vagy kimerítő excentrikus izomkontrakciók kivitelezése közben alakulhat ki, amikor a fáradtság-gal járó mozgás fenntartása akut stressz hatást is kivált. A másodlagos sérülés a proprioceptió elsődleges károsodásának következtében kialakuló nagyobb és több szövetet érintő károsodás.

A térd mozgásközéppontja (továbbiakban térdpont) jó közelítéssel a *tibia* tengely és a térd síkjának speciálisan meghatározott egyenesének metszéspontjaként definiálható. A kutatás célja egy mozgásvizsgálaton alapuló geometriai módszer kidolgozása és alkalmazhatóságának ellenőrzése, amely a térdpont helyét az adott mozgás minden időpillanatában az alsó végtag kijelölt anatómia pontjainak térbeli helyzetéből geometriai úton számítja. A közelítést az adott mozgás minden időpillanatában az alsó végtag kijelölt anatómia pontjainak térbeli helyzetének segítségével tettük meg. A mozgásvizsgálat bemutatása egy elülső keresztszalag (LCA) műtött személyen történt. A kijelölt anatómiai pontokra helyezett markerek térbeli helyzetét rögzítettük, amelyekből különböző mozgásparamétereket számoltunk, mint a térdízület *flexio-extensio* szöge, a *tibia* frontális irányból vett relatív dőlésszöge. Feltételezzük, hogy az eredő erő támadáspontja (továbbiakban térdpont) jó közelítéssel a *tibia* tengely és a térd síkjának speciálisan meghatározott egyenesének metszéspontja. A vizsgált személy esetén az egészséges alsó végtag térdpontja leérkezés során a *tibia* első fejének irányába tolódott, mely arra utalhat, hogy a leérkezés során az eredő erő támadáspontja a *tibiában* a *proximalis tibia* mediális része felé tolódott. A méréseink kiindulópontot jelenthetnek további mérésekhez, mely során az eredő erő támadáspontjának helyét a nem-kontakt elülső keresztszalag sérülés új elmélete értelmében vizsgálják.

Kulcsszavak: nem-kontakt elülső keresztszalag sérülés, eredő erő, térdízület, mozgásvizsgálat

***Levelező szerző elérhetősége:** Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Gépészmérnöki Kar, Mechatronika, Optika és Gépészeti Informatika Tanszék, H-1111 Budapest, Műegyetem rakpart 3. **E-mail:** molci815@gmail.com **Tel.:** +36 30 339-3723

Citáció: Sonkodi B, Molnár C, Berkes I, Kiss RM. A térd mozgásközéppontjának közelítése geometriai úton - esettanulmány. *Biomech Hung* 2022; 15(2):49-59.

Beérkezés ideje: 2022.03.21. **Elfogadás ideje:** 2022.07.26.

GEOMETRIC APPROXIMATION OF THE CENTER OF MOTION OF THE KNEE - A CASE STUDY

Abstract

Recent theory describes the non-contact anterior cruciate ligament injury as a bi-phasic non-contact injury mechanism. Accordingly, the primary proprioceptive nerve ending microinjury could evolve as a result of unaccustomed or strenuous eccentric contractions when the sustainment of these fatiguing contractions induces an acute stress response.

The secondary injury is an injury associated with greater tissue damage as a consequence of the primary impairment of proprioception. The aim of the research is to develop a measurement method and to show its applicability, in which we approximate the center of motion of the knee in a geometric way. The approximation was made using the spatial position of the designated anatomical points of the lower limb at each time point in the given movement. In the motion test, an ACL injured and operated athlete was examined. The spatial position of the markers placed at the designated anatomical points was recorded, from which various motion parameters were calculated, such as the flexion-extension angle of the knee joint and the relative tilt angle of the tibia from the frontal direction. It is assumed that the point of attack of the resultant force (hereinafter knee point) is the intersection point of the tibia axis and the specially defined line of the knee plane with a good approximation. The knee point of the healthy lower limb shifted toward the medial head of the tibia during landing, suggesting that the point of attack of the resultant force in the tibia shifted toward the medial part of the proximal tibia. This pilot study can be a starting point for further measurements, in which the location of the point of attack of the resulting compressive force is investigated according to the new non-contact anterior cruciate ligament injury theory.

Keywords: non-contact anterior cruciate ligament injury, resultant force, knee joint, motion analysis

1. BEVEZETÉS

A keresztszalag sérülések a szabadidő sportolók és versenysportolók között is az egyik leggyakoribb sérülés, így a sérülés kialakulásának, a sérülés és a különböző műtéti eljárások hatásának vizsgálata fontos kérdésköre a mozgásvizsgálatoknak is. Nem-kontakt elülső keresztszalag (NKEK) sérülés az érintett szalagrostok megnyúlását, részleges szakadását vagy teljes szakadását jelentik. Fontos megjegyezni, hogy az elülső keresztszalag sérülések megközelítőleg $\frac{3}{4}$ -e nem-kontakt alapon, külső erőbehatás nélkül történik.¹⁻⁷ A sérülés jelentőségét jelzi, hogy az elmúlt közel két évtizedben a keresztszalag sérülések száma egyetemi sportolók körében folyamatosan emelkedett, éves szinten a növekedés meghaladta a 1,3%-ot.¹ Ha figyelembe vesszük, hogy ezen időszak alatt a szabadidő sport népszerűsége folyamatosan nőtt, akkor ez az arány akár

magasabb is lehet. Az NKEK sérülés pontos mechanizmusa nem ismert. Több elmélet is elterjedt az NKEK sérülés mechanizmusra vonatkozólag, mint az *intercondylaris* bevágás becsípődése,⁸ combizom erőteljes kontrakciója,⁹ combizom-térdíni egyensúlyának a hiánya, vagy az axiális nyomóerő kialakulása a térdízület külső oldalán.⁸⁻¹¹

Egy újonnan megjelent hipotézis az NKEK sérülést ugyanolyan két fázisú nem-kontakt sérülésnek írja le,¹² mint az izomláz új teóriája.¹³ Ilyen két fázisú nem-kontakt sérülések esetén az elsődleges sérülés nem külső fizikai erőbehatásra alakulhat ki, hanem a proprioceptív idegvégén, hyperexcitáció alatt, mechanoenetikus mikrosérülés formájában.^{12,13} Ehhez a nem-kontakt mikrosérüléshez a már fáradtsággal járó nem megszokott vagy kimerítő excentrikus izomkontrakciók fenntartása mi-

att kialakuló akut stressz reakció vezethet.^{12,13} Az ezt követő másodlagos sérülés egy nagyobb szöveti károsodással járó sérülés, amely oka a propriocepció primer károsodásának betudható csökkent stresszelnyelő képesség, csökkent gravitáció elleni védelem és testtartás kontroll csökkenés.^{12,13} Az NKEK sérülés új elmélete szerint a fenti primer proprioceptív idegvég sérülés a proximális *tibia* mediális oldalán a csonthártyában alakulhat ki.¹² Jelen vizsgálat hipotézise, hogy az NKEK sérülés provokatív helyzetben, ami az extendált térd 0-30°-ban¹⁴ alakul ki, amikor az eredő erő a térd síkot a *proximalis tibia* mediális részén metszi.¹²

A térd mozgásközéppontja (továbbiakban térdpont) jó közelítéssel a *tibia* tengely és a térd síkjának speciálisan meghatározott egyenesének metszéspontjaként definiálható. Feltételezhető, hogy az eredő erő támadáspontja jó közelítéssel megegyezik a térdponttal. A térdpontnak a mozgásából az eredő erő mozgására és a térdízület csillapítási képességére is következtethetünk. A kutatás célja egy mozgásvizsgálaton alapuló geometriai módszer kidolgozása, amelyben a térdpont helyét az adott mozgás minden időpillanatában az alsó végtag kijelölt anatómia pontjainak térbeli helyzetéből geometriai úton számítjuk. A biomechanika gyakorlatában rendszeresen használnak geometriai közelítést olyan paraméterek esetében, melyet direkt módon nem lehet megmérni, például a helikális tengely esetében.¹⁵ A módszer használhatóságát egy elülső keresztszalag műtéten átesett, de már teljesen felgyógyult kézilabdázó esetén három különböző ugrás elemzésével mutatjuk meg.

2. MÓDSZEREK

2.1 Vizsgált személy leírása

A vizsgált személy antropometriai adatai: 22 éves, 178 cm magasságú, 72 kg súlyú. A vizsgált személy 15 éve versenyszerűen kézilabdázik. Versenyszezonban heti 9 alkalommal

vesz részt edzéseken, szezonon kívül heti 3 alkalommal. A jobb térdén (továbbiakban: a műtött térd) 3 éve kézilabdameccsen, játék közben keresztszalag szakadást szenvedett. A műtött térdre keresztszalag rekonstrukciós műtéten esett át (2018, 2018, 2019).

2.2. Mérési elrendezés

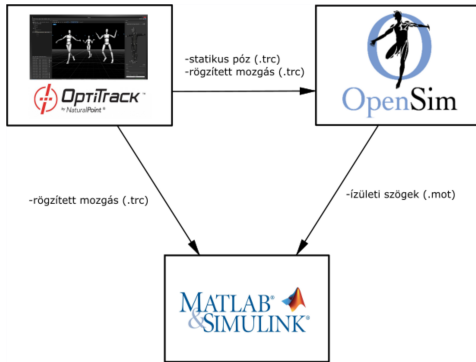
A méréseket a Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem Mechatronika, Optika és Gépészeti Informatika Tanszék Mozgáslaboratóriumában végeztük. A mozgásvizsgálathoz az ott található OPTITRACK (NaturalPoint, Corvallis, Oregon, USA) optikai alapú mozgáskövető rendszert használtuk. A mozgáskövetés 18 darab Flex 13 típusú kamera és Motive:Body szoftver segítségével történt. A kamerák 1,3 MP felbontásúak, 56°-os látószöggel rendelkeztek, infravörös tartományban rögzítették a felvételt, a maximális felvételi sebességük 120 FPS. Jelen kutatás során a mintavételezési frekvencia 100 FPS volt. A rendszerhez szükséges passzív markerek reflektív anyaggal borított 5 mm átmérőjű gömbök voltak.

