
BIOMECHANICA HUNGARICA

A Magyar Biomechanikai Társaság tudományos folyóirata

XVI. évfolyam 1. szám: 2023. július 15.

A folyóirat honlapja: www.biomechanica.hu

Alapítva: 2008.

SZERKESZTŐSÉG

Alapító

Csernátony Zoltán

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
Stépan 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

State of the Art

Halász Gábor ghalasz@hds.bmc.hu

Továbbképzés

Borbás Lajos borbas@kge.bmc.hu

Eredeti közlemények

Kiss Rita M. rita.kiss@mogi.bmc.hu

Mozgásvizsgálat és -terápia

Szőke György scelego@freemail.hu

Történet

Noviczki Miklós noviczki@josa.hu

Cégbemutató

Manó Sándor 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

Kéziratbeküldés, cikkek letöltése

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 1: 15th July, 2023Journal website: www.biomechanica.huFounded in 2008.

EDITORIAL BOARD**Founder**

Zoltán Csernátóny

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 Pálinkás

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**State of the Art**Gábor Halász ghalasz@hds.bme.hu**Further studying**Lajos Borbás borbas@kge.bme.hu**Original articles**Rita M Kiss rita.kiss@mogi.bme.hu**Motion analysis and -therapy**György Szőke scelecto@freemail.hu**History**Noviczki Miklós noviczki@josa.hu**Introduction of a company**Sándor Manó manos@med.unideb.hu

PublisherHungarian 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

Manuscript submission, paper downloadswww.biomechanica.hu

Online ISSN

HU ISSN 2060-4475

DOI prefix10.17489

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.



*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)

- Cégszótárak:

- 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

Eredeti közlemények

Topology optimization with displacement constraints: a comparative analysis of acetabular cage designs and bone graft's strain energy density
Martin Olivér Dóczy, Péter Tamás Zwierczyk 7

Humán artériák falának mechanikai viselkedésének numerikus meghatározása időfüggő terhelésre különböző modellezési scenáriók esetén
Tóth Brigitta Krisztina, Magyar Huba, Lakatos Ilona Éva. 17

Mozgásvizsgálat és -terápia

A lovasterápia hatásosságának vizsgálata mentálisan sérült gyerekek esetén a GAITRite® nyomásérzékelő szőnyeg segítségével
Ágoston Dorottya, Bozori Gabriella, Kiss Rita M 25

State of the Art

Additive manufacturing in the biomedical field: current status and future prospects
David Dobado-Lopez, Guillermo Guerrero-Vacas 35

Továbbképzés

The role of the Artificial Intelligence in the field of biomechanics
Peter Ficzer, Lajos Borbás 45

A generatív tervezés biomechanikai alkalmazásának lehetőségei
Ficzere Péter, Borbás Lajos 50

TABLE OF CONTENTS

Editorial

Rita M Kiss 5

Original articles

Topology optimization with displacement constraints: a comparative analysis of acetabular cage designs and bone graft's strain energy density
Martin Olivér Dóczy, Péter Tamás Zwierczyk 7

Numerical determination of nonlinear mechanical response of human artery walls to time dependent loading using various modelling scenarios
Brigitta Krisztina Tóth, Huba Magyar, Ilona Éva Lakatos. 17

Motion analysis and -therapy

Examining the effectiveness of equine therapy for mentally injured children using the GAITRite® pressure-sensing mat
Dorottya Ágoston, Gabriella Bozori, Rita M Kiss 25

State of the Art

Additive manufacturing in the biomedical field: current status and future prospects
David Dobado-Lopez, Guillermo Guerrero-Vacas 35

Further studying

The role of the Artificial Intelligence in the field of biomechanics
Peter Ficzer, Lajos Borbás 45

Application possibilities of generative design in biomechanics
Peter Ficzer, Lajos Borbás 50



KÖSZÖNTŐ

Kiss Rita M.

főszerkesztő

rita.kiss@mogi.bme.hu

Tisztelt Olvasó!

Örömmel jelentem, hogy a *Biomechanica Hungarica* XVI. évfolyamának első „ropogósan” friss lapszámát olvassák, továbbra is online formában. Köszönjük visszajelzéseiket, amelyek dicsérték az új tipográfiát.

Célunk továbbra is változatlan, hogy a biomechanika sokszínűségét egy lapszámon belül is megjelenessük. Jelen számunkban szerzőink bemutatják a humán artériák időfüggő viselkedésének modellezését, a lovasterápiák hatásosságát különböző gyermekkori idegrendszeri elváltozások esetén, valamint a generatív tervezés biomechanikai alkalmazhatóságát. Fontosnak tartjuk, hogy a nemzetközi kutatóknak is megmutassuk eredményeinket, így angol nyelvű irodalmi összefoglalót olvashatnak a mesterséges intelligencia szerepéről a biomechanika területén, valamint szintén angol nyelvű cikkben olvashatják a vápakosarak optimális tervezésének lépéseit. Két spanyol kutató az additív gyártás biomechanikai kérdéseit foglalja össze.

Kedves Olvasók!

Bízom benne, hogy ez a lapszám is elnyeri tetszésüket, és a bemutatott eredményeket kutatásaikban fel tudják használni. Várjuk fontos, érdekes eredményeiket bemutató cikkeiket a 2023. év második lapszámába.

Élményekben gazdag pihenést kívánok Önöknek!

Budapest, 2023. július 15.

K. R.

ÍZÜLETEINK VÉDELMÉRE



INTRAARTIKULÁRIS INJEKCIÓ

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

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

SYNOTABS®

PORCERŐSÍTŐ TÁPLÁLÉK KIEGÉSZÍTŐ

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



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



TOPOLOGY OPTIMIZATION WITH DISPLACEMENT CONSTRAINTS: A COMPARATIVE ANALYSIS OF ACETABULAR CAGE DESIGNS AND BONE GRAFT'S STRAIN ENERGY DENSITY

Martin Olivér Dóczy^{*}, Péter Tamás Zwierczyk

Department of Machine and Product Design, Faculty of Mechanical Engineering, Budapest University of Technology and Economics, Hungary



DOI: [10.17489/biohun/2023/1/582](https://doi.org/10.17489/biohun/2023/1/582)

Abstract

Large acetabular defects can be treated effectively through the use of acetabular cages combined with bone grafts, with the formation of living bone facilitated by mechanical stimulus. The mechanical stimulus on the graft is highly dependent on the design of the acetabular cage. Topology optimization offers a means to create conceptual designs of acetabular cages, which can then be assessed for their impact on strain energy density (SED) distribution within the graft. This study aims to compare various acetabular cage designs generated through multiple optimization constraints, with a focus on analyzing the SED distribution in the graft.

A virtual bone defect was modeled, and a graft was virtually implanted within it, followed by the creation of a design space for the acetabular cage. Different acetabular cup designs were then generated using volume minimization as the objective function, along with varying displacement constraints, namely the global displacement of the cage center or its relative displacement to the pelvis constrained. Linear static simulations were performed on the hemipelvis model, and the results were filtered using different relative densities to evaluate SED distribution in the graft.

The results revealed that the acetabular cage designs produced qualitatively similar strain energy density distributions. Both types of optimization are worth using because together they were able to reduce the element-wise average SED relative errors to below 14%. The model using relative displacement constraints can produce more diverse acetabular cage variants than the model with global displacement constraints.

Keywords: acetabular cage, topology optimization, finite element method, graft transformation

***Corresponding author contact data:** Department of Machine and Product Design, Faculty of Mechanical Engineering, Budapest University of Technology and Economics. Műgyetem rkp. 3., H-1111 Budapest, Hungary. **E-mail:** doczi.martin@gt3.bme.hu **Tel.:** +36 1 463-1372

Citation: Dóczy MO, Zwierczyk PT. Topology optimization with displacement constraints: a comparative analysis of acetabular cage designs and bone graft's strain energy density. *Biomech Hung.* 2023;16(1):7-16.

Received: 28/04/2023 **Accepted:** 18/06/2023

1. INTRODUCTION

Acetabular defects, commonly caused by trauma, infection, or other medical conditions, can result in significant disability and reduced quality of life for affected individuals.^{1,2} One potential treatment option for addressing these defects is the use of acetabular cages. These cages often involve the incorporation of bone grafts, which can help restore function and stability to the hip joint. The success of bone grafting procedures depends on multiple factors, such as the quality and quantity of bone used and the mechanical stimulus on the graft during the healing process.

In the existing literature^{1,3-5} numerous treatment methods have been proposed, with bone grafts being employed to manage bone deficiencies.

Finite element (FE) methods have been utilized to examine acetabular cages with typical models in the literature.⁶⁻¹⁰ These share the commonality that the boundary conditions are imposed as fixed constraints at the pubic joint and the sacroiliac joint and active force application at the center of the acetabular cage. These FE methods allow for efficient examination of the stress state of the acetabular cage.

Topological optimization techniques have also been employed in the design of acetabular cages. Notably, the work of Iqbal et. al.¹¹ has been significant in this area, with a focus on replacing bone deficiencies resulting from cancerous conditions. In these topologically optimized designs, the aim is to maximize stiffness and bridge extensive defects with acetabular cages.

