

**BIOMECHANICA HUNGARICA**

A Magyar Biomechanikai Társaság tudományos folyóirata

XVI. évfolyam 2. szám: 2023. december 28.

A folyóirat honlapja: [www.biomechanica.hu](http://www.biomechanica.hu)

Alapítva: 2008.

**SZERKESZTŐSÉG****Alapító**Csernátony Zoltán<sup>†</sup>**Főszerkesztő**

Kiss Rita M.

**Szerkesztő**

Manó Sándor

**Szerkesztőbizottság**

Alon Wolf  
 Bojtár Imre  
 Borbás Lajos  
 Fekete Károly  
 Halász Gábor  
 Hamid Sharim  
 Jacek Karski  
 Josef Eberhardsteiner  
 Kiss László  
 Kurutzné Kovács Márta  
 Luca Cristofolini  
 Noviczki Miklós  
 Nyitrai Miklós  
 Pálinkás Judit  
 Sárosiné Lakatos Éva  
 Stépán Gábor  
 Tóth Brigitta Krisztina  
 Száva János

**Külső tagok**

Allen Goodship  
 Nyáry István  
 Szikora István

**Tiszteletbeli tag**

George Bentley

**Korrektúra**

Manó Sándorné

**Tördelés, design**

Manó Sándor

**ROVATVEZETŐK****Labor/társaság bemutató**Bojtár Imre [bojt.ar.imre@cmk.bmc.hu](mailto:bojt.ar.imre@cmk.bmc.hu)**State of the Art**Halász Gábor [ghalasz@hds.bmc.hu](mailto:ghalasz@hds.bmc.hu)**Továbbképzés**Borbás Lajos [borbas@kge.bmc.hu](mailto:borbas@kge.bmc.hu)**Eredeti közlemények**Kiss Rita M. [rita.kiss@mogi.bmc.hu](mailto:rita.kiss@mogi.bmc.hu)**Mozgásvizsgálat és -terápia**Szőke György [sceleto@freemail.hu](mailto:sceleto@freemail.hu)**Történet**Noviczki Miklós [noviczki@josa.hu](mailto:noviczki@josa.hu)**Cégbemutató**Manó Sándor [manos@med.unideb.hu](mailto:manos@med.unideb.hu)**Kiadó**

Magyar Biomechanikai Társaság  
 1111 Budapest, Műegyetem rakpart 3.

**Felelős kiadó**

Kiss Rita M.

**A szerkesztőség elérhetőségei**

Cím: 1111 Budapest, Műegyetem rakpart 3.  
 Tel./fax: (+36) 1 463-1738  
 E-mail: [chiefeditor@biomechanica.hu](mailto:chiefeditor@biomechanica.hu)

**Kéziratbeküldés, cikkek letöltése**[www.biomechanica.hu](http://www.biomechanica.hu)**Online ISSN**

HU ISSN 2060-4475

**DOI előtag**

10.17489

A folyóiratban minden cikk Open Access módon jelenik meg a *Creative Commons Attribution-NonCommercial-NoDerivatives 4.0 International (CC BY-NC-ND 4.0)* licenz szerint. A Biomechanica Hungarica a DOAJ tagja.



**BIOMECHANICA HUNGARICA**

A scientific journal of the Hungarian Society of Biomechanics

Volume XVI, Issue 2: 28<sup>th</sup> December, 2023Journal website: [www.biomechanica.hu](http://www.biomechanica.hu)

Founded in 2008.

**EDITORIAL BOARD****Founder**Zoltán Csernátony<sup>†</sup>**Chief editor**

Rita M Kiss

**Editor**

Sándor Manó

**Editorial board members**

Alon Wolf

Imre Bojtár

Lajos Borbás

Károly Fekete

Gábor Halász

Hamid Sharim

Jacek Karski

Josef Eberhardsteiner

László Kiss

Márta Kurutzné Kovács

Luca Cristofolini

Miklós Noviczki

Miklós Nyitrai

Judit Pálincás

Éva Sárosiné Lakatos

Gábor Stépán

Brigitta Krisztina Tóth

János Száva

**External members**

Allen Goodship

István Nyáry

István Szikora

**Honorary member**

George Bentley

**Page proof**

Sándorné Manó

**Page makup, design**

Sándor Manó

**COLUMN HEAD****Introduction of a laboratory/society**Imre Bojtár [bojt.ar.imre@cmk.bme.hu](mailto:bojt.ar.imre@cmk.bme.hu)**State of the Art**Gábor Halász [ghalasz@hds.bme.hu](mailto:ghalasz@hds.bme.hu)**Further studying**Lajos Borbás [borbas@kge.bme.hu](mailto:borbas@kge.bme.hu)**Original articles**Rita M Kiss [rita.kiss@mogi.bme.hu](mailto:rita.kiss@mogi.bme.hu)**Motion analysis and -therapy**György Szőke [scelecto@freemail.hu](mailto:scelecto@freemail.hu)**History**Miklós Noviczki [noviczki@josa.hu](mailto:noviczki@josa.hu)**Introduction of a company**Sándor Manó [manos@med.unideb.hu](mailto:manos@med.unideb.hu)**Publisher**Hungarian Society of Biomechanics  
1111 Budapest, Műgyetem rakpart 3.**Responsible publisher**

Rita M Kiss

**Editorial board contact**

Address: 1111 Budapest, Műgyetem rakpart 3.

Tel./fax: (+36) 1 463-1738

E-mail: [chiefeditor@biomechanica.hu](mailto:chiefeditor@biomechanica.hu)**Manuscript submission, paper downloads**[www.biomechanica.hu](http://www.biomechanica.hu)**Online ISSN**

HU ISSN 2060-4475

**DOI prefix**

10.17489

Each papers published Open Access under the licence of *Creative Common Attribution-NonCommercial-NoDerivatives 4.0 International (CC BY-NC-ND 4.0)*.

Biomechanica Hungarica is a member of the DOAJ.



# Sanatmetal

*Évtizedek tapasztalatával  
az emberi életminőség javításáért.*



## **CONETACT VÁPACSÉSZE**

Axiális és rotáció stabil  
betét-csésze rögzülés.  
Fokozatmentes antiluxációs  
betét behelyezés.

## **PANNON SZÁR**

Müller típusú ékalak.

**TELJES VÁLASZTÉKÚ  
CSÍPŐPROTÉZIS RENDSZER  
A BETEG ÉRDEKÉBEN,  
AZ OPERATŐR DÖNTÉSE SZERINT!**



# www.muszeroldal.hu

(a magyar műszerportál)

## - Céginformációk:

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

## - Referencia oldalak:

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

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

MŰSZER  
OLDAL



## TARTALOMJEGYZÉK

---

### *Köszöntő*

Kiss Rita M . . . . . 5

### *In memoriam*

In memoriam Prof. Dr. Csernátony Zoltán  
Manó Sándor, Pálinkás Judit, Szabó János . . . 7

### *Labor/társaság bemutató*

30 éves a Debreceni Egyetem Biomechanikai  
Laboratóriuma  
Manó Sándor, Csernátony Zoltán . . . . . 18

### *Mozgásvizsgálat és -terápia*

Birkózók 3D mozgásvizsgálata  
Manó Sándor, Tomin Márton, Kmetty Ákos,  
Csámer Loránd, Szabó Noé, Csernátony Zoltán,  
Molnár Szabolcs . . . . . 32

### *Eredeti közlemények*

CT alapján rekonstruált 3D anatómiai modellek  
pontosságvizsgálata  
Fegyverneki Bence, Csámer Loránd, Csernátony  
Zoltán, Manó Sándor . . . . . 43

### *Továbbképzés*

Sterilizable workbench  
Zoltán Csernátony, László Kiss, Loránd Csámer,  
Sándor Manó . . . . . 58

## TABLE OF CONTENTS

---

### *Editorial*

Rita M Kiss . . . . . 5

### *In memoriam*

In memoriam Prof. Dr. Csernátony Zoltán  
Sándor Manó, Judit Pálinkás, János Szabó . . . 7

### *Introduction of a society/laboratory*

30 years of the Biomechanics Laboratory of Uni-  
versity of Debrecen  
Sándor Manó, Zoltán Csernátony . . . . . 18

### *Motion analysis and -therapy*

3D motion analysis of wrestlers  
Sándor Manó, Márton Tomin, Ákos Kmetty,  
Loránd Csámer, Noé Szabó, Zoltán Csernátony,  
Szabolcs Molnár . . . . . 32

### *Original articles*

Accuracy measurements of 3D anatomical mod-  
els reconstructed based on CT  
Bence Fegyverneki, Loránd Csámer, Zoltán  
Csernátony, Sándor Manó . . . . . 43

### *Further studying*

Sterilizable workbench  
Zoltán Csernátony, László Kiss, Loránd Csámer,  
Sándor Manó . . . . . 58



## KÖSZÖNTŐ

Kiss Rita M.

főszerkesztő

[rita.kiss@mogi.bme.hu](mailto:rita.kiss@mogi.bme.hu)

---

**Kedves Zoli!**

Teljes, de befejezetlen életművet hagytál itt. Utolsó kutatásaid egy-egy pillanatképét foglalják össze munkatársaid ebben a számban. A biomechanika kutatói nevében Szent Ágoston szavaival búcsúzom Tőled, akinek sok gondolata, rajza, „deszkamodellje” a hazai és a nemzetközi biomechanikai kutatások kiinduló pontjai.

*“Úgy szólíts, azon a néven, ahogy mindig is hívtál.*

*Beszélgj velem úgy, ahogy mindig is szoktál,*

*ne keress új szavakat.*

*Ne fordulj hozzám ünnepélyes, szomorú arccal,*

*folytasd kacagásod, nevensünk együtt,*

*mint mindig tettük.*

*Gondolj rám, mosolyogj rám, kérj, szólíts!*

*Úgy hangozzék a nevem,*

*ahogy mindig is hallható volt,*

*ne árnyékolja be távolságtartó pátosz”*

Emléked örökké megőrizzük!

*K. R.*



## IN MEMORIAM PROF. DR. CSERNÁTONY ZOLTÁN

Manó Sándor<sup>1\*</sup>, Pálinkás Judit<sup>2</sup>, Szabó János<sup>3</sup><sup>1</sup> Debreceni Egyetem Általános Orvostudományi Kar, Ortopédiai és Traumatológiai Tanszék, Biomechanikai Laboratórium<sup>2</sup> Csernátony Lovasmajor<sup>3</sup> Debreceni Egyetem Általános Orvostudományi Kar, Ortopédiai és Traumatológiai Tanszék

DOI: 10.17489/biohun/2023/2/596

Mély megrendüléssel próbáljuk a mai napig elfogadni, hogy hosszan tartó, példamutató méltósággal viselt betegsége után lapunk alapítója, Prof. Dr. Csernátony Zoltán 2023. október 8-án eltávozott közülünk. Felfoghatatlan veszteség ez a családon túl mind az általa vezetett Biomechanikai Laboratórium, az Ortopédiai és Traumatológiai Klinika és Tanszék, mind a Magyar Biomechanikai Társaság, mind a Biomechanica Hungarica munkatársai számára.

A következőkben röviden összegezzük rendkívüli életútját, kiegészítve utolsó interjújával, valamint az ittmaradtak számára küldött üzenetével.

Csernátony Zoltán 1959. július 13-án született Debrecenben. Középiskolai tanulmányait a miskolci Földes Ferenc Gimnáziumban folytatta, és itt is érettségizett 1977-ben.

A család ezt követően Algériába költözött, így Constantine-ban, a Université de Constantine, Faculté de Médecine-ben kezdte meg felsőfokú tanulmányait, melyet már itthon, Debrecenben fejezett be 1985-ben a Debreceni Orvostudományi Egyetemen, ahol általános orvossá avatták.

A legkomolyabb szakmai érdeklődést az ortopédia irányába mutatta, így szakorvosi tanulmányait ezen a szakterületen folytatta, ortopéd sebészi szakképesítését 1990-ben szerezte meg. A biomechanika iránti intenzív

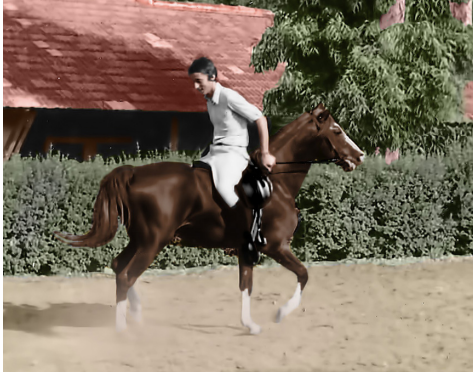


**\*Levelező szerző elérhetősége:** Debreceni Egyetem Általános Orvostudományi Kar, Ortopédiai és Traumatológiai Tanszék, Biomechanikai Laboratórium, H-4032 Debrecen, Nagyerdei krt. 98. **E-mail:** [manos@med.unideb.hu](mailto:manos@med.unideb.hu) **Tel.:** +36 52 411-600/55177

**Citáció:** Manó S, Pálinkás J, Szabó J. In memoriam Prof. Dr. Csernátony Zoltán. Biomech Hung. 2023;16(2):7-17. **Beérkezés ideje:** 2023.12.06. **Elfogadás ideje:** 2023.12.20.



érdeklődésének és kiváló francia nyelvtudásának köszönhetően Párizsba tett egy kétéves kitérőt, amely nyomán 1993-ban a párizsi *CHU Créteil-ben, Diplôme d'Etudes Approfondies (DEA) en Biomécanique et Biomatériaux* diplomát szerzett.



Rendhagyó lovaglás Algériában

Értekezésében egy új elven működő, saját ötleten alapuló csípőprotézis szár koncepciójának mechanikai vizsgálatával nyert eredményeit dolgozta fel. Az 1993-as visszatérését követően a Debreceni Orvostudományi Egyetem Ortopédiai Klinikáján folytatta a munkát, ahol még abban az évben megalapította a Biomechanikai Laboratóriumot, amely az elmúlt 30 év alatt az ország egyik meghatározó műhelyévé vált többek között a biomechanikai

vizsgálatok, az orvostechnikai eszközfejlesztés és az additív technológiák orvosi alkalmazása területén is. 1999-ben nyerte el *summa cum laude* minősítésű PhD fokozatát, amelyben egy innovatív gerincimplantátum koncepciójának kidolgozásával és *in vitro* biomechanikai vizsgálatával foglalkozott.

2003 óta vezeti a Debreceni Egyetem Ortopédiai Tanszékét és Klinikáját. 2004-ben alapító tagja a Magyar Biomechanikai Társaságnak és alapító főszerkesztője a 2008-tól működő folyóiratunknak, a *Biomechanica Hungarica*-nak.

Több mint három évtizedig végzett kiemelkedő színvonalú kutatás-fejlesztési tevékenységet. Legjelentősebb eredményei közé tartozik egy új, a gerinc hátsó feltárásából végzett korrekciójára és rögzítésére alkalmas implantátum (CAB) kifejlesztése és bevezetése a klinikumban, amely a gerincferdülés, illetve egyéb gerincdeformitások, bizonyos tumoros esetek és traumák ellátására is alkalmas. Egy új elven működő gerincsebészeti műtőasztal, egy különleges térdtornáztató készülék kifejlesztése és klinikai bevezetése, egy új koncepción alapuló reoperációs moduláris csípőízületi vápa tervezése és klinikai bevezetése ugyancsak az ő munkáját dicsérik. Új eljárás



A Gábor Dénes Díj átvétele a Parlamentben (2013)

dolgozott ki, vezetett be és eszközöket fejlesztett ki a csípőízület elülső feltárásiából végzett minimál invazív protézisbeültetéshez, valamint új műtői technikát a displáziás csípőízületi vápa sarkának pótlására. Nevéhez fűződik egy, az alsóvégtagi tehermentesítést betanító és kontrolláló, cipőbe építhető segédeszköz kidolgozása, valamint egy önpozicionáló műtőlámpa kifejlesztése és prototípusának megépítése is. Mindezek mellett úttörő munkát végzett a 3D nyomtatás sebészeti alkalmazásának hazai bevezetése kapcsán. Akadémiai doktori címet 2015-ben kapott, munkájában a gerincferdülés műtői kezelésének fejlesztésében elért kutatás-fejlesztési és klinikai eredményeit foglalta össze.

Munkája elismeréseként 2013-ban Gábor Dénes díjban, 2016-ban Dollinger Gyula Emlék-

éremben részesült, majd 2018-ban a Magyar Köztársasági Érdemrend Polgári Tagozat Tisztikereszt kitüntetését kapta meg. 2017-től a kínai Baise City People's Hospital visiting professzora és a Wuzhou Red Cross Hospital honorary professzora.

A négygyermekes apa fáradhatatlan tudós volt, senkihez nem hasonlítható kitartással és munkabírással. Minden napja hajnalban indult, és késő éjszaka végződött, a munkaidő, mint fogalom, nem létezett számára. Szenvédélye volt a gyógyítás és a kutatás. Rendszeres, rendszerben gondolkodó, de rendkívüli fantáziával és kreativitással megáldott kiváló sebész és igazi kutató volt.

Betölthetetlen űrt hagyott maga után.



Családja körében külföldön és otthon

“A MŰTŐASZTAL MELLŐL HOZZUK A PROBLÉMÁKAT...”

**Prof. Dr. Csernátony Zoltán utolsó, a Varinex Zrt. részére adott interjúja**

### Miért választotta az ortopédiát?

Műszaki érdeklődésem kisgyermek korom óta fennáll, ami életkoromnak megfelelő szinten, de kezdetektől fogva a megismerés és az alkotás irányában jelentkezett. Számatlan játék, óraszerkezet és kisebb háztartási gép láttam ugyan kárát érdeklődésemnek, de megfelelő keretek között szüleim szemet hunytak efelett. Az „alkotás” pedig kisebb famunkák készítésével indult, majd nagy előrelépést jelentett egy háború előtről származó Märklin fémépítő készlet és egy valódi kőből készült építőjáték megöröklése. Első meghatározó szerszámaim egy gyermekméretű asztalos felszerelésből álltak.

Az orvosi szakmát kifejezetten az engem lenyűgöző traumatológiai tevékenység miatt választottam. Ez negyedéves koromban egy ortopédiai gyakorlaton egyik percről a másikra

változott, illetve inkább csak módosult, amikor megláttam az első csípőprotézist. A mozgásszervi sebészet két ága azóta egyesült, ami számomra a régi álmok együttes dédelgetését tette a továbbiakban lehetővé.

Az orvosi ismeretek, valamint a csontok és ízületek műszaki szemlélettel, eszközökkel és beépíthető implantátumokkal való helyreállítása, vagy akár egyes részeinek pótlása kezdetektől fogva megmozgatta a fantáziámat. Sok újítási lehetőséget láttam a szakmában. Fiatal orvosként szerencsés időszakban kerültem a betegellátásba, ahol már saját magam is egyre komolyabb szinten részt vehettem különböző nehézségű műtétek asszisztálásában és végzésében. A műtőben és a betegellátás különböző szintjein szerzett tapasztalatok és ezekre épülő újító fantáziám együttesen végig kísérték pályám során.

Közvetlenül azután, hogy 1990-ben megszereztem a szakképesítésem, ugyancsak egy fejlesztési ötletemnek köszönhetően, minden külső ajánlás és támogatás nélkül felajánlot-



A klinikai dolgozószobájában, háttérben az elismerésekkel (2018)



tak egy ortopéd sebészi állást a Strasbourgi *Université Louis Pasteur* Ortopédiai Klinikáján. Oda is vittem magammal egy táskányi ötletet, amelyekből többre később érdeklődés mutatkozott Franciaországban ipari oldalról. Így az ortopédiai klinikai gyakorló sebészi munkámmal párhuzamosan Strasbourgban Jean-Paul Steib gerincsebész - aki mestermémé vált és akitől a gerincsebészet akkor legújabb gerinckorrektívós módszerét tanulhattam meg - felfigyelt innovációs érdeklődéseimre és eredményeimre. Ő ajánlott be a párizsi *École Nationale Supérieure des Arts et Métiers* fentebb említett DEA képzésére. Tutorolásomat személyesen François Lavaste professzor, a Biomechanikai Intézet vezető professzora vállalta el. A képzést sebészeknek, fogorvosoknak, állatorvosoknak és mérnököknek szervezték. Ennek a képzésnek lényege és célja az volt, hogy a szkeletális sebészet legkülönbözőbb ágait művelő sebészek szakmai és kutatásfejlesztési ismereteit oly módon fejlesszék, hogy egymás szakterületeire és azoknak kapcsolódási pontjaira a szükséges mértékben rálássanak. Ezzel együtt a K+F területen dolgozó mérnökök is megkapták a szükséges sebészi és alapkutatói ismereteket. A végső cél pedig ebből következően az volt, hogy közös fejlesztő munkájuk során kialakuljon az a szükséges mértékű orvos-mérnök ismeretanyag és fogalomtár, amelynek segítségével közös nyelvet tudnak használni az implantátum és sebészi eszközfejlesztés területén.

A képzés írásbeli és szóbeli vizsgával és egy önálló kutatási témából írt disszertáció védésével zárult. Az egész leginkább a jelenlegi hazai PhD képzésnek feleltethető meg, amit a magyar Akkreditációs Bizottság is befogadott. Azt tudni kell, hogy Nyugat-Európában komoly egyetemet nem is láttam, ahol nem működött volna biomechanikai laboratórium, amit kezdetektől irigykedve néztem. Amikor a strasbourgi munkavállalásomat befejeztem és sikeres vizsgámat követően DEA diplo-

mámmal Debrecenbe visszatértem, az akkori Műszaki Főiskoláról Karvaly Elemér tanszékvezető Tanár Úr megkeresett és felajánlott nekem egy kisebb területet, ahova az addig összegyűlt kísérleti eszközeimet bevihettem és megkezdett munkáimat ott folytathattam. Így párhuzamosan a klinikai munkával végre egy önálló, bár nagyon szerény körülmények között működő, de mégiscsak saját laborban folytathattam a munkát. Az Egyetem vezetése az Orvosi Karról hamarosan felfigyelt rá, hogy itt érdekes dolgok zajlanak, és Fésüs László



Modellezési munka (2023)

Professzor Úr, az Egyetem akkori tudományos rektorhelyettese fantáziát látott ebben, és hamarosan építettek saját elképzeléseim maximális figyelembevételével egy 200 négyzetméteres, teljesen új laborépületet. Tanársegéd voltam, így ez nagyon nagy dolog volt, utólag látom, hogy ennek a megtiszteltetésnek a súlyát akkor teljes mértékben talán fel sem fogtam. Később kaptam egy mérnök munkatársat Manó Sándor személyében, akivel szakmailag nagyon jól összecsiszolódottunk és egy nagyon jó csapattá váltunk. Sikerült bevezetnem a biomechanika orvosi aspektusaiba, és magam is sokat tanultam a műszaki területről. Azóta



a Labor egy újabb mérnök és egy forgácsoló lakatos munkatárs személyében tovább bővült, majd több PhD hallgató és tudományos diákkörös hallgató is csatlakozott a munkába. Napjainkra a Biomechanikai Laboratórium egy 1,2 milliárdos pályázati apporttal rendelkező high-tech laboratórium lett.