A mozgásvizsgálat során fontos volt a megfelelő biomechanikai modell kiválasztása. Jelen kutatásban az alsó végtag, azon belül is a térd mozgásának a vizsgálata volt a cél. Ennek megfelelően helyeztük el a markereket a megfelelő anatómiai pontokra a *Rizzoli Lower Body Protocol marker set* kibővítésével. A vizsgált anatómiai pontok pontos elnevezése az [1. táblázatban](#) található. A jelölő markereket közvetlenül a bőrre vagy a ruházatra rögzítettük orvosi tapasszal.

2.3. Vizsgálat menete

A mérés kezdete előtt markereket a megfelelő anatómiai pontokra kétoldali ragasztóval kell felhelyezni. A kijelölt anatómia pontok térbeli helyét mozgás közben az OPTITRACK

(NaturalPoint, Corvallis, Oregon, USA) optikai alapú mozgáskövető rendszerrel rögzítettük. Ezt a mérés előtt kalibrálni szükséges, hogy az adott mérési körülmények között is kellő pontosságú legyen. A jelenlegi kalibráció után a mérések során az átlagos mérési hiba 0,47 mm volt.



1. ábra. A feldolgozás menete

Az alsó végtag elemzéséhez az 1. táblázatban adott anatómiai pontok térbeli helyzetét három ugrófeladat közben rögzítettük: az első feladat páros lábbal történő felugrás, majd páros lábra érkezés volt; a második feladat páros lábbal történő felugrás, majd a jobb (műött) lábra érkezés volt; a harmadik feladat páros lábbal történő felugrás, majd a bal (egészséges) lábra érkezés volt.

2.4. Adatfeldolgozás

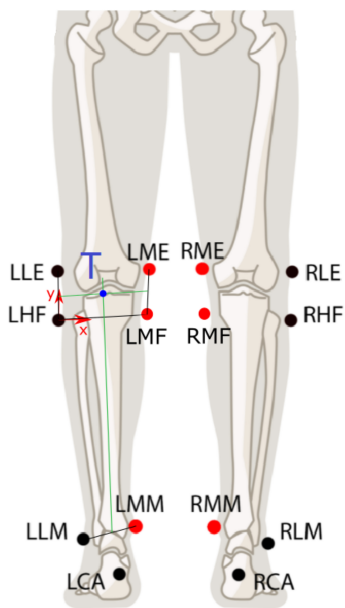
Az adatok feldolgozása összetett folyamat volt, melynek menetét az 1. ábra mutatja. A mozgásvizsgáló rendszer a Motive:Body szoftverrel rögzítette a markerek térbeli koordinátáit, mely segítségével egyrészt mozgásparamétereket számítottunk, másrészt ciklusokra bontottuk a felvételeket.

1. táblázat. A mérés során használt markerek anatómiai helye

Marker elnevezés	Anatómia pont megnevezése
LPSI	bal hátulso csípőtövis (<i>spina iliaca posterior superior l.s.</i>)
RPSI	jobb hátulso csípőtövis (<i>spina iliaca posterior superior l.d.</i>)
LASI	bal elülső csípőtövis (<i>spina iliaca anterior superior l.s.</i>)
RASI	jobb elülső csípőtövis (<i>spina iliaca anterior superior l.d.</i>)
LLE	bal <i>femoralis epicondyle</i> oldalirányú kiemelkedése (<i>femoralis epicondyle l.s.</i>)
RLE	jobb <i>femoralis epicondyle</i> oldalirányú kiemelkedése (<i>femoralis epicondyle l.d.</i>)
LME	bal <i>medialis femoralis epicondyle</i> középső kiemelkedése
RME	jobb <i>medialis femoralis epicondyle</i> középső kiemelkedése
LHF	bal szárkapocscsont feje (<i>caput fibulae l.s.</i>)
RHF	jobb szárkapocscsont feje (<i>caput fibulae l.d.</i>)
LMF	bal sípcsont belső feje (<i>medial condyle l.s.</i>)
RMF	jobb sípcsont belső feje (<i>medial condyle l.d.</i>)
LTT	érdesség a bal sípcsont fején (<i>tuberositas tibiae l.s.</i>)
RTT	érdesség a jobb sípcsont fején (<i>tuberositas tibiae l.d.</i>)
LLM	bal külső boka (<i>malleolus lateralis l.s.</i>)
RLM	jobb külső boka (<i>malleolus lateralis l.d.</i>)
LLM	bal belső boka (<i>malleolus lateralis l.s.</i>)
RMM	jobb belső boka (<i>malleolus lateralis l.d.</i>)
LCA	bal sarokcsont hátsó felületének a domborulata, Achilles in tapadási helye (<i>calcaneus l.s.</i>)
RCA	jobb sarokcsont hátsó felületének a domborulata, Achilles in tapadási helye (<i>calcaneus l.d.</i>)

A markerek térbeli koordinátáiból több lépésben lehetett mozgásparamétereket számolni. A jelenlegi mérés során a térdízület *flexio-extensio* szögét, a *tibia* tengelyének és a térdízület metszéspontját (melyet térdpontnak neveztünk el, azaz *knee point*-nak), valamint a *tibia* frontális irányból vett relatív dőlésszögének változását vizsgáltuk. Az ízületi szögek számítását az OPENSIM (NIH Center for Biomedical Computation, Stanford University) szoftver *Inverse Kinematics (Inverz Kinematika) toolbox*-a segítségével végeztük el. A program futtatása után további adatfeldolgozáshoz a kiszámított ízületi szögeket exportáltuk *.mot* (motion files - mozgás fájlok) formátumban. A további adatfeldolgozás saját készítésű programkóddal MATLAB (2021a, The MathWorks, Massachusetts, USA) szoftverben történt.

Feltételezhető, hogy az eredő erő támadáspontja jó közelítéssel megegyezik a térd moz-



2. ábra. A közelítő térdpont (kék T betűvel jelölve) kiszámítása geometriai úton markerek segítségével a bal térd esetében

gásközéppontjával (térdpont), amely definíció szerűen a tibia tengely és a térd síkjának speciálisan meghatározott egyenesének metszéspontja. A *tibia* tengelyének és a szaggítással térdízület metszéspontját frontális irányból vizsgáltuk, mivel azt tanulmányoztuk, hogy a térdpont, amely feltételezésünk szerint jól közelíti az eredő erő támadáspontját, mediális vagy laterális irányba tolódik a felugrás során. A *tibia* tengelye úgy közelíthető, hogy a bokára helyezett markerek (LLM és LMM; RLM és RMM) egyenesének a felezőpontjára és a *tibia* fejére helyezett markerek (LHF és LMF; RHF és RMF) egyenesének a felezőpontjára egyenest illesztettünk frontális irányban. A térdízület úgy közelíthető, hogy a *femur* alsó végére helyezett markerek (LLE és LME; RLE és RME) egyenesének a felezőpontjára és a *tibia* fejére helyezett markerek (LHF és LMF; RHF és RMF) egyenesének a felezőpontjára egyenest illesztettünk frontális irányban. A két egyenes metszéspontja a térdpont, amely az eredő erő támadáspontját jól közelíti. A 2. ábrán látható a közelítő térdpont vizuális ábrázolása. A közelítő térdpont x és y koordinátáit exportáltuk. A lokális koordinátarendszer origója a jobb térd esetén az RHF marker, a bal térd esetén az LHF marker volt. A *tibia* tengelyének relatív dőlésszögét minden időpillanatban a *tibia* 0. időpillanatban vett tengelyéhez viszonyítottuk.

A ciklusokra bontáshoz a külső bokára helyezett markereknek a függőleges tengely menti koordinátáit célszerű használni. A felugrás csúcsa (maximális emelkedés) esetén a mindkét bokára helyezett markernek lokális maximuma volt. Egy vizsgált ciklus a felugrás csúcspontjától számítva egységesen 1 s-on át tartott. Ezáltal biztosítottuk a leérkezés pillanatának, valamint a leérkezés utáni csillapítási fázis rögzítését is, hogy vizsgálni tudjuk az ízületek csillapítási képességét. A három különböző feladatnak külön vizsgáltuk a ciklusait. Minden feladat ciklusa során vizsgáltuk

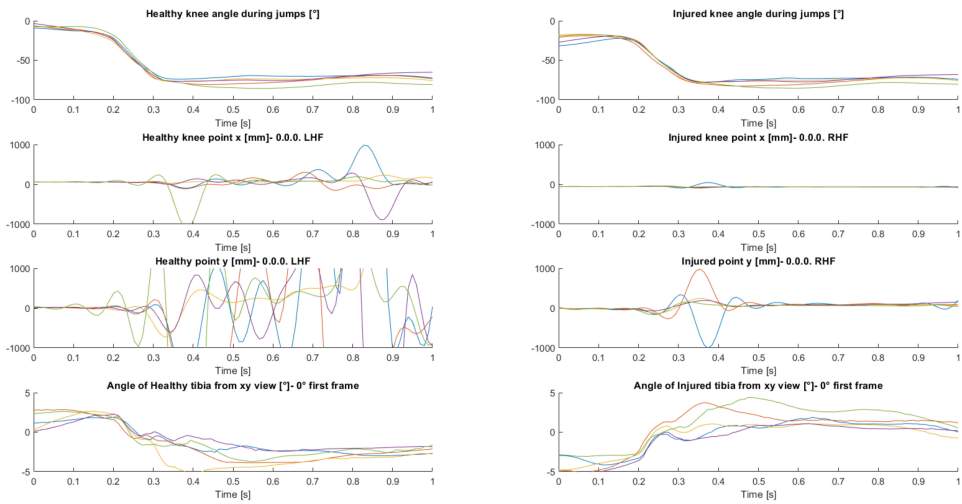
a különböző mozgásparamétereket, vagyis a térdízület *flexio-extensio* szögét, *tibia* tengelyének és a térdízület metszéspontját, valamint a *tibia* frontális irányból vett relatív dőlésszögét.