Although this stiffness-maximization approach can produce useful cage concepts, the literature generally lacks studies that advocate

for more optimal graft transformation. Challenges such as uncertainties and high computational demands must be addressed. Notable is the study of Wu et al. about the mandible.¹² In the studies¹²⁻¹⁴ of bone-bone graft transformations, models typically associate the extent of transformation with the change in strain energy density (SED). In a study¹⁵ focusing on the acetabular side, three load vectors were identified, the average of which was found to represent the equivalent effect of the entire life activity spectrum.

The objective of this research is to explore the potential of using a reduced model with varying constraints to create conceptual acetabular cup designs and to determine how these designs can be produced using alternative models. Furthermore, this study aims to evaluate the performance of these acetabular cage concepts within a hemipelvis model and assess the similarity of SED distributions generated within the graft.

2. METHODS

2.1. Overall procedure

The overall procedure can be seen in [Figure 1](#). The finite element method was used for solving the task. Three acetabular cage variants were generated on a reduced model, using topology optimization with different displacement constraints for the center of the acetabular cage. A relative density of 0.8 was used to query the results of the topology optimization. The goal was to create multiple variants quickly, each with a unique visual appearance. These resultant conceptual designs were then evaluated in the hemipelvis model using second-order elements. These are the reference models. The evaluated results were the displacements of the center of the acetabular cage in the x, y, and z directions, as well as the relative displacements compared to the three points of the pelvis. Subsequently, two types of

models were created: one that constrained the global displacements of the acetabular cage within +/- 10% of the reference values (6 constraints) for the three unit loads and another, that constrained the relative displacements (9 constraints) with the same range. For the evaluation of SED distributions, the following vector triplet in the reference¹⁵ was chosen, and the average SED response for this vector triplet was plotted.

Linear static simulations were performed on the hemipelvis model to evaluate the distribution of strain energy density in the graft for each acetabular design. The simulations and the optimization calculations were conducted using OptiStruct 2020.1.

The details of this process are discussed in the following subsections.

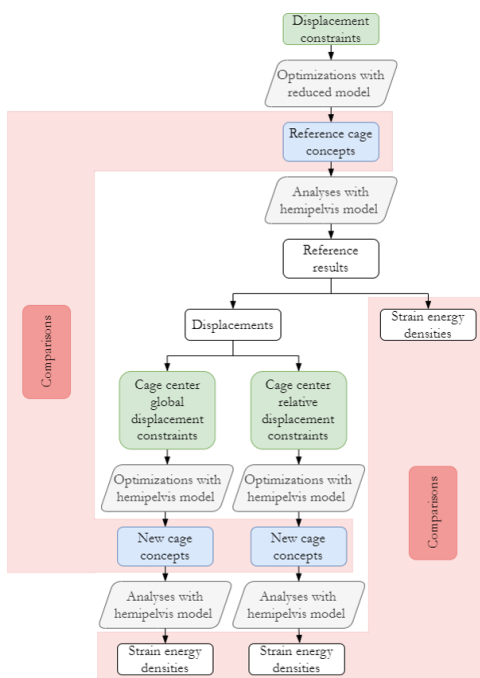


Figure 1. The overall procedure

2.2. CAD design

A virtual bone defect was created by segmenting a healthy pelvis model with Slicer 3D and removing a portion of the acetabulum, resulting in a bone defect that was representative of a typical acetabular defect using Autodesk Meshmixer. A graft was then virtually implanted into the defect, and the design space for the acetabular cage was modeled in Solidworks 2020. Care was taken to ensure that the possible placement of the acetabular cage did not significantly exceed the dimensions of a healthy pelvis. The design space was configured such that it does not connect to the region behind the acetabular cage. This enables much broader optimization result possibilities and facilitates the creation of sheet metal-like models. Figure 2 demonstrates the CAD model.

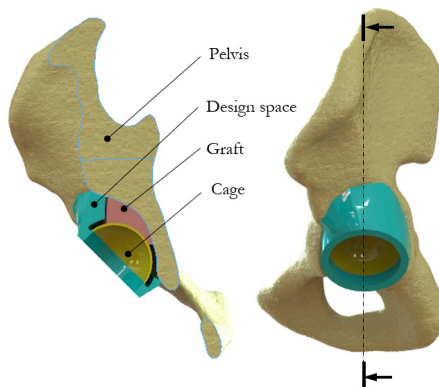


Figure 2. The CAD model of the fixation

2.3. Finite element modeling

The preprocessing was carried out in HyperMesh. First, the hemipelvis FE model is introduced, and then the differences between the reduced model and the hemipelvis model are discussed.

The pelvic bone was separated into cortical and cancellous bone compartments. The cor-

tical bone compartment was modeled using 1 mm thick shell elements.⁶ Solid elements were used everywhere else and the mesh shared common nodes to each part (bonded connection). For the topology optimization models, first-order elements were used for faster execution, while second-order elements were used for the analyses to ensure accuracy. Homogeneous, linear elastic, and isotropic

material models were used for all materials. The material of the acetabular cage was stainless steel. The material properties used during the simulations can be found in [Table 1](#), the relevant details of the FE mesh (number of nodes and elements) are in [Table 2](#).

In the case of the hemipelvis model, constraints were applied at the pubic symphysis and the sacroiliac joint.^{6,7} In the case of the reduced model, the model size was reduced according to [Figure 3](#), and fixed constraints were applied to the surfaces from the omitted parts. The loads were applied at the center of the acetabular cage and were transferred to the rest of the cage through rigid elements. The coordinate system was the same as what Bergmann et al. used in their work.¹⁷

Information on the loads can be found in [Table 3](#). Unit loads played a more significant role in the topology optimization, while the other three loads were used for determining the SED distributions.¹⁵

2.4. Topology optimization model

Volume minimization involves minimizing the total volume of material used in the design subject to certain constraints. This approach aims to remove all non-essential material from the design, resulting in a lighter and more efficient structure. During preliminary attempts, models created with stiffness maximization, volume fraction constraint, and displacement

Table 1. The material properties

Name	Young's modulus [MPa]	Poisson's ratio [-]
Steel (acetabular cage)	192 000	0.3
Corticalis bone ^{6,16}	17 000	0.3
Spongiosus bone ¹⁶	200	0.3
Graft ¹⁶	115.2	0.3

Table 2. The details of the FE mesh

Name	Value
Number of elements in the reduced model	990 400
Number of elements in the hemipelvis model	1 026 750
Number of nodes in the design space	136 641
Number of elements in the design space	813 058
Number of nodes in the graft (for analysis)	66 121
Number of elements in the graft (for analysis)	48 295
Max. aspect ratio in the graft	4.66

Table 3. The loads in the FE model

#	Name	Force component x [N]	Force component y [N]	Force component z [N]
1	Unit load x direction	1 000	0	0
2	Unit load y direction	0	1 000	0
3	Unit load z direction	0	0	1 000
4	Load for graft transformation I. ¹⁵	363.7455	0	1 444.023
5	Load for graft transformation II. ¹⁵	68.79838	0	1 444.023
6	Load for graft transformation III. ¹⁵	128.3141	-356.8297	298.8481

constraints did not achieve the desired results, as they were only able to meet the requirements with significant discontinuities after lengthy iterations. In contrast, volume minimization with displacement constraint proved to be convergent.

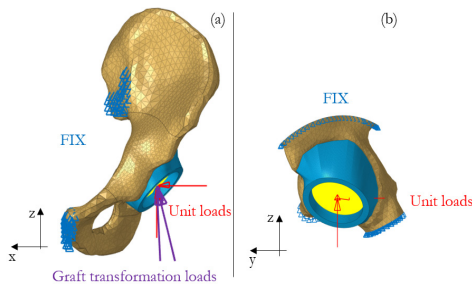


Figure 3. The FE models: Hemipelvis (a), reduced model (b)

The rotations were not constrained. They were small anyway, and with many extra constraints, it was feared that the simulation would not converge. To create reference models, the reduced model was used for its speed. Here, the displacements were recorded for the three acetabular cage variants. The initial topology optimization was performed using the reduced model as well. In this stage, the three different cage variants were generated, and their displacements were analyzed in the hemipelvis model. Volume minimization with Solid Isotropic Material Penalization (SIMP) method¹⁸ with displacement constraint was used to create these cage variants.

The preliminary displacement constraints prescribed on the reduced model can be seen in *Table 4*.

The aim was to quickly create different acetabular cage variants within the design space. By analyzing these variants, the displacements were obtained that were used to constrain the optimization model built using the hemipelvis model. The figure showing the full model is *Figure 4* with the relative distances of the hemipelvis.

These displacement constraints can be divided into two groups.