### **Honnan jött az ötlet, hogy használják a 3D nyomtatásban rejlő lehetőségeket?**

Már ebben az új épületben voltunk, amikor teljesen ismeretlenül megkeresett Falk Gyuri, hogy szeretne megmutatni néhány technológiai újdonságot. Találkoztunk és ő hozott egy diplomatafényképi 3D nyomtatott alkatrészt. Bemutatta nekünk azt a csodát, amit mi addig legfeljebb tudományos fantasztikus műsorokban és kiadványokban láthattunk csak. A prezentáció lenyűgözött bennünket és láttuk, hogy ezzel érdemes foglalkozni. Szerencsére pályázati lehetőség is adódott, így egy nyertes pályázattal 2005-ben megszereztük az első (Zprinter 310 típusú) 3D nyomtatót. A betanulás fázisát követően fokozatosan megkerestük, hogy folyamatban lévő K+F tevékenységeinkbe miként tudjuk segítségül hívni a technológiát, továbbra is a betegellátást, mint prioritást véve alapul.

### **Miben segíti a munkájukat ez a technológia?**

Az ortopéd sebészet egy nagyon érdekes szakma, ugyanis szemben a traumatológiai akut ellátással, alapvetően tervezett műtéteket végzünk. Ha valakinek a csontja például rosszul forrt össze vagy rosszul nőtt, akkor azon tudunk korrigálni. Egy rutin műtét nem igényel speciális tervezési technikát, de ha bonyolultabb az eset, vagy ha valami új módszert vagy technikai módosítást akarunk bevezetni, akkor azt remekül lehet a 3D nyomtatás segítségével modellezni. Tehát többek között a bonyolult esetek műtéti tervezésénél segít, valamint új műtéti megoldások validálásánál is nagy segítségünkre van, és mindez laborkö-

rülmények között zajlik. Nagy segítség, hogy a nehezen hozzáférhető testrészeknél be tudjuk vinni a műtőbe a kérdéses terület kinyomtatott modelljét. Ez a térbeli orientáció például egy medencetörés vagy csípőprotézis bonyolult eseténél - nem a rutin műtétékről beszélek - sokat tud segíteni.

Az évek során újabb és újabb nyomtatókat vettünk, és lett egy elég komoly nyomtató parkunk. Sok apró mellett, két csúcsmínőségű gépünk van, egy EOS M290-es titán és egy két alapanyaggal dolgozó Stratasys Connex Polyjet nyomtató.

### **Hogyan jellemezné a kapcsolatát a Varinex Zrt-vel?**

A nyomtatók vásárlása, betanítása kapcsán és különböző nyomtatási feladatok miatt sok szakmai együttműködésünk van a Varinex-szel, és tudományosan is mindig lehet hozzájuk fordulni. Ez egy nagyon sikeres kapcsolat, példaértékű az ipar, a kereskedelem és a felhasználók között.

### **Hányan dolgoznak jelenleg a 3D nyomtatókkal a Laborban?**

Két mérnök kollégám van, Dr. Manó Sándor és Csámer Loránd. Nagyon magas színvonalú munkát végeznek, Gyuri is könnyen kommunikál velük. Én nyilván nem ezen a részen kapcsolódom, hanem a felhasználói oldalról.

### **Ez egy nagyon fontos szempont!**

Igen. Alapvetően nagyon szerencsés helyzetben vagyunk, mert ugyan nagyon sokan foglalkoznak innovációval, de nincs feltétlenül tapasztalatuk a felhasználói oldalról. Mi a betegágy és a műtőasztal mellől hozzuk a problémákat és mi magunk tudjuk oda-vissza vinni a megoldást. Ez ritka lehetőség. Direkt visszajelzés, direkt tapasztalat, ami a fejlesztést hatékonyra és gyorsra teszi. A 3D technológia áldásos hatása, hogy nem kell különböző anyag- és azon belül fémmegmunkálási tech-

nológiákban gondolkodni, és egy mechanizmust, egy formai változást annak validitásáról nagyon könnyen és hamar meg lehet ítélni.

### A műtéti tervezésen, fejlesztésen túl van egyéb terület, ahol ki tudják használni ezt az áldásos hatást?

Gyógyászati és rehabilitációs segédeszközök területén voltak és vannak ötleteink, amiket megvalósítottunk, ez is egyik szegmense a Labor tevékenységének.

De talán az egyedi sebészi célzók készítése áll legközelebb a szívemhez. Ennek alapja, hogy egy CT vizsgálat készül a beteg testtájékról, amivel a továbbiakban 3D tervezőprogramokban tudunk dolgozni. Virtuálisan „megoperáljuk” a beteget, belehelyezzük a megfelelő méretű, alakú, számú implantátumot és ha kell, mindezt ki is nyomtatjuk. Gyakorlatilag ehhez készül szintén 3D nyomtatással, a számítógépes tervezés alapján egy olyan célzó, amivel például biztonsággal be lehet helyezni a valós műtét során kritikus helyzetű implantátumokat. Így az célzó segítségével a műtét lényegesen biztonságosabbá válik, nem is beszélve arról, hogy a műtét alatti röntgen sugárterhelés is minimális

lesz. Mindezzel nagyon komoly szövődményveszélyeket kerülünk el. Ehhez persze szükségsek a sterilizálható, biokompatibilis anyagok, amely alapanyagok a Varinex révén szintén a rendelkezésünkre állnak.

Mint már említettem, nagyon bonyolult eseteknél, ha kell, beviszünk egy ilyen modellt a műtőbe is, és akkor nem csak a röntgenfelvételeket és CT képeket nézzük, hanem az élet-hű modell is segíti a térbeli tájékozódásunkat. Akármennyire is alapos kivizsgálás előzi meg a műtétet, a feltáráskor nagyon sokszor csalathozhatunk. Rutin eseteknél feleslegesek, de bonyolult eseteknél fontosak ezek az egyedi célzók. A mi előnyünk az, hogy mi készítjük el magunknak, és az előkészítés során a sebész és a mérnök közvetlenül tud konzultálni, gyakorlatilag közös a tervező munka.

Kisebb számban, de voltak olyan csonthiányos betegek, akiknél hiányzott egy nagyobb csontdarab, mert egy betegség elpusztította. Kidolgoztunk egy olyan módszert, amivel a hiányzó csontszegmentumot pontosan lemintázzuk és sterilizálható szilikonból készítünk ehhez a kinyomtatott csonthoz egy öntőformát. Ez



A II. és III. Magyar Biomechanikai Konferencia (2006 és 2008)

sterilizálható és be lehet vinni a műtőbe, és a segítségével csontcementből kiöntve, 10 perc alatt elkészül az egyedi csontpótlás.

Tovább fejlesztve ezt a módszert, már közel 100 esetben készítettünk csontpótlásokat a koponyát érintő hiányok esetén. Mint szolgáltató laboratórium, az ország számos idegsebészével állunk így munkakapcsolatban. Ezáltal egy olyan lehetőséget adtunk a sebészek kezébe, amellyel igen rövid idő alatt pontos pótlás készíthető, és egyszerűsége mellett fontos kiemelni, hogy a beavatkozás kiváló esztétikai eredménnyel zárul. Vannak azonban még kihívások ezekben a feladatokban és el lehet érszteni a fantáziát...

#### Milyen tapasztalatai vannak a titán nyomtatással?

A titán nyomtató teljesen új korszakot nyitott meg munkásságunkban. A titán nagyon jó minőségű, szövetbarát fém. Gyakorlatilag nem

ismerünk szöveti allergiát rá, szemben az acél implantátumokkal. Az csak egy dolog, hogy gyakorlatilag szinte bármit ki lehet nyomtatni titánból, ami a mi szakmánkban szóba jöhet, de olyanná tudjuk a titán tetszőlegesen választott részeit alakítani ott, ahol az élő csonttal találkozhat, hogy csontbenővést serkentő struktúrája legyen. Magyarul, ezáltal egy biológiai rögzülés alakul ki, így gyakorlatilag bonthatatlanul összenő.

A probléma jelenleg - a magas költségeken túl - csak az, hogy megjelent egy Európai Unió szabályozás, ami túlbiztosít bizonyos minőségbiztosítási célokat, ezáltal borzasztóan megnöveli a gyártó rezsijét, ezért a rendelet hatályba lépése óta több gyártó cég be is zárta a kapuit.

Mi látjuk az egyedi készítésű implantátumok iránti szükségletet és keresletet, a fenti megoldás mellett találtunk hozzá számos érdekes



A Biomechanikai Laboratórium alapításának 25. évfordulója (2018)

technikai megoldást és ki is tudjuk nyomtatni, amit szeretnénk. De látni kell, hogy mindezek csak előgyártmányok. A jelenlegi szabályozási környezetben nem találtuk meg gyártói oldalról itt Magyarországon azt a céget, aki elvégezné ipari körülmények között a piacra kerüléshez nélkülözhetetlen méretellenőrzési, sterilizálási, csomagolási stb. feladatokat. Kicsit elakadtunk tehát, de előnyünkre fordítjuk ezt a topogást, ugyanis korábbi, ezzel

kapcsolatos állatkísérleteink folytatását tervezzük, nem tétlenkedünk. Annál is inkább, mert a Biomechanikai Laboratórium részéről kialakítottuk és rendszeres auditokkal továbbra is fenntartjuk a mi oldalunkról elvárt minőségbiztosítási rendszert. Készen állunk tehát azokkal az új implantátum ötletekkel, amelyek ezen alapulnának. Kínai biomechanikai együttműködésünk is ennek a projektnek a keretében zajlik.

#### A BÚCSÚ SZAVAI – DR. SZABÓ JÁNOS EMLÉKEZÉSE

Professzor Úr szabálykövető és szabályalkotó ember is volt egy személyben. 20 éves igazgatói munkássága alatt az Ortopédiai Klinikán példás rendet alakított ki, ami nem csak a betegek, de az ellátásban résztvevők biztonságát is kiválóan szolgálta. Ebben segítette átlagon felüli emlékezőtehetsége, emellett legendás érzéke volt ahhoz, hogy a legkisebb hibát is azonnal észrevegye. Sumákolni, falazni az Ortopédiai Klinikán nem volt értelme. Megbecsülte azt, aki becsületesen felvállalta a hibáját és igyekezett javítani rajta. Vezetőként különös figyelmet fordított a „rendszerhibák” felismerésére, amelyeket megfelelő szabályozással igyekezett kiküszöbölni.

Kitűnt közülünk rendkívüli munkabíráásával. Egy hosszú műtéti nap után még volt energiája a kutatásra, a pályázatokra a Biomechanikai Laboratóriummal kapcsolatos kérdések megbeszélésére. Akármilyen későn mentünk el a klinikáról, az Ő kocsija még mindig ott állt az épület előtt. Önmagával szemben mindig magas követelményeket támasztott, az alapos munkát mindenkitől elvárta. Megbeszéléseken ma is elhangzik kedvenc szlogenje: „Ne tegyetek úgy mintha...”

Intellektusa, széleskörű általános és szakmai műveltsége révén kiváló vitapartner volt, ezzel együtt is, szakmailag megfelelően alátámasztott érvekkel mindig meg lehetett győzni. Ilyenkor gyakran elmondta: „Csak a bolond nem változtatja meg a véleményét”.

Szerette és igényelte a szakmai konzultációt, ennek a reggeli megbeszéléseken, de akár délután a szobájában is tág teret engedett. Saját, problémás eseteivel kapcsolatban is rendszeresen kikérte és meghallgatta az orvosi kar véleményét.

Mindannyian nagyra becsültük konstruktív alkotó szellemét. Minél nehezebb, rendhagyóbb volt egy eset, Ő annál jobban szerette. Nyitott volt a szokványostól eltérő megoldásokra, újító ötleteivel mindig meg tudott lepni bennünket. A problémákat addig forgatta, kerülgette, míg valamilyen megoldást nem talált. Az ötletek sokszor az éjszakába nyúló megbeszéléseken, álmatlan hajnalokon jöttek.

Nála nem létezett rutin műtét. Minden esetet egyedi kihívásként kezelt, és nem nyugodott, míg az általa legjobbnak vélt megoldást meg nem valósította. A klinika műtőjében számtalan módosított műszer, speciális célzó, de még egy sterilizálható satupad is őrzi ezt a szellemiséget.

Alkotói tehetségét legjobban az általa alapított és szinte gyermekeként szeretett Biomechanikai Laboratóriumban tudta kamatoztatni. A Labort igazi tudományos-szellemi műhellyé fejlesztette, ami az idők folyamán számtalan nyertes pályázat, szabadalom, sikeres PhD munka bölcsője lett. Itt valósult meg a tudományos pályafutását megalapozó „Spine Knows Better” gerincszabályozó implantátumrendszer, vagy a térdprotézis beültetésén átesett betegek rehabilitációját elősegítő térdmozgató készülék.



Szerette a hasonló, gyakorlatias érdeklődésű, problémamegoldó típusú emberek társaságát. Nagyra becsülte a kétkezi munkát, a jó mesterembereket. Otthon, saját professzionálisan felszerelt asztalos-lakatos műhelye volt, egész könyvtárnnyit tartott a különböző szakmunkásképzők tankönyveiből.

Szerteágazó tudományos érdeklődésének eredményeit számos közlemény, könyvfejezet őrzi. Igényes volt irodalmi stílusára, a latin nyelv helyes használatára, a korrekt tudományos megfogalmazásra. Ha pontatlanul fogalmaztunk számtalanszor hallottuk Tőle: „Szerintemmel kezdődő mondat nem létezik.”

Családja és barátai szívében a nagyívű szakmai életút csupán egy töredéke csodálatos emberi jellemvonásainak, melynek lábnyomában igazi kihívás tovább haladni. Iránymutatásai igaz emberré formálnak mindannyiunkat, akik képessé válunk követni őt.

Kedves Zoli, megőrizzük emlékedet, és tovább visszük azt a szellemi örökséget, amit ránk hagytál.

#### A BÚCSÚ SZAVAI – FELESÉGE, JUDIT EMLÉKEZÉSE

A természet szépségét éppen sokfélesége adja. Valódi helyünk megtalálva benne kibontakozhatunk és beteljesítjük sorsunkat. Amikor rád gondolkodok kétség nélkül tudom, hatalmas terebélyes fa vagy, amely mindannyiunk fölél emelkedve stabilan áll helyén és lényével mindent meghatároz maga körül.

Megérteni létének szándékát talán csak a madarak tudták. Ők nem a vastag kemény törzsét bámulták, vagy a mindent beborító dús lombját. Könnyedén fölél reppenne meglátták szép, nemes formáját. De mást is láttak. A terebélyes fa nem önmaga dicsőítésére rendeltetett, ezerfélén szolgálta környezetét. Tüskéi volt, ahol veszélyt elfedve szűrtak, vastag kérge néha semmit sem látatott, de ágain meg nem állt ezer színű virágai nemesítése. Stabilan gyökerezett, földjét az idők során bárhol is találta meg, termékeny talajjára varázsolta. Sose hajlott semmilyen szélben, makacsul állt, biztonságot adva örök kiszámíthatósága. Árnyékában megpihelve sokak számára gyógyulást hozott, messzire nyúló ágai alatt minden nehéz sors helyet kapott. Azok pedig akik ágaiból táplálkozva nevelt gyümölcsseivél érték nemes útmutatásokat kapva, most magukra maradvá őrzik tovább tanításait.

A nagy fa megrepedt. Csak hallani lehetett az ijesztő csattanást, belül láthatatlanul tört kettél. Egyetlen pillanatra adta át magát ennek, elfogadva végzetes roppanását. Nemességgel és méltósággal állt tovább, a kétségbeesés nem uralhatta létezésének legnehezebb szakaszát sem. Bátorsága legyőzte félelmét, hanyatlásában is tartva elveit és önmagát meg nem tagadva senkinek nem engedte, hogy megzavarja óriás világát.

Ahogy lezuhant a föld beleremegett. Sokan érezték, messzire ért el a föld lüktetése. A világ egy pillanatra állt csak meg, a szép és dicsőn magasló fa emlékét felidézve. A föld lüktetésének elcsitulásával lezáródott korszaka.

Mi, akik szeretjük, most ott csüngünk árván a földre hullt ágain, magunkba szívva az elmúlt napfényes idöket és még belebújunk védelmező emlékekkel teli puha leveleibe. A fán pedig maradt két kis nemes, de még éretlen gyümölcs, akik értetlenül csüngnek ott. Gyermekszívük csendben török, nem jajognak, nem méltatnak hangosan elmúlt idöket, hogy igazza tegyék mit sose mertek kimondani. Tiszta szívük elevenségével fáznak. Búcsújuk neked írt kis levelükben veled hamvadt, hogy méltón tegyék azt mi szív s szív között örök.

Búcsúzzunk hát most el tőled. Kérek mindenkit, aki most itt van, ha eddig a pillanatig nem is sikerült most lássunk túl a hivatásán és hallgassuk meg őt Csernátöny Zoltánt, az embert.

Egy rendkívüli ember, rendhagyó búcsúja következik:

### CERNÁTONY PROFESSZOR ÚR BÚCSÚZÁSA

*Kedves egybegyűltek, szeretettel vagy kíváncsiságból érkezettek!*

*Ahelyett, hogy a kántor úr elővenné unalomig aktualizált könnyfakasztó sorait monoton hangú felolvasásra – ügyelve az adatok, kiragadott tények és dátumok pontos egyeztetésére – engedjétek meg kedves egybegyűltek, hogy inkább én szóljak hozzátok. Ez itt ma egy ilyen búcsúztató lesz. Az enyém.*

*Feltettétek-e valaha magatoknak azt a kérdést, hogy ilyenkor kit sajnáltok? Természetesen külön veszem a családomat, akiknek valódi könnye, vitathatatlan fájdalom kívülről csik a további mondanivalóm által érintettek körén.*

*Tehát kit is sajnáltok? Magatokat, a hátrahagyottakat, vagy esetleg épp az eltávozottat?*

*Nos, ez utóbbi épp én vagyok, és mint a mai esemény (a temetés szót nem szeretem) főszereplője, aktualitása, ma, itt és most, úgy érzem inkább nekem kell szólnom.*

*Nektek, hozzátok.*

*Mindenki elmegy egy nap.*

*Előbb vagy utóbb, szebben vagy kevésbé irigylésre méltóan, netán gyalázatosan vagy igazságtalanul, de mind elmegyünk. Valahova, fel, le, vagy a végtelen semmibe.*

*Amíg éljük gondtalan - vagy legalább is az elmúlás gondolatát tekintve gondtalan – életünket, bele sem gondolunk, hogy egy nap miértünk szól a harang, miértünk veszi elő néhány ember a fekete ruháját, és miattunk hullnak a könnyek.*

*Sok ember azonban csak gyávaságból sír. Fél, hogy közeledik az ő napja, fél, hogy majd neki is át kell mennie az ismeretlen kapun, és ha elég kézen-vezetett, a Mennyország és Pokol dilemmája is rágja.*

*Ugyanakkor hiszem, hogy az élet értelme több, mint sok szabály megtanulása, betartása, vizsgák tömkelege, igahúzás, önmegvalósítás, alkotás és örömhajhászás, majd leépülés, teherré válás, és végül a hátramaradottak megváltása távozásunk által.*

*Kedves egybegyűltek! Tegyétek virágaitokat az emléktáblára, és biztatok kis családomra!*

*Judit, nagy és kis gyermekeim egy napon kocsiba ülnek, és fiatalon megálmódott végső nyughelyemre, az oly nyughatatlan Atlanti óceánba szórják hamvait.*

*Ha hagytam valami jót, emlékezeteset, vagy maradandót, annak örülök, bár nem tudom még, hogy ebben az állapotban képes vagyok-e örülni.*

*A hozzám fűződő rosszat kérem felejtsetek el!*

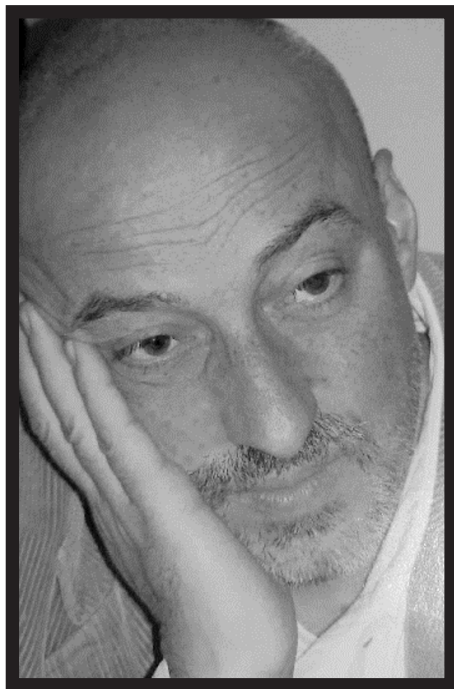
*Jó volt, szerettem a földi életet, úgy látszik ennyi volt.*

*A világ élete megy tovább, az egyén élete bevégeztetett.*

*Adtam és kaptam, nyertem és vesztettem, büszkélkedtem és szégyenkeztem, bízoktam és lemondtam, úgy érzem talpig ember voltam.*

*Mindenkinek jó folytatást kívánok!*

*Menjétek békével, folytassátok hittel, végezzétek be méltósággal!*



## 30 ÉVES A DEBRECENI EGYETEM BIOMECHANIKAI LABORATÓRIUMA

Manó Sándor\*, Csernátony Zoltán†

Debreceni Egyetem Általános Orvostudományi Kar, Ortopédiai és Traumatológiai Tanszék,  
Biomechanikai Laboratórium

DOI: 10.17489/biohun/2023/2/597

**Absztrakt**

A Debreceni Egyetem Biomechanikai Laboratóriumát dr. Csernátony Zoltán, az akkori DOTE Ortopédiai Klinika adjunktusa alapította 1993-ban. A laboratóriumnak kezdetben az akkori Műszaki Főiskola adott helyet egészen 2011-ig, amikor az Ortopédiai Klinika alagsorába költözött. A Laboratórium történetének erről az első nagy fejezetéről a Biomechanica Hungarica IV/1 számában beszámoltunk, jelen közleményünkben az azóta eltelt időszakról szeretnénk röviden számot vetni.

Az összegzés aktualitását egyrészt Csernátony professzor úr tragikus távozása, másrészt a Labor fennállásának 30 éves évfordulója adja.