3. EREDMÉNYEK

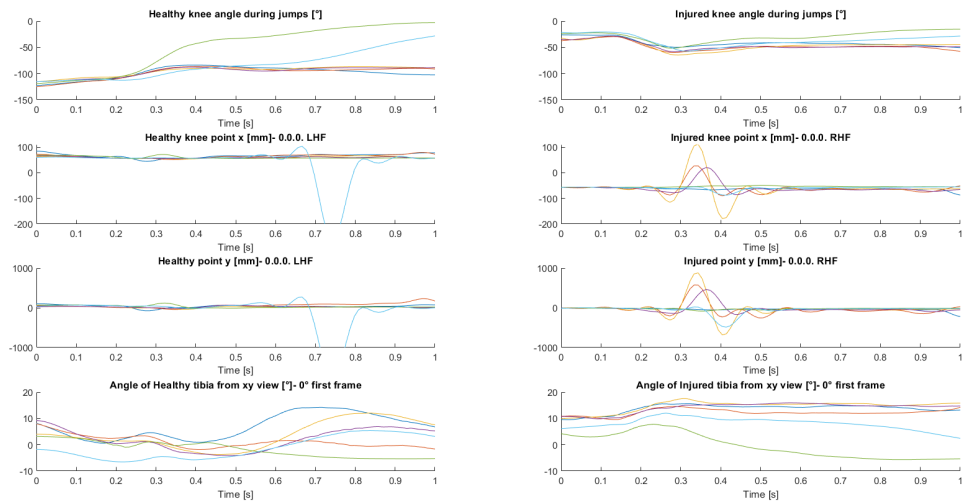
Az ábrázolt mozgásparaméterek a térdízület *flexio-extensio* szöge, térdpont (*tibia* tengelyének és a térdízület metszéspontja), valamint a

tibia frontális irányból vett relatív dőlésszöge. A *tibia* tengelyének és térdpont *x* irányú komponenséből következtethetünk a mozgásközéppont helyének változására, amely feltételezésünk szerint követi az eredő erő helyének változását.

A mozgásparamétereket 3. ábrán a két lábbal történő leérkezéskor (első feladat) míg a 4. és az 5. ábrán egy lábbal történő leérkezéskor



3. ábra. Páros lábbal történő felugrás során a biomechanikai paraméterek ábrázolása leérkezés közben

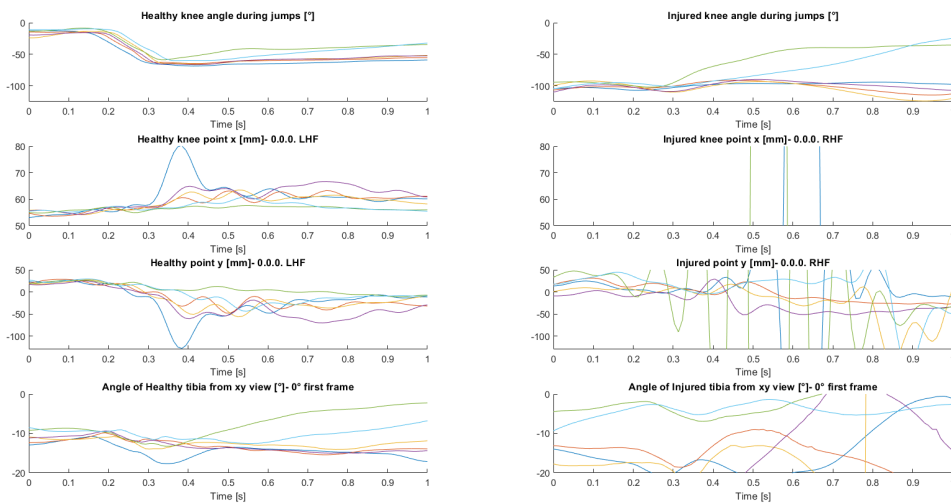


4. ábra. Felugrás során a biomechanikai paraméterek ábrázolása műtött lábra leérkezés közben – ugróláb (műtött) biomechanikai paraméterei relevánsak

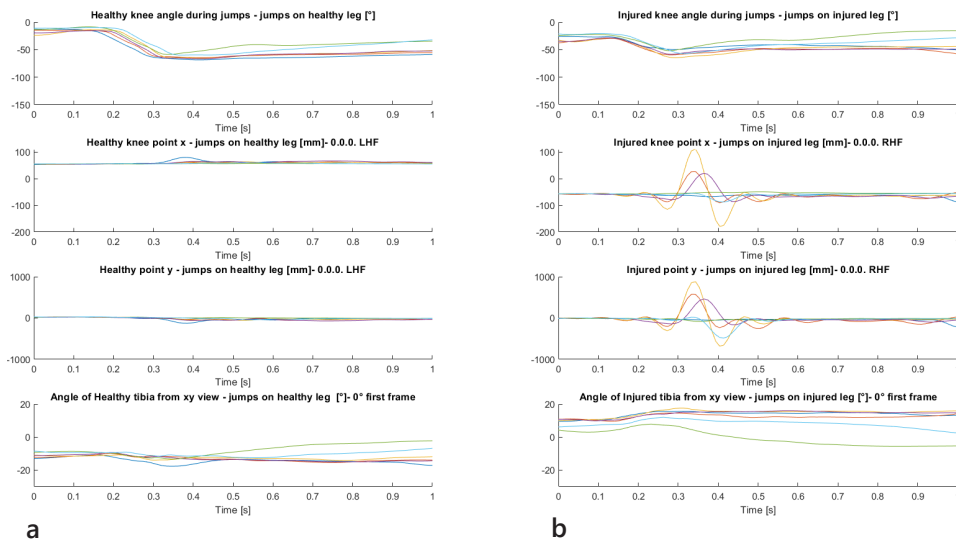
(második és harmadik feladat) ábrázoltuk. A 4. és az 5. ábrán az ugróláb mozgásparamétereit a relevánsak, hiszen annak kell elviselni a terhelést, az fog csillapítani leérkezés közben. A 6. ábrán az ugró oldal mozgásparamétereit hasonlítottuk össze.

4. MEGBESZÉLÉS

A két-fázisú nem-kontakt sérülések primer okaként a kompressziós erők és nyíróerők szuperpozíciója is közrejátszik.^{12,13} A proprioceptív idegvégék dózis-limitáltan és



5. ábra. Felugrás során a biomechanikai paraméterek ábrázolása egészséges lábra leérkezés közben – az ugróláb (egészséges) biomechanikai paramétereit relevánsak



6. ábra. Az ugróláb biomechanikai paramétereit felugrásból egy lábra leérkezés során.
 a.) az egészséges láb biomechanikai paramétereit egészséges lábra érkezés során
 b.) a műtött láb biomechanikai paramétereit műtött lábra érkezés során

küszöbérték függően tudnak sérülni akut stresszhatás alatt, ezért a károsító kompressziós és nyíró erők szuperpozíciójának különös lehet a jelentősége.^{12,13} Fontos megjegyezni, hogy feltételezhetően az izomláz esetében az elsődleges és egyben kritikus sérülés helye az izomorsóban található proprioceptív idegvég *Piezo2* ioncsatornája.^{13,16} A *Piezo2* ioncsatorna egy gigantikus transzmembrán fehérje, amely ioncsatorna a szomato-szenzoros idegvégében a proprioceptív mechano-transzdukcióért felelős.^{17,18} Az NKEK sérülés új elmélete a fenti primer proprioceptív idegvég sérülést a proximális *tibia* mediális oldalán a csonthárttyában feltételezi, és a *Piezo2* ion csatorna mikrosérülése sejtethető a háttérben.¹² A hipotézis része, hogy a sípcsont ezen részén található *infrapatellaris* idegnek nem csak bőrt beidegző ága, hanem a mediális ízületi kapszulát és csonthárttyát beidegző ága is lehet.¹² Ezt a kettős beidegzést a belboka esetében igazolták, ahol a *saphenus* idegből eredő mediális *malleolus* ág mind a bőrt, mind a csonthárttyát, illetve az ízületi kapszulát is beidegzi.¹⁹

A térd mozgásközéppontja, azaz térdpont a *tibia* tengely és a térd síkjának speciálisan meghatározott egyenesének metszéspontjaként definiálható. Feltételezhető, hogy az eredő erő támadáspontja jó közelítéssel megegyezik a térdponttal. A kutatás célja, egy mozgásvizsgálaton alapuló geometriai módszer kidolgozása és alkalmazhatóságának ellenőrzése volt, amely a térdpont helyét az adott mozgás minden időpillanatában az alsó végtag kijelölt anatómia pontjainak térbeli helyzetéből geometriai úton számítja. A módszer használhatóságát egy elülső keresztzalag műtéten átesett, de már teljesen felgyógyult kézizabldázó esetén három különböző ugrás elemzésével mutattuk meg. A 3. ábrán a felugrából páros lábbal érkezés során megfigyelhető, hogy az egészséges oldal térdpontjának x irányú mozgásának amplitúdója nagyobb. Ez azt jelentheti, hogy a *tibia* tengelye jobban

kitért az alapállapotából (alapállapotában feltételezhetően a *tibia* tengelye merőleges a térd szagittális síkjára). Ebből arra lehet következtetni, hogy az egészséges alsó végtagnak kellett nagyobb terhelést elviselnie. A 3. ábrán az is látható, hogy a térdpont x irányú komponense az egészséges oldal esetén nagyobb amplitúdójú és időben elnyújtottabb, mint a műtött oldal esetén.