Global displacements constrain the center of the acetabular cage. In this case, the displace-

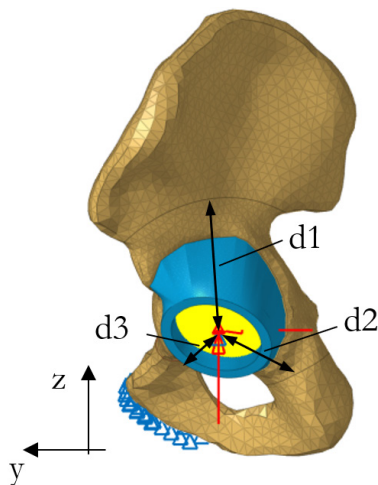


Figure 4. The hemipelvis optimization model marked with the relative distances

Table 4. Preliminary displacement constraint for the reduced model

Name	Bound	Displacement x for unit load x	Displacement y for unit load y	Displacement z for unit load z
Red. model I.	Lower bound	0 mm	0 mm	0.02 mm
	Upper bound	0.03 mm	0.03 mm	0.03 mm
Red. model II.	Lower bound	0 mm	0 mm	0.02 mm
	Upper bound	0.04 mm	0.04 mm	0.03 mm
Red. model III.	Lower bound	0 mm	0 mm	0.01 mm
	Upper bound	0.04 mm	0.04 mm	0.02 mm

ment responses to the unit loads can be written in a symmetric matrix, and thus six constraints were prescribed, namely, that the obtained displacements must be within $\pm 10\%$ of their lower and upper limits. Regarding the constraint of relative displacements, points were selected slightly farther away from the acetabular cage but still close to the center of the cutting surface of the reduced models, and the change in their distances was examined. The optimization constraints were set so that the deviation of these distance changes could only be within $\pm 10\%$. These displacement constraints can be seen in [Table 5](#). The unit loads are shown in the columns. The lower and upper limits are separated by a slash. The letter before the limits represents the direction for global displacement constraints, while for relative displacement constraints, the letter specified in [Figure 4](#) is used to identify the measured distance.

The relevant constant parameters for all optimizations are presented in [Table 6](#).

3. RESULTS

The post-processing was carried out using HyperView. [Figure 5](#) presents the resulting acetabular cage variants with different relative densities.

Table 6. Parameters for the optimizations

Name	Value
Minimum dimension	7 mm
Initial material fraction	0.6
Minimum element material density	0.001
Discreteness parameter	5
Relative convergence criterion	3%

[Figure 6](#) displays the SED distributions of the different models.

[Table 7](#) shows the average- and median values of the deviations.

Table 5. Displacement constraints for the hemipelvis model

Name	For unit load x [mm]	For unit load y [mm]	For unit load z [mm]
Hemipelvis global model I.	dx: 0.0927/0.113	-	-
	dy: -0.0669/-0.0547	dy: 0.3569/0.4362	-
	dz: -0.0109/-0.0099	dz: 0.0807/0.0986	dz: 0.0887/0.1084
	dx: 0.1012/ 0.1237	-	-
Hemipelvis global model II.	dy: -0.0683/ -0.0559	dy: 0.3826/ 0.4677	-
	dz: -0.0114/ -0.0093	dz: 0.0827/ 0.1011	dz: 0.0886/ 0.1083
	dx: 0.0968/ 0.1184	-	-
	dy: -0.0588/ -0.0481	dy: 0.3531/ 0.4316	-
Hemipelvis global model III.	dz: -0.0126/ -0.0103	dz: 0.0764/ 0.0934	dz: 0.0808/ 0.0987
	d1: -0.0030/ -0.00241	d1: -0.0270/ -0.0221	d1: -0.0401/ -0.0328
	d2: -0.0042/ -0.0034	d2: 0.0057/ 0.0070	d2: 0.0024/ 0.0029
	d3: -0.0333/ -0.0273	d3: -0.0358/ -0.0293	d3: 0.0015/ 0.0018
Hemipelvis rel. disp. model I.	d1: -0.0020/ -0.0017	d1: -0.0326/ -0.0267	d1: -0.0389/ -0.0318
	d2: -0.00684/-0.0056	d2: 0.0097/ 0.0118	d2: 0.0023/ 0.0029
	d3: -0.0428/ -0.0351	d3: -0.0462/ -0.0378	d3: 4.61e-05/ 5.63e-05
	d1: -0.0039/ -0.0032	d1: -0.0134/ -0.0110	d1: -0.0256/ -0.0210
Hemipelvis rel. disp. model II.	d2: -0.0103/ -0.0084	d2: 0.0100/ 0.0122	d2: 0.0020/ 0.0025
	d3: -0.0410/ -0.0335	d3: -0.0445/ -0.0364	d3: 0.0011/ 0.0013

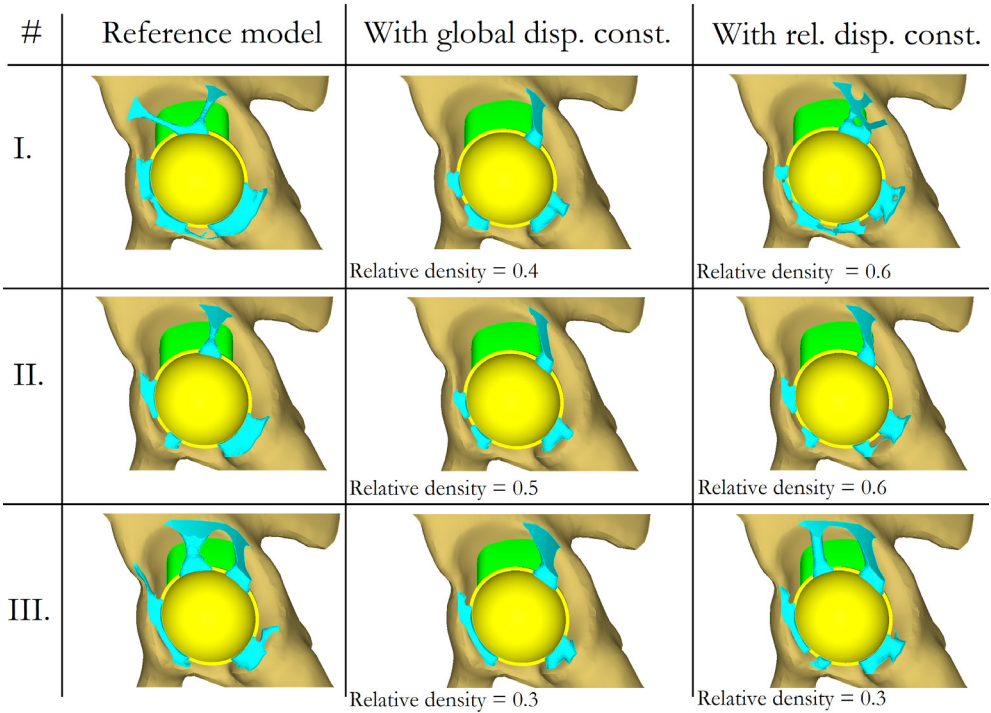


Figure 5. Resultant acetabular cage variants compared to the reference model

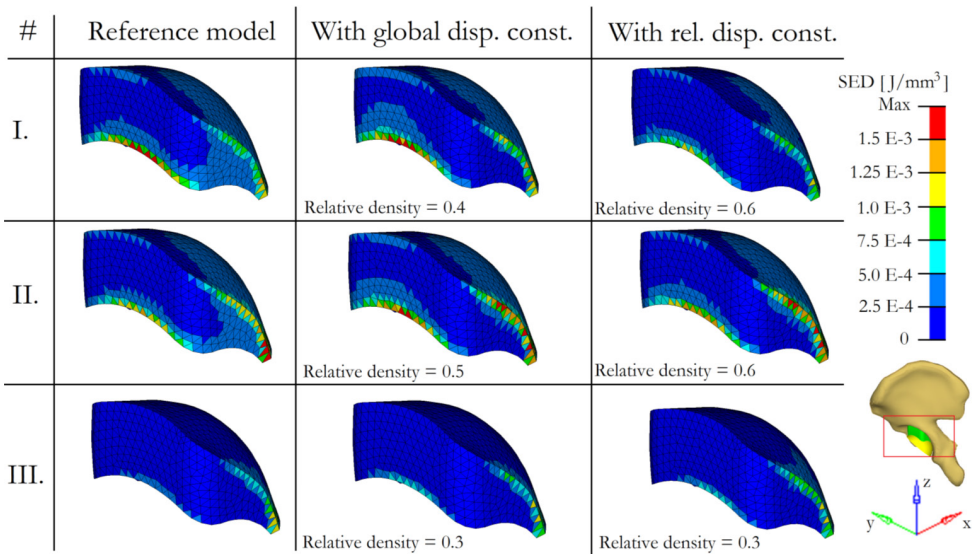


Figure 6. SED distributions of the graft in the models

4. DISCUSSION

It can be observed that the acetabular cage variants created by the models constrained by global displacements were fairly uniform and resembled the second reference model. However, the models created with relative displacement constraints were more diverse and showed a greater similarity to the reference models, with the exception of the result related to the first reference model. For the first model, both the reference model and the one created with relative displacement constraints had in common that more material was added to the lower part of the acetabular cage in an attempt to limit horizontal displacements. The choice of relative density, i.e., which parts to consider from the results of the topology optimization, also plays a significant role in the outcomes. By testing multiple relative density values and evaluating the average deviation, the values were chosen with the aim of minimizing the average deviation. The simulations were carried out with a relative density accuracy of one decimal place. In the case of the global model III., it was not particularly observed that it followed the reference model's SED distribution, regardless of the relative density. In each case, a similar SED distribution was developed in the grafts. The first model, where the global displacement-based constraint was used achieved a smaller average error, while in the third model, the relative displacement-based constraint performed better. In the third case, the improvement is significant because the relative displacement-based optimization also captured the topology of the cage.

It should be noted that the current acetabular cage variants are still conceptual in nature, and the actual stiffness connections will modify the SED distribution. This is a significant limitation of the current study besides the completely linear model. Future plans include generating desirable SED distributions even

more rapidly and with even simpler models, followed by attempting to approximate these distributions using conceptual acetabular cage variants constrained by relative displacements. Further investigations using other models would be beneficial, with different design space and defect geometry.