**Kulcsszavak:** Biomechanika, laboratórium, Debreceni Egyetem

**30 YEARS OF THE BIOMECHANICS LABORATORY OF UNIVERSITY OF DEBRECEN****Abstract**

The Biomechanics Laboratory of the University of Debrecen was founded in 1993 by Dr. Zoltán Csernátony, Assistant Professor at the Department of Orthopaedic Surgery of the University of Debrecen. The laboratory was initially located in the then Technical College until 2011, when it moved to the basement of the Orthopaedic Clinic. This first major chapter of the Laboratory's history was reported in Biomechanica Hungarica IV/1, and in the current publication we would like to briefly review the period since then.

The tragic passing of Professor Csernátony and the 30th anniversary of the Laboratory's existence are two of the reasons why this is so timely.

**Keywords:** Biomechanics, laboratory, University of Debrecen

**\*Levező szerző elérhetősége:** Debreceni Egyetem Általános Orvostudományi Kar, Ortopédiai és Traumatológiai Tanszék, Biomechanikai Laboratórium, H-4032 Debrecen, Nagyerdei krt. 98. **E-mail:** [manos@med.unideb.hu](mailto:manos@med.unideb.hu) **Tel.:** +36 52 411-600/5177

**Citáció:** Manó S, Csernátony Z. *Biomech Hung. 30 éves a Debreceni Egyetem Biomechanikai Laboratóriuma. 2023; 16(2):18-31.*

**Beérkezés ideje:** 2023.12.10. **Elfogadás ideje:** 2023.12.12.

## BEVEZETÉS

A Debreceni Egyetem 2023-ban éppen harminc éves Biomechanikai Laboratóriuma a kezdeti, Műszaki Karon töltött időszakát<sup>1</sup> és a 2011-es költözést követően is folytatta fő tevékenységeit, amelyek az alapkutató, az orvostechonikai eszköz- és implantátumfejlesztés, a 3D technikák orvosi alkalmazása és a biomechanikai-mechanikai anyag- és szerkezetvizsgálatok. A fókusz azonban egyre inkább a 3D technikák alkalmazása felé tolódott.

Komoly fordulatot hoztak a labor életében a 2016-ban, illetve 2017-ben indult nagyobb GINOP pályázati projektjeink, amelyek révén nemcsak számos új fejlesztésbe tudtunk belefogni, hanem a személyzet létszámát is sikerült gyarapítani. Ez igazán jelentős változás volt, mert egészen eddig az időszakig Csernátony

professzor úr klinikaigazgatói teendői mellett vezette a labort, teljes munkaidőben csak Manó Sándor, illetve alkalmanként egy laborasszisztens dolgozott a laborban, valamint Tamási Gábor, az Ortopédiai Klinika karbantartója segítette a forgácsolási, modellezési, szerelési feladatok megoldásába. A változásnak köszönhetően a labor személyzetéhez csatlakozott teljes munkaidőben Csámer Loránd, Horváth Hajnalka, Kovács Ágnes Éva és Lei Zhang, akik valamennyien PhD tanulmányaikat is megkezdték az ÁOK Klinikai Orvostudományok Doktori Iskolában (1. ábra). Ebben az időszakban egy újabb nagy változás volt, hogy az egyetemi belső átszervezések miatt az Ortopédiai Klinika alagsorát el kellett hagynia a labornak, azonban ez egy jóval korszerűbb környezetbe való költözést jelentett – de sajnos, ismét csak ideiglenesen. Már a beköltözés pillanatában tudtuk ugyanis, hogy a Radiológiai Klinika épületében csak néhány



1. ábra. A Biomechanikai Laboratórium munkatársai 2018-ban a Radiológiai Klinika épületében. Balról jobbra: Csámer Loránd tudományos segédmunkatárs, Dr. Manó Sándor tudományos munkatárs, Prof. Dr. Csernátony Zoltán laboratóriumvezető, Horváth Hajnalka PhD hallgató, Kovács Ágnes Éva PhD hallgató, Lei Zhang PhD hallgató, rezidens

évig, a Gyermeksürgősségi Központ kialakításának megkezdéséig maradhatunk.

A Radiológiai Klinika épületében eltöltött idő alatt a Laboratórium eszközállománya jelentősen bővült. 2018-ban került hozzánk a legnagyobb értékű berendezésünk, egy EOS M290 fém alapanyaggal dolgozó 3D nyomtató, amelyet humán implantátumok előgyártmányainak gyártására is alkalmas Ti6Al4V anyaggal használunk azóta is. A Pécsi Tudományegyetem nagyszabású orvosi 3D technikák köré csoportosuló GINOP pályázataihoz meghívott konzorciumi tagként csatlakozva tettünk szert a színes modellek előállítására alkalmas *Projet 660*, és a *Stratasys F270* professzionális FDM 3D nyomtatóinkra. Ugyanezen projektek keretében szereztünk be egy *DIERS 4D Motionlab* járás- és izomerővizsgáló rendszert is, valamint teljessé vált a Laboratórium 3D szkennerek állománya az *Artec* kézi szkennerek és a *Clonescan* teljes test szkennerek beszerzésével. A jelenlegi eszközállomány a fémmegmunkálásokhoz szükséges megmunkálógépekkel, egy *Ultimaker S5*

és két *Prusa 3D* nyomtatóval kiegészülve állt össze (*1. táblázat*). 2000 óta 26 nyertes pályázat és mintegy 1,25 MrdFt pályázati támogatás köthető a Laboratóriumhoz.

A következőkben a 2016 utáni kutatási projektjeink közül – a teljesség igénye nélkül – a legfontosabbakat a már említett tevékenységi csoportokra osztva foglaljuk össze.

#### ALAPKUTATÁS

##### Különböző alakú rácsos szerkezetbe való csontbenövés vizsgálata

A Laboratórium eddigi legnagyobb projektje a Varinex Zrt-vel közös GINOP pályázat keretein belül valósult meg. Ennek köszönhetően került beszerzésre egy EOS M290 fém alapanyaggal dolgozó, 250 x 250 x 325 mm-es munkaterű, 400 W-os lézerrel felszerelt *Direct Metal Laser Sintering, DMLS*) 3D nyomtató.

Az egyik alprojekt vizsgálatai arra fókuszáltak, hogy a 3D nyomtatással, Ti6Al4V ötvözetből előállított különböző alapeometriájú

### 1. táblázat. A Biomechanikai Laboratórium eszközállománya

Eszköz	Becsült érték
Instron 8874 anyagvizsgáló berendezés	60 MFt
DIERS 4D Motionlab mozgásanalízis rendszer izomerőmérővel	65 MFt
EOS M290 fém 3D nyomtató	280 MFt
Connex 260 3D nyomtató	45 MFt
Projet 660 3D nyomtató	30 MFt
Stratasys F270 3D nyomtató	11 MFt
Ultimaker S5 3D nyomtató	5 MFt
Original Prusa i3 és Prusa SL1 3D nyomtatók	1 MFt
Artec kézi 3D szkennerek (EVA és Spacespider)	12 MFt
Clonescan teljes test 3D szkennerek	5 MFt
Fastscan 3D szkennerek	2 MFt
HoloLens2	2 MFt
Megmunkálógépek (eszterga, maró, fűrészgép)	3 MFt
Mérőeszközök (Shore A és D keménységmérő, kézi mérőeszközök)	4 MFt
<b>Összesen</b>	<b>526 MFt</b>



rácsos szerkezettel rendelkező implantátumok hogyan viselkednek csontos környezetben. Hat különböző rácsszerkezetet vizsgáltunk (giroid, kocka, henger, tetraéder, kettős piramis, Voronoi) állatkísérlet keretében, juhokon. Mechanikai, szövettani és képfeldolgozási elemzéseket végeztünk az újszerű, vízugaras módszerrel vágott mintákon. Az Informatikai Karral együttműködésben fejlesztett képfeldolgozó algoritmusunk eredményeit statisztikailag értékelve, valamint a klasszikus szövettani feldolgozás eredményeivel is alátámasztva arra jutottunk, hogy a digitálisan szegmentált területek alapján a csontbenövés mértéke pontosan számszerűsíthető (2. ábra).<sup>2-3</sup>

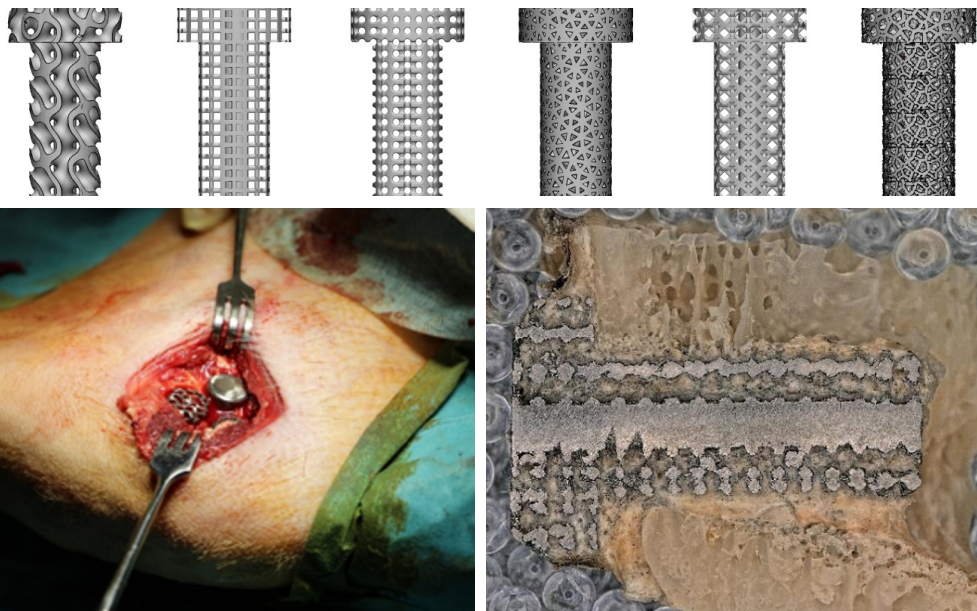
### Biotribológiai vizsgálatok

Egy saját fejlesztésű relatív kenőképességek meghatározására szolgáló készülék segítségével a műtési területen jelen lévő szövetek átlagos kenőképességének értékeit és az ipari kenőanyagokat összehasonlítottuk a desztillált vízzel, mint referenciaanyaggal kapott ered-

ményekkel. Még ugyanezen projekt keretében azt is megvizsgáltuk, hogy a gerincimplantátumok mechanikai vizsgálatára alkalmazott ASTM szabvány<sup>4</sup> által megadott száraz környezethez képest a valós körülmények között jelen lévő súrlódáscsökkentő anyagok mennyiben befolyásolják a mérési eredményeket.<sup>5</sup>

### Innovatív csontpótló anyag, illetve a kapcsolódó állatkísérleti modell fejlesztése

Egy GINOP-2.2.1 projekt keretében a Debreceni Egyetem Szervetlen és Analitikai Kémiai Tanszékével együttműködésében kidolgoztunk egy új, aerogél alapú szemcsés csontpótló anyagot, amely hatóanyag továbbításra is alkalmas. Ezen kívül kidolgoztunk egy innovatív kísérleti módszert szemcsés csontpótló anyagok kompressziós állatkísérletes vizsgálataihoz. Ennek lényege az volt, hogy készítettünk egy zsákfuratot, amibe beleöntöttük a megfelelő mennyiségű csontpótló anyagot, majd egy speciális, három alaki variációban elkészített, alján karimában végződő, hosz-



2. ábra. Különböző rácsalakok csontbenövésének állatkísérletes vizsgálata

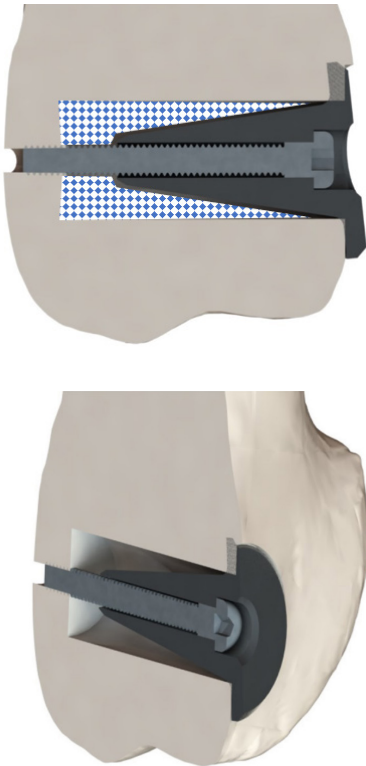


szanti furattal rendelkező, lekerekített csúcsú kúpos implantátummal zömítettük. Ezzel a csípő endorpotetikában használatos *Sloof*-technikát igyekeztünk modellezni. A furat fala minden irányban jó minőségű *spongiosa* volt, és a túlsó corticalist, illetve annak belső felszínén egy vékony *spongiosa* réteget ugyancsak meghagytunk. Ezáltal egy ún. contained üreg jött létre, hasonlóan a *Sloof*-technika végzettségének kritériumát jelentő defektus nélküli külső femur corticalishoz. A kúpot annak befejezett helyzetében egy, a központi furaton a túlsó corticalison átvezetett KFI önmetsző csavar tartotta helyben (3. ábra). Módszerünk minden egyéb csontpótló impaktációs technikához alkalmas, és mások általi átvétele a különböző kutatóhelyek eredményeinek összehasonlíthatóságát garantálná.<sup>6</sup>

### Birkózók mozgásvizsgálata

A Nemzetközi Birkózószövetség (*United World Wrestling*) felkérésére a BME-vel együttműködésben a birkózószőnyegek biztonságosabbá tétele miatt indult el egy közös projekt, amelynek kulcsfontosságú részét képezte a különféle birkózó mozdulatok mozgáselemzése, amelynek az eddigi dokumentálására nem találtunk irodalmat.

A kísérletek során kutatócsoportunk profi birkózók és különböző szőnyeg típusok bevonásával egy olyan vizsgálsorozatot végzett, amelynek célja, hogy elemezze azt, hogy a különféle tipikus birkózó mozdulatok során milyen hatások érik a birkózókat. A kísérlet első fázisába három birkózó került bevonásra,



3. ábra. A szemcsés csontpótló anyag tesztelésére szolgáló állatkísérleti modell vázlatos és pillanatkép a beültetésről

akik közül egy a dobásokat végezte a másik két birkózón. A méréseket két különböző típusú szőnyegen, egy *BTS SMART* mozgásvizsgáló rendszer segítségével hajtottuk végre. A vizsgálat során kapott adatokat mozgásanalízisnek vetettük alá és az eredményekből pontos képet kaptunk az egyes testtájaknak a különböző mozdulatok végrehajtása során jellemző kinematikai paramétereiről (4. ábra).

#### CT 3D rekonstrukciós vizsgálatok

Az orvosi 3D technikák mindennapi alkalmazása során sokszor ütköztünk olyan technikai jellegű problémákba, amelyeket próbáltunk kísérletes megközelítéssel mélyebben feltárni. Egyik ilyen a fém artefaktumok kiküszöbölése kapcsán kidolgozott módszerünk volt<sup>7</sup>, egy másik esetben pedig azt próbáltuk feltárni, hogy a CT felvételek alapján történt 3D rekonstrukció pontossága hogyan függ a rendszerben figyelembe vett egyes kitüntetett paraméterektől. Ez utóbbi projekt kapcsán született TDK dolgozattal Fegyverneki Bence országos első helyezést ért el.<sup>8</sup>

#### A különböző anyagú fém implantátumok által előidézett galvánáram csontosodásra kifejtett hatásának vizsgálata

Kutatásunk alapkérdése, hogy amennyiben egy adott csontdefektus, törés ellenkező oldalain eltérő anyagból készült fém implantátumokat helyezünk el, akkor a létrejövő galvánáram a gyógyulást befolyásolja-e, ha igen, akkor arra kedvező vagy hátrányos hatással van-e. A vizsgálatban elektrolit oldatnak a szervezet extracellularis folyadékterét tekintjük, anódként és katódként az eltérő anyagminőségű fém implantátumok szerepelnek. A nyulak bevonásával elvégzett beültetett műszeres állatkísérleteink során igazoltuk az ilyen esetekben fellépő galvánelektromos jelenséget. A mért potenciálkülönbség mértéke különböző volt más-más fém párok esetében, ugyanakkor úgy tűnik, hogy a csontosodásra kifejtett hatást is ki tudjuk majd mutatni. A kísérletek során vett adatok, eredmények értékelése, feldolgozása még folyamatban van, de az eddigi részeredmények mindenképpen biztatóak.



4. ábra. Birkózók 3D mozgásvizsgálata

## ORVOSTECHNIKAI ESZKÖZFEJLESZTÉS

## Az Ortinno Hip&amp;Knee rehabilitációs berendezés kifejlesztése

A K&T Hardmetal Kft-vel együttműködve egy olyan, számítógépes vezérlésű berendezés kifejlesztését valósítottuk meg, amely elsősorban a térdizületi extenziós deficit leküzdésére alkalmas. A berendezéssel megvalósuló kezelés során a beteg ülő, vagy fekvő helyzetben a bokáját egy speciális saroktartóban alátámasztjuk, és az így felfüggesztett végtagot ciklikusan megemeljük/ejtjük. Az ejtés végpontját elérve a térdizület hátsó passzív rögzítő struktúráiban, illetve a fokozott izomtónusú térdhajlító izmokban egy nyújtó hatás lép fel. Ennek repetitív alkalmazása tapasztalataink alapján elősegíti a térdizület kívánatos teljes nyújtásának elérését (5. ábra).

A készülék megalkotásánál eredendően az alapvető cél a térdprotézis műtétet követő flexiós kontraktúra megelőzése, kezelése volt, azonban bebizonyosodott, hogy a cerebral pareticus betegeknek is kiváló eredménnyel alkalmazható. A 28 beteg bevonásával elvégzett klinikai vizsgálat eredményei alapján általánosságban elmondhatjuk, hogy az Ortinno Hip&Knee egy jól használható rehabilitációs berendezés, amely mindössze kéthetes kezelési idő alatt 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, szülei kedvező hatásokról számolnak be a berendezés kapcsán.<sup>9</sup>



5. ábra. Az Ortinno Hip&Knee használat közben és Csernátony professzor úr a készülék korai prototípusaival

### 3D TECHNIKÁK ORVOSI ALKALMAZÁSA

#### Egyedi implantátumok készítése

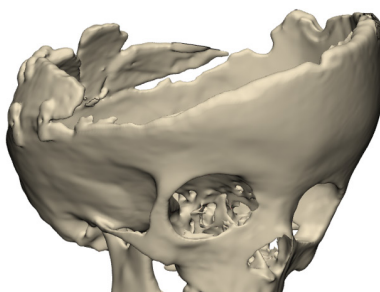
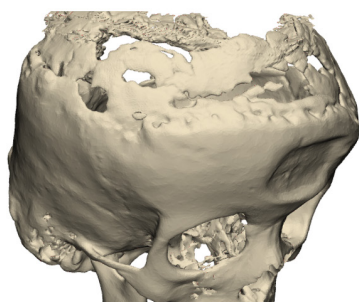
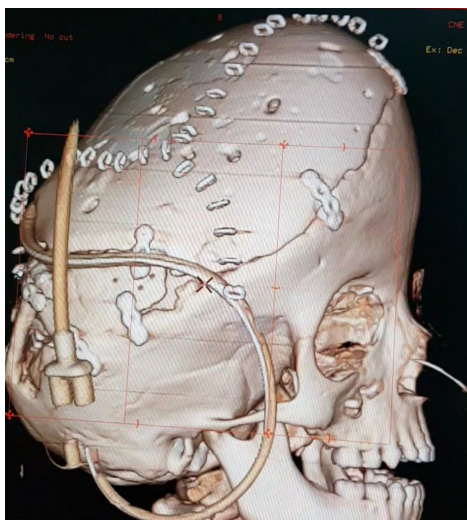
Laboratóriumunk 2005 óta készít egyedi *cranioplastica* csontcement implantátumokhoz szilikon öntőformákat.<sup>10</sup> Talán a több mint száz eset során szerzett tapasztalatnak köszönhetően az a megtiszteltetés ért bennünket, hogy minket kértek fel a híressé vált bangladesi sziámi ikrek szétválasztását követő koponyarekonstrukciókhoz alkalmazott implantátumok megtervezésére, illetve az azokhoz szükséges eszközök legyártására (6. ábra).

Egyik fontos középtávú célunk, hogy egyedi implantátumgyártási tevékenységünket a titán

alanyaggal dolgozó *EOS M290* 3D nyomtatóra alapozva egy új szintre emeljük. Az orvostechikai eszközökre vonatkozó EU-s szabályozás szigorodása nem könnyíti meg ezt a folyamatot<sup>11</sup>, de kialakulóban van a megoldás. A folyamat egyik első lépéseként 2022-ben bevezettük az ISO 13485 minőségirányítási rendszert implantátum előgyártmányok előállítására vonatkozóan (7. ábra).

#### Anatómiai modellsorozatok

Az egyes mozgásszervi elváltozások szemléltetése hagyományos módszerekkel nehézkes, sok esetben az elváltozás térbeli elhelyezkedésének, elrendezésének megértése kihívást



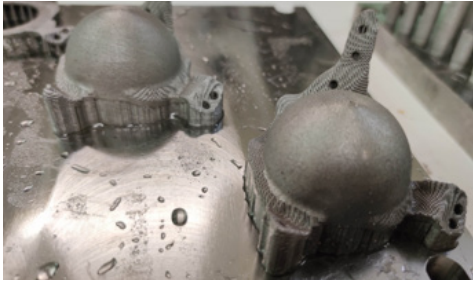
6. ábra. A sziámi iker projekthez készült 3D modellek, valamint az egyik műtétet követően készült CT 3D rekonstrukció



jelenthet, amihez jelentős segítséget adhat egy kézbe fogható, minden irányból megvizsgálható modell. Ennek a gondolatnak a jegyében készítettünk három elváltozás-klasszifikációhoz falra szerelhető tartóval rendelkező modellsorozatot (8. ábra).<sup>12-13</sup>

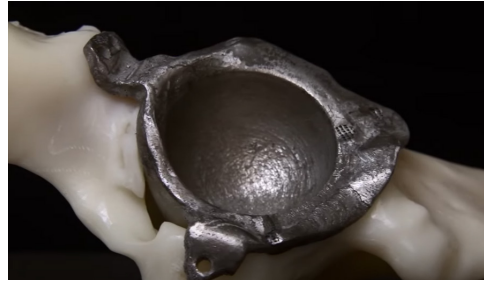
### Egyedi célzóeszközök, sablonok készítése

2018 óta foglalkozunk olyan egyedi célzók és sablonok készítésével, amelyek segítségével az egyedi anatómiai viszonyokhoz igazodva biztosítható, hogy az intraoperatív fúrás vagy vágás pontosan a CT felvételek alapján, számítógépen előre megtervezett irányban és helyen történjen (9. ábra).<sup>14</sup>



### Virtuális és kevert valóság

2021-ben óriási megtiszteltetés ért bennünket, amikor a világhírű Karikó Katalin, a 2021-es Debrecen Díj a Molekuláris Orvostudományért elismerés díjazottja az elismeréssel járó pénzösszeg felét Laboratóriumunknak ajánlotta fel. Az összegből egy *HoloLens2* „mixed reality” szemüveget vásároltunk, amely segítségével a legkorszerűbb módon jeleníthetők meg a virtuális térben lévő modellek, objektumok úgy, hogy azok a valós térhez adaptálódnak. Ezzel az eszközzel és az időközben beszerzett *Quest 2* VR szemüveggel egy olyan új terület nyílt meg a 3D alkalmazások területén, amely a jövőben akár az egyik fő



7. ábra. Ti6Al4V anyagból készült implantátum előgyártmány a nyomtatóplatformon és műanyag csontmodellre illesztve



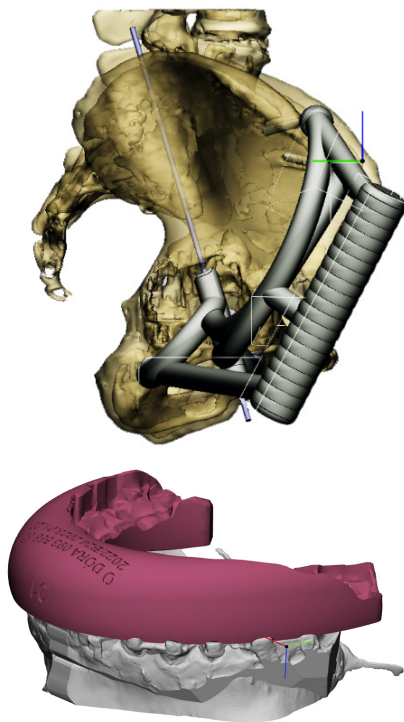
8. ábra. Láb és csípővépa rendellenességeket ábrázoló modellsorozatok

fókuszterületté válhat. Az ehhez elengedhetetlen szakemberek, a szoftverfejlesztők már rendelkezésre állnak, és ötletből sincs hiány, de a megvalósításához szükséges források felkutatása még jelenleg is zajlik.