A 4. és az 5. ábrán az egy lábra leérkező ugrások mozgásparemeterei találhatók talajérkezés közben. A görbék jellege miatt mutatuk be a két ábrát külön-külön is. A 4. ábrán megfigyelhető, hogy alternáló mozgást végzett a műtött oldal térdpontjának x irányú komponense, azaz a térdpont helye folyamatosan változott. Feltételezhető, hogy az eredő erő helye is folyamatosan változott. A műtött oldal térdpontjának x irányú komponensének esetében a negatív irányú kitérés jelentette a *tibia* mediális irányban történő kitérést. A 4. ábrán látható továbbá, hogy a térdpont x irányú komponense a műtött oldal esetén viszonylag nagyobb amplitúdójú és időben koncentrált mozgást írt le, amely rövid időn belül visszatért a kiindulási állapotába, amely eltér az egészséges oldal eredményeitől.

Az 5. ábrán látható az egészséges oldal térdpontjának x irányú komponensének oszcilláló mozgása. Ez azt mutathatja, hogy a térdpont helye is folyamatosan változott. Az egészséges oldal térdpontjának x irányú komponensének esetében a pozitív irányú kitérés jelentette a *tibia* mediális feje irányában történő kitérést. Szintén megfigyelhető, hogy a térdpont x irányú komponense ebben az esetben nem tért vissza a kiindulási állapotába, hanem egy másik értéket vett fel, ami a lokális koordináta-rendszerben értelmezve azt jelenti, hogy a *tibia* mediális fejéhez volt közelebb, mint felugrás előtt. A leérkezés során térdpont a *proximalis tibiában* annak a mediális oldala felé tolódott. Az 5. ábrán látható, hogy a térd-

pont x irányú komponense az egészséges oldal esetén viszonylag kisebb amplitúdójú és időben elosztott mozgást írt le. Feltételezhető, hogy az eredő erő helye is hasonló mozgást végez.

A fenti méréseink utalhatnak arra, hogy az NKEK sérülés az új elmélet szerint feltételezett eredő erő támadáspontjának helye a sérülés provokatív helyzetében a *proximalis tibia medialis* részén van.¹² Továbbá a méréseken tapasztalt jelenség, nevezetesen, hogy a műtött oldal stresszelnyelő képessége limitált, szintén utalhat a nem-kontakt sérülés új hipotézisre, mert a korábbi sérülés és esetleges műtéti következményként a proprioceptív idegkárosodás fennállhat.¹² Az NKEK sérülés mechanizmusának másodlagos fázisát megelőzően, de már az elsődleges sérülést követően, ugyanilyen proprioceptív idegvég mikrosérülés feltételezhető.¹² Erre utalhatnak a korábbi cikkekben összefoglalt jelenségek, hogy kézilabdások NKEK sérülést közvetlenül megelőző felugráskor sarokra vagy talpra érkeztek, míg az NKEK sérülést nem szenvedett sportolók az elülső lábra érkeztek.^{11,20} Az NKEK sérülést elszenvedők kisebb boka planthar flexióval és 50%-kal hamarabb fogtak talajt, amely mind a propriocepció károsodására, illetve ennek

következtében a korlátozott stresszelnyelésre, testtartás kontroll veszítésre, valamint limitált gravitáció elleni védelemre utalhatnak.^{11,12,20}

A kutatás hiányossága, hogy a módszerrel csak egy személy három különböző mozgását rögzítettük és elemeztük. További hiányossága, hogy kinetikai mérésekkel nem bizonyított, hogy a definiált mozgásközéppont (cikkbent térdpontként használt) és az eredő erő pontja megegyezik-e. Ezen hiányosságok és a fenti feltételezések alátámasztása végett további, statisztikailag alátámasztott következtetések levonására alkalmas, nagyobb számú vizsgálat végzése elengedhetetlenül szükséges.

Összefoglalóan megállapítható, hogy a kidolgozott mérési módszer alkalmas a térd mozgásközéppontjának meghatározására, ha a mozgásközéppontot (térdpontot) a *tibia* tengely és a térd síkjának speciálisan meghatározott egyenesének metszéspontjaként definiáljuk. Egy vizsgált személyen végzett mérés adataiból számított különböző mozgásparaméterek jól mutatják a mozgás közben egyes szögjellemzők változását és a térdpont helyzetének változását. Feltételezhető, hogy az eredő erő is hasonló mozgást végez.

A szerzők részvétele: Konceptió: S.B., K.R., M.C. Metódu: K.R., M.C. Szoftver: M.C. Validálás: K.R., M.C. Formális analízis: M.C. Vizsgálat: M.C. Eszközölés: K.R. Írás - kézirat: M.C., S. B. Írás - felülvizsgálat, szerkesztés: M.C., K.R., S.B. Vizualizáció: M.C. Felügyelet: K.R., B.I. Projekt adminisztráció: K.R., M.C. Forrás: K.R.

Köszönetnyilvánítás: -

Támogatás: A kutatás az Emberi Erőforrások Minisztériuma ÚNKP-21-1 kódszámú „Új Nemzeti Kiválóság” Programjának támogatásával készült.

Összeférhetlenség: Nincs

Rövidítések: LCA - elülső keresztzalag, NKEK - Nem-kontakt elülső keresztzalag

IRODALOM

1. Hootman JM, Dick R, Agel J. Epidemiology of collegiate injuries for 15 sports: Summary and recommendations for injury prevention initiatives. *J Athl Train.* 2007;42(2):311-9. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17710181>
2. Ali N, Rouhi G. Barriers to predicting the mechanisms and risk factors of non-contact anterior cruciate ligament injury. *Open Biomed Eng J.* 2010(4) 4 (2010): 178-89. DOI: [10.2174/1874120701004010178](https://doi.org/10.2174/1874120701004010178)
3. Kobayashi H, Kanamura T, Koshida S, Miyashita K, Okado T, Shimizu T et al. Mechanisms of the anterior cruciate ligament injury in sports activities: A twenty-year clinical research of 1,700 athletes. *J Sports Sci Med.* 2010;9:669-75. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24149795>
4. Koga H, Nakamae A, Shima Y, Iwasa J, Myklebust G, Engebretsen L, et al. Mechanisms for noncontact anterior cruciate ligament injuries: Knee joint kinematics in 10 injury situations from female team handball and basketball. *Am J Sports Med.* 2010;38: 2218-25. DOI: [10.1177/0363546510373570](https://doi.org/10.1177/0363546510373570).
5. McNair PJ, Marshall RN, Matheson JA. Important features associated with acute anterior cruciate ligament injury. *N Z Med J.* 1990;103:537-9. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2243642>
6. Boden BP, Dean GS, Feagin JA, Garrett WE. Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. *Orthopedics.* 2000;23:573-8. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10875418>
7. Fauno P, Wulff Jakobsen B. Mechanism of anterior cruciate ligament injuries in soccer. *Int J Sports Med.* 2006;27:75-9. DOI: [10.1055/s-2005-837485](https://doi.org/10.1055/s-2005-837485)
8. Uhorchak JM, Scoville CR, Williams GN, Arciero RA, Pierre PS, Taylor DC. Risk factors associated with noncontact injury of the anterior cruciate ligament. *The American journal of sports medicine.* 2003 Nov;31(6):831-42. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/14623646>
9. DeMorat G, Weinhold P, Blackburn T, Chudik S, Garrett W. Aggressive quadriceps loading can induce noncontact anterior cruciate ligament injury. *The American journal of sports medicine.* 2004 Mar;32(2):477-83. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/14977677>
10. Meyer EG, Baumer TG, Slade JM, Smith WE, Haut RC. Tibiofemoral contact pressures and osteochondral microtrauma during anterior cruciate ligament rupture due to excessive compressive loading and internal torque of the human knee. *Am J Sports Med.* 2008;36: 1966-77. DOI: [10.1177/0363546508318046](https://doi.org/10.1177/0363546508318046)
11. Boden BP, J. S. Torg JS, S. B. Knowles SB, Hewett TE. Video analysis of anterior cruciate ligament injury: Abnormalities in hip and ankle kinematics. *Am J Sports Med.* 2009;37:252-9. DOI: [10.1177/0363546508328107](https://doi.org/10.1177/0363546508328107)
12. Sonkodi B, Bardoni R, Hangody L, Radák Z, Berkes I. Does compression sensory axonopathy in the proximal tibia contribute to noncontact anterior cruciate ligament injury in a causative way? - a new theory for the injury mechanism. *Life* 2021;11:443. Available from: <https://www.mdpi.com/2075-1729/11/5/443>
13. Sonkodi B, Berkes I, Koltai E. Have we looked in the wrong direction for more than 100 years? Delayed onset muscle soreness is, in fact, neural microdamage rather than muscle damage. *Antioxidants.* 2020 Mar;9(3):212. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/32150878>
14. Olsen OE, Myklebust G, Engebretsen L, Bahr R. *Injury mechanisms for anterior cruciate ligament injuries in team handball: a systematic video analysis. The American journal of sports medicine.* 2004 Jun;32(4):1002-12. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15150050>
15. Kocsis L, Kiss RM, Jurák M. Determination and representation of the helical axis to investigate arbitrary arm movements. *Facta univer-*