Table 7. The average- and the median values of SED relative deviations

Model name	Average values of deviations	Median values of deviations
Hemipelvis global model I.	14%	9%
Hemipelvis global model II.	19%	11%
Hemipelvis global model III.	32%	16%
Hemipelvis rel. disp. model I.	25%	9%
Hemipelvis rel. disp. model II.	12%	7%
Hemipelvis rel. disp. model III.	10%	8%

5. CONCLUSIONS

The models that were constrained by relative displacements resulted in acetabular cage variants that were conceptually similar to the reference models. In the case of models that were constrained by global displacements, very similar and uniform solutions were obtained, due to the close values of the displacement constraints. The average deviations between the SED distributions of the constrained models and the reference models were found to be between 12% to 14%, which is considered acceptable given the +/- 10% displacement constraints. The model using relative displacement constraints can produce more diverse acetabular cage variants than the model with global displacement constraints. After checking their strength, a much more accurate insight can be obtained of what kind of cage topology would be ideal.

Author contributions: M.O.D. conducted the literature review, developed the FE and the topology optimization model, ran the simulations, and wrote the manuscript. P.T.Z. gave feedback on the FE model results and gave feedback on the manuscript.

Funding: Project no. TKP-9-8/PALY-2021 has been implemented with the support provided by the Ministry of Culture and Innovation of Hungary from the National Research, Development and Innovation Fund, financed under the TKP2021-EGA funding scheme.

Conflict of interest: None

Abbreviations: CAD – computer-aided design, FE – finite element, SED – strain energy density

REFERENCES

1. *Ahmad A, Schwarzkopf R.* Clinical evaluation and surgical options in acetabular reconstruction: A literature review. *J Orthop.* 2015;12(2):S238-S243. [DOI](#)
2. *Paprosky W, Perona P, Lawrence J.* Acetabular defect classification and surgical reconstruction in revision arthroplasty: A 6-year follow-up evaluation. *J Arthroplasty.* 1994;9(1):33-44. [DOI](#)
3. *Szódy R, Kotormán I, Manó S, et al.* Csípőprotézis revízióikor alkalmazott „custom made” vápakosár tervezése és készítése, három esetben alkalmazott eljárás. 7th Hungarian Conference of Biomechanics; 2017 Oct 6-7; Szeged, Hungary. (in Hungarian)
4. *Bejek Z, Lakatos J, Skaliczki G, Szendrői M.* Váparekonstrukciós lehetőség kiterjedt os ilíis defektus esetén revíziós műtétekben. *Magy Traumatol Ortop Kezseb Plasztikai Seb.* 2014;57(1):27-32. (in Hungarian)
5. *Schreurs BW, Slooff TJ, Gardeniers JW, Buma P.* Acetabular Reconstruction With Bone Impaction Grafting and a Cemented Cup: 20 Years' Experience. *Clin Orthop Rel Res.* 2001;339:202-215. [DOI](#)
6. *Plessers K, Mau H.* Stress analysis of a Burch-Schneider cage in an acetabular bone defect: A case study. *Reconstructive Review.* 2016;6(1):37-42. [DOI](#)
7. *Dóczy M, Szódy R, Zwierczyk PT.* Failure analysis of a custom-made acetabular cage with finite element method. In: *Steglich M, Mueller C, Neumann G, Walther M, editors.* ECMS 2020. Proceedings of the 34th International ECMS Conference on Modelling and Simulation; 2020 Jun 9-12; Wildau, Germany: European Council for Modelling and Simulation. p. 250-255. [DOI](#)
8. *Vogel D, Klimek M, Saemann M, Bader R.* Influence of the acetabular cup material on the shell deformation and strain distribution in the adjacent bone - a finite element analysis. *Materials.* 2020;13:1372. [DOI](#)
9. *Totoribe K, Chosa E, Yamao G, et al.* Acetabular reinforcement ring with additional hook improves stability in three-dimensional finite element analyses of dysplastic hip arthroplasty. *J Orthop Surg Res.* 2018;13:313. [DOI](#)
10. *Fu J, Ni M, Chen J, et al.* Reconstruction of severe acetabular bone defect with 3D printed Ti6Al4V augment: A finite element study. *BioMed Res Int.* 2018;2018:6367203. [DOI](#)
11. *Iqbal T, Wang L, Li D, et al.* A general multi-objective topology optimization methodology developed for customized design of pelvic prostheses. *Med Eng Phys.* 2019;69:8-16. [DOI](#)
12. *Wu C, Zheng K, Fang J, Steven GP, Li Q.* Time-dependent topology optimization of bone plates considering bone remodeling. *Comput Methods Appl Mech Eng.* 2020;359:112701. [DOI](#)
13. *Huiskes R, Weinans H, Grootenboer HJ, et al.* Adaptive bone-remodeling theory applied to prosthetic-design analysis. *J Biomech.* 1987;20(11-12):1135-1150. [DOI](#)
14. *Mirulla AI, Pinelli S, Zaffagnini S, et al.* Numerical simulations on periprosthetic bone remodeling: a systematic review. *Comput Methods Programs Biomed.* 2021;204:106072. [DOI](#)

15. *Dóczy MO, Szódy R, Zwierczyk PT.* Equivalent loads from the life-cycle of acetabular cages in relation to bone-graft transformation. *Comput Methods Programs Biomed.* 2023;236:107564. [DOI](#)
16. *Anderson AE, Peters CL, Tuttle BD, Weiss JA.* Subject-specific finite element model of the pelvis: Development, validation and sensitivity studies. *J Biomech Eng.* 2005;27(3):364-37. [DOI](#)
17. *Bergmann G, Deuretzbacher G, Heller M, et al.* Hip contact forces and gait patterns from routine activities. *J Biomech.* 2001;34(7):859-891. [DOI](#)
18. *Bendsøe MP.* Optimal shape design as a material distribution problem. *Struct Optim.* 1989;1:193-202. [DOI](#)

HUMÁN ARTÉRIÁK FALÁNAK MECHANIKAI VISELKEDÉSÉNEK NUMERIKUS MEGHATÁROZÁSA IDŐFÜGGŐ TERHELÉSRE KÜLÖNBÖZŐ MODELLEZÉSI SZCENÁRIÓK ESETÉN

Tóth Brigitta Krisztina^{*}, Magyar Huba, Lakatos Ilona Éva

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



DOI: 10.17489/biohun/2023/1/585

Absztrakt

Mivel a szív- és érrendszeri betegségek világszerte a vezető halálzási okok közé tartoznak, az érfal mechanikai viselkedésének lehető legpontosabb leírása egészségügyi szempontból is fontos. E tanulmányban az arteria carotis interna mérettartományába eső érszakaszok nemlineáris anyagú falának időfüggő terhelésekre adott mechanikai válaszában tisztán áramlástani, és egy- ill. két-irányú kapcsolt szimulációval történő meghatározását végeztük el. A modellalkotás megfelelőségét az idealizált geometrián végrehajtott szimulációk igazolták és az eredmények összehasonlítása validálta az alkalmazott eljárást (2-3% hiba). A modell alkalmazhatóságának illusztrálására nyilvános adatbázisból származó valós érszakasz röntgenangiográfia-felvételeinek digitális feldolgozásával készített modellen is elvégeztük a szimulációt hiperelasztikus anyagmodell alkalmazásával, amelyhez az anyagi paramétereket mért adatokra történő görbeillesztéssel nyertük.

Kulcsszavak: érfal mechanika, numerikus modell, kapcsolt áramlástani szimuláció, hiperelasztikus anyagjellemző

NUMERICAL DETERMINATION OF NONLINEAR MECHANICAL RESPONSE OF HUMAN ARTERY WALLS TO TIME DEPENDENT LOADING USING VARIOUS MODELLING SCENARIOS

Abstract

Since cardiovascular diseases are among the leading causes of death worldwide, the most accurate description of the mechanical behavior of the vascular wall is also important from a medical point of view. In this study, the mechanical response of the blood vessel wall in the size range of the internal carotid artery with non-linear material to time-dependent loads was determined using purely flow-related, and one- or two-way coupled simulation. The adequacy of the model creation was verified by the simulations performed on the idealized geometry and the comparison of the

***Levelező szerző elérhetősége:** Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Építőmérnöki Kar, Tartószerkezetek Mechanikája Tanszék, H-1111 Budapest, Műegyetem rakpart 3. **E-mail:** toth.brigitta@cmk.bme.hu **Tel.:** +36 1 463-4044

Citáció: Tóth BK, Magyar H, Lakatos IÉ. Humán artériák falának mechanikai viselkedésének numerikus meghatározása időfüggő terhelésre különböző modellezési scenáriók esetén. *Biomech Hung.* 2023; 16(1):17-24.