#### ANYAG- ÉS SZERKEZETVIZSGÁLATOK

##### Fémhab fejlesztés

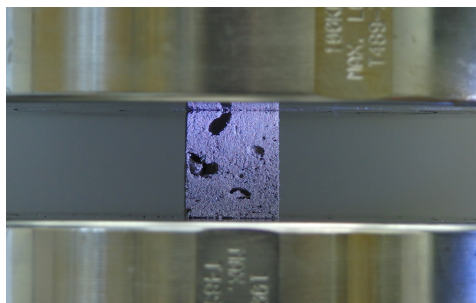
A Műszaki Kar Gépészmérnöki Tanszékével együttműködve fém alapanyagú habszerkezetek mechanikai tulajdonságait elemeztük. A projekt során különböző porozitású nyílt- és zártcellás nikkell, alumínium és titán habokat mértünk az anyagvizsgáló berendezéseinkkel. A mérésekkel többek között a platófeszültségek és a végelelemes szimulációkhoz szükséges Young moduluszok értékei kerültek kiszámításra (10. ábra).<sup>15-17</sup>



9. ábra. Medencére illeszkedő célzó és szájszészeti sín

##### 3D nyomtatással készült anyagok mechanikai vizsgálata

Már a 2005-ben kezdődő időszaktól kezdve a 3D nyomtatás az egyik központi tevékenységévé vált a Laboratóriumnak. Az orvosi alkalmazások mellett azonban az alapanyagok mechanikai jellemzőinek feltárására is fordítottunk figyelmet. Egy nagyszabású vizsgálatsorozat keretében 11 különböző 3D nyomtatáshoz használt anyagot vettünk górcső alá. Hajlító-, húzó- és nyomóvizsgálatokat, valamint keménységmérést végeztünk minden anyaggal úgy, hogy három különböző orientációval nyomtattuk a próbatesteket. A statikus vizsgálatok mellett fárasztóvizsgálatot is végeztünk, ráadásul a különféle sterilizálások hatását is megnéztük az ezen vizsgálatokkal mérhető paraméterekre. Az eredményeket egy szabadon bővíthető, nemzetközi adatbázisban szeretnénk közzé tenni, ahová más szervezetek is feltölthetik saját vizsgálati eredményeiket.



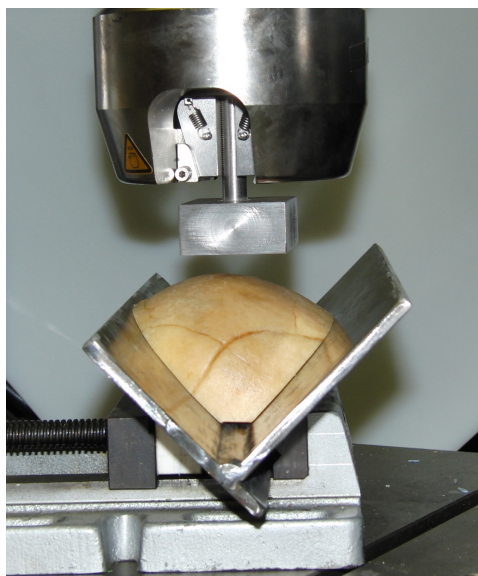
10. ábra. Fémhab nyomóvizsgálata és Polyjet technológiával készült nyomópróbatestek



## Klasszikus biomechanikai vizsgálatok

Az alapanyag-specifikus vizsgálatokon kívül Laboratóriumunkban számos olyan mérés-sorozatot végeztünk az utóbbi évtizedekben, amelyek leginkább csontsebészeti implantátumokhoz voltak köthetők. Egyik ilyen kísérletünkben a csontcement koponyapótlások teherbírását értékeltük az ép koponyához képest (11. ábra), és arra jutottunk, hogy elegendő teherbírást biztosít, azonban túlterhelés esetén nem az egész koponya szakad be, hanem csak az implantátum.<sup>18</sup> Végeztünk elég nagy számban az ASTM szerinti szabványos implantátumvizsgálatokat is, többek között gerincimplantátumok, csavarok, szegek csavarró- és hajlítóvizsgálatai tartoznak ide.

Egyedi implantátumok teherbírását is mértük többek között egy, a Premet Kft-vel közös projekt során. Itt különböző maxillofaciális titán konstrukciók értékelését végeztük nyomóvizsgálattal, amit végeeselemes számításokkal kombináltunk (12. ábra).



11. ábra. Koponyatető nyomóvizsgálata

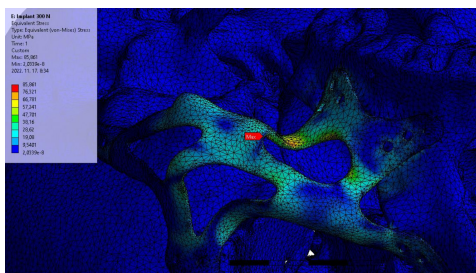
## Egyéb aktivitások és a labor jövője

A fenti tudományos tevékenységek mellett a Laboratórium munkatársai oktatási tevékenységet is végeznek. Többek között a Biomechanika és *Biomechanics* kurzusokat tartják az Egészségtudományi Karon, valamint közreműködnek a Fogorvostudományi Karon a Digitális fogászat/*Digital dentistry* oktatásában.

Az elmúlt években, évtizedekben kialakított, jelenleg is aktív tudományos együttműködés tartunk fenn az alábbi szervezetekkel:

### Partnereink a Debreceni Egyetemen

- Anatómiai Intézet
- Patológiai Intézet
- Igazságügyi Orvostani Intézet
- Gépészmérnöki Tanszék
- Mechatronikai Tanszék
- Radiológiai Klinika/Tanszék
- Arc-, Állcsont-, és Szájsebészeti Klinika/Tanszék



12. ábra. Egyedi implantátum végeeselemes modellezése és mechanikai vizsgálata

- Idegsebészeti Klinika/Tanszék
- Szilárdtest Fizika Tanszék
- Szervetlen és Analitikai Kémiai Tanszék
- Komputergrafika és Képfeldolgozás Tanszék
- Biofizikai Intézet
- Kutatáshasznosítási és Technológiatranszfer Központ
- Sportdiagnosztikai, Életmód és Terápiás Központ (SET)
- Pécsi Tudományegyetem 3D Nyomtatási és Vizualizációs Központ
- Nyíregyházi Egyetem Műszaki és Agrártudományi Intézet
- Magyar Honvédség Egészségügyi Központ (Honvédkórház)
- Magyar Biomechanikai Társaság
- Austrian Tribology Society
- AC<sup>2</sup>T research GmbH (Ausztria)
- Red Cross Hospital, Wuzhou (Kína)
- People's Hospital of Guigang City (Kína)

### Egyetemen kívüli partnereink

- Varinex Zrt.
- Sanatmetal Kft.
- EMKI-cert Orvostechnikai Eszközminősítő Kft.
- Premedpharma Kft.
- Premet Kft.
- Metrimed Kft.
- Medimetal Kft.
- Duocor Zrt.
- K&T Hardmetal Kft.
- Isotoptech Zrt.
- Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem Biomechanikai Kooperációs Központ

Rendszeres résztvevői vagyunk a Kutatók Éjszakája rendezvénysorozatnak és az Egyetem tér programnak a Campus fesztiválon, ahol leginkább az orvosi és mérnöki terület sajátos találkozását mutatjuk be az érdeklődőknek. 2022-ben egy Mecenatúra pályázat keretében készítettünk egy ötrészes kisfilm-sorozatot, amelyben a 3D technikák orvosi alkalmazása áll a fókuszban a Laboratórium tevékenységei kapcsán. A videók a Youtube-on a *BM#3D* csatornán tekinthetők meg.<sup>19</sup>

A Laboratórium 2022 végén visszaköltözött az Ortopédiai Klinika alagsorába, a már szoká-



13. ábra. A Biomechanikai Laboratóriumnak 2024-től otthont adó Innovációs Központ (forrás: Építészfórum)

sosnak mondható ideiglenes jelleggel. Ezúttal azonban jelen állás szerint már csak egyetlen, utolsó költözés vár a Laborra, amikor is 2024 folyamán beköltözhet a Debreceni Egyetem Innovációs Központjának földszintjére, ahol világszínvonalú környezetben folytathatja munkáját (13. ábra). Ezzel a költözéssel még egy nagy változás is bekövetkezik, miszerint a még Csernátó professzor úr által elindított folyamat eredményeként 2024-ben már az Innovációs Ökoszisztéma Központ részeként

fogja folytatni tevékenységét a Laboratórium. Jelenleg még zajlik ennek az átszerveződésnek a kialakítása, de a tervek szerint a 2024-es év elején meg lesz a végleges felállás.

Igen izgalmas időszak előtt állunk tehát, amely sok változást tartogat, de feltett szándékunk a jövőben a körülményektől függetlenül is tovább vinni és gyarapítani a Biomechanikai Laboratórium elmúlt 30 évben kialakított szellemi örökségét.

**A szerzők részvétele:** M.S.: kézirat elkészítése, CS.Z.: koncepció, laboralapítás, laborvezetés, projektvezetés

**Köszönetnyilvánítás:** A szerzők köszönetet mondanak elsősorban a Laboratórium minden jelenlegi és korábbi dolgozójának, valamint minden PhD, TDK, diplomamunkás hallgatónak, partnereinknek, közreműködőinknek, akik elősegítették az elmúlt 30 év sikereit.

**Összeférhetlenség:** Nincs.

## IRODALOM

1. Manó S. A Debreceni Egyetem Biomechanikai Laboratóriuma. *Biomech Hung.* 2011;4(1): 7-14.
2. Csernátó Z, Kovács ÁÉ, Csámer L, Zhang L, Manó S. Állatkísérleti modell kidolgozása rácsos mikroszerkezetű titán implantátumok értékelésére. *Biomech Hung.* 2020;13(1):17-28.
3. Kovács ÁÉ, Csernátó Z, Csámer L, Méhes G, Szabó D, Véres M, et al. Comparative analysis of bone ingrowth in 3D-printed titanium lattice structures with different patterns. *Materials.* 2023;16:1-16.
4. ASTM F1798 - 97(2008) Standard Guide for Evaluating the Static and Fatigue Properties of Interconnection Mechanisms and Subassemblies Used in Spinal Arthrodesis Implants. West Conshohocken, PA.2008.
5. Csernátó Z, Manó S, Tiba Z, Husi G, Jónás Z, Váradi T, Csámer L, Kovács ÁÉ. Critical analysis of in vitro stability testing of spinal implants and proposal for standardization. *Expert Rev Med Devices.* 2022 Mar;19(3):281-6.
6. Csernátó Z, Deák Á, Csámer L, Kovács ÁÉ, Soósné HH, Csukás D, Radovits T, Manó S. Javaslát a juh teherviselő csonton végzett csontpótló anyag vizsgálatának standardizált módszerére. *Biomech Hung.* 2021;14(2):66-73.
7. Árvai P, Forgács A, Manó S. Fém implantátumok okozta CT műtermékek csökkentése. *Biomech Hung.* 2020;13(1):39-47.
8. Manó S, Fegyvernek B, Csámer L, Csernátó Z. CT alapján rekonstruált 3D anatómiai modellek pontosságvizsgálata. *Biomech Hung.* 2023;16(2):43-58.
9. Csernátó Z, Manó S, Pálkás J, Csámer L, Zhang L, Tasi K, Soósné HH. Az Ortinno Hip&Knee rehabilitációs berendezés hatékonyságának értékelése járásvizsgáló rendszerrel cerebrál paretikus betegek esetén. *Biomech Hung.* 2021;15(2):60-70.
10. Csámer L, Csernátó Z, Novák L, Kóvári VZ, Kovács ÁÉ, Soósné HH, Manó S. Custom-made 3D printing-based cranioplasty using a silicone mould and PMMA. *Sci Rep.* 2023 Jul 25;13(1):11985.
11. European Parliament the Council. Regulation (EU) 2017/745 on medical devices. 5 April 2017.
12. Kovács ÁÉ, Csernátó Z, Szabó D, Csámer L,

- Somoskeőy S, Manó S. Csípőízületi vápadefektus-klasszifikáció megjelenítése 3D nyomtatással készült modellek segítségével. *Biomech Hung.* 2022;15(2):43-8.
13. Kovács ÁÉ, Manó S, Csámer L, Somoskeőy S, Csernátóy Z. Scoliosis klasszifikáció szemléltetése 3D nyomtatással előállított modellgyűjteménnyel. *Biomech Hung.* 2020;13(1):7-15.
14. Csernátóy Z, Manó S, Szabó D, Soósné HH, Kovács ÁÉ, Csámer L. Acetabular revision with McMinn cup: development and application of a patient-specific targeting device. *Bioengineering (Basel).* 2023 Sep 18;10(9):1095.
15. Balogh G, Mankovits T, Manó S, Tóth L. Titán habok gyártási technológiájának áttekintése. In: Bodzás S, editor. *Műszaki tudomány az Északkelet Magyarországi Régióban 2015 konferencia előadásai.* Debrecen: 2015. p. 64-70.
16. Mankovits T, Varga T, Manó S, Kocsis I. Compressive response determination of closed-cell aluminium foam and linear-elastic finite element simulation of CT-based directly reconstructed geometrical models. *Strojniski Vestn.-J. Mech. Eng.* 2018;64(2):105-13.
17. Mankovits T, Budai I, Balogh G, Gábora A, Kozma I, Varga T, Manó S, Kocsis I. Structural analysis and its statistical evaluation of a closed-cell metal foam. *Int. Rev. Appl. Sci. Eng.* 2014;5 (2):135-43.
18. Manó S, Kovács K, Kovács ÁÉ, Csámer L, Csernátóy Z. 3D nyomtatás és csontcement alapú cranioplastica mérése mechanikai szempontból. *Biomech Hung.* 2020;13(1):29-39.
19. Manó S, Törös I, Makovinyi T, Szakajda T, Csernátóy Z, Csámer L et al. *BM#3D csatorna* [Internet] Debrecen: Debreceni Egyetem; 2022. Available from: [www.youtube.com/@bm3d88](http://www.youtube.com/@bm3d88)

## BIRKÓZÓK 3D MOZGÁSVIZSGÁLATA

Manó Sándor<sup>1</sup>, Tomin Márton<sup>2</sup>, Kmetty Ákos<sup>2</sup>, Csámer Loránd<sup>1\*</sup>, Szabó Noé<sup>3</sup>, Csernátó Zoltán<sup>1†</sup>, Molnár Szabolcs<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Debreceni Egyetem Általános Orvostudományi Kar, Ortopédiai és Traumatológiai Tanszék, Biomechanikai Laboratórium

<sup>2</sup> Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Gépészmérnöki Kar, Polimertechnika Tanszék

<sup>3</sup> Észak-Pesti Centrumkórház – Honvédkórház, Baleseti Sebészeti Osztály



DOI: 10.17489/biohun/2023/2/595

## Absztrakt

A kutatócsoportunk a Birkózó Világszövetség (*United World Wrestling, UWW*) felkérésére profi birkózók és különböző szőnyegtípusok bevonásával egy olyan vizsgálat sorozatot végzett, amellyel a különféle, tipikus birkózó mozdulatok során a birkózókat érő hatások elemezhetők. A kísérlet első fázisába három középkorú profi férfi birkózó került bevonásra, akik közül egy a dobásokat végezte a másik két birkózón. A méréseket két különböző típusú (egy egyrétegű és egy ötrétegű) szőnyegen, egy *BTS SMART* mozgásvizsgáló rendszer segítségével hajtottuk végre. A mérések során kapott sebesség, gyorsulás és pályagörbe adatokat mozgásanalízisnek vetettük alá és az eredményekből pontos képet kaptunk az egyes testtájaknak a különböző mozdulatok végrehajtása során jellemző kinematikai paramétereiről.

A gyorsulási diagramok elemzése során a legnagyobb gyorsulási értékeket a válldobás és az ún. malom dobás során mértük az alsótesten. A fejenátfordulás során mértük a fej legnagyobb gyorsulását, valamint statisztikai analízis segítségével kimutattuk, hogy a két szőnyegen végrehajtott azonos mozdulatsorok között nincs szignifikáns különbség a gyorsulás tekintetében.

A sebesség diagramok elemzése során a legnagyobb sebességet a bukfenc és a pároslábra támadás során mértük. A legnagyobb becsapódási sebesség értékeket itt is az alsótesten rögzítettük, a tibiánál és a bokánál. A becsapódási sebesség esetében sem mutatott a két szőnyeg szignifikáns eltérést.

A szőnyeget összehasonlítva arra jutottunk, hogy néhány esetben az egyrétegű szőnyeg, más esetekben pedig az ötrétegű ad kedvezőbb eredményt, de összességében mindkettő biztonságosnak bizonyult. Eredményeink leginkább a birkózók mozgásformái közben mérhető sebesség és gyorsulás értékek feltérképezése miatt tekinthetők újdonságnak.

**Kulcsszavak:** birkózás, 3D mozgáselemzés, birkózószőnyeg

**\*Levelező szerző elérhetősége:** Debreceni Egyetem Általános Orvostudományi Kar, Ortopédiai és Traumatológiai Tanszék, Biomechanikai Laboratórium, H-4032 Debrecen, Nagyerdei krt. 98. **E-mail:** [csamer.lorand@med.unideb.hu](mailto:csamer.lorand@med.unideb.hu) **Tel.:** +36 52 411-600/55177

**Citáció:** Manó S, Tomin M, Kmetty Á, Csámer L, Szabó N, Csernátó Z, Molnár Sz. Birkózók 3D mozgásvizsgálata. *Biomech Hung.* 2023;16(2):32-42

**Beérkezés ideje:** 2023.12.05. **Elfogadás ideje:** 2023.12.18.



### 3D MOTION ANALYSIS OF WRESTLERS

#### Abstract

At the request of the *United World Wrestling* (UWW), our research team conducted a series of tests involving professional wrestlers and different types of mats to analyse the effects on wrestlers during various typical wrestling moves. The first phase of the experiment involved three professional male wrestlers, one of whom performed the throws on the other two wrestlers. Measurements were performed on two different types of mats (one single-layer and one five-layer) using a *BTS SMART* motion analysis system. The velocity, acceleration and trajectory data obtained during the measurements were subjected to a motion analysis and the results provided an accurate picture of the kinematic parameters of each body region during the execution of different movements.

In the analysis of the acceleration diagrams, the highest acceleration values were measured in the lower body during the shoulder throw and the fireman's carry. The highest acceleration of the head was measured during the head flip and statistical analysis showed that there was no significant difference in acceleration between the two mats.

In the analysis of the velocity diagrams, the highest velocity was measured during the tuck and the double-leg attack. Here again, the highest impact velocity values were recorded at the lower body, tibia and ankle. The two mats did not show significant differences in impact velocity.

When comparing the mats, it was found that in some cases the single layer mat and in other cases the five-layer mat gave better results, but overall both were found to be safe. Our results are most novel because of the mapping of speed and acceleration values measured during wrestlers' movements.

**Keywords:** wrestling, 3D motion analysis, wrestling mat

#### BEVEZETÉS

A birkózás egyike a legmegterhelőbb sportoknak, így az atlétáknak aerob és anaerob edzettségre is szükségük van a taktikai és technikai képességek mellett. Az ókori birkózás óta a sportág jelentős fejlődésen ment keresztül technikájában és a felszerelések, védőeszközök tekintetében is.<sup>1,2</sup> Számos új edzésmódszer is kidolgozásra került, nem beszélve a sportolók szellemi és lelki felkészültségét, terhelhetőségét fejlesztő pszichológiai módszerekről, illetve a fogyasztást segítő dietetikai elvekről.<sup>3,4</sup> A sportág dinamikus fejlődésének köszönhetően a sérülések is megszorodtak.<sup>5-7</sup> A 2005. előtti statisztikák alapján 3-21 / 1 000 000 birkózó szenved súlyos (végeleges vagy átmeneti) sérülést, amely leginkább az SCI = *spinal cord injury* (gerincvelő-sérülés). Az utóbbi időben

végzett alapos prevenciós munka eredményeként a Nemzetközi Szövetség radikálisan tudta csökkenteni a súlyos sérülések arányát. Bár a sérülések incidenciája magasabb a versenyeken, a legtöbb sérülés mégis edzés közben történik, mivel a sportolók ott több időt töltenek.<sup>8</sup> A leggyakoribbak a bőrsérülések, a zúzódások, az orr- és szájvérzés. Ezek a sérülések több mint 50 %-át teszik ki.