- sitatis-series. *Physical Education and Sport*. 2000;1(7):31-7.
16. *Sonkodi B, Kopa Z, Nyirády P*. Post Orgasmic Illness Syndrome (POIS) and Delayed Onset Muscle Soreness (DOMS): do they have anything in common? *Cells*. 2021 Aug;10(8):1867. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/34440637>
 17. *Woo SH, Lukacs V, De Nooij JC, Zaytseva D, Cridle CR, Francisco A et al*. Piezo2 is the principal mechanotransduction channel for proprioception. *Nature neuroscience*. 2015 Dec;18(12):1756-62. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26551544>
 18. *Volkers L, Mechioukhi Y, Coste B*. Piezo channels: from structure to function. *Pflügers Archiv-European Journal of Physiology*. 2015 Jan;467(1):95-9. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25037583>
 19. *Clendenen SR, Whalen JL*. Saphenous nerve innervation of the medial ankle. *Local and regional anesthesia*. 2013;6:13. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23630434>
 20. *Boden BP, Sheehan FT, Torg JS, Hewett TE*. Non-contact ACL injuries: mechanisms and risk factors. *The Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*. 2010 Sep;18(9):520. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20810933>

AZ ORTINNO HIP&KNEE REHABILITÁCIÓS BERENDEZÉS HATÉKONYSÁGÁNAK ÉRTÉKELÉSE JÁRÁSVIZSGÁLÓ RENDSZERREL CEREBRÁL PARETIKUS BETEGEK ESETÉN

Csernátony Zoltán¹, Manó Sándor¹, Pálinkás Judit², Csámer Loránd¹, Lei Zhang¹, Tasi Krisztina³, Soósné Horváth Hajnalka^{1*}

¹ Debreceni Egyetem Általános Orvostudományi Kar, Ortopédiai Tanszék, Biomechanikai Laboratórium

² Debreceni Egyetem, Népegészségügyi Kar

³ Debreceni Egyetem, Klinikai Központ, Ortopédiai Klinika



DOI: 10.17489/biohun/2022/2/559

Absztrakt

Hazánkban mintegy évi ötezer térdprotézis műtéten átesett beteg mellett egy másik, igen jelentős betegcsoport is a térd teljes nyújthatóságának elmaradásával küzd. Ezek az ún. cerebrál paretikus (CP) betegek, akiknél általában a perinatális időszakban bekövetkezett különböző súlyosságú agykárosodás okoz testszerte tónuszavart, ami a térdízület esetében a szemiflektált helyzet állandósulását jelenti.

A térdízületi extenziós deficit leküzdésére egy olyan rehabilitációs berendezést készítettünk, amely az ülő, vagy az ágy szélén fekvő beteg alsó végtagját a boka-láb régióban egy speciális saroktartóban rögzítve, és így felfüggesztve tartja. A felfüggesztést úgy alakítottuk ki, hogy önbeálló módon a talpél függőleges, és ennek megfelelően a térdhajlítás haránttengelye vízszintes lesz. Amennyiben ez a helyzet megvalósul, és az így felfüggesztett végtagot ciklikusan megemeljük/ejtjük, az ejtés végpontját elérve a térdízület hátsó passzív rögzítő struktúráiban, illetve a fokozott izomtónusú térdhajlító izmokban egy nyújtó hatás lép fel. Ennek repetitív alkalmazása tapasztalataink alapján elősegíti a térdízület kívánatos teljes nyújtásának elérését.

A készülék megalkotásánál eredendően az alapvető cél a térdprotézis műtétet követő flexiós kontraktúra megelőzése, kezelése volt. A térdprotézis műtétek Covid-járvány kialakulása miatti leállítására okán került át figyelmünk a cerebrál paretikus betegek irányába. A mérésorozatot egy pilot study előzte meg, melynek során szerzett tapasztalatokra alapozva 2021 tavaszán kezdtük el a kezeléseket és a műszeres utánkövetést 28 betegen.

A mérések eredményei alapján általánosságban elmondhatjuk, hogy az OrtInno Hip&Knee egy jól használható rehabilitációs berendezés, amely ilyen rövid, mindössze kéthetes kezelési idő alatt

***Levelező szerző elérhetősége:** Debreceni Egyetem Általános Orvostudományi Kar, Ortopédiai Tanszék, Biomechanikai Laboratórium, H-4032 Debrecen, Egyetem tér 1. **E-mail:** soosne.hajnalka@med.unideb.hu **Tel.:** +36 30 226-4351

Citáció: Csernátony Z, Manó S, Pálinkás J, Csámer L, Lei Z, Tasi K, Soósné HH. Az OrtInno Hip&Knee rehabilitációs berendezés hatékonyságának értékelése járásvizsgáló rendszerrel cerebrál paretikus betegek esetén. *Biomech Hung* 2022; 15(2):60-70.

Beérkezés ideje: 2022.10.21. **Elfogadás ideje:** 2022.12.15.

is már kedvező eredményeket hozott a kezelt betegek alsóvégtagi mozgástartományát illetően. Ezt mind a fizikális vizsgálatok, mind a Diers 4D Motionlab rendszerrel vett járásadatok is alátámasztják. Ami azonban még ennél is fontosabb, hogy szinte kivétel nélkül minden kommunikációképes beteg és ápolóik, szüleik kedvező hatásokról számolnak be a készülék kapcsán.

Ugyanakkor a vizsgálatsorozat arra is rámutatott, hogy a kezelés felfüggesztése sok (120-ból 61) esetben az állapot romlását idézte elő, azaz nagyon fontosnak tűnik a kezelés folyamatos biztosítása a beteg részére.

Kulcsszavak: térd flexiós kontraktúra, CP, rehabilitációs berendezés

EVALUATION OF THE EFFICIENCY OF THE ORTINNO HIP&KNEE REHABILITATION DEVICE IN THE CASE OF PATIENTS WITH CEREBRAL PALSY USING GAIT ANALYSIS SYSTEM

Abstract

In addition to the 5000 knee replacement operations performed annually (Hungarian data), another very significant group of patients is also struggling with the lack of full knee extension. These are the so-called cerebral paretic (CP) patients, in whom brain damage of varying severity in the perinatal period usually causes a body-wide tonus disturbance, which in the case of the knee joint means the persistence of a semi-reflected position.

To overcome the knee joint extension deficit, we have designed a rehabilitation device that keeps the lower limb of the patient, either seated or lying with the buttocks on the edge of the bed, fixed in a special heel support in the ankle-foot region and thus suspended. The suspension is designed in such a way that the sole of the foot is self-adjusting and the axis of knee flexion is horizontal. If this position is achieved and the suspended limb is cyclically lifted/depressed, a stretching effect occurs in the posterior passive anchorage structures of the knee joint and in the increased muscle tone knee flexor muscles when the end point of the depression is reached. Its repetitive application has been shown to help achieve the desired full stretch of the knee joint.

The device was originally designed to prevent and treat flexion contracture following knee replacement surgery. It was the cessation of knee replacement surgery due to the development of the Covid epidemic that led to a shift of attention towards cerebral paretic patients. A pilot study preceded the measurement series, and based on the experience gained, we started treatment and instrumental follow-up in 28 patients in spring 2021.

In general, the results of the measurements show that OrtInno Hip&Knee is a well-used rehabilitation device that has already produced positive results in terms of lower limb range of motion in the treated patients in such a short treatment period of only two weeks. This is confirmed by both physical examinations and gait data taken with the Diers 4D Motionlab system. More importantly, almost without exception, all communicative patients and their carers and parents report positive effects of the device.

At the same time, the study also showed that in many (61 of 120) cases the suspension of treatment led to a worsening of the condition, which means that it seems very important to ensure that the patient continues to receive treatment.

Keywords: knee flexion contracture, CP, rehabilitation device

BEVEZETÉS

A térdízület funkciója az evolúció során a két lábra állással alapvetően megváltozott. A négy lábón járó emlősök esetében a térdízület viszonylag rövid erőkarok, azaz arányaiban az emberénél jóval rövidebb *femur* és *tibia* között helyezkedik el. Ezzel szemben az emberi térd testünk legnagyobb ízülete, és ráadásul a hosszú *femur* és *tibia* révén a legnagyobb erőkarokkal is rendelkezik. Így a négylábú emlősök normál helyzetűnek tekinthető szemiflektált térdhelyzete nálunk embereknel nyugalmi helyzetben kórosan nagy ízületi terhelést jelent. A normál állás során azonban testünknek van egy rendkívül energiatakarékos helyzete, melynek része a teljesen nyújtott térd. Ilyenkor a teherviselő ízületek, így a térd körüli izmok is csak finom beállítódási mozgásokat végeznek, nincs valódi tartó funkciójuk.¹

Ha azonban szándékosan vagy kóros ízületi viszonyok miatt a térd álláskor többé-kevésbé hajlított helyzetben van, akkor mind a térdextenzorok, mind a -flexorok állandó munkát végeznek, így stabilizálva az adott helyzetet. A terhelés szempontjából ez hozzáad a testsúlyból származó terheléshez, valamint az állandó feszülés miatt a térd körüli izmok kifáradásával jár.

A térdprotézis műtétet igénylő artrotikus térdek műtét előtt a legtöbbször már ilyen szemiflektált helyzetben állnak. A protézis műtét végeztével a beteg teljesen kinyújtható térdrel kerül ki a műtöböl. Okát nem tudjuk, de egy-két napon belül több-kevesebb extenziós elmaradással állunk szemben, amit a jól vezetett fizioterápia is sokszor csak huzamosabb kezeléssel és gyakorlatoztatással tud megszüntetni. A térdmozgató berendezések alkalmazása a normál posztoperatív kezelési protokoll részét képezi, mellyel a beteghez igazított paraméterekkel alternáló nyújtó-hajlító mozgatózás végezhető, ráadásul a szaksze-

mélyzet aktív fizikai közreműködése nélkül. A sokszor nem megfelelő klinikai eredmény háttérét kutatva munkacsoportunknak sikerült bebizonyítania, hogy ezek az ún. CPM (*Continuous Passive Motion*) berendezések csak skálázásuk szerint biztosítanak teljes nyújtást, a valóságban azonban az extenziós szakasz nem teljes.²

Az évi ötezer térdprotézis műtéten átesett páciens (magyarországi adat) mellett egy másik, igen jelentős betegcsoport is a térd teljes nyújthatóságának elmaradásával küzd. Ezek az ún. cerebrál paretikus (CP) betegek, akiknél általában a perinatális időszakban bekövetkezett különböző súlyosságú agykárosodás okoz testszerte tónuszavart, ami a térdízület esetében a szemiflektált helyzet állandósulását jelenti. Huzamos ideig fennálló szemiflektált helyzet egy idő után a rossz izombalansz mellett a folyamatot súlyosbító ízületi tok, ízületi közelet, és akár a térd körüli bőr zsugorodását is okozza. A problémát számos szerző elemezte, azonban általánosan elfogadott megoldás mindeddig nem született.³⁻¹¹ Mindkét betegcsoport kezelésére, illetve rehabilitációjára egy olyan mechanizmust fejlesztettünk ki, amely a térd teljes nyújtását a gravitáció segítségével hívásával javítja.