Beérkezés ideje: 2023.02.19. **Elfogadás ideje:** 2023.06.22.

results validated the applied procedure (2-3% error). To illustrate the applicability of the model, we also performed the simulation on a model created by digital processing of X-ray angiography images of a real blood vessel section from a public database using a hyperelastic material model, for which the material parameters were obtained by curve fitting to the measured data

Keywords: vessel wall mechanics, numerical model, coupled flow simulation, hyperelastic material properties

1. BEVEZETÉS

A szív- és érrendszeri betegségek (mint például atheroszklerózis, stroke és aneurizmák) a vezető halálzási okok közé tartoznak világszerte. Az érfal mint biológiai anyag, valamint a patológiai érszakaszok (pl.: aneurizmák, plakkok, stenosis stb.) mechanikai viselkedésének a jelenleginél pontosabb műszaki leírása egészségügyi szempontból fontos lehet. Az ilyen jellegű kutatások a jövőben hozzásegíthetnek az érfal tönkremenetelének előrejelzéséhez és a keringési rendszerrel kapcsolatos diagnózisok pontosabb meghatározásához. A szövetek terhelésekre adott válaszában egyre pontosabb ismeretében a jövőben növelhető a humán szervezetbe ültetett (pl.: sztentek) vagy orvosi eljárások során alkalmazott eszközök biokompatibilitásának mértéke.

Az érben áramló vér, nyomást és/vagy termikus terhelést gyakorolhat az őt körülölelő vastagfalú csőszervezetre, az artéria falára. Ezek a terhek olyan jelentős szerkezeti deformációt okozhatnak, hogy az kölcsönösen visszahat magára a folyadéktér áramlására is. Mérnöki szempontból, ez egy nagy alakváltozásokat végző, hiperelasztikus, gumyszerű cső szilárdtestmechanikai vizsgálatának és a benne áramló vér folyadékdinamikai vizsgálatának kétirányú kapcsolását jelenti.

Egy- és kéttengelyű húzó-szakítóvizsgálatok eredményei álltak rendelkezésünkre¹ humán *arteria carotis interna* (ACI) mintán. Az ACI belső átmérője és az érfal vastagsága a szak-

irodalomban fellelhető *in vivo* és *in vitro* mérési eredmények alapján, a biológiai anyagokra jellemző igen nagy szórással rendelkeznek, az alany nemétől és korától függően.²⁻⁴

A kapcsolt rendszer másik alkotója, az áramló folyadék, a vér. A keringési rendszer véráramlását a szívből kiinduló pulzálás, a folyadék egyedi mechanikai és áramlási tulajdonságai, valamint az erek szerkezete és mechanikai tulajdonságai határozzák meg. A keringési rendszerben a folyadék áramlása számos tényezőtől függ, de az áramlás lamináris és turbulens tulajdonságainak figyelembevételével jellemezhető. A legtöbb forrás 2000-2300-as Reynolds-számig laminárisnak tekinti a véráramlást, míg egyes kutatások arra mutatnak rá, hogy az 1000-es Reynolds-szám átlépésével a vérben ugrásszerűen megnő a turbulens áramlás kialakulásának valószínűsége.⁵ Turbulencia alapvetően a keringési rendszer olyan helyein fordul elő, ahol a Reynolds-szám viszonylag magas, például a szívkamrákban és az felszálló aortában. Ezen felül turbulens áramlás alakulhat ki az áramlástér elágazásai-ban vagy a nem egyenes szakaszokon, a műtéti implantátumok miatti szabálytalanságokból és érrendszeri megbetegedésekből adódóan. A véráramlás egy bizonyos nyírófeszültség fölött nemnewtoni-folyadékként jellemezhető, azonban a vér nemnewtoni tulajdonságai főként kis átmérőjű erekben lehetnek meghatározóak.⁵

A kapcsolt rendszer numerikus szimulációja az ún. *fluid-structure interaction* (FSI) mód-

szerrel lehetséges, amely a két alrendszer kölcsönhatását is figyelembe veszi. Érrendszerek hidrodinamikai szimulációjával több forrás is foglalkozik.⁶⁻¹⁴

Célunk egy olyan, az érfal és a vér áramlásának kölcsönösen egymásra gyakorolt viselkedését leíró modell megalkotása, amely élettanilag helyes fizikai modell megalkotását teszi lehetővé, valós geometriával rendelkezik, valamint alkalmas az orvostudomány területén alkalmazott diagnosztikai módszerek továbbfejlesztésére. A következő fejezetek a megalkotott modell ismertetését, valamint az elvégzett szimulációk eredményeit és értékelését tartalmazzák.

2. ANYAGOK ÉS MÓDSZEREK

2.1. Anyagmodellek

Az érfal anyaga nagy alakváltozásra képes, nemlineáris feszültség–nyúlás-összefüggéssel leírható anyag, amelynek modellezésére több lehetőség van. A kis alakváltozások tartományában a görbe kezdeti szakaszának érintője egy lineárisan rugalmas anyagmodell rugalmassági modulusát definiálja. A biológiai szövetekre jellemző a nagy szórás, ezt a mérési adatokra illesztett görbék is tükrözték, ugyanis a rugalmassági modulus néhány 10 kPa értéktől az 1 MPa nagyságrendig terjedt. Pontosabb leírás hiperelasztikus anyagmodellek használatával érhető el. Az anyagmodell alakváltozásienergia-függvényét az alakváltozási tenzor invariánsával írjuk fel. A jobboldali Cauchy–Green alakváltozási tenzorból származtatott deviátoros alakváltozási invariánsok a következő alakban írhatók fel (1).

$$\begin{aligned}\bar{I}_1 &= \lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2, \\ \bar{I}_2 &= \lambda_1^2 \lambda_2^2 + \lambda_2^2 \lambda_3^2 + \lambda_3^2 \lambda_1^2, \\ \bar{I}_3 &= \lambda_1^2 \lambda_2^2 \lambda_3^2.\end{aligned}\quad (1)$$

Összenyomhatatlan anyag esetén $\bar{I}_3=1$. Az érfal szilárdtestmechanikai modellezésénél, cél-

szerű olyan anyagmodell választása, amellyel jól közelíthetőek a több inflexiós ponttal rendelkező feszültség–megnyúlás függvényrel jellemzett anyagok. Ebből a megfontolásból az ötparaméteres Mooney–Rivlin anyagmodellt választottuk. Az alakváltozásienergia-függvény a deviátoros alakváltozási invariánsokkal a (2) alakban adható meg, ahol c_1, c_2, \dots, c_5 adott anyagra jellemző konstansok, amelyeket a numerikus szimulációk számára a biaxiális húzóvizsgálatokból származó adatsorra legkisebb négyzetek módszerével történő illesztéssel kaptuk.

$$\begin{aligned}\Pi(\bar{I}_1, \bar{I}_2) &= c_1(\bar{I}_1 - 3) + c_2(\bar{I}_2 - 3) + c_3(\bar{I}_1 - 3)^2 + \\ &+ c_4(\bar{I}_1 - 3)(\bar{I}_2 - 3) + c_5(\bar{I}_2 - 3)^2\end{aligned}\quad (2)$$

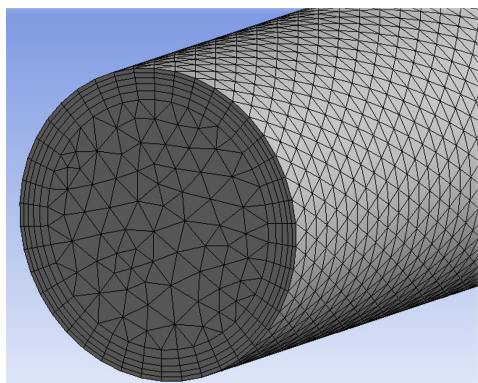
A vér nem-newtoni, viszkózus folyadékként jellemezhető. Az áramlás időben és az érfalon belül pozíció szerint változó sebesség- és nyomásprofilokkal írható le.

2.2. Numerikus modellezés

A folyadék-szilárdtest-rendszerekben a két rész egymásra hatást gyakorol: az áramlás által a szilárdtestre kifejtett erőhatások megváltoztathatják a peremfeltételeket és alakváltozásokat okoznak, ami az áramlási tér megváltozását és ezáltal az áramlás paramétereinek megváltozását jelenti. Analitikus megoldások hiányában a parciális differenciálegyenlet-rendszerek numerikus megoldására van csak lehetőség.^{15,16} Többféle modellezési lehetőség van: legegyszerűbb esetben az áramlási tér változatlan (merev érfal), egyirányú kapcsolás esetén az egyik alrendszer szimulációjának eredményét a másikra teherként működtethetjük, kétirányú kapcsolás esetén a modell mindkettőnek a másikra gyakorolt hatását tartalmazza.¹⁵ Az áramlási feladat megoldása a véges térfogatok módszerével lehetséges a kontinuitási és a Navier–Stokes egyenletek alapján, a szilárdságtani feladat pedig végelesemes

modellezéssel. A munkánkhoz az ANSYS szoftvert használtuk.