Sérülés jobbára a fejen, gerincen, illetve a törzsen következnek be, ezt követik a felső végtag-, illetve alsó végtag károsodásai. Statisztikák alapján a birkózók sokkal gyakrabban sérülnek meg a szezon első felében, az első versenyek alkalmával, esetleg hosszabb kihagyás után.<sup>9</sup> A sérülések többsége a földre vitel során következik be, ahol mindkét birkózó álló helyzetből indul és a céljuk, hogy

a másikat a földre vigyék. Ekkor többségében a védekező birkózó sérül meg. Azért ebben a helyzetben gyakoribb a sérülés, mivel ilyenkor a sportolók intenzívebb, gyorsabb mozdulatokat visznek végbe, és nagyobb erőt mozgósítanak. Mivel a levittel a cél a pontszerzés, ez egy olyan gyakori szituáció, amely során a sérülések bekövetkezésének nagyobb a valószínűsége.<sup>10,11</sup>

Kritikus sérülések is bekövetkezhetnek a birkózás során, legtöbbször a nyaki és feji régióban. Ezek szignifikánsan nagyobb valószínűséggel történhetnek meg versenyeken, mint edzéseken. Kimutatható egy olyan tendencia is, amely szerint a kezdő birkózók nagyobb eséllyel sérülnek meg, amely valószínűsíthetően a gyakorlatlanabb esési mozdulatokból adódik. Annak érdekében, hogy a sérülések számát minimálisra csökkenthessük, fontos a birkózómozdulatok mechanikájának megértése, a szőnyegre érkezéskor az emberi testre ható erők ismerete és a szőnyeg megfelelő fejlesztése.

A birkózószőnyegeknek, a felszerelés legnagyobb kiterjedésű darabjainak fő funkciója a birkózók védelme: tompítaniuk kell a becsapódáskor fellépő erőket, így megelőzni a sérüléseket. Ugyanakkor feladatuk az is, hogy megfelelően szilárd alapot adjanak a különböző birkózó fogások kivitelezéséhez, továbbá megfelelő tapadófelületet biztosítsanak.<sup>12,13</sup>

Az *United World Wrestling* (UWW) által kiadott szőnyeg-követelmények a szőnyeg fizikai tulajdonságaira vonatkoznak: vastagság, méret, felszín, borítás. A mechanikai tulajdonságait is csak ejtő súlyos vizsgálattal szükséges mérni, mely nem veszi figyelembe a birkózás dinamikus mozdulatait. Az UWW ugyancsak nem határozza meg a struktúrát, az összetételt, ugyanígy nem tesz különbséget az edző és a versenyszőnyeg között, nem szabályozza a tárolási módot és időt, ebből következően

jelentős különbségek adódhatnak a szőnyegek között. Ennek meghatározó hatása lehet a birkózókra, hiszen a már nem megfelelő szőnyeg súlyos sérülések kialakulásához vezethet még akkor is, ha új korában minden tesztnek megfelelt.<sup>14-17</sup> Ennek kiderítésére, illetve egy olyan, jól meghatározott követelményrendszer létrehozásának céljával indított vizsgálatot a Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem Polimertechnikai Tanszék kutatócsoportja, amelynek betartásával a birkózószőnyegek biztonságosabbá válhatnak.<sup>18</sup>

A jelen tanulmányban bemutatásra kerülő mérésorozat célja eredményekkel támogatni a jelenlegi szőnyegszabályozás felülvizsgálatához szükséges tudományos háttér kialakítását a 3D mozgáselemzés módszerével. A kutatás a „*Save Olympic Wrestlers*” program keretében valósult meg.

## ANYAG ÉS MÓDSZER

A kutatócsoportunk különböző korcsoportból és súlycsoportból kért fel arra birkózókat, hogy különböző szőnyegtípusokon tudja tesztelni a más-más leérkezési technikákat, illetve hogy elemezzük a sérülések mechanizmusát. A kísérlet első fázisába 3 birkózó került bevonásra, akik közül egy a dobásokat végezte a másik két birkózón. Az atléta - szőnyeg interakciók vizsgálatával tudjuk meghatározni a terhelés hatását az emberi test különböző részeire. A mérések során kapott adatokat mozgásanalízisnek vetettük alá és az eredményekből következtetünk az ízületek maximális terhelhetőségére, amelyek a lassulásra, a sebesség hatására és a becsapódás erejére nézve előállnak.

## Az alkalmazott szőnyegek

A kísérletet két különböző típusú szőnyegen végeztük. A két szőnyeg fő tulajdonságait az [1. táblázatban](#) összegeztük. Az egyrétegű sző-

nyeg etilén-vinil acetát habból készült, míg a másik szőnyeg 5 db, egyenként 10 mm vastag térhálósított polietilén hab rétegből lett hegesztve.

### Birkózók és markerek

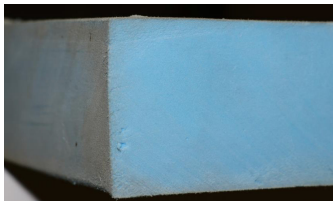
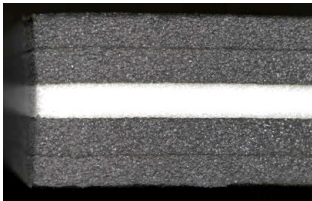
Három magyar férfi birkózó vett részt a mérésekben. Az első 90 kg-os 26 éves, a második 80 kg-os 23 éves és a harmadik birkózó, aki a dobásokat kivitelezte a másik két birkózón

mindkét szőnyegen többször megismételve, 90 kg-os és 47 éves volt. Minden birkózóra 9 fényvisszaverő marker került prominens anatómiai pozíciókba a 2. táblázat szerint.

### Mozgásanalízis

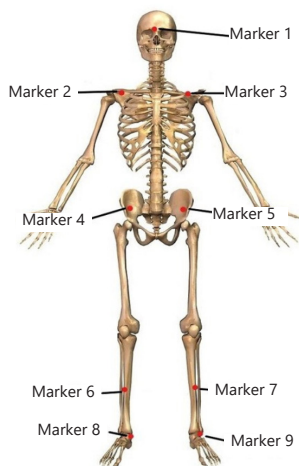
A mozgáskövetést egy *BTS SMART DX400* (*BTS Bioengineering*, Milan, Italy) rendszerrel végeztük, 6 infravörös (IRC) és 2 hagyományos kamerával. A vizsgálandó szőnyeg a mé-

1. táblázat. A mérések során használt két birkózószőnyeg jellemzői

	Szőnyeg 1	Szőnyeg 2
Fénykép		
Beszállító	Shiv Naresh Sports, India	Polifoam Kft, Magyarország
Rétegek száma	1	5
Sűrűség (kg/m <sup>3</sup> )	36,7 ± 0,2	27,6 ± 0,5
Vastagság [mm]	58,5 ± 1,2	51,3 ± 0,4
Méret [mm]	2000 x 1000	2000 x 1000
Anyag	etilén-vinil-acetát	térhálósított polietilén hab

2. táblázat. A markerek elhelyezkedése és szoftveres azonosítója

Név	Azonosító	Pontos lokalizáció
Marker1	Head	<i>glabella</i> , a szemöldökök között az orr felett
Marker 2	R_shoulder	jobb <i>processus coracoideus</i>
Marker 3	L_shoulder	bal <i>processus coracoideus</i>
Marker 4	R_hip	jobb <i>spina iliaca anterior superior</i>
Marker 5	L_hip	bal <i>spina iliaca anterior superior</i>
Marker 6	R_tibia	jobb <i>tibia medialis</i> felszínének közepén
Marker 7	L_tibia	bal <i>tibia medialis</i> felszínének közepén
Marker 8	R_ankle	jobb belboka
Marker 9	L_ankle	bal belboka



rések során a kamerák látóterének közepére volt helyezve. (1. és 2. ábra)

Miután felhelyeztük a markereket a birkózókra, 7 különböző tipikus mozdulatot végeztünk el velük: 3 asszisztálatlant és 4 asszisztáltat, melyeket a rendszer által kínált maximális, 100 Hz frekvenciával rögzítettünk SMART Capture (BTS Bioengineering, Milan, Italy) szoftver segítségével. A kalibrált tér méretei a következők voltak: X: 1243 mm, Y: 1309 mm, Z: 2574 mm.

Statisztikai megfontolásból ötször végezt el minden mozdulatot a birkózó, sorozatban, ugyanazon szőnyegen, melyeket a szoftverrel külön-külön rögzítettünk a hagyományos ka-

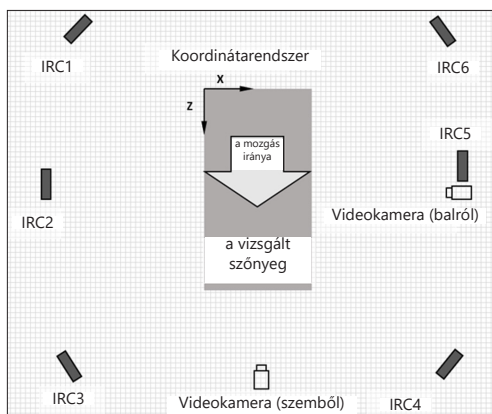
merák felvételeivel együtt. A szoftver a gyorsulás - idő, sebesség - idő és a vertikális elmozdulás - idő görbéket rögzítette, amelyeken meghatároztuk az abszolút értéket a maximális gyorsulásnak és a becsapódási sebességnek. Mindkét



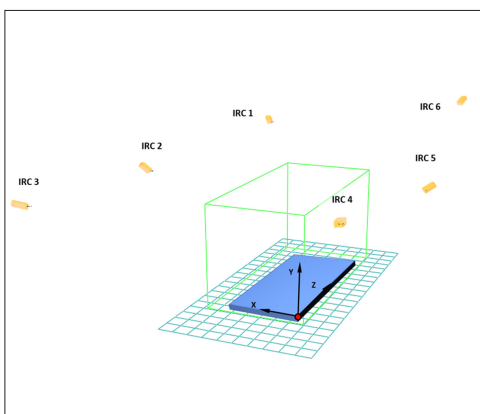
3. ábra. Egy dobás kivitelezése



1. ábra. A kamerák és a vizsgált szőnyegek elhelyezkedése



2. ábra. A felállított mérőrendszer



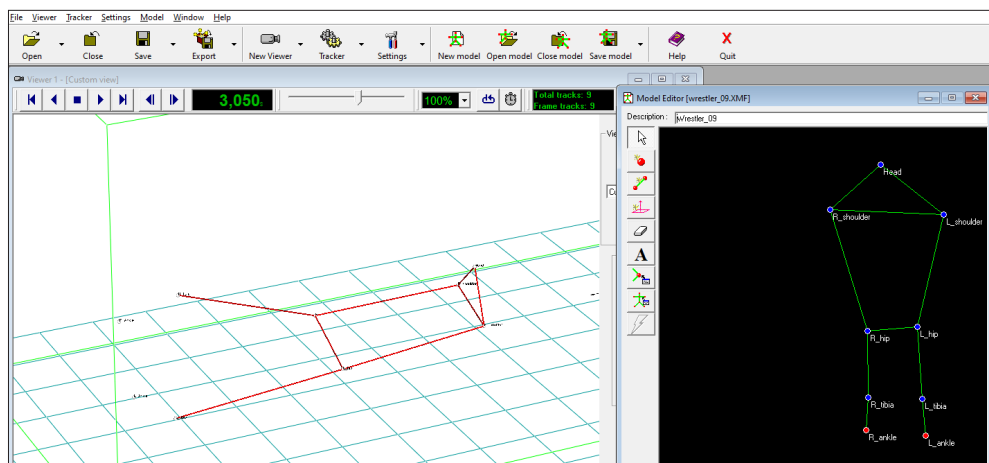
szőnyegen 35 mérést végeztünk mindkét birkózóval, így összesen 140 mérést rögzítettünk. Mivel 9 markert alkalmaztunk, mindösszesen 1260 pont mozgását követtük végig (3. ábra).

A birkózókkal egyeztetve, az alábbi mozdulatok elsődleges vizsgálata mellett döntöttünk:

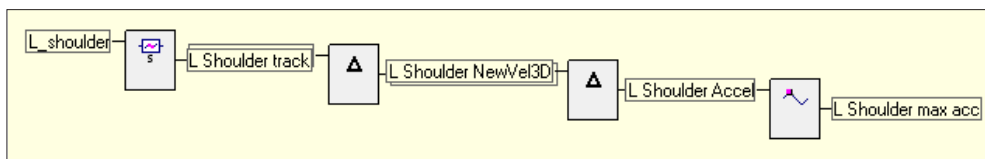
- Segítő nélküli mozdulatok
  - Bukfenc
  - Cselgáncsbukfenc
  - Fejenátfordulás
- Asszisztens segítségével kivitelezett dobások:
  - Csípődobás
  - Malom
  - Pároslábra támadás
  - Válldobás

A nyers adatok első feldolgozását a *SMART Tracker* (BTS BioEngineering Milano, Italy) szoftverrel végeztük, amelyben a kilenc markert összekötő váz-modellt rendeltünk a pályagörbék és a birkózó testének könnyebb azonosíthatósága érdekében (4. ábra).

Az így előkészített adatokat a mozgásanalízis rendszer feldolgozó szoftverével, a *SMART Analyzerral* (BTS BioEngineering Milano Italy), elemeztük. Ez a szoftver képes többek között a nyers adatok szűrésére, különféle számítások végrehajtására, integrálásra, deriválásra. Mindezen műveletek alapvetően függvényekként, blokkokba rendezve szerepelnek, be- és kimeneti adatokkal. A feldolgozás során ezeket a függvényeket, illetve az egymáshoz kapcsolódásukat kell megtervezni, majd a kialakított protokollba beolvasni a nyers adatokat (5. ábra).



4. ábra. Az alkalmazott váz-modell a SMART Trackerben



5. ábra. A gyorsulás értékek kiszámítása a *SMART Analyzerral* a bal váll esetén. Az elvégzett műveletek: 1. a pálya adatok (*L\_shoulder*) lineáris interpolációja 2. az interpolált adatok (*L Shoulder track*) deriválása 3. az így kapott sebességadatok (*L Shoulder NewVel3D*) deriválása 4. az így előállt gyorsulásérték-függvény az eredő gyorsulásnak felel meg (*L Shoulder Accel*), ennek maximális értéke pedig a *L Shoulder max acc*



## EREDMÉNYEK

A mérések során a kapott adatok alapján mérési jegyzőkönyvet készítettünk mind a 140 méréshez. A jegyzőkönyvek tartalmazták a következő adatokat:

- a mérés körülményeire vonatkozó általános adatok (személyek, markerek, mérőeszközök, helyszín, időpont)
- a fejre, vállakra, csípőre, tibiákra és bokákra vonatkozóan
  - pályagörbe az idő függvényében:
    - függőleges irányban
    - frontális síkra vetítve
    - sagittális síkra vetítve
  - sebesség-idő görbe
  - gyorsulás-idő görbe
  - összefoglaló táblázatban a maximális elmozdulás, sebesség és gyorsulás értékek

A fenti számértékeket szőnyegenként és birkózóként összesen négy Excel táblázatban egyesítettük, amelyek alapján párosított t-próbákat

**3. táblázat.** A két mintás t-próba eredményei a maximális gyorsulásra malom és válldobás esetén a különböző régiókban

Régió	Eredmény (szignifikancia szint: 0,05)
Fej	5-rétegű szőnyeg szignifikánsan jobb
Bal váll	5-rétegű szőnyeg szignifikánsan jobb
Jobb váll	5-rétegű szőnyeg szignifikánsan jobb
Bal csípő	Nincs szignifikáns különbség
Jobb csípő	Nincs szignifikáns különbség
Bal tibia	1-rétegű szőnyeg szignifikánsan jobb
Jobb tibia	1-rétegű szőnyeg szignifikánsan jobb
Bal boka	1-rétegű szőnyeg szignifikánsan jobb
Jobb boka	1-rétegű szőnyeg szignifikánsan jobb

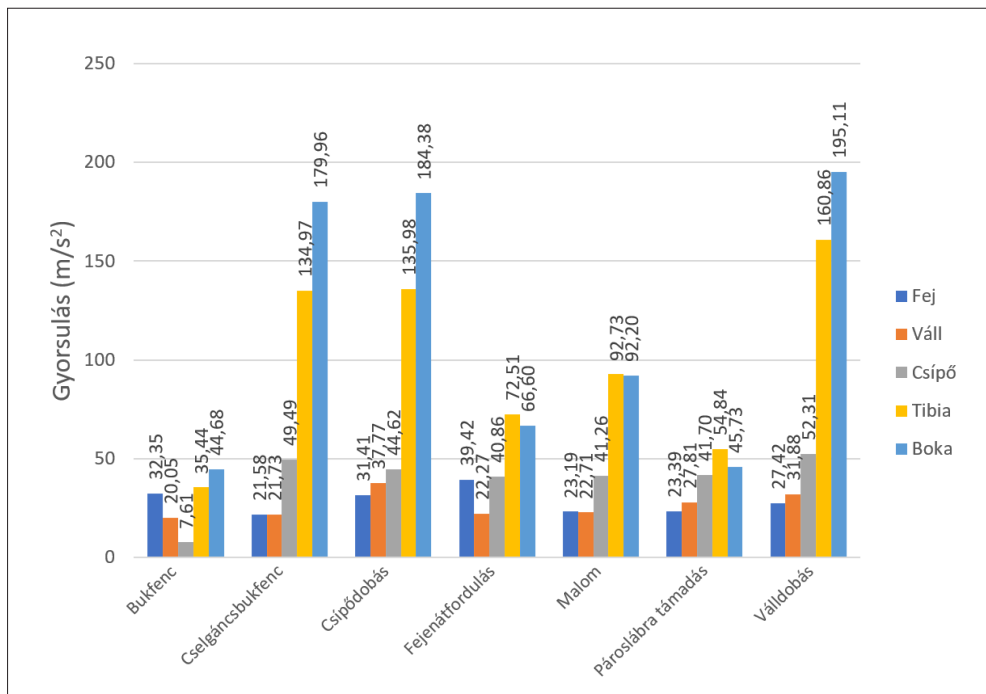
végeztünk és diagramokban ábrázoltuk az eredményeket (3-4. táblázat, 6-9. ábra).

Kiértékelve a gyorsulási mérések eredményeit, az alábbi megállapításokat tehetjük: (1) a legnagyobb gyorsulási értékeket a válldobás és a malom során mértük; (2) a legnagyobb gyorsulási értékeket az alsótesten rögzítettük, a tibiánál és a bokánál; (3) gyorsulási értékek sorrendje a következő (a legkisebttől a legnagyobbig): fej, váll, csípő, tibia és boka; (4) legnagyobb gyorsulása a kiemelten fontos testrészeknek, a fejnek, a fejenátfordulás során volt. A gyorsulások közötti különbségek a szőnyegek között változnak. Néhány esetben az egyrétegű szőnyeg a jobb, más esetben az ötrétegű bizonyult hatásosabbnak. Mindent összefoglalva, azt mutattuk ki, hogy általánosságban nincs szignifikáns különbség a két szőnyeg között egyik birkózó esetén sem, 0,05-ös szignifikancia szinten vizsgálva (3-4. táblázat, 6-7. ábra).

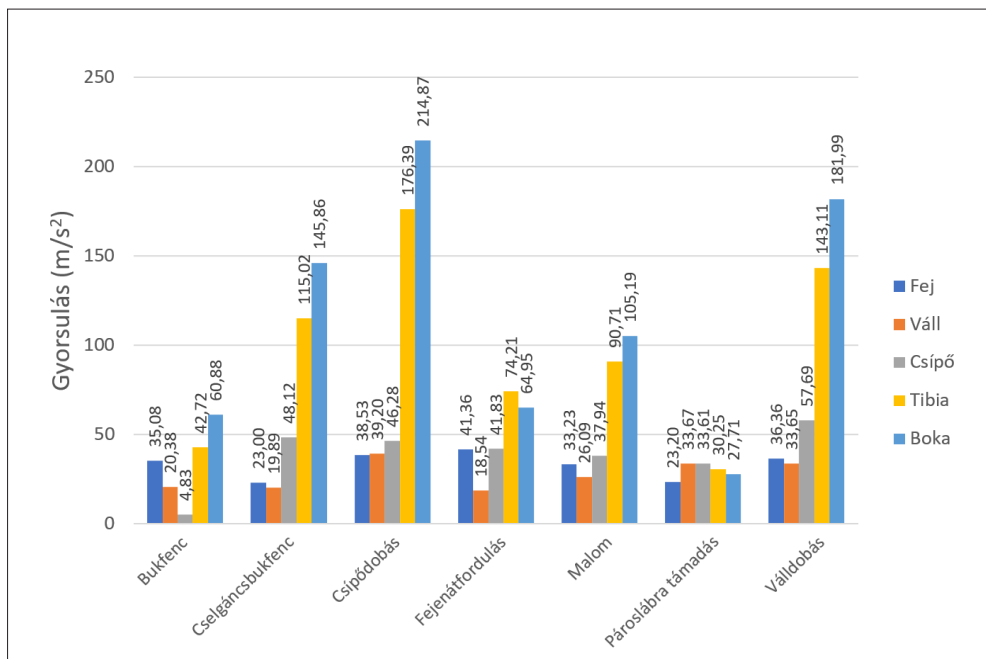
A sebesség eredmények kiértékelése után megállapítottuk, hogy a legkisebb sebességértéke-

**4. táblázat.** A párosított t-próba a mért gyorsulási értékre vonatkozóan a két szőnyeg között mindkét birkózóra

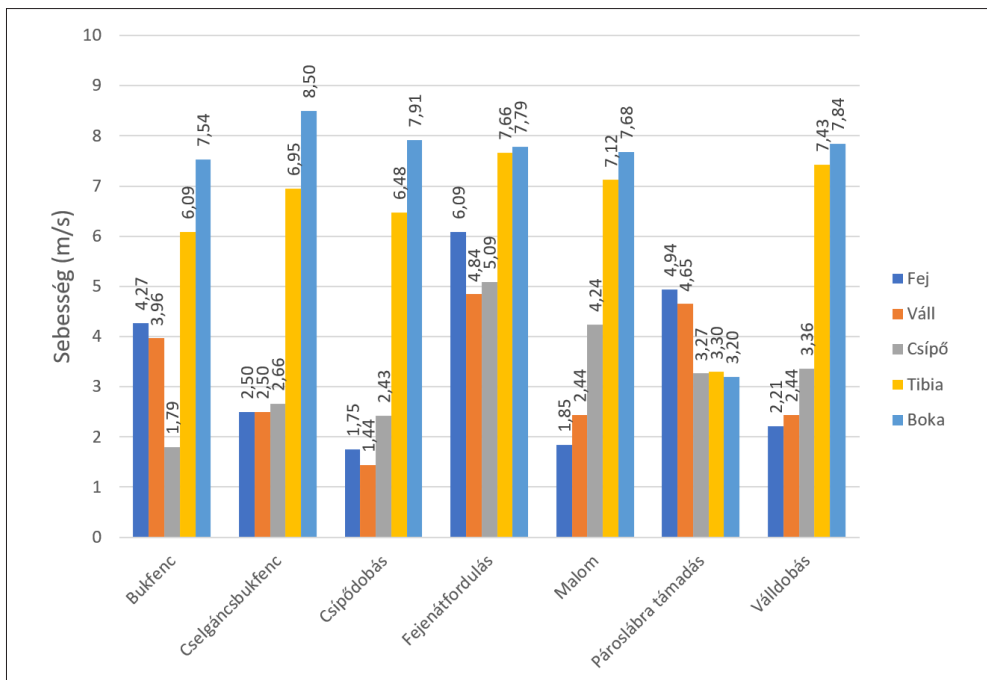
	Birkózó 1		Birkózó 2	
Réteg	5	1	5	1
Várható érték	61,248	61,179	59,102	62,308
Variancia	2681,7	2495,7	825,7	1642,8
Megfigyelések	35	35	35	35
t érték	0,022		-0,921	
P(T<=t) egyszélű	0,491		0,181	
t kritikus egyszélű	1,690		1,690	
P(T<=t) kétszélű	0,982		0,363	
t kritikus kétszélű	2,032		2,032	