ANYAG ÉS MÓDSZER

A térdízületi extenziós deficit leküzdésére egy olyan rehabilitációs berendezést készítettünk, amely az ülő, vagy az ágy szélén fekvő beteg alsó végtagját a boka-láb régióban egy speciális saroktartóban rögzítve és így felfüggesztve tartja. A felfüggesztést úgy alakítottuk ki, hogy önbeálló módon a talpél függőleges, és ennek megfelelően a térdhajlítás harántengelye vízszintes lesz. Amennyiben ez a helyzet megvalósul, és az így felfüggesztett végtagot ciklikusan emeljük/ejtjük, az ejtés végpontját elérve a térdízület hátsó passzív rögzítő struktúráiban, illetve a fokozott izomtónusú térd-

hajlító izmokban egy nyújtó hatás lép fel. Ennek repetitív alkalmazása elősegíti a térdízület kívánatos teljes nyújtásának elérését.

A sarkánál megtámasztott alsó végtag az ülő, vagy fekvő beteg esetében a combtő ágyszéli helyzete a comb alátámasztás nélküli helyzetét biztosítja, ami a hatásmechanizmus szempontjából fontos körülmény.

Több „deszkamodell prototípus” megépítését és klinikai kipróbálását követően professzionális környezetben pályázati támogatásból 10 olyan prototípust sikerült megépítenünk, amely már számos vonatkozásban közelít a rutin klinikai bevezethetőség irányába (1. ábra).

A Debreceni Egyetem Kutatás-Értékelési Bizottságának engedélyével (engedélyszám: DE RKEB 5248-2019) ezeket a berendezéseket is klinikai vizsgálatba vontuk, ezáltal mind térdprotetizált, mind CP-s betegeken alkalmazni volt hasznos és pozitív visszacsatolást nyújtó eredményeket nyerni.

Az OrtInno Hip&Knee megalkotásánál eredendően az alapvető cél a térdprotézis mű-

tétet követő flexiós kontraktúra megelőzése, kezelése volt. A térdprotézis műtétek Covid-járvány kialakulása miatti leállítása okán került át figyelmünk a cerebrál paretikus betegek irányába.

Ennél a betegcsoportnál az alapbetegséggel összefüggésben fokozatosan kialakult és hosszú ideje fennálló flexiós térdkontraktúra mértékének csökkentése, és ezáltal az állapot súlyosságától függően az ápolhatóság könnyítése, vagy a járóképesség javítása volt a célunk. A mérésorozatot egy pilot study előzte meg, melynek során szerzett tapasztalatokra alapozva 2021 tavaszán kezdtük el a kezeléseket és a műszeres utánkövetést. A vizsgálat célja a kezelés hatékonyságának, azon belül a kedvező hatás megjelenése idejének, annak mértékének, majd a kezelés felfüggesztése után a hatás fennállásának, azaz a recidiva megjelenése idejének megállapítása volt.

Betegcsoportok

Három betegcsoportot alakítottunk ki a mérések típusa szerint. Az önállóan járásképes betegek közül, akiket csak lehetett, a fizikális vizsgálat mellett a Diers 4D Motionlab (Diers GmbH, Schlangenbad, Németország) járásvizsgáló rendszerrel történő mérésekbe vontunk be. A járásképtelen betegek csoportja a második: az ő esetükben EMG (FreeEMG, BTS Bioengineering, Milánó, Olaszország), és fizikális vizsgálatokat végeztünk. A harmadik csoport tagjain csak fizikális vizsgálatot végeztünk el. Alapvetően három fázist különítettünk el: a kezelés előtti (1. fázis), a két héttel a kezelés utáni (2. fázis), valamint a két hét kezelés és egy hét kezelés nélküli időszakot követő (3. fázis) periódust.

A beválasztási kritériumok szerint fizikális vizsgálatba Cerebrál paresis diagnózissal rendelkező páciensek vonhatók be és szükséges a vizsgálatba bevont személy (vagy annak törvé-



1. ábra. Az OrtInno Hip&Knee rehabilitációs berendezés

nyes képviselője) hozzájárulása a vizsgálathoz. A kritériumok alapján 28 beteget vizsgáltunk. EMG vizsgálatot 4 beteg és 3 egészséges kontrollszemélyen végeztünk. Kritériumaink szerint a vizsgálatba Cerebral paresis diagnózissal rendelkező páciensek voltak bevonhatóak, akiknek (vagy törvényes képviselőjüknek) a hozzájárulása volt szükséges.

Diers mozgásanalizáló rendszer segítségével 13 páciens vizsgáltunk, előzetesen felállított kritériumaink alapján rendelkezniük kellett Cerebral paresis diagnózissal, hozzá kellett járulniuk a vizsgálathoz, illetve a páciensek képesnek kellett lennie testtávolsági segédeszköz nélküli járásra.

VIZSGÁLATI PROTOKOLL

Fizikális vizsgálat

Az alsóvégtag fizikális vizsgálatait a hagyományos ortopédiai protokoll szerint szakorvos végezte mindkét oldalon: csípő esetében flexiót, extenziót, addukciót, abdukciót, kirotációt és berotációt mértünk, térd esetében flexiót és extenziót/hyperextenziót, boka esetében pedig plantár-, illetve dorzálflexiót. A vizsgálat minden esetben háton fekvé történt.

Diers 4D Motionlab vizsgálatok

A Diers mozgásanalizáló berendezéssel történő vizsgálat 3 alkalommal történt: a kezelést megelőzően, majd a 2 ill. 3 hetes kezelést követően és a kezelések befejezése után egy héttel. A vizsgálat egyrészt statikus – tehát álló helyzetben, másrészt dinamikus – tehát járás közben történő – mérésekből állt, fókuszálva a páciensek mindkét oldalára. A járásvizsgálat (*gait analysis*) sebessége minden esetben 1 km/h volt. Ez az a tempó, mely minden páciens számára vállalható, kivitelezhető volt. Minden járásvizsgálat alkalmával (járás és állás közben) végeztünk talpnyomásmérést (Pedogait) is.

EMG vizsgálatok

Az EMG vizsgálatokat a térd hajlító és feszítő izmaira fókuszálva végeztük el. Az izomaktivitások mérése BTS Bioengineering FreeEMG eszközzel, egy laptopon futó EMG analyzer szoftver segítségével történt a kezelés előtt, majd két hét kezelést követően a következő eljárás szerint.

FreeEMG érzékelőket helyeztünk el az érintett oldalon a m. rectus femoris, m. tibialis anterior, m. biceps femoris caput longus és a m. gastrocnemius lateralis izmokra.

A következő mozgások végrehajtása során az izomaktivitás folyamatos mérését végeztük el: háton fekvé a sarok felemelésével és levegőben tartásával térdhajlítás és nyújtás elvégzése 5 alkalommal, és háton fekvé a térd nyújtott helyzetében a sarok felemelése és a levegőben tartása 5 másodpercig. Mindezeket a kezelés elindítása után 10 másodperccel 15 másodpercig, majd 15 perc kezelés letelte előtt közvetlenül, még kezelés közben 15 másodpercig, illetve a 15 perc kezelés befejezése után. A vizsgálat végeztével az érzékelőket eltávolítottuk, majd a mérési adatokat feldolgoztuk, a fájlokat archiváltuk.

EREDMÉNYEK

Fizikális vizsgálatok

Az összesítés szerint 131 paraméter változott pozitív irányban, azaz nőtt, 108 paraméter változatlan maradt, és mindössze 49 esetben volt csökkenés, azaz mozgásbeszűkülés. A változások átlaga és szórása az [1. táblázat](#) szerint alakult.

Diers 4D Motionlab

A dinamikus járásvizsgálatok során az alsóvégtagi nagyízületek maximális szögeinek változásai a [2.](#) és [3. ábra](#) szerint alakultak.

A járás közben mért szögértékváltozásokat és a megfigyelt járásparaméterek változását mind a 1-2, mind a 2-3 fázisokra vonatkozóan a [2. táblázatban](#) foglaltuk össze.