Az első feladatban (50 mm hosszú, 4 mm belső átmérőjű, 0,6 mm falvastagságú) idealizált vastagfalú csövet definiáltunk az érfal modellezésére, amelynek méreteit az *arteria carotis interna* mérettartományának megfelelően vettük fel szakirodalmi adatok alapján.^{4,17} A végeelem-modellben SHELL181 héjelemet használtunk, ami alkalmas nemlineáris számításokra. A vérnyomás és a sebesség időfüggéséből adódóan tranziens szilárdságtani vizsgálatot végeztünk. A cső két végén befogást alkalmaztunk peremfeltételként, ennek megfelelően a zavart zónát nem vettük figyelembe az eredmények értékelésénél. Az érfal sűrűségét 1102 kg/m^3 értékre vettük fel. A lineárisan rugalmas anyagmodell esetén a rugalmassági modulus értéke a 250-1000 kPa tartományban volt, a Poisson tényezőt pedig 0,49 értékkel vettük fel (az összenyomhatatlanság biztosítására), a hiperelasztikus anyagmodell esetén pedig az ötparaméteres Mooney–Rivlin anyagmodellben az összenyomhatatlansági paramétert nulla értékre állítottuk. A mérési adatokra végrehajtott görbeillesztések alapján a (-2,43; 2,55; 3,5; -12,9; 13,1) [MPa] paramétereket alkalmaztuk. Az áramlásteret tetraéderelemekkel, illetve az inflációs rétegben ék-

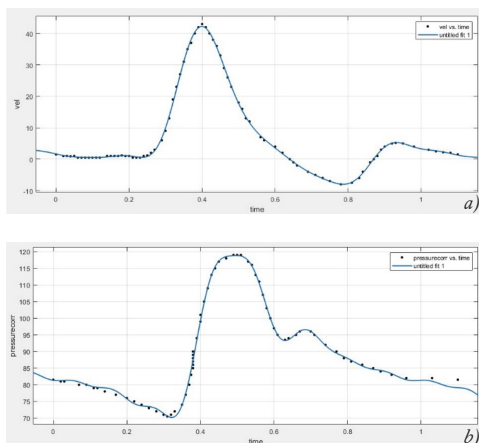


1. ábra. Az egyszerűsített geometria folyadéktartományának testhálója

alakú elemekkel hálóztuk. Az inflációs réteg alkalmazásának célja az áramlás sebességprofiljának, illetve a fal csúsztatófeszültségek és nyomásértékek pontos meghatározása volt (1. ábra). A méretekből és az érszakaszban jellemző véráramlási paraméterekből kiszámított Reynolds-szám (460) alapján az áramlást laminárisnak tekintettük. Mind a folyadék és szilárdtest tartományban hálófüggetlenségi vizsgálatok után 0,3 mm élhosszúságú hálót generáltunk.

Az áramlási tér falán csúszásmentes peremfeltétel lett beállítva. A bemeneti oldalon hely- és időfüggő nyomásprofilt írunk elő, amelynek időfüggését Scotti¹⁸ mérési eredményei alapján vettük fel, sugárirányú változását pedig a parabolikus sebességprofil használatával, a kimeneti oldalon nyomásprofil alkalmaztunk hasonló elven¹⁸ (2. ábra). Kezdeti feltételként a nyomásprofil nulla időpillanathoz tartozó nyomásértéket állítottuk be a folyadéktartományban.

Valós érszakasz szimulációja számára modellt készítettünk valós geometriai adatokkal, amelyeket röntgenangiográfia (RA) felvéte-



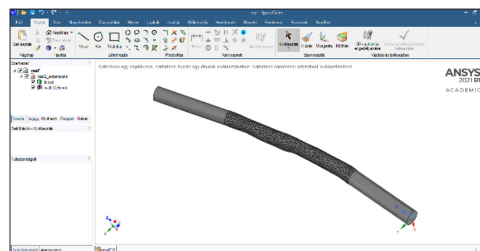
2. ábra. Bemeneti sebességprofil¹⁸ digitalizált alakja (a) és a kimeneti nyomásprofil¹⁸ digitalizált alakja (b)

lekből szegmentálással nyertünk (3. ábra). A felvételek az interneten elérhető nyilvános anonimizált adatbázisokból származnak. A szegmentált geometriából felületi geometriát hoztunk létre. A valós érszakasz mindkét végén 20 mm hosszú csőszakasszal toldottuk meg, hogy a megfelelő áramláskép kialakulhasson a vizsgált tartományban, illetve hogy a peremfeltételek ne befolyásolják az eredményeket (4. ábra).

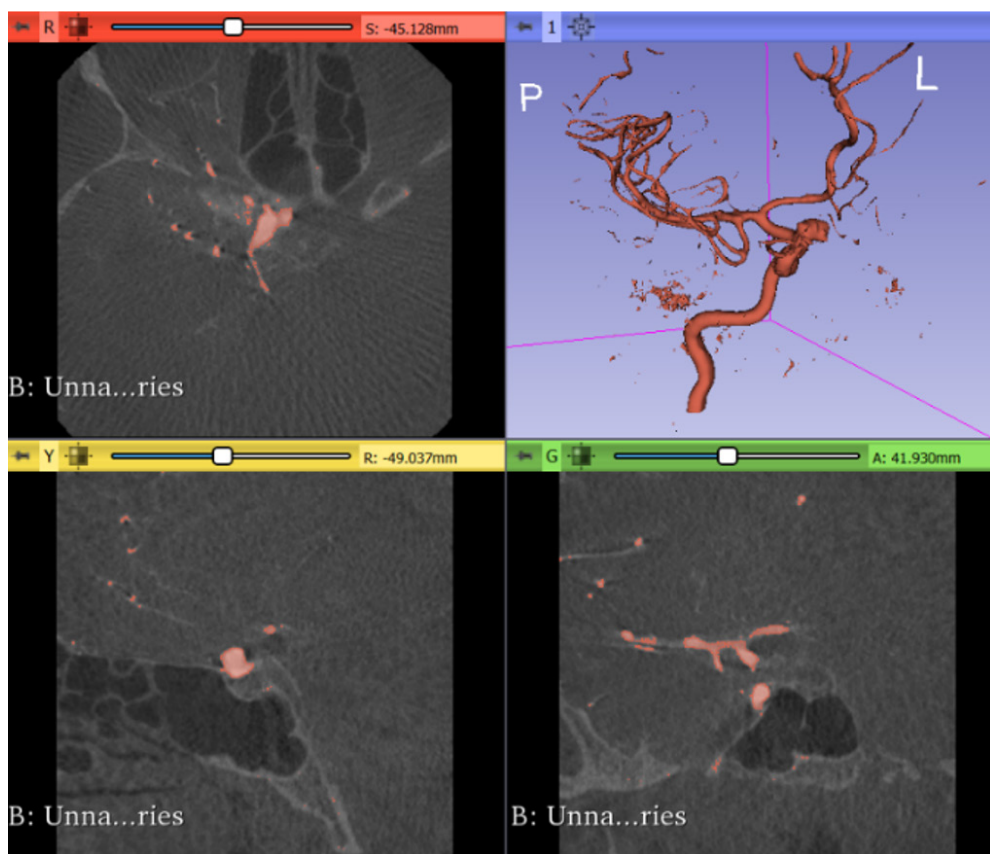
3. EREDMÉNYEK

A Az idealizált geometriájú csőszakaszon szimulációkat végeztünk merev fal feltételével, egyirányú kapcsolással az áramlás és az érfal között, illetve kétirányú kapcsolással

lineárisan rugalmas anyaggal ($E=250$ kPa, $\nu=0,49$) a különböző kapcsolási eljárások összehasonlításának céljából. A szimulációkban azonos terhek és geometria szerepelt, az élhosszak 0,3 mm, az időlépés 0,01 s volt, időlépésenként 20 iterációval, a kimeneti nyomás 50 Hgmm volt. A folyadéktartomány



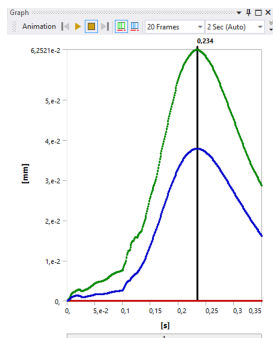
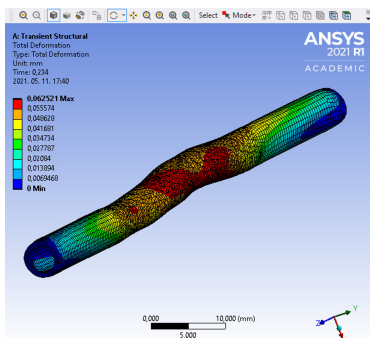
4. ábra. Valós érszakaszgeometria meghosszabbításokkal



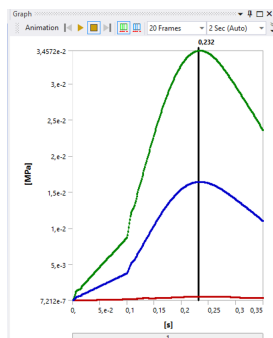
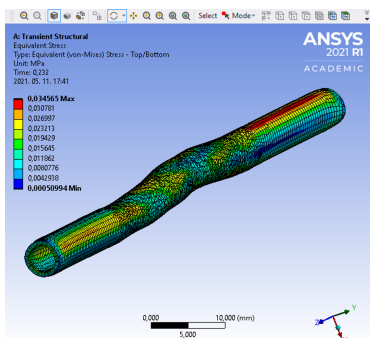
3. ábra. Röntgenangiográfia-felvétel szegmentálása

mezőváltozóira és folytonosságára megadott reziduumok 10^{-4} mérettartományúak. A három különböző kapcsolású szimuláció eredményeinek összehasonlítása az 1. táblázatban látható. Megállapítható, hogy az egyes szimulációk között 2-3%-os eltérés van. Mivel ezen a szabályos idealizált geometrián várható volt, hogy az áramlási és szilárdsági jellemzők a hossz mentén egyenletes (a végszakaszokat

kivéve), illetve hengersizmetrikus eloszlást mutatnak szélsőséges ingadozások nélkül, a két alrendszer közötti kapcsolás jellegétől csak kis mértékben függnek az eredmények. A tisztán áramlástanai szimulációban alakváltozások értelemszerűen nincsenek, de a gyűrűirányú feszültségekre becslés adható kazánképpel. Az érték jól közelíti (3% hibával) a kapcsolt szimuláció von Mises-feszültségeit.