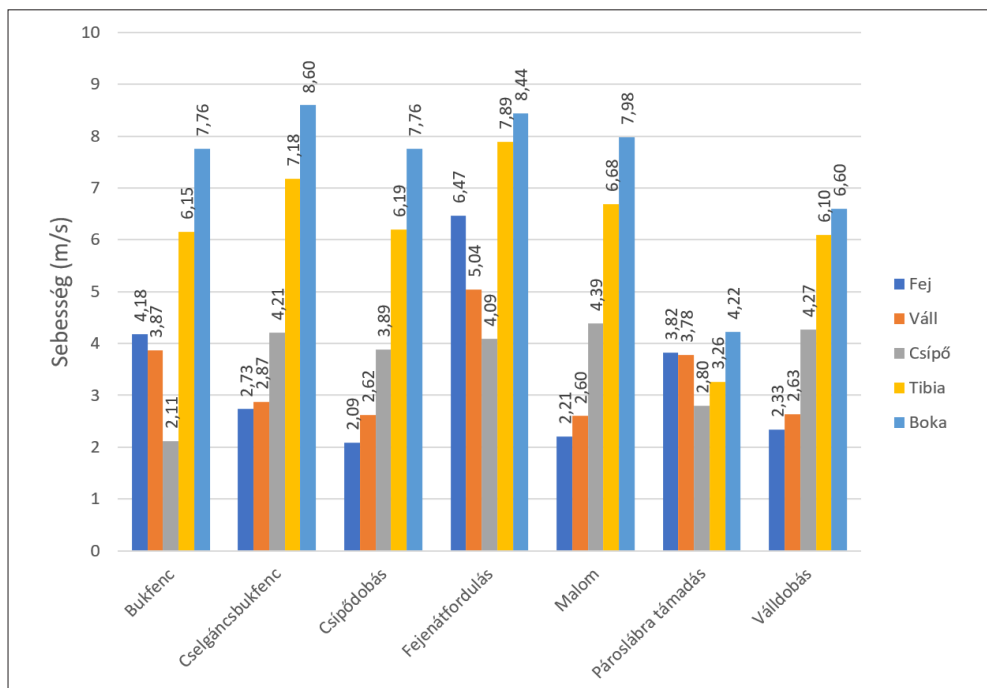
6. ábra. Az egyrétegű szőnyeg esetében mért gyorsulás az 1-es számú birkózó esetében



7. ábra. Az 5 rétegű szőnyeg esetén mért gyorsulás az 1-es birkózó esetében



8. ábra. Sebesség értékek az egyrétegű szőnyeg esetében



9. ábra. Sebesség értékek az 5 rétegű szőnyeg esetében

ket a bukfcnc és a pároslábra támadás során mértük. A többi mozgástípus során hasonló sebességeloszlást mértünk. A legnagyobb becsapódási értékeket az alsót testen mértük, tehát a tibiánál és a bokánál. A sebesség alapján a növekvő sorrend: fej, váll, csípő, tibia és boka (8-9. ábra).

## MEGBESZÉLÉS

A vonatkozó irodalmat áttekintve nem láttunk átfogó, a jelenlegihez hasonló, többféle mozgásformára kiterjedő mozgásvizsgálatot bemutató tanulmányokat. A témában fellelt cikkekben az időzítések<sup>19</sup>, illetve a kiszáradás hatásával<sup>20</sup>, valamint kifejezetten a fej gyorsulásaival<sup>21</sup> foglalkoztak. A vizsgálat során *BTS SMART DX400* mozgáselemző rendszer bevonásával vizsgáltuk a birkózási mozdulatsorok végzése során fellépő becsapódási jellemzőket. Az első fázisban az elmozdulás, útvonal, sebesség és gyorsulás tartozott a mért kinematikai paraméterek közé.

A gyorsulási diagramok elemzése során a legnagyobb gyorsulási értékeket a válldobás és a malom során mértük, a legnagyobb gyorsulások az alsóttestet érték. A fejenátfordulás során mértük a fej legnagyobb gyorsulását. A szőnyegeket összehasonlítva kimutattuk, hogy a két szőnyeg között nincs szignifikáns különbség a gyorsulás tekintetében. A sebesség diagramok elemzése során a legnagyobb sebességet a bukfcnc és a pároslábra támadás során mértük. A legnagyobb becsapódási sebesség értékeket itt is az alsóttesten rögzítettük, a tibiánál és a boká-

nál. A becsapódási sebesség esetében sem mutatott a két szőnyeg szignifikáns eltérést. A különböző technikák jelentős eltéréseket mutattak a maximális gyorsulás esetében. A földet érés a válldobásból, a csípődobásból és a malomból jóval magasabb gyorsulást eredményezett, mint a pároslábra támadás és a segítő nélküli mozdulatok. Azonban az összes mozdulat esetében a legnagyobb gyorsulásokat az alsóttesten mértük, a legkisebb gyorsulása az atléták fejének volt. (Ezen értékekhez nagyban hozzájárulhatott, hogy a vizsgált mozgástípusok során a fej és a váll volt a forgáspont, és így az alsó végtagok kerültek a legtávolabba attól). Az egyetlen különbség a fejenátfordulás során volt, ahol először az atléták feje érte el a szőnyeget, ami nagyobb fejgyorsulást (lassulást) eredményezett. Kiértékeljük a maximális gyorsulásértékeket a különböző mozgásokra és anatómiai régiókra, minden egyes szőnyegtípus esetében párosított mintás t-próbát használva, és azt találtuk, hogy nem volt szignifikáns különbség a két szőnyeg ütés csillapítási képességében. Ezek alapján megállapíthatjuk, hogy a szőnyegek azonos hatékonysággal előzik meg a sportsérüléseket.

Tanulmányunk célja a szőnyegek értékelésén túl, a különféle, birkózók által végrehajtott tipikus mozdulatok kinematikai jellemzőinek, azok időbeli lefolyásának feltárása volt. A vonatkozó irodalmak értékelése alapján úgy véljük, ezzel olyan új információkat tártunk fel, amelyek – akár további feldolgozással – hasznosak lehetnek a birkózással foglalkozó szakemberek számára.

**A szerzők részvétele:** M.S.: kéziratkészítés, mérések, kiértékelés, T.M.: koncepció, szőnyeg mérések, mérés, kiértékelés, K.Á.: szőnyegek mérése, kiértékelés, CS.L.: mérés, kiértékelés, kézirat, SZ.N.: mérés, kiértékelés, CS.Z.: koncepció, témavezetés, M.SZ.: koncepció, szervezés, mérés.

**Köszönetnyilvánítás:** A szerzők köszönetet mondanak Czákó Ádámnak az adatok feldolgozása kapcsán végzett munkájáért, valamint Czibere Krisztiánnak a közreműködésért.

**Támogatás:** A kutatás a *United World Wrestling* támogatásával, a *Save Olympic Wrestlers* program keretében valósult meg.

**Összeférhetetlenség:** Nincs.

## IRODALOM

1. *Guttman A.* The Olympics: A history of the modern games. Champaign, IL: University of Illinois Press; 2002.
2. *Levinson D, Christensen K.* Encyclopedia of world sport: From ancient times to the present. ABC-CLIO; 1996.
3. *Molnár S, Mensch K, Gáspár K.* Wrestling. In: *Krutsch W, Mayr H, Musahl V, Della Villa F, Tscholl P, Jones H,* editors. Injury and health risk management in sports; 2020.
4. *Halloran L.* Wrestling injuries. *Orthop Nurs.* 2008;27(3):189-92; quiz 193-4.
5. *Shadgan B, Molnar S, Sıkımcı S, Chahi A.* Wrestling injuries during the 2016 Rio Olympic Games. *Br J Sports Med.* 2017;51:387.
6. *Shadgan B, Feldman BJ, Jafari S.* Wrestling injuries during the 2008 Beijing Olympic Games. *Am J Sports Med.* 2010;38:1870-6.
7. *Molnár S, Hunya Z, Gáspár K, Szerb I, Szabó N, et al.* Moderate and severe injuries at five international olympic-style wrestling tournaments during 2016-2019. *Journal of Sports Science and Medicine.* 2022;21:74-81. <https://doi.org/10.52082/jjssm.2022.74>
8. *Hewett TE, Pasque C, Heyl R, Wroble R.* Wrestling injuries. *Med Sport Sci.*2005;48:152-78.
9. *Patacsil J.* An analytical survey of the incidents of injuries sustained in intercollegiate and interscholastic wrestling. West Lafayette: Purdue University; 1955.
10. *Pasque CB, Hewett TE.* A prospective study of high school wrestling injuries. *Am J Sports Med.* 2000;28:509-15.
11. *Requa R, Garrick J.* Injuries in interscholastic wrestling. *Physician Sportsmed.* 1981;9:44-51.
12. *Mills N.* Polymer foams handbook: Engineering and biomechanics applications and design guide. Oxford: Elsevier Science; 2007.
13. *Jenkins M.* Materials in sports equipment. Cambridge: Woodhead Publishing; 2003.
14. *Tomin M, Kmetty Á.* Development of wrestling mat materials to achieve better mechanical properties and improve the safety of the athletes. *British Journal of Sports Medicine* 2021;55:A85.
15. *Tomin M, Kmetty Á.* Polymer foams as advanced energy absorbing materials for sports applications - A review *J Appl Polym Sci.* 2022;139(9): e51714. <https://doi.org/10.1002/app.51714>
16. *Mills C, Yeadon MR, Pain MT.* Modifying landing mat material properties may decrease peak contact forces but increase forefoot forces in gymnastics landings. *Sports Biomech.* 2010; 9(3):153-64.
17. *United World Wrestling.* Regulations for the licensing of mats. [Internet]. [cited: 2020 Dec 17]. Available from: [https://unitedworldwrestling.org/sites/default/files/media/document/regl\\_homolog\\_tapis\\_a\\_ncw.pdf](https://unitedworldwrestling.org/sites/default/files/media/document/regl_homolog_tapis_a_ncw.pdf)
18. *Tomin M, Kossa A, Berezuai Sz, Kmetty Á.* Investigating the impact behavior of wrestling mats via finite element simulation and falling weight impact tests. *Polymer Testing.* 2022;108: 107521. <https://doi.org/10.1016/j.polymertesting.2022.107521>
19. *Sciranką J, Augustovicova D, Stefanovsky M.* Time-motion analysis in freestyle wrestling: Weight category as a factor in different time-motion structures. *Ido Movement for Culture. Journal of Martial Arts Anthropology.* 2022;22(1): 1-8.
20. *Moghaddami A, Gereķ Z, Karimiasl A, Nozohouri H.* Evaluation of acute dehydration impacts on elite wrestlers' single-leg takedown technique by 3D motion analysis. *Med. Sport.* 2018;71:1-10.
21. *Hecimovich M, King D, Garrett T.* Accelerometric analysis of head impacts in amateur wrestling: An exploratory analysis. *International Journal of Wrestling Science.* 2016;6(2):117-26.



## CT ALAPJÁN REKONSTRUÁLT 3D ANATÓMIAI MODELLEK PONTOSSÁGVIZSGÁLATA

Fegyverneki Bence<sup>1</sup>, Csámer Loránd<sup>2</sup>, Csernátony Zoltán<sup>2†</sup>, Manó Sándor<sup>2\*</sup>

<sup>1</sup> Debreceni Egyetem Általános Orvostudományi Kar, Fül-Orr-Gégészeti és Fej-Nyaksebészeti Tanszék

<sup>2</sup> Debreceni Egyetem, Általános Orvostudományi Kar, Ortopédiai és Traumatológiai Tanszék, Biomechanikai Laboratórium



DOI: 10.17489/biohun/2023/2/591

### Absztrakt

Napjainkban a 3D nyomtatás robbanásszerűen tört be az orvostudományba. A korábban megoldhatatlan, vagy költségesen kezelhető problémákra a 3D nyomtatási technológia – többek között az ortopédia, idegsebészet, traumatológia és a neurotraumatológia területén – nyújt izgalmas és költséghatékony megoldást. A személyre szabott terápiák egyik legnagyobb mérföldköve a CT alapon működő háromdimenziós nyomtatás. Az implantátumok és a csontpótló anyagok mellett lehetővé válik az egyes betegek adott anatómiai struktúráinak megfelelő modellek nyomtatása, amivel precízebbé és hatékonyabbá tehető a műtétek megtervezése.

Az elmúlt évtizedben a CT vezérelt 3D nyomtatás sokat fejlődött, azonban az alkalmazása során számos probléma merülhet fel. Egyes esetekben a rekonstruált anatómia modellek nyomtatása után jelentős eltérést tapasztalhatunk a nyomtatott modell és a valóságos anatómiai struktúrák között. A nyomtatott 3D modellek mindennapos problémája a pontos *Hounsfield* határérték (csontablak) meghatározása. Minimális csontablak módosítás hatására számos esetben a nyomtatott modell térfogata és kortikális vastagsága jelentősen eltér.

A kutatócsoportunk célja egy olyan CT rekonstrukciós módszer kidolgozása, ami lehetővé teszi azt a csontablak beállítást, amely a valós és a 3D nyomtatott modellek között minimálisra csökkenti a méretbeli különbségeket.

A kutatás során azt a hipotézist állítottuk fel, hogy egyes CT beállítások és jól meghatározott *Hounsfield* határértékek mellett elérhető az ideálshoz közeli rekonstrukció.

A kísérleteink során 4 db sertés femurt használtunk, amikről CT felvételeket készítettünk, majd egy speciális modellező szoftver segítségével (*Materialise Mimics*) 3D-ben rekonstruáltuk őket. Különböző CT beállítások és *Hounsfield* határértékek mellett méréseket hajtottunk végre és ösz-

**\*Levelező szerző elérhetősége:** Debreceni Egyetem Általános Orvostudományi Kar, Ortopédiai és Traumatológiai Tanszék, Biomechanikai Laboratórium, H-4032 Debrecen, Nagyerdei krt. 98. **E-mail:** [manos@med.unideb.hu](mailto:manos@med.unideb.hu) **Tel.:** +36 52 411-600/55177

**Citáció:** Fegyverneki B, Csámer L, Csernátony Z, Manó S. CT alapján rekonstruált 3D anatómiai modellek pontosságvizsgálata. *Biomech Hung.* 2023;16(2):43-58.

**Beérkezés ideje:** 2023.12.01. **Elfogadás ideje:** 2023.12.22.

szehasonlítottuk a 3D modellek méreteit a valós csontokon tolómérővel és 3D szkennelvel mért adatokkal.

Eredményeink azt mutatják, hogy a geometriai szempontból legjobb rekonstrukció úgy érhető el, ha egy rekonstrukción belül több eltérő ablakolási tartományok kombinációját alkalmazzuk. A részletek kidolgozását követően eredményeink alkalmazása a mindennapokban nagy segítséget jelenthet a pontosság növelését illetően a mindennapi CT alapú 3D csontrekonstrukciós feladatok alkalmával.

**Kulcsszavak:** CT, Computed Tomography, 3D rekonstrukció, 3D nyomtatás

---

#### ACCURACY MEASUREMENTS OF 3D ANATOMICAL MODELS RECONSTRUCTED BASED ON CT

##### Abstract

Today, 3D printing has exploded into medicine. 3D printing technology offers exciting and cost-effective solutions to previously intractable or costly problems in areas such as orthopaedics, neurosurgery, traumatology and neurotraumatology. One of the biggest milestones in personalised therapies is CT-based 3D printing. In addition to implants and bone substitutes, it allows the printing of models corresponding to the specific anatomical structures of each patient, making surgical planning more precise and efficient.

CT-guided 3D printing has come a long way in the last decade, but its application can be problematic. In some cases, after printing the reconstructed anatomy models, there is a significant deviation between the printed model and the actual anatomical structures. A common challenge with 3D printed models is the determination of the exact *Hounsfield* limit (“bone-window”). In many cases, minimal modification of the limit values will result significant differences in the volume and cortical thickness of the printed model.

The goal of our research group is to develop a CT reconstruction method that allows a precise adjustment that minimizes the dimensional differences between real and 3D printed models.

We hypothesized that for certain CT settings and well-defined *Hounsfield* limits, a reconstruction close to the ideal is achievable.

In our experiments we used 4 pig femurs, which were CT scanned and reconstructed in 3D using a specific modelling software (*Materialise Mimics*). Measurements were taken at different CT settings and *Hounsfield* limits and the dimensions of the 3D models were compared with those measured on real bones using a caliper and a 3D scanner.

Our results show that the best geometric reconstruction can be achieved by using a combination of several different windowing ranges within a single reconstruction. Once the details are worked out, the application of our results in everyday life can be of great help in improving the accuracy of everyday CT-based 3D bone reconstruction tasks

**Keywords:** CT, Computed Tomography, 3D reconstruction, 3D printing

## BEVEZETÉS

### A háromdimenziós biomodellek

A hagyományos sebészi eljárások során jellemzően síkbeli preoperatív képek alapján kell az operatőröknek megtervezniük a valós, térbeli környezetben végrehajtható műtéteket. Ez a preoperatív tervezés különösen nehéz az összetett anatómiájú és súlyos deformitású területeken vagy egyes csontdaganat műtétek esetén.<sup>1</sup> Az orvosi képalkotás és a számítógépes programozás fejlődésével azonban a CT-vel készült kétdimenziós axiális metszeti képeket más metszetekké (*sagittális* és *coronális*) és háromdimenziós virtuális modelleké lehet átalakítani, amelyek a páciensek saját anatómiáját reprezentálják, ezzel jelentősen megkönnyítve a térbeli műtéti tervezést.<sup>2</sup>

A háromdimenziós nyomtatás klinikai célú alkalmazásai gyorsan növekedtek az elmúlt évtizedben. A közelmúltban elért eredmények közé tartozik a betegspecifikus műszerek, például a fűrő- és vágósablonok, egyedi méretű és alakú műszerek és implantátumok gyártása. A 3D nyomtatás talán az első legelterjedtebb alkalmazása a páciens-specifikus eszközök előállítására, amelyeket gyakran biomodelleknek nevezünk.

A nyomtatott biomodellek használatával a műtéti kockázat radikálisan csökkenthető. A műtéti idő csökkenése mellett, csökken annak a valószínűsége, hogy a sebészek váratlan anatómiai eltérésekkel találkozzanak. Javul az eszközök, szerkezetek egymáshoz viszonyított elhelyezkedése és lehetőséget ad az operáló személyzet számára a műtét preoperatív megtervezéséhez. Egyes tanulmányok szerint a biomodellek költség-haszon elemzése azt mutatja, hogy a modellek potenciálisan csökkenthetik az egészségügyi szolgáltatók költségeit, azáltal, hogy lényegesen csökkenti a műtétben eltöltött időt. A műtéti kockázat viszont megemelkedhet, ha a biomodellek nem pontosan

reprezentálják az anatómiát, ami akkor fordulhat elő, ha nem megfelelő a CT felvételek alapján elvégzett 3D rekonstrukció.<sup>3</sup>

### A 3D nyomtatás alkalmazása

A 3D nyomtatás gyógyászatban való alkalmazása azonnali lehetőséget nyitott számos betegség diagnózisában és kezelésében. A 3D nyomtatás egy gyorsan fejlődő technológia, amely széleskörű gyakorlati alkalmazást nyert az egészségügyben, és az egyre könnyebben hozzáférhető 3D nyomtatók és szoftverek révén egyre nagyobb teret hódít az ortopédia területén is.

A számítógépes tomográfia (*Computed Tomography*, CT) segítségével készült 3D nyomtatott modellek képesek reprodukálni a valódi anatómiai struktúrák másolatát, amelyek lehetővé teszik a sebészek számára, hogy a műtét előtt bonyolult ortopédiai eljárásokat tervezzenek meg. Az eljárás segítséget nyújt a sebész számára, hogy a nyomtatott modell alapján többek között döntsön a feltárás módjáról, meghatározza a speciális célzók pozíciójának, elhelyezésének irányát. Összességében javítja a sebész háromdimenziós tájékozódását, ami különösen fontos a sebészeti beavatkozás gördülékeny lefolytatásához.<sup>4</sup> Adott esetben akár a műtét szimulálható is a 3D nyomtatással készült modellek segítségével.

Az ortopéd sebészet számos alkalommal implantátumokat és protéziseket is használ a mozgásszervi betegségek kezelésében, azonban a sorozatgyártással készült implantátumok és protézisek korlátozott méretsorozattal rendelkeznek, valamint nem alkalmasak a nagymértékű anatómiai eltérések ellátásához. A 3D nyomtatási technológia azt az előnyt kínálja számunkra, hogy olyan betegspecifikus implantátumokat állíthatunk elő – jellemzően fémből – amelyek az adott beteg anatómia adottságainak tökéletesen megfelelnek. Emel-

lett betegspecifikus célzók, fűrő-vágó sablonok előállítására is lehetőség nyílik.<sup>5</sup> A traumatológiában is igen nagy előrelépést jelentett a 3D nyomtatás orvosi alkalmazása többek között a különféle scaffoldok területén, ahogyan a maxillofaciális sebészetben és a szívsebészetben is nagy hasznát veszik az eljárásnak egyre nagyobb számban.<sup>6-9</sup>

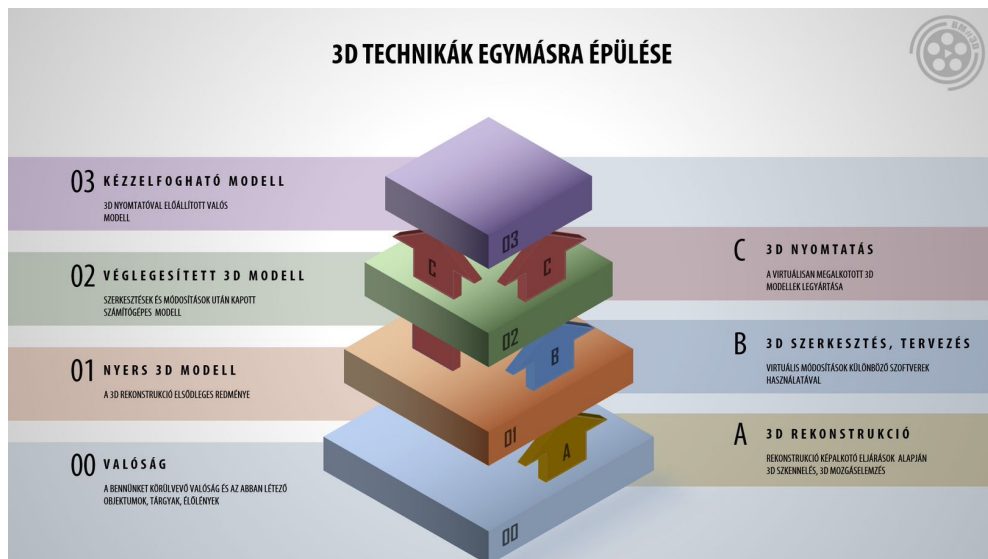
A 3D nyomtatás oktatási eszközként is használható. Mind a betegek állapotának jobb megértéséhez, mind pedig az orvostanhallgatók, rezidensek és sebészek számára, hogy megértsék az összetett anatómiai struktúrákat. A modellek segítségével gyakorolni tudják a sebési beavatkozásokat, mozdulatokat, hogy felkészültebbek és magabiztosabbak legyenek a műtétek alatt.<sup>10-12</sup>

### CT felvételtől háromdimenziós modell

Ahhoz, hogy kézzelfogható modelleket tudjunk előállítani 3D nyomtatással, a folyamat első lépéseként három dimenzióban rekon-

ruálnunk kell a vizsgálandó anatómia struktúráját (1. ábra).