A növekvő paraméterek száma az 1-2 fázisok között mindenütt nagyobb, mint a csökkenő

1. táblázat. A fizikális vizsgálat során mért paraméterek változása a kezelés előtti állapothoz képest

Paraméter	Átlag (°)	Szórás (°)
Térd flexió (jobb oldal)	-0,8	9,3
Térd extenzió (jobb oldal)	1,9	4,5
Térd flexió (bal oldal)	2,5	11,0
Térd extenzió (bal oldal)	2,6	5,6
Csípő flexió (jobb oldal)	9,7	12,0
Csípő extenzió (jobb oldal)	-1,1	7,6
Csípő abdukció (jobb oldal)	10,0	12,0
Csípő addukció (jobb oldal)	3,6	13,7
Csípő kiroptáció (jobb oldal)	7,2	12,0
Csípő berotáció (jobb oldal)	7,2	9,2
Csípő flexió (bal oldal)	2,5	18,1
Csípő extenzió (bal oldal)	-1,9	3,8
Csípő abdukció (bal oldal)	5,8	10,8
Csípő addukció (bal oldal)	3,9	13,0
Csípő kiroptáció (bal oldal)	5,8	10,3
Csípő berotáció (bal oldal)	8,1	10,2

2. táblázat. A járásparaméterek értékeinek változása az különböző fázisok között

Paraméter	1-2 közötti változás		2-3 közötti változás	
	Átlag	Szórás	Átlag	Szórás
csípő flexió (°)	-0,33	5,99	-2,83	3,71
csípő extenzió (°)	0,08	4,66	1,42	4,44
térd flexió (°)	2,83	10,50	5,33	7,27
térd extenzió (°)	0,75	8,40	-3,67	9,48
boka plantárflexió (°)	-1,33	5,93	-3,33	5,73
boka dorzálflexió (°)	-1,42	6,65	0,25	4,09
COP oscillation átlag (cm)	-0,36	1,54	-0,17	1,65
COP oscillation szórás (cm)	0,20	1,01	0,31	1,83
Gait line length átlag (cm)	3,23	6,27	-2,23	8,26
Gait line length szórás (cm)	-1,95	9,85	1,44	4,41

paramétereké, míg a 2-3 fázis között éppen fordítva alakul a trend ([3. táblázat](#)).

EMG vizsgálatok

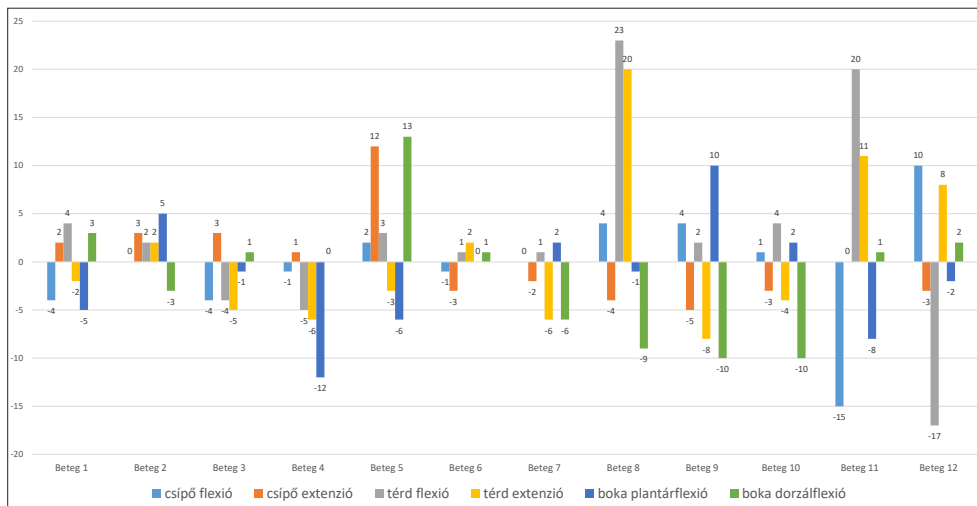
Az EMG vizsgálatok alkalmával különböző mozgásformák során mértük a térd hajlító és feszítő izmai maximális aktivitási értékeinek arányát. A vizsgálatsorozat alkalmával, ahol lehetett, megnéztük a kezeléseket kezdetén és két hét kezelést követően az aktivitás-arányokat, és ezek növekedésének, illetve csökkenésének mértékét határoztuk meg. (Emellett elvégeztük a méréseket egy három fős egészséges kontroll csoporton is, és velük is összehasonlítottuk az adatokat.)

A [4. táblázatban](#) az egyes feszítő-hajlítóizom aktivitási arányok változását foglaltuk össze. Mivel a kezelés elsősorban a térdhajlító izmok lazítását szolgálja, a feszítő/hajlító izomaktivitás-arány növekedése esetén a feszítő izmok aktivitása arányosan növekszik, azaz ebben az esetben beszélhetünk a helyzet javulásáról.

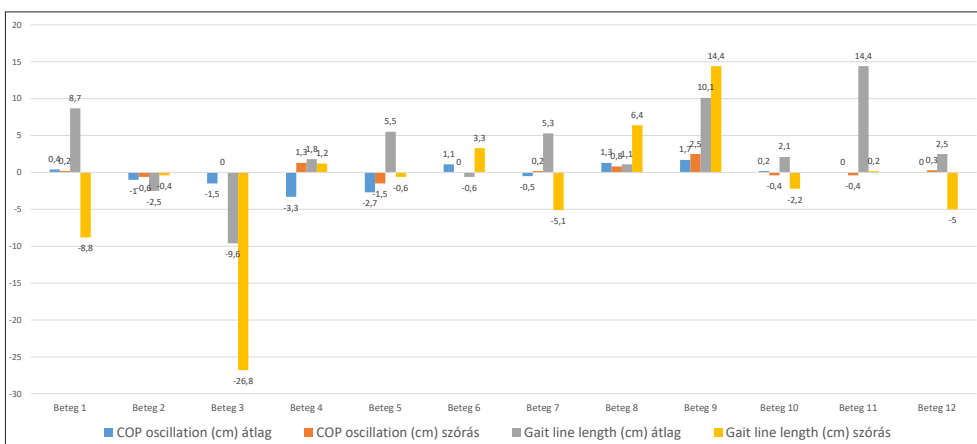
14 esetben növekedést, 16 esetben csökkenést mértünk két hét kezelést követően. Ugyanakkor az átlagos növekedés 0,59-es szórás mellett 63,6% lett, míg az átlagos csökkenés ennél jóval kisebb, 36,2%-ra adódott, 0,22-es szórással.

3. táblázat. A növekvő, csökkenő és változatlan paraméterek alakulása a járásvizsgálatok eredménye alapján

Paraméter	1-2 fázis közötti változás			2-3 fázis közötti változás		
	Minden paraméter	Flexió- extenzió	COP és gait line	Minden paraméter	Flexió- extenzió	COP és gait line
Növekvő paraméterek száma	59	34	25	47	27	20
Csökkenő paraméterek száma	52	33	19	61	35	26
Nem változó paraméterek száma	9	5	4	12	10	2



2. ábra. Az 1. és 2. fázis közben mérhető szögekre vonatkozó változások járáskor (°)



3. ábra. A járásvizsgálat közben mért COP (Center of Pressure) oldalirányban mért kitérése és a lépés vonalhossz (Gait line length) változása az 1. és 2. fázis között leérkezés közben (cm)

A kontrollcsoporthoz képest a betegek izomaktivitás-arányaik a 4. ábra szerint alakultak.

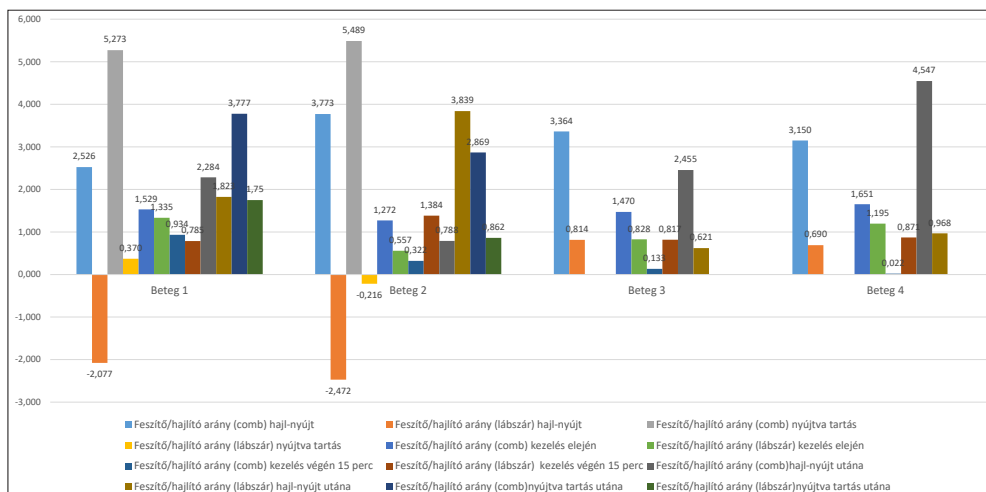
MÉGBESZÉLÉS

A térd teljesen nyújtott helyzete a fiziológiás, minimális energiát igénylő testtartás egyik alapkritériuma. Kóroktól függetlenül ennek helyreállítása sokszor nehéz, és sok fáradságot

igénylő feladat, melynek rehabilitációs eszköze elméletileg adott az ún. CPM berendezések által, gyakorlatilag azonban a teljes térdnyújtás tekintetében ineffektív. A probléma kezelésére az általunk kidolgozott berendezés hatékonynak bizonyult a vizsgálatainkban megcélzott betegcsoporton, a cerebrál paretikus flexiós térdkontraktúras betegeknél. Ez utóbbiaknál épp a betegség etiopatogeneziséből követ-

4. táblázat. Az egyes izomaktivitás-arányok százalékos változásának alakulása a kezelés előtt és két hét kezelés követően elvégzett EMG mérések eredménye alapján. Azokat az értékeket, ahol növekedést tapasztaltunk, zöld háttérrel jelöltük.