5. ábra. Hiperelasztikus anyagú valós geometriájú modell alakváltozásai



6. ábra. Hiperelasztikus anyagú valós geometriájú modell mechanikai feszültségei

1. táblázat. Tisztán áramlástanai, valamint az egy- és kétirányban kapcsolt szimulációk eredményeinek összehasonlítása

Paraméter	Áramlástanai szimuláció	Egyirányban kapcsolt	Kétirányban kapcsolt
Maximális sebességérték [cm/s]	41,176	40,728	40,568
Maximális nyomásérték [Pa]	6656	6656	6657
Maximális fali csúsztatófeszültség-érték [Pa]	2847	2809	2860
Maximális elmozdulás [mm]	-	0,15517	0,16603
von-Mises feszültség maximuma [MPa]	0,022187*	0,022949	0,022869

* közelítő gyűrűirányú feszültség

A szegmentálással létrehozott valós geometrián kétirányú kapcsolt szimulációt végeztünk hiperelasztikus anyagmodellel a szakirodalmi nyomás- és sebességadatokkal (-12,15; 12,75; 17,50; 64,50; 65,5) [MPa] paraméterekkel. A modell alakváltozásait az 5. ábra, a mechanikai feszültségeit a 6. ábra mutatja. Az alakváltozások követik a feszültségek változását.

4. MEGBESZÉLÉS

Ebben a tanulmány az arteria carotis interna mérettartományába eső érszakaszok nemlineáris anyagparaméterekkel jellemzett falának időfüggő terhelésekre adott mechanikai vála-

szát határoztuk meg tisztán áramlástani, és egy- ill. kétirányú kapcsolt szimulációval. Az idealizált geometrián végrehajtott szimulációk végrehajtása igazolta a modellépítés megfeleltetését és az eredmények összehasonlítása validálta az alkalmazott eljárást. Ennek ismeretében adatbázisból származó valós érszakasz röntgenangiográfia-felvételeinek digitális feldolgozásával készített modellen is bemutattuk a szimulációt hiperelasztikus anyagmodell alkalmazásával, amelyhez mért adatokra történő görbeillesztéssel nyertük az anyagi paramétereket. A modell a jövőben továbbfejleszhető pl. a környező szövetek ágyazásának figyelembevételével.

A szerzők részvétele: T.B.K.: kézirat megírása, témavezetői feladatokat ellátása, M.H.: numerikus szimulációk elvégzése, L.I.É.: témavezetői feladatokat ellátása

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

Összeférhetetlenség: Nincs.

IRODALOM

1. Holzapfel GA, Gasser TC, Ogden RW. A new constitutive framework for arterial wall mechanics and a comparative study of material models. *Journal of Elasticity and the Physical Science of Solids*. 2000;61:1-48. DOI
2. Ohira T, Shahar E, Iso H, et al. Carotid artery wall thickness and risk of stroke subtypes, the atherosclerosis risk in communities study. *Stroke*. 2011;42:397-403. DOI
3. Eigenbrodt ML, Sukhija R, Rose KM, et al. Common carotid artery wall thickness and external diameter as predictors of prevalent and incident cardiac events in a large population study. *Cardiovascular Ultrasound*. 2007;5:11. DOI
4. Krejza J, Arkuszewski M, Kasner SE, et al. Carotid artery diameter in men and women and the relation to body and neck size. *Stroke*. 2006;37:1103-5. DOI
5. Earl E, Mohammadi H. Biomechanics of human blood. In: Mohammadi H, editor. *Biomechanics*. IntechOpen, 2019. DOI
6. Bárdossy G, Halász G. Modeling blood flow in the arterial system. *Periodica Polytechnica Mechanical Engineering*. 2011;55(1):49-55. DOI
7. Csippa B, Závodszy G, Paál G, Szikora I. A new hypothesis on the role of vessel topology in cerebral aneurysm initiation. *Computers in Biology and Medicine*. 2018;103:244-51. DOI
8. Berg P, Vöb S, Saalfeld S, et al. Multiple Aneurysms AnaTomy CHallenge 2018 (MATCH): Phase I, Segmentation. *Cardiovascular Engineering and Technology*. 2018;9:565-81. DOI
9. Tarnoki AD, Tarnoki DL, Stazi MA, et al. Twins lead to the prevention of atherosclerosis: preliminary findings of international twin study 2009 *Journal for Vascular Ultrasound*. 2011;35(2):61-71. DOI

10. Tóth BK, Bojtár I. Mechanical behaviour of healthy and damaged human arteries and validation of parameters derived from experiments. *Biomech Hung*. 2013;6(1):157-63.
11. Bazilevs Y, Calo VM, Zhang Y, Hughes TJR. Isogeometric fluid–structure interaction analysis with applications to arterial blood flow. *Computational Mechanics*. 2006;38:310–22. [DOI](#)
12. Ming-Chen H, Kamensky D, Bazilevs Y, Sacks MS, Hughes, TJR. Fluid–structure interaction analysis of bioprosthetic heart valves: significance of arterial wall deformation. *Computational Mechanics*. 2014;54:1055–71. [DOI](#)
13. Tezduyar TE, Sathe S, Schwaab M, Conklin BS. Arterial fluid mechanics modeling with the stabilized space–time fluid–structure interaction technique. *International Journal for Numerical Methods in Fluids*. 2008;57:601–29. [DOI](#)
14. Torii R, Oshima M, Kobayashi T, Takagi K, Tezduyar TE. Fluid–structure interaction modeling of blood flow and cerebral aneurysm: Significance of artery and aneurysm shapes. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*. 2009;198(45-46):3613-21. [DOI](#)
15. Ahamed M, Atique S, Munshi AK, Koiranen T. A concise description of one way and two way coupling methods for fluid–structure interaction problems. *American Journal of Engineering Research (AJER)*. 2017;6(3):86-9.
16. Hou G, Wang J, Layton A. Numerical methods for fluid–structure interaction – A review. Cambridge University Press, 2015. [DOI](#)
17. Savić ŽN, Soldatović II, Brajović MD, Pavlović AM, Mladenović DR, Škodrić-Trifunović VD. Comparison between; carotid artery wall thickness measured by multidetector row computed tomography angiography and intima-media thickness measured by sonography. *The Scientific World Journal*. 2011;11:981856. [DOI](#)
18. Scotti CM, Jimenez J, Muluğ SC, Finol EA. Wall stress and flow dynamics in abdominal aortic aneurysms: finite element analysis vs. fluid–structure interaction. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. 2008;11(3):301-322. [DOI](#)

A LOVASTERÁPIA HATÁSOSÁGÁNAK VIZSGÁLATA MENTÁLISAN SÉRÜLT GYEREKEK ESETÉN A GAITRITE[®] NYOMÁSÉRZÉKELŐ SZŐNYEG SEGÍTSÉGÉVEL

Ágoston Dorottya¹, Bozori Gabriella², Kiss Rita M.^{1*}

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

² Magyar Lovasterápia Szövetség Alapítvány



DOI: 10.17489/biohun/2023/1/569

Absztrakt

A különböző mentális károsodásban szenvedő gyerekek járása észrevehetően eltér az egészséges társaikétól. Az esetek túlnyomó többségében ezek az eltérések kedvezőtlenül befolyásolják a mindennapi életüket és az életminőségüket. A hagyományos kezelési módszerek hatékonyságának bizonytalansága és a legtöbb gyógyszeres kezelés súlyos mellékhatásai miatt a gyógyulás és a fejlődés elősegítése érdekében a hagyományos kezelések mellett gyakran alternatív, kiegészítő vagy akár integrált terápiás módszerek is szóba jöhetnek. Az utóbbi időben egyre népszerűbbé váló lovasterápia az egyik ilyen terápiás megközelítés. A kutatás célja a lovasterápia hatékonyságának vizsgálata mozgásvizsgálati módszerrel. A vizsgálatba 14 (életkor: $7,79 \pm 2,34$ év, magasság: $131,29 \pm 15,57$ cm, testtömeg: $29,57 \pm 7,07$ kg), különböző típusú rendellenességgel élő és lovasterápiával kezelt és 14 kontroll személyt (életkor: $8,43 \pm 2,19$ év, magasság: $129,93 \pm 13,65$ cm, testtömeg: $34,71 \pm 20,76$ kg) vontunk be. A vizsgált személyek járásmintáit GAITRite[®] (CIR System Inc., USA, NY, Peekskill, 4.8.5 verzió) nyomásérzékelő szőnyeg segítségével rögzítettük.