Ahogyan napjainkban megszokottá vált, a mozgásszervi sebészetben a rekonstrukciót CT felvételek alapján végezzük el. A felvételek előre beállított szeletvastagság mellett axiális metszeti szeletekből, képsorozatokból állnak. A CT képek egy speciális digitális formátumban, az 1980-as években az *American College of Radiology* által bemutatott, úgynevezett DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*) fájlként tárolhatók. A DICOM-fájlok biztosítják a képek kiváló minőségének megőrzését és tartalmazzák többek között a beteg adatait, a szelettávolságot, valamint a felvétel készítésének körülményeit leíró további paramétereket is. A CT apparátusa képes arra is, hogy az elkészített szeletek alapján például a csontok térbeli modelljét is kiszámítsák, de ez csak az ún. *volume rendering* eljárás eredménye, amely kizárólag megjelenítésre alkalmas. Maga a térbeli modell, amely a 3D nyomtatáshoz szükséges,



1. ábra. A kézzelfogható valós modell kinyomtatásához vezető 3D technológiák egymásra épülése

nem készül el, ezért szükség van egy külső szoftverre, ami képes a DICOM fájlok alapján újra felépíteni a 3D modellt. Erre a feladatra fejlesztett professzionális alkalmazás például a belga *Materialise* cég *Mimics* nevű szoftvere, amely jelenleg piacvezetőnek tekinthető a DICOM fájlok halmazából 3D felületmodellek létrehozása területén. Az így létrehozott 3D modellek a 3D nyomtatáson kívül különféle mérnöki alkalmazásokhoz is használhatók. A program a rekonstrukció mellett képes a CT képek korrekcióját is végrehajtani különböző képszűrők segítségével, amelyekkel a felvételek zajosságát számottevően csökkenthető.

A rekonstrukció az ún. *Hounsfield* skála alapján történik, ami egy, a desztillált víz röntgen-sugár abszorpciójához viszonyított gyengítési érték. A vizét normál nyomáson és hőmérsékleten nulla, míg a levegőt  $-1000$  *Hounsfield* egységnek definiálják. Ettől eltérően alakul a többi szövet értéke. A 3D rekonstrukcióhoz meg kell adnunk a rekonstruálandó szövetre vonatkozó intervallumot, egy felső és egy alsó határt *Hounsfield* egységben (ablakolás). A jelenlegi projekt keretein belül csöves csontok (femur) rekonstrukcióját végeztük, így természetesen a csontra jellemző *Hounsfield* értékeket adtuk meg. Csontszövet esetében 200-tól kezdődően változtatható a skála, attól függően, hogy milyen részleteket szeretnénk megjeleníteni (pl.: kortikális, *spongiosum* részek kiemelése). A program lehetőséget biztosít arra, hogy akár a fogak, izmok, lágyrészek vagy a fémimplantátumok 3D modellje is kinyerhető legyen a CT felvételek alapján. A szoftver hatalmas előnye még, hogy számos *Hounsfield* érték tartománnyal rendelkező részlet tudunk egyszerre megjeleníteni, azok egyesítésére, kivonására, továbbá CT rétegek manuális szerkesztésére (pl.: törlés, hozzárajzolás, elkülönítés) is lehetőség nyílik.

A CT felvételek minősége és a megfelelő szeltevastagsága kulcsfontosságú a rekonstrukció

minőségére és pontosságára nézve. Általános célokra a humán csöves csontok esetén a maximum 1,5 mm szeltevastagság biztosít megfelelő pontosságot.

A 3D nyomtatott mozgásszervi modellek mindennapos problémája a pontos *Hounsfield* határértékek beállítása a CT rekonstrukció során. Pontatlan határértékek kiválasztása esetén a csont térfogata, konzisztenciája és kortikális vastagsága jelentősen eltérhet a valós állapottól. A preoperatív előkészületekhez, a műtét megtervezéséhez viszont elengedhetetlen a valóságos méreteket, térfogatokat reprezentáló modellek elkészítése.

A jelen projekt keretein belül, jelentős számú mérés elvégzésével arra szeretnénk választ adni, hogy milyen algoritmussal állítsuk be az ablakhatárokat, hogy a legpontosabb csontgeometriát produkálhassuk.

A pontos *Hounsfield* határértékek mellett arra is szeretnénk volna kísérletet tenni, hogy még a felvételek készítése előtt milyen CT beállításokat végezzünk, hogy a valóságoshoz minél jobban megközelítő csontgeometriát kapjunk. A kutatásunk fő célja, hogy következtetéseket tudjunk levonni a szoftveres mérés és a valódi modell mért adatai között, ezáltal olyan útmutatást dolgozzunk ki, aminek segítségével megadhatjuk, hogy milyen CT előbeállítás és *Hounsfield* határértékek mellett érjük el a legélethűbb csontgeometriát.

#### ANYAG ÉS MÓDSZER

A kísérlet kivitelezéséhez 6 db sertés combcsontot vásároltunk lágyrészekkel együtt. A Debreceni Egyetem Radiológiai Klinikájának közreműködésével kétféle CT előbeállításal felvételeket készítettünk a csontokról lágyréssel és lágyrész nélkül is. A következő fázisban a 3D nyomtatáshoz készülő modellek előállításához használt speci-



ális szoftver segítségével (*Mimics Innovation Suite 25, Materialise, Leuven, Belgium*) méréseket hajtottunk végre. A mérések során öt féle *Hounsfield* intervallumot állítottunk be, mint egy „maszkot” húzva a natív felvételekre. Végezetül a különböző ablakokban mért eredményeket összevetettük a valódi csonton mért paraméterekkel.

### A sertés combcsontok előkészítése

A projekt 6 db sertés combcsont beszerzésével és előkészítésével indult. A lágyrészek durva leválasztását követően a csontok felületén további tisztításra volt szükség, a megmaradt lágyrészek eltávolításának céljából, melyet a DEÁOK Biomechanikai Laboratóriumában, az ilyen esetekre kialakított részlegében végeztük el. A csontok és a lágyrészek szétválasztására azért volt szükség, mert később a CT felvételek készítése során lágyrészek nélkül is készítettünk felvételeket. A lágyrészeket egy rögzítő zsinórral stabilizáltuk a csontokra, így biztosítva a valós anatómiai struktúrákat (2. ábra). A CT laborban a rögzítő zsinórok eltávolításával könnyedén kivethetővé vált a csont.

### CT felvételek készítése

A CT felvételeket a Debreceni Egyetem Radiológiai Klinika együttműködésével végeztük el. Ahogyan már korábban említésre került, kétféle CT felvételt készítettünk: egyet lágyrésszel és egyet lágyrész nélkül. Mivel a kutatásunk során nem csak arra szerettünk volna megoldást találni, hogy milyen algoritmus szerint állítsuk be a *Hounsfield* határértékeket, hanem arra is, hogy milyen CT előbeállításokkal érjük el a legpontosabb rekonstrukciót, ezért kétféle CT előbeállítást is használtunk (1. táblázat).

1. táblázat. A felvételek alkalmával beállított kétféle CT paraméter szett

Paraméter	STANDARD	CSONT
Felvétel típusa	Helikális	Helikális
Szeletvastagság	0,625 mm	0,625 mm
mA tartomány	150-500 mA	150-500 mA
Forgási idő	0,8 s	0,8 s
Feszültség	120 kV	120 kV
Rekon. tartomány	50-400 HU	500-2500 HU

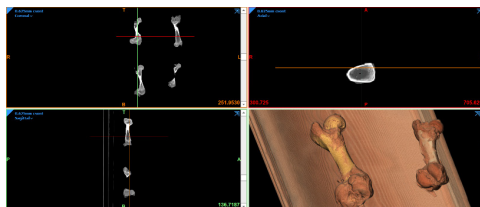


2. ábra. A sertés csontok előkészítése. a) sertés combcsontok lágyrészekről való elkülönítése; b) a csontok lágyrészekkel való újbóli fixálása rögzítő zsinórokkal

A felvételeket egy standard és egy csontra specifikus paraméter szett alkalmazásával is elkészítettük, így összesen 4 különböző felvétellel készült minden csontól, 2 lágyrészrel és 2 lágyrész nélkül. A kutatás során prioritásként kezeltük a lágyrészrel készülő felvételeket, ugyanis a valóságban sem védhető ki a lágyrész szövet okozta esetleges mérési eltérések.

### Szoftveres feldolgozás

A CT felvételek készítését követően a Radiológia Klinika munkatársai rendelkezésünkre bocsátották a DICOM fájlokat, amelyek feldolgozásához egy speciálisan CT alapú 3D rekonstrukcióra kifejlesztett szoftvert, a *Materialise Mimics*-et használtuk. A 3. ábrán a már beolvasott DICOM fájlt láthatjuk a Mimics szoftverben. A felvételen 4db feldolgozás figyelhető meg. Balra fent a *coronalis*, balra lent a *sagittalis*, jobbra fent az *axialis* síkot láthatjuk. A negyedik ablak (jobbra lent) szá-



3. ábra. Az előzetesen elkészített CT felvételek importálása a *Materialise Mimics* szoftverben

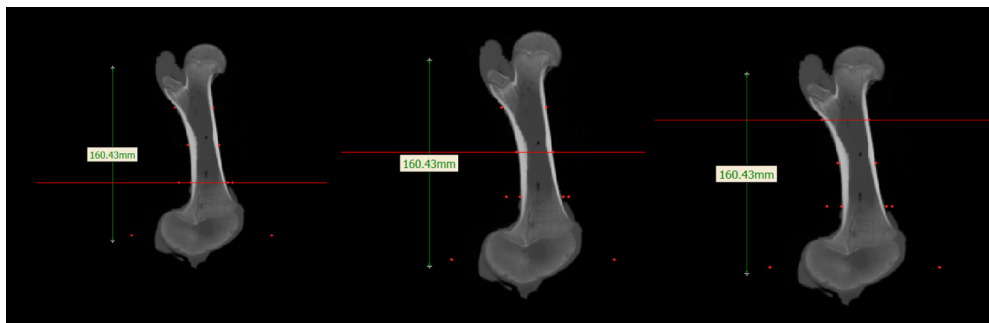
munkra az egyik legfontosabb, ugyanis később itt tudjuk a csontablakok alapján rekonstruált 3D felületmodelleket megjeleníteni.

### Metszetek kiválasztása

Miután a szoftverben megjelenítettük a felvételeket, a *coranaris* síkban minden egyes csont esetében kiválasztottunk három metszetet. Egyet a *proximalis*, egyet a *distalis metaphysis* magasságában és egyet a *diaphysis* középső harmadában, melyet az 4. ábra jól szemléltet. Erre azért volt szükség, mert szerettük volna megvizsgálni, hogy az egyes rekonstrukcióknál, hogyan térnek el a mért eredményeink a metszetekben, a valós csontokon mért eredményektől.

### Rekonstrukciók létrehozása

A *coronalis* síkban bejelölt magassági szintek után létrehoztunk 5 különböző rekonstrukciót. A rekonstrukciók létrehozásához meg kellett határozni azt a *Hounsfield* intervallumot, amelyből szeretnénk elkészíteni a rekonstrukciókat, végső soron a 3D felületmodelleket. A nyers CT felvételeken a szoftver *Thresholding* funkciójával bejelölhetjük azokat a fényességi, vagy *Hounsfield* tartományokat, amelyek alapján a szoftver a metszeti képeknek az ebbe a tartományba eső pixeleit külön szegmentál-



4. ábra. A *coronalis* síkban kiválasztott 3 metszési síkról (piros vonallal jelölve) készült képernyőfelvétel

ják a többi pixeltől. A 5. ábrán a szoftver által a csontszövetre ajánlott alapértelmezett beállítását láthatjuk.

A program lehetőséget biztosít, hogy a *Hounsfield* skálán (HU) belül az alapértelmezett beállítás mellett manuális beállításokat is létrehozassunk. A mindennapi gyakorlatban a tapasztalatok azt mutatták, hogy az alapértelmezett beállítással rekonstruált modellek pontatlan csontgeometriát képeznek. Az 5. ábra alapján manuálisan létrehoztunk kettő 226 HU alatti és kettő 226 HU feletti tartományt, rendre 184-3071, 144-3071 és 300-3071, 700-3071 intervallumokat. A beállításokkal azt szerettük volna részletesebben megvizsgálni, hogy melyik irányban, milyen mértékben változtassuk meg az ablak határokat, hogy a legpontosabb 3D felületmodellt hozhassuk létre.

### 3D felületmodellek létrehozása

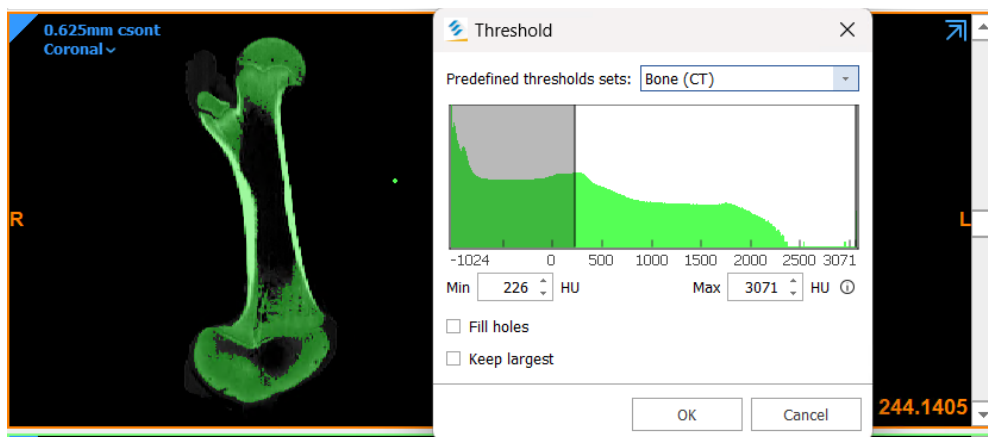
A *Mimics* szoftveren belül az előre szerkesztett rekonstrukciókból létrehozhatunk egy 3D felületmodellt, amit később egyéb szoftverekben felhasználhatunk, beleértve a 3D nyomtatást végző szoftvereket is. A 6. ábrán az öt rekonstrukciókból hármat mutatunk be, melyen jól

látható, hogy a zölddel jelölt középső alapértelmezett *Hounsfield* intervallummal rekonstruált 3D felületmodell látszólag pontos csontgeometriát követ, de a gyakorlat mégsem ezt mutatja.

Abban az esetben, ha az ablak alsó határát 226 HU alá csökkentettük, akkor egy nagyobb konzisztenciájú 3D felületmodellt kaptunk. Azonban ha a határértéket 700 HU-ig növeltük, gyakorlatilag nem sikerült a teljes felületmodell létrehozása. Ennek döntő jelentősége lesz az eredmények kiértékelésekor.

### Szoftveres mérések

A szoftveres mérések során a korábban bejelölt metszeteknél, az *axialis* síkban végeztünk méréseket. A méréseket a nyers CT felvételeken és az összes, azaz 5 rekonstrukción is elvégeztük. Minden *axialis* síkban 2 db átmérőt és 2 db kortikális vastagságot mértünk. Minden csont, mind a 3 metszetében elvégeztük a méréseket. A 7. ábrán egy nyers CT felvétel és 3 rekonstrukció azonos keresztmetszetében végzett méréseket láthatjuk. Az egyes rekonstrukciók mérési eredményeit később összehasonlítottuk a nyers CT felvételek és a valós



5. ábra. A *Materialise Mimics* szoftver által javasolt, csontra specifikus alapértelmezett *Hounsfield* intervallum (226-3071 HU között)

csontokon mért eredményekkel, amelyből megfelelő következtetéseket tudunk levonni.

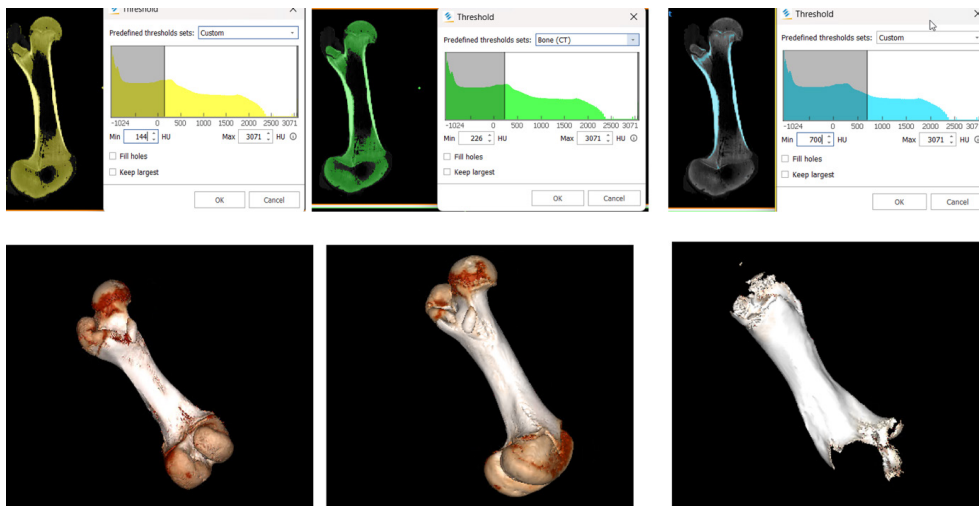
### Mérés a valós csontokon

A sertés combcsontokat a szoftveres mérésekkel párhuzamosan előkészítettük a mérésekre. A valós csontokon is ugyanazon elvek alapján végeztük a méréseket, mint a szoftverben.

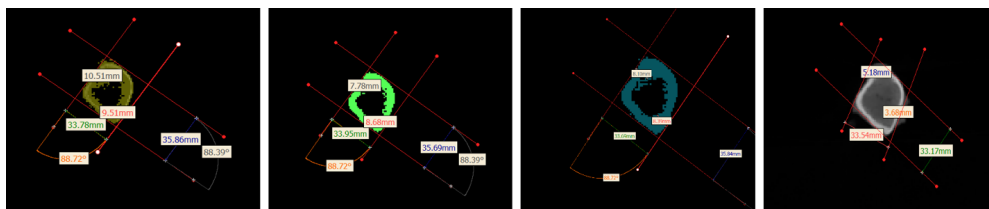
### A csontok hőkezelése és formalinos fixációja

A CT felvételek elkészítése után a lágyrész elemek megsemmisítésre, a csontok további feldolgozásra kerültek. Ahhoz, hogy később

megfelelő méréseket tudjunk elvégezni, nélkülözhetetlen volt a csontok – már kézi eszközökkel nem leválasztható – maradék lágyrész szöveteinek a teljes eltávolítása. Ezt egy 4 órás tartó 110 fokos kíméletes főzéssel tudtuk elérni. A főzés eredményeként gyakorlatilag csak a tiszta csontszövet maradt vissza. Végezetül a csontokat 10 napos formalinos fixációnak vetettük alá, hogy a reziduális medulláris szövetek bomlását és annak kellemetlen következményeit megelőzzük. A 8. ábrán a már kifőzött és formalinnal kezelt csontokat láthatjuk. A csontokra színes, hőálló cérnákat rögzítettünk, hogy a főzés után azonosítani tudjuk őket.



6. ábra. Három rekonstrukció, valamint a hozzájuk tartozó 3D felületmodellek: Egy alapértelmezett Hounsfield intervallum, egy 226 HU alatti és egy 226 HU feletti rekonstrukciók



7. ábra. A *distalis* metszési síkban mért átmérők és kortikális vastagságok, az egyes rekonstrukciókon és a nyers CT felvételen

### Lézeres vonalvetítés

A kutatásunk során az egyes rekonstrukciók mérési eredményeit összehasonlítottuk a valós csontokon mért eredményekkel. Ahhoz, hogy konkrét következtetéseket tudjunk levonni, minden csonton ugyanabban a metszeti síkban kellett a méréseket elvégezni. A Mimics szoftver lehetőséget biztosít, hogy a munkafolyamatokról képernyőfelvételeket készítsünk. A *coronalis* síkban minden csont esetében három képet készítettünk, ahol az egyes keresztmetszetek láthatóak külön-külön. Ezek a képek már korábban a [4. ábrán](#) bemutatásra kerültek. A képek annyival változtak, hogy készítettünk egy beméretezett referencia vonalat. A három képet a GIMP 2.10

(GIMP Development Team, Berkeley, USA) képszerkesztő program segítségével egymással fedésbe hoztuk és az opacity, azaz átlátszóság beállításának módosításával egy képen belül feltüntethetővé vált a három metszési sík. Az elkészült képeket negatívba konvertáltuk és kinyomtattuk ([9. ábra](#)). A referencia vonalak létrehozására azért volt szükség, hogy méretarányaiban a valódi csontokkal azonos hosszúságú és alakú képeket tudjunk nyomtatni.

A lézeres vonal vetítés előtt a csontokat ráhelyeztük az előre kinyomtatott lapokra, fedésbe hoztuk a képekkel és a vonalak mentén lézer segítségével (*Cobra Fastscan, Polhemus, Colchester, Vermont, USA*) bejelöltük azokat a metszési síkokat, amiket a szoftverben is bejelöltük ([10. ábra](#)).