Paraméter	Beteg 1	Beteg 2	Beteg 3	Beteg 4
Feszítő/hajlító arány (comb) hajlítás-nyújtás	127,2%	46,2%	-34,3%	-5,7%
Feszítő/hajlító arány (lábszár) hajlítás-nyújtás	-6,0%	-38,4%	7,8%	-39,3%
Feszítő/hajlító arány (comb) nyújtva tartás	-	-	12,2%	-
Feszítő/hajlító arány (lábszár) nyújtva tartás	-	-	20,0%	-
Feszítő/hajlító arány (comb) kezelés elején	-51,7%	138,1%	171,5%	-53,3%
Feszítő/hajlító arány (lábszár) kezelés elején	-79,5%	-33,8%	-61,8%	45,9%
Feszítő/hajlító arány (comb) 15 perc kezelés végén	-26,3%	52,8%	-14,9%	7,7%
Feszítő/hajlító arány (lábszár) 15 perc kezelés végén	-43,9%	-14,8%	-61,6%	47,2%
Feszítő/hajlító arány (comb) hajlítás-nyújtás 15 perc kezelés után	-	-	4,3%	-
Feszítő/hajlító arány (lábszár) hajlítás-nyújtás 15 perc kezelés után	-	-	-14,6%	-
Feszítő/hajlító arány (comb) nyújtva tartás 15 perc kezelés után	-	-	161,4%	-
Feszítő/hajlító arány (lábszár) nyújtva tartás 15 perc kezelés után	-	-	48,1%	-



4. ábra. A betegek feszítő/hajlító izomaktivitás arányainak alakulása a kezelés után az egészséges kontrollcsoport átlagaihoz képest

kezően flexiós csípőkontraktúra is fennáll, azonban a fekvő kezelés az általunk kifejlesztett berendezéssel egyidőben hat az azonos alsóvégtagi kinetikus láncot alkotó csípőízület nyújtására is.

Fizikális vizsgálatok

A fizikális vizsgálatok minden egyes bevont beteg esetén el lettek végezve, így ez ad a legátfogóbb képet a betegek állapotáról. Ugyanakkor, azt is meg kell említenünk, hogy a Diers és EMG műszeres vizsgálatokhoz képest a szubjektív tényező itt érvényesül a legnagyobb mértékben. Ezen felül fontos tudni, hogy a beteg pillanatnyi idegállapota, hangulata is befolyásolhatja a mérést, hiszen ettől függően „befeszülhet”, vagy éppen elernyedhet. Az is előfordulhat, hogy az egyik mérésnél nagyon „befeszül”, míg a másik mérés alkalmával éppen ellenkezőleg, így az ily módon nyert adatok összehasonlításába jelentős torzítás kerülhet.

Az összesítést áttekintve alapvetően azt láthatjuk, hogy jóval több esetben nőtt a mozgástartomány, mint ahány esetben csökkent, és a növekedés mértéke is nagyobb, mint a csökkenésé. A térdre, mint elsődleges célízületre vonatkozóan ez fokozottan igaz, az extenzió mértéke kapcsán a többség esetén átlagosan mintegy 7° mértékű javulást mértünk két hét kezelést követően. (1. táblázat)

Nagyon érdekes, hogy a javulás mértéke és aránya a csípő esetén még kedvezőbben alakult: a mért paraméterek fele javult, és mindössze 15%-ánál detektáltunk romlást. (1. táblázat).

Diers 4D Motionlab vizsgálatok

Mind a nagyízületek, mind a COP/Gait line length szempontjából azt tapasztaltuk, hogy az 1. és 2. fázis közötti különbségek, amikor

a két hét kezelés utáni állapotot hasonlítottuk a kiindulási állapothoz, alapvetően pozitívak voltak, a két hét utáni állapot nagyobb mozgástartományt mutatott a kezdeti állapothoz képest. A normál járás paramétereikhez közeledtünk a kezelésnek köszönhetően (2. és 3. táblázat).

Ugyanakkor, a 2. és 3. fázis közötti összehasonlítás számai inkább csökkenést mutattak, ami azt jelenti, hogy az egyhetes kihagyásnak köszönhetően sajnos, a mozgástartomány beszűkülése irányába történik a változás (2. és 3. táblázat).

EMG vizsgálatok

Az EMG eredmények azt mutatják, hogy a feszítő/hajlító izomaktivitás arány változása tekintetében nem volt egyértelmű javulás. Az arány 14 esetben javult és 16 esetben romlott, azonban a javulás mértéke duplája volt a romlás átlagos értékének. A kontroll csoporttal történő összehasonlításakor arra jutottunk, hogy szinte minden esetben a betegek feszítő/hajlító izomaktivitás aránya nagyobb lett a kezelés után, mint az egészséges önkénteseknél (4. táblázat, 4. ábra). A nagy szórások azonban arra mutatnak rá, hogy a folyamat pontosabb elemzéséhez jóval több beteg bevonása szükséges.

Sajnálatos módon a 2021-ben bevezetett Medical Device Regulation (MDR) a legtöbb orvostechikai eszköz és új terápiás eljárás bevezetését nemzetközi viszonylatban hihetetlen mértékben megnehezítette. Az általunk kifejlesztett, a meglévő CPM berendezések hátrányait kiküszöbölő eszköz a fenti eredmények alapján nagyon ígéretes, de a piac irányába történő továbblépést is nagymértékben hátráltatja ez a jelentős szigorításokat tartalmazó rendelkezés. Így jelenleg a működő prototípusainkkal a széleskörű alkalmazás esélyét ugyan elvesztettük, de a megfelelő etikai engedélyek és

saját beteganyagunk felvilágosított beleegyező alapján történő kezelése további adat- és információgyűjtést tesz lehetővé, egyidejűleg az esetleges műszaki problémák helyben történő felismerésének és elhárításának lehetőségével.

KÖVETKEZTETÉS/AJÁNLÁS

A mérések eredményei alapján általánosságban elmondhatjuk, hogy az Ortinno Hip&Knee egy jól használható rehabilitációs berendezés, amely ilyen rövid, mindössze kéthetes kezelési idő alatt is kedvező eredményeket hozott a kezelt betegek alsóvégtagi mozgástartományát illetően. Ezt mind a fizi-

kális vizsgálatok, mind a Diers 4D Motionlab rendszerrel vett járásadatok is alátámasztják. Ami azonban még ennél is fontosabb, hogy szinte kivétel nélkül minden kommunikációképes beteg és ápolóik, szülei kedvező hatásokról számolnak be a készülék kapcsán. A járásképp javulása mellett mentális pozitív hatásai is vannak a berendezésnek, esetenként még a beszédkészség javulásával is összefüggésbe hozható a kezelés hatása. Ugyanakkor a vizsgálat sorozat arra is rámutatott, hogy a kezelés felfüggesztése sok esetben az állapot romlását idézte elő, azaz nagyon fontosnak tűnik a kezelés folyamatos biztosítása a beteg részére.

A szerzők részvétele: Konceptió: Cs.Z., M.S. Metódus: Cs.Z., M.S., P.J., S.H.H. Vizsgálat: Cs.Z., M.S., S.H.H., L.Z., T.S., Cs.L. Kézirat: Cs.Z., M.S., P.J., S.H.H.

Köszönetnyilvánítás: A szerzők köszönetet mondanak a Debrecen Nagytemplomi Református Egyházközség Immanuel Otthona és a Debreceni Szociális Szolgáltató Központ gyógytornászainak a mérések során nyújtott segítségért.

Támogatás: A projekt a GINOP-2.1.2-8-1-4-16-2017-00225 projekt keretein belül, a Pénzügyminisztérium és az Európai Unió támogatásával valósult meg.

Összeférhetlenség: Nincs

Rövidítések: CP - Cerebral Paresis, CPM - Continuous Passive Motion, COP - Center of Pressure, EMG - Electromyography, MDR - Medical Device Regulation.

IRODALOM

1. Carini F, Mazzola M, Fici C, Palmeri S, Messina M, Damiani P, et al. Posture and posturology, anatomical and physiological profiles: overview and current state of art. *Acta Biomed.* 2017;88(1):11-6.
2. Mano S, Palınkas J, Szabo J, Nagy JT, Baço K, Csernatony Z. Application of a vibrating device for the prevention of flexion contracture after total knee arthroplasty. *Eur J Orthop Surg Traumatol.* 2015;25(1):167-72.
3. Theis N, Korff T, Mohagheghi AA. Does long-term passive stretching alter muscle-tendon unit mechanics in children with spastic cerebral palsy? *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2015;30(10):1071-6.
4. Fosdahl MA, Jahnsen R, Kvalheim K, Holm I. Stretching and progressive resistance exercise in children with cerebral palsy: A randomized controlled trial. *Pediatr Phys Ther.* 2019;31(3):264-71.
5. Bar-On L, Aertbelien E, Molenaers G, Desloovere K. Muscle activation patterns when passively stretching spastic lower limb muscles of children with cerebral palsy. *PLoS One.* 2014;9(3):e91759.
6. Fosdahl MA, Jahnsen R, Kvalheim K, Holm I. Effect of a combined stretching and strength training program on gait function in children with cerebral palsy, GMFCS Level I & II: A randomized controlled trial. *Medicina (Kaunas).* 2019;55(6).

7. *Smania N, Bonetti P, Gandolfi M, Cosentino A, Waldner A, Hesse S, et al.* Improved gait after repetitive locomotor training in children with cerebral palsy. *Am J Phys Med Rehabil.* 2011;90(2):137-49.
8. *Kalkman BM, Bar-On L, O'Brien TD, Maganaris CN.* Stretching interventions in children with cerebral palsy: Why are they ineffective in improving muscle function and how can we better their outcome? *Front Physiol.* 2020;11:131.
9. *Tornberg AB, Lauruschkus K.* Non-ambulatory children with cerebral palsy: effects of four months of static and dynamic standing exercise on passive range of motion and spasticity in the hip. *PeerJ.* 2020;8:e8561.
10. *Ahmadizadeh Z, Amozade Khalili M, Simin Ghalam M, Mokhlesin M.* effect of whole body vibration with stretching exercise on active and passive range of motion in lower extremities in children with cerebral palsy: A randomized clinical trial. *Iranian Journal of Pediatrics.* 2019;29(5):e84436.
11. *Arndt B, Leidecker E, Androkityné KK.* Kontraktúra oldása passzív nyújtással cerebral paresis-es gyermekeknél. *Egészség-Akadémia.* 2018;9(1):45-58.