A mért adatokból időbeli és térbeli járásparamétereket számítottunk, mint ciklusidő (s), kettős támaszfázis időtartama (s), támaszfázis időtartama (s), kadencia (járás frekvenciája) (lépés/perc), végtaghosszal normalizált járássebesség (1/perc), lépésciklussebesség (cm/s), végtaghosszal normalizált lépéshossz (-), lábfej be- és kirofációja (°), lépésszám (db), lépéshossz (cm), lépésidő (s), lépésszélesség (cm). A jobb és bal oldali végtag összehasonlítására korrelációs együtthatókat a kétoldali paraméterek (ciklusidő, kettős támaszfázis időtartama, támaszfázis időtartama, lépésciklus sebesség, végtaghosszal normalizált lépéshossz, lábfej be- és kirofációja, lépéshossz, lépésidő, lépésszélesség) esetében számítottuk ki. Leíró statisztikát minden egyes paraméterre alkalmaztunk. A lovasterápiával kezelt csoportnak a terápia előtti és utáni mérések során meghatározott járási jellemzőit egymással, valamint a hasonló mentális betegséggel rendelkező, de lovasterápiával nem

***Levelező szerző elérhetősége:** Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Gépészmérnöki Kar, Mechatronika, Optika és Gépészeti Informatika Tanszék, H-1111 Budapest, Műegyetem rakpart 3. **E-mail:** rita.kiss@mogi.bme.hu **Tel.:** +36 1 463-1738

Citáció: Ágoston D, Bozori G, Kiss RM. A lovasterápia hatásosságának vizsgálata mentálisan sérült gyerekek esetén a GAITRite[®] nyomásérzékelő szőnyeg segítségével. *Biomech Hung.* 2023; 16(1):25-34.

Beérkezés ideje: 2023.02.24. **Elfogadás ideje:** 2023.06.22.

kezelt kontrollcsoport járásparamétereivel statisztikailag hasonlítottuk össze. Szignifikáns változásokat és különbségeket találtunk a lépésszélesség paramétereiben. A többi paraméter esetében a látható különbségek ellenére az eredmények közötti eltérés nem volt szignifikáns. Összességében elmondható, hogy a lovasterápiának érzékelhető pozitív hatása van, ezért más kezelések kiegészítő terápiájaként ajánlott alkalmazni. Az eredmények azt is mutatják, hogy további vizsgálatokat nagyobb elemszámmal és jobban specializált csoportokkal célszerű lenne megismételni.

Kulcsszavak: lovasterápia, GAITRite®, sérült gyerekek, autizmus, járásvizsgálat

EXAMINING THE EFFECTIVENESS OF EQUINE THERAPY FOR MENTALLY INJURED CHILDREN USING THE GAITRITE® PRESSURE-SENSING MAT

Abstract

Children with different mental disabilities walk in a way that is noticeably different from their healthy peers. In the vast majority of cases, these differences adversely affect their daily lives and quality of life. Due to the uncertainty of the effectiveness of traditional treatment methods and the serious side effects of most medication, alternative, complementary or even integrated therapies can often be considered alongside traditional treatments to promote recovery and development. Equine therapy, which has recently become increasingly popular, is one such therapeutic approach. The aim of this research is to investigate the effectiveness of equine therapy using a movement analysis method. Fourteen subjects (age: 7.79 ± 2.34 years, height: 131.29 ± 15.57 cm, body weight: 29.57 ± 7.07 kg) with different types of disorders and 14 controls (age: 8.43 ± 2.19 years, height: 129.93 ± 13.65 cm, body weight: 34.71 ± 20.76 kg) were included in the study. The gait patterns of the subjects were recorded using a GAITRite® (CIR System Inc., USA, NY, Peekskill, version 4.8.5) pressure-sensing mat.

From the measured data, temporal and spatial gait parameters were calculated as cycle time (s), double support time (s), stance time (s), cadence (gait frequency) (steps/min), normalized velocity (1/min), stride velocity (cm/s), step extremity ratio (-), toe in/out angle (°), average step count (-), step length (cm), step time (s), heel to heel base of support (cm). To compare the right and left limb, correlation coefficients were calculated for the bilateral parameters (cycle time, double support phase duration, support phase duration, step cycle speed, step length normalized by limb length, foot on- and off-rotation, step length, step time, step width). Descriptive statistics were applied to each parameter. The gait parameters of the group with equine therapy, as measured before and after therapy, were statistically compared with each other and with the gait parameters of the control group with similar mental illness but not treated with equine therapy. Significant changes and differences were found in gait width parameters. For the other parameters, despite the differences seen, the difference in results was not significant. Overall, it can be concluded that equine therapy has a noticeable positive effect and is therefore recommended as a complementary therapy to other treatments. The results also show that it would be advisable to repeat further studies with a larger number of elements and more specialised groups.

Keywords: therapeutic horse riding, GAITRite®, damaged children, autism, gait

BEVEZETÉS

A legtöbb mentális betegség és annak kezelésére szolgáló módszerek bonyolultsága, esetlegesen nehezen viselt mellékhatásai miatt az emberek gyakran keresnek alternatív, kiegészítő terápiákat, hogy elősegítsék a beteg állapotának javulását, gyógyulását. A gyógyszeres kezelések mellékhatásai jelentős további terhet jelenthetnek a betegeknek és sok esetben a környezetének is, az egyes standardizált kezelések hatásossága gyakran nem kielégítő eredményekkel szolgál. Az említett okok miatt a betegek hozzátartozói különféle alternatív terápiákat keresnek a mentális vagy fizikai rendellenességgel küzdő betegek állapotának javítása érdekében. Az egyik ilyen terápiás megközelítés a lovasterápia, amelynek jótékony hatásáról a sérült emberek számára számos publikáció született napjainkig.¹⁻³ A ló és ember közötti interakciós foglalkozás, amely fizikai és pszichoszociális gyakorlatokat foglal magában, megkönnyíti a szklerózis multiplexszel diagnosztizált betegek helyzetét és javítja állapotukat, esetlegesen előforduló egyensúlyzavarukat, megváltozott funkcionális mobilitásukat.⁴⁻⁶ A ló jellegzetes mozgása jótékony hatással van a különböző neurológiai problémákkal rendelkező betegek neurológiai és érzékszervi állapotára, egyensúlyozási képességükre.⁷

A sérült, a motorikus rendszer kontrollálásával küzdő gyermekek állapotának felmérésére és a terápia hatékonyságának ellenőrzésére a járásvizsgálat használható. A járás egy komplex, ciklikus folyamat, a mozgásminta fenntartásához szellemi, mentális és fizikai egészség is szükséges. A többségében autizmussal küzdő gyermekek esetében ideális választásnak bizonyult a GAITRite® (CIR System Inc., USA, NY, Peekskill, 4.8.5 verzió) mérőszőnyeg. A talpnyomás mérésén alapuló rendszer nem igényli, hogy a mért személyekre jelzőket, markereket helyezünk, amely a gyerekekből

diszkomfort érzetet válthat ki, de nyomásértékekből a járás egyes paraméterei számíthatók.

A kutatás célja annak megállapítása, hogy a GAITRite® nyomásérzékelő szőnyeggel felvett paraméterekből számított járásjelzőkkel a lovasterápia hatása mentális betegek esetén elemezhető-e. Ehhez 14 főből álló mentális betegséggel rendelkező és lovasterápiával kezelt beteg járásparamétereit a kezelés előtt és után is meghatároztuk, és ezeket statisztikai módszerekkel összehasonlítottuk. Továbbá 14 főből álló hasonló mentális betegséggel rendelkező, de lovasterápiával nem kezelt beteg járásparamétereivel is összevetettük. Ezenfelül a bilaterális paraméterek esetében korrelációs együtthatót is vizsgáltunk, hogy a kapott eredmények szimmetrikusak-e. Ez választ ad arra a kérdésre is, hogy a későbbi kutatások során akár a jobb és bal oldal eredményei összehasonlíthatók-e.

MÉRÉSI MÓDSZEREK

A mérésben résztvevő személyek

A GAITRite® nyomásérzékelő szőnyeggel történő vizsgálatok során 14 fő (4 nő, 10 férfi, életkor: $7,79 \pm 2,42$ év, testtömeg: $29,57 \pm 7,33$ kg, magasság: $131,29 \pm 16,16$ cm) alkotta a kezelt csoportot. A gyerekek mindegyike valamilyen neurológia rendellenességgel rendelkezik. Ez a betegség a legtöbbjükénél autizmus, azonban többen rendelkeznek bizonyos fejlődési rendellenességekkel, zavarokkal.

A kezelt csoport tagjai különböző neurológiai problémákkal rendelkeznek, ezért minden kezelt taghoz kontrollpárt rendeltünk, aki azonos nemű, életkorú és a betegsége is hasonló mértékű és súlyosságú, azonban lovasterápiás kezelést nem kapnak. Így meghatároztunk egy kontrollcsoportot, amely szintén 14 főből állt (4 nő, 10 férfi, életkor: $8,43 \pm 2,19$ év, testtömeg: $34,71 \pm 20,76$ kg, magasság: $129,93 \pm 13,65$ cm).

A mérési eszköz

A mérések elvégzéséhez GAITRite® (CIR System Inc., USA, NY, Peekskill, 4.8.5 verzió) alkalmaztunk, amely az 1. ábrán megtekinthető. A szabványos mérőrendszer hat érzékelőpárnát tartalmaz, amelyeket egy feltekerhető szőnyegbe integráltak, így ez egy 61 cm széles és 488 cm hosszú aktív területet alkot. Az elrendezésben az aktív terület egy rács, amely 48 x 384 érzékelőből áll. A páciens