8. ábra. A csontok utókezelése. a) a különböző színű hóálló cérnával megjelölt csontok főzés után; b) a csontok formalinos kezelését követően



9. ábra. Az egyes metszési síkokról készült képernyőfelvételek egymásra illesztése után kinyomtatott negatív kép



10. ábra. Metszési síkok bejelölése lézeres vonalvetítő segítségével



### 3D szkennelés

A csontokon végzett méréseket megelőzve 3D szkennert (*Space Spider, Artec 3D, Luxemburg*) segítségével digitalizáltuk a valós csontokat (11. ábra).

A kutatásunkban minden csontról készítettünk szkennelt felvételeket, amelyek eredményeképpen az *Artec Studio 15 (Artec 3D, Luxemburg)* által generált textúrázott 3D modellekhez jutottunk. Később ezeket összehasonlítottuk a felület és térfogat tekintetében az egyes CT rekonstrukciók által létrehozott 3D felületmodellekkel.

### Vágás, mérés digitális tolómérővel

A 3D szkennelés után a korábban már lézeres vonal vetítő segítségével bejelölt metszetek mentén elvágtuk a csontokat. A csontokon a

vágást egy vékony lapú szalagfűrészsel végeztük. Minden csont esetében 6 vágást készítettünk. Hármat a lágyrész nélküli felvételeken bejelölt metszési síkok mentén és hármat a lágyrésszel készülő CT felvételek esetében. A csont szeletek elkészítését követően eltávolításra került a velőállomány. Később digitális tolómérő segítségével, ugyanazokat az átmérőket és kortikális vastagságokat mértük le, melyeket a szoftveres mérések során.

### Statisztikai feldolgozás

Az adatfeldolgozás során a valós csont mérési eredményeit hasonlítottuk össze az egyes rekonstrukciók méréseivel. A statisztikai számításokkal arra kerestük a választ, hogy melyek azok a rekonstrukciók, amik szignifikáns eltérést mutatnak a valós csontokon mért eredményektől. Az adatok eloszlásának a vizsgálatát *Shapiro-Wilk* teszt segítségével végeztük.



11. ábra. A valódi csontok 3D szkennerral történő digitalizálása és annak eredménye

Amennyiben az adatok nem mutattak normális eloszlást úgy transzformáltuk az adatokat (*Box Cox* transzformáció). Több csoport összehasonlítását *Two-way ANOVA* segítségével végeztük, amelyet *post hoc* tesztekkel egészítettünk ki. A szignifikancia szint  $p < 0,05$  volt.

## EREDMÉNYEK

A méréseink során 6 db sertés combcsontból végül csak 4 került felhasználásra. A főzés során két csont esetében, az *epiphysis* porckorongok mentén a *condylus* letört. Sikerült ugyan rögzíteni a csontvégeket egymáshoz, de a kutatás sikeressége érdekében kivettük őket a vizsgálatból.

A méréseink során rögzített értékeket egy kiterjedt táblázatba foglaltuk. A 2. táblázatban az átláthatóság kedvéért a teljes adattábla csupán 1/16 részét, az 1-es csont lágyrész nélküli, standard paraméter beállítással készült CT felvételen készített méréseket láthatjuk. A táblázatban jól látható, hogy minden met-

szeti síkban méréseket végeztünk a nyers CT felvételen, az 5 db rekonstrukción és valós csontokon is. Minden csontról összesen négy táblázat készült (kétféle CT paraméter szett lágyrésszel és lágyrész nélkül is). Táblázatonként 72 mérés, csontonként 288. Négy csont esetében mindösszesen 1152 mérési adat.

## Eredmények a *proximalis metaphysis* magasságában

Ahogy korábban már említésre került, a valós csonton mért átmérők és kortikális vastagságok kerültek összehasonlításra az egyes rekonstrukciókon mért értékekkel. A statisztikai számításaink azt mutatták, hogy csak a kortikális vastagságok tekintetében volt szignifikáns eltérés (12. ábra). Az átmérők, az egyes CT előbeállítás, a lágyrésszel és a lágyrész nélkül készülő felvételek között nem volt szignifikáns eltérés. A diagram jól mutatja, hogy csak a 2-es (144 HU-tól) rekonstrukció esetében volt szignifikáns eltérés a valós csont-hoz képest, azaz ezt a rekonstrukciót nem

**2. táblázat.** Az 1-es számú lágyrész nélküli csont három metszési síkjában mért értékek különböző rekonstrukciók esetén

Méret	CT	Valós csont	Rekon1	Rekon2	Rekon3	Rekon4	Rekon5
Metszet 1 méret 1	27,60	26,97	28,35	28,47	28,38	-	-
Metszet 1 méret 2	42,84	41,60	42,43	42,30	42,30	-	-
Metszet 1 méret 3	4,88	5,17	4,88	4,88	4,88	4,21	2,87
Metszet 1 méret 4	4,12	2,40	4,87	4,95	4,95	3,92	2,93
Metszet 2 méret 1	21,10	20,41	22,65	22,65	22,52	-	-
Metszet 2 méret 2	30,83	29,19	31,43	31,67	31,67	-	-
Metszet 2 méret 3	5,88	5,55	6,56	6,88	6,86	4,63	4,22
Metszet 2 méret 4	8,33	8,46	9,46	9,87	9,87	8,06	7,79
Metszet 3 méret 1	27,23	27,63	29,70	30,17	30,12	-	-
Metszet 3 méret 2	27,95	27,29	28,06	28,52	28,03	-	-
Metszet 3 méret 3	9,93	4,46	10,94	11,02	11,06	9,5	6,66
Metszet 3 méret 4	4,77	5,83	5,26	5,61	5,74	3,78	3,56

*metszet 1:* Alsó *axialis* sík, *metszet 2:* Középső *axialis* sík, *metszet 3:* Felső *axialis* sík, *metszet 4:* Condylus legnagyobb átmérő, *méret 1:* első átmérő, *méret 2:* második átmérő, *méret 3:* első kortikális vastagság, *méret 4:* második kortikális vastagság

*rekon1:* 226 HU (alapértelmezett), *rekon2:* 144 HU, *rekon3:* 184 HU, *rekon4:* 300 HU, *rekon5:* 700 HU

érdemes alkalmazni a 3D felületmodellek létrehozásába. A 3. rekonstrukciótól egészen az 5. rekonstrukcióig csak csökkenő tendenciáról tudunk beszélni, vagyis az alapértelmezett rekonstrukciós tartomány feletti *Hounsfield* tartományok közelítenek legjobban a valós csontokon mért értékekhez. Viszont számításba kell venni, hogy a csak az 5. rekonstrukcióval elkészített felületmodellek hiányosak lesznek.

### Eredmények a *distalis metaphysis* magasságában

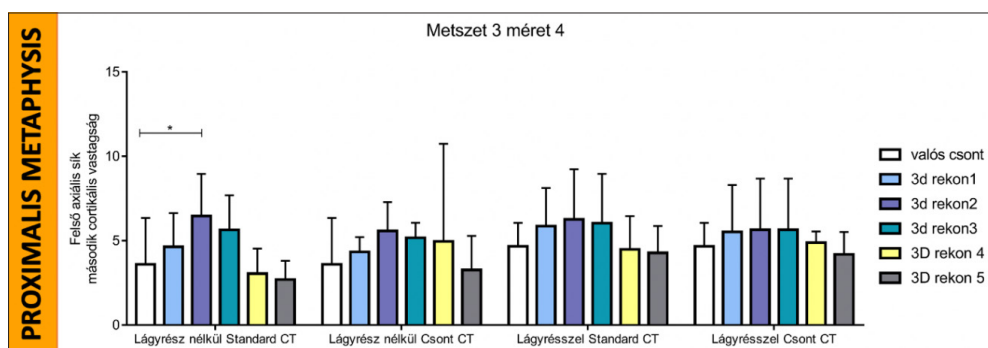
Ahogy a *proximalis metaphysis* esetében leírásra került, a *distalis metaphysis* magasságában is csak a kortikális vastagságok tekintetében

ben volt szignifikáns eltérés. Egyes esetekben a 3. rekonstrukció (184 HU-tól) is szignifikáns eltérést mutatott (13. ábra).

Összefoglalva, a *distalis metaphysis* magasságánál is elmondható, hogy az 5. rekonstrukció produkálná a legpontosabb csontgeometriát. Ugyanakkor itt is számításba kell venni korábban említésre kerülő 5. rekonstrukció hiányos felületmodelljét.

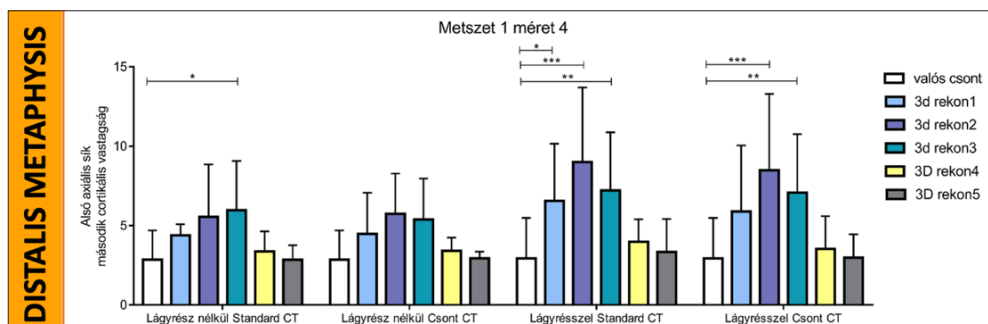
### Eredmények a *diaphysis* középső harmadában

A *diaphysis* középső harmadában bejelölt keresztmetszeti síkban egyetlennyel összehason-



12. ábra. A *proximalis metaphysis* magasságában mért kortikális vastagságok az egyes rekonstrukcióknál

Shapiro-Wilk teszt, transzformáció (Box Cox) - Two-way ANOVA post hoc tesztekkel szignifikancia szint: \*  $p < 0,05$



13. ábra. A *distalis metaphysis* magasságában mért kortikális vastagságok az egyes rekonstrukcióknál

Shapiro-Wilk teszt, transzformáció (Box Cox) - Two-way ANOVA post hoc tesztekkel szignifikancia szint: \*  $p < 0,05$ ; \*\*  $p < 0,01$ ; \*\*\*  $p < 0,001$

lításban sem kaptunk szignifikáns eltérést. A 3. táblázatban szintén a kortikális vastagságok valós csonttal való összehasonlításának szignifikancia értékét (p-érték) láthatjuk. Szignifikáns eredmények ugyan nincsenek ( $p < 0,05$ ), de az 5. rekonstrukció megfelelő-sege felé mutató tendencia itt is tapasztalható.

**3. táblázat.** A *diaphysis* középső harmadában mért kortikális vastagságok szignifikancia értékei a valós csonthoz viszonyítva

Összehasonlítás	p érték
Valós csont vs 3D rekon1	$p = 0,855$
Valós csont vs 3D rekon2	$p = 0,477$
Valós csont vs 3D rekon3	$p = 0,519$
Valós csont vs 3D rekon4	$p = 0,924$
Valós csont vs 3D rekon5	$p = 0,999$

Összegezve a leírtakat, a statisztikai számításaink alapján mind a három metszési síkban az 5. rekonstrukció (700 HU-tól) alkalmazása eredményezné a legpontosabb csontgeometriát, de a 5. rekonstrukcióval létrehozott felületmodellek hiányosak (14. ábra). A *condylusok* rendre nem kerülnek be a 3D felületmodellekbe, ezért csupán ezzel a rekonstrukcióval nem hozható létre egy teljes és pontos felületmodell.



14. ábra. Az 5. rekonstrukcióval (700 HU-tól) létrehozott felületmodell

### Digitalizált valós csontok összehasonlítása a felületmodellekkel

A korábban 3D szkennel segítségével végzett valós csontok digitalizált felvételeit hasonlítottuk össze az egyes rekonstrukciók által létrehozott 3D felületmodellekkel. Mivel az 5. rekonstrukció esetében nem sikerült létrehozni a 3D felületmodelleket, így ezen rekonstrukció esetében nem tudtuk hasonlításokat végezni. Az eredményeink nem mutatnak szignifikáns eltérést, de a térfogat és a felszín esetében is a 4. rekonstrukció (300 HU-tól) által létrehozott 3D felületmodellek állnak legközelebb a valós szkennelt csontokhoz. Az alapértelmezett beállítással minden rekonstruált csontmodell térfogat nagyobb volt, mint a valós csonté.

### MEGBESZÉLÉS

A statisztikai számítások alapján arra a következtetésekre jutottunk, hogy az egyes rekonstrukciók nagyban befolyásolják a létrehozott 3D felületmodellek geometriáját. Eredményeink azt mutatják, hogy a rekonstrukció során, a legpontosabb csontgeometria eléréséhez több, eltérő ablakolási technikát érdemes használni. Ami a felszín és a térfogatok összehasonlítását illeti, kijelenthető, hogy a méréseink megfelelőek, ugyanis az egyes metszési síkokban mért átmérők nem mutattak szignifikáns eltérést, ami a felszín és a térfogat vonatkozásában is kimutatásra került. A felszín és a térfogatok összehasonlításában abban is bizonyosságot szereztünk, hogy a legpontosabb felületmodellek létrehozásához a 226 HU feletti tartományok alkalmazása az optimális.

Mivel az egyes csontok nagyon különbözőek voltak, főleg a kortikális vastagságok tekintetében, ezért a megbízhatósági tartomány (szórás) széles határok között mozgott, ami végső soron a szignifikáns különbségek kialakulását csökkentette. Nagyobb elemszám mellett

megbízhatóbb statisztikai elemzéseket végezhettünk volna.

A szoftveres 3D felületmodellek elkészítése kiemelkedő szerepet tölt be a 3D nyomtatás folyamatában. A 3D nyomtató szoftverek az előre elkészített felületmodelleket használja fel nyomtatáshoz, ezért a pontatlanul elkészített felületmodellek szintén pontatlan kezelhető modellt produkál. A 3D nyomtatás orvosi alkalmazásakor kétség nélkül elvárható a beteg szempontjából a legideálisabb protézisek, implantátumok, célzók gyártása. Ennek megteremtése érdekében jelen kutatásunkkal lefektettük az alapokat. Létrehoztunk egy

olyan rekonstrukciós eljárást, ami a legoptimálisabb csontgeometriát eredményezte. Fontos megjegyezni, hogy az általunk kidolgozott rekonstrukciós eljárás csupán csöves csontokra értelmezhető. Csöves csontok esetében számítási eredményeinket figyelembe véve, elmondhatjuk, hogy minimum kétféle rekonstrukciós eljárást kell alkalmazni egy 3D felületmodell létrehozásához. A *diaphysis* esetében egészen a *metaphysisek* magasságáig használjuk a 700 HU-tól (5. rekonstrukció), míg a *proximalis* és *distalis metaphysis* szintjétől 300 HU-tól (4. rekonstrukció) az ablakhatárokat. Méréseink alapján speciális CT előbeállítások nem szükségesek.

**A szerzők részvétele:** F.B.: mérések, megvalósítás, adminisztráció, kézirat írás, CS.L.: kézirat menedzsment, CS.Z.: problémafelvetés, M.S.: koncepció, ötlet, megvalósítás, kézirat ellenőrzése, kiegészítése,

**Köszönetnyilvánítás:** A szerzők köszönetet mondanak a CT felvételek készítésében való közreműködésért a DEKK Orvosi Képzőközpont Klinikai munkatársainak, elsősorban Marosi Mária képzőközpont diagnosztikai analitikusnak. Külön köszönet illeti Dr. Janka Eszter statisztikus munkáját is.

**Támogatás:** A kutatást a Nemzeti Kutatási, Fejlesztési és Innovációs Hivatal OTKA PD 135124 projektje támogatta.

**Összeférhetlenség:** Nincs.

## IRODALOM

1. Wong KCW. 3D-printed patient-specific applications in orthopedics. Orthop Res Rev. 2016;8: 57–66.
2. Wilcox BD, Mobbs RJ, Wu AM, Phan K. Systematic review of 3D printing in spinal surgery: the current state of play. J Spine Surg. 2017;3(3): 433–43.
3. Parr WCH, Burnard JL, Wilson PJ, Mobbs RJ. 3D printed anatomical (bio)models in spine surgery: clinical benefits and value to health care providers. J Spine Surg. 2019;5(4):549–60.
4. Alemayehu DG, Zhang Z, Tahir E, Gateau D, Zhang DF, Ma X. Preoperative Planning Using 3D Printing Technology in Orthopedic Surgery. Biomed Res Int. 2021 Oct 12; 2021:7940242.
5. Wallaca GG, Cornock R, O'Connell CD, Beirne S, Frederic G, et al. 3D Bioprinting: Printing parts for bodies. ARC Centre of Excellence for Electromaterials Science. 2014; 100-10.
6. Holden P, Nair LS. Deferoxamine: An angiogenic and antioxidant molecule for tissue regeneration. Tissue Engineering, Part B. 2019;25(6): 461-70.
7. Yan Y, Chen H, Zhang H, Guo C, Yang K, Chen K, et al. Vascularized 3D printed scaffolds for promoting bone regeneration. Biomaterials. 2019;190:97-110.
8. Lichtenstein JT, Zeller AN, Lemound J, Lichtenstein TE, Rana M, Gellrich NC, et al. 3D-Printed simulation device for orbital surgery. Journal of Surgical Education. 2017;74:2-8.



9. Wang Z, Wang L, Li T, Liu S, Guo B, Huang W, et al. 3D bioprinting in cardiac tissue engineering. *Theranostics*. 2021;11(16):7948-69.
10. Kovács ÁÉ, Csernátóy Z, Szabó D, Csámer L, Somoskeőy S, Manó S. Csípőízületi vápadefektus-klasszifikáció megjelenítése 3D nyomtatással készült modellek segítségével. *Biomech Hung*. 2022;15(2):43-8.
11. Maglara E, Angelis S, Solia E, Apostolopoulos AP, Tsakotos G, Vlasis K, et al. Three-dimensional (3D) printing in orthopedics education. *J Long Term Eff Med Implants*. 2020;30(4):255-8.
12. Kovács ÁÉ, Manó S, Csámer L, Somoskeőy S, Csernátóy Z. Scoliosis klasszifikáció szemléltetése 3D nyomtatással előállított modelgyűjteménnyel. *Biomech Hung*. 2020;13(1):7-15.

## STERILIZABLE WORKBENCH

Zoltán Csernátóy<sup>†</sup>, László Kiss, Loránd Csámer<sup>\*</sup>, Sándor Manó

Laboratory of Biomechanics, Department of Orthopaedic Surgery and Traumatology, Faculty of Medicine, University of Debrecen, Hungary



DOI: 10.17489/biohun/2023/2/592

## Abstract

We created a sterilizable workbench for use in orthopaedic procedures requiring heavy tools and high energy manoeuvres. In our article we present the setup of the workbench and its accessories making material work during operations safer and more precise.

**Keywords:** workbench, surgery, fixation, stabilisation

## INTRODUCTION

Orthopaedic surgery is well known as one often requiring heavy tools and high energy manoeuvres. Bone milling, plate bending, structural graft modelling are quite difficult to realize on the classic theatre equipment which all have the aim of being light and easily movable to facilitate their handling for the personnel. This controversy motivated us to create a sterilizable workbench allowing safe and comfortable workplace for such operations.

## MATERIALS AND METHODS

The bench table is held on foldable legs, allowing easy storage when out of use. The legs are made of solid iron, assuring stability by weight, which is 88 lb (40 kg). In the folded position four wheels emerge downwards, so carrying it is easy despite of the heavy weight (*Figure 1*).

Once in place the legs are opened around an axis in mid-height, this way they form an X shape. Two hinged plates are mounted at the bottom of the legs. When they are bent down on the floor, the four wheels lift up; this way the table is auto-stabilized on the ground (*Figure 1*). Further stabilization is achieved when the surgeon steps on this plate during utilization.

A sterile single use drape is pulled over the bench with force, so the four emerging spikes situated on the top penetrate it. The sterile table is positioned on the spikes by means of four orientating holes. Once the spikes entered the borings a spiral latch has to be pulled down, this way the legs are slightly distanced, resulting in the stabilization of the bench (*Figure 2*).

The bench table is made of polyoxymethylene plastic, (Derlin<sup>®</sup>), which is accepted for food

**\*Corresponding author contact data:** Laboratory of Biomechanics, Department of Orthopaedic Surgery and Traumatology, Faculty of Medicine, University of Debrecen, H-4032 Debrecen, Nagyerdei krt. 98. **E-mail:** [csamer.lorand@med.unideb.hu](mailto:csamer.lorand@med.unideb.hu) **Tel.:** +36 52 411-600/53698

**Citation:** Csernátóy Z, Kiss L, Csámer L, Manó S. Sterilizable workbench. *Biomech Hung.* 2023;16(2):58-60. **Received:** 06/12/2023 **Accepted:** 16/12/2023



Figure 1. The workbench in the folded and open auto-stabilized position

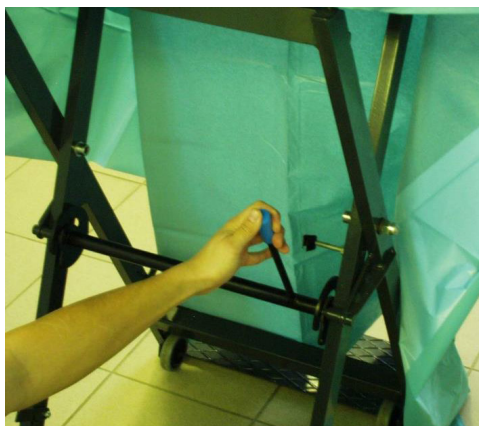


Figure 2. The spiral latch being pulled down to further stabilize the workbench during surgery



Figure 3. The side of the table with the mounted splint for stable attachment of instruments

industry purposes, is heavy enough (26.5 lb, 12kg) and resists mechanical stresses well. The upper surface of the table is perforated in different locations, allowing the insertion

of different bumpers and other fixtures, while along one of its long edges there is a mounted splint to receive instruments such as bone mill or table-vice (Figure 3).

## RESULTS

We use the sterilizable workbench for four years in the course of operations needing good grasping, shock absorption or high energy manoeuvres (*Figure 4.*). Not only is it easier for the surgeon and assistant, but also it assures a higher level of safety and more precise material work.

## DISCUSSION

Interestingly, with innumerable highly sophisticated instruments provided in most theatres, such a basic piece of equipment like a heavy, shock resisting bench is still missing. That is the reason why we created our one.



**Figure 4.** Modelling of a structural allograft on the workbench

**Author contributions:** CS.Z.: idea, construction concept, manuscript text, K.L.: concept feedback, translation, CS.L.: manuscript management, feedback, M.S.: mechanical design, feedback.

**Conflict of interest:** The authors have no relevant affiliations or financial involvement with any organization or entity with a financial interest in or financial conflict with the subject matter or materials discussed in the manuscript. The workbench is not manufactured by any company nor will it be manufactured, therefore it is not available for sale and we do not have any intentions of manufacturing it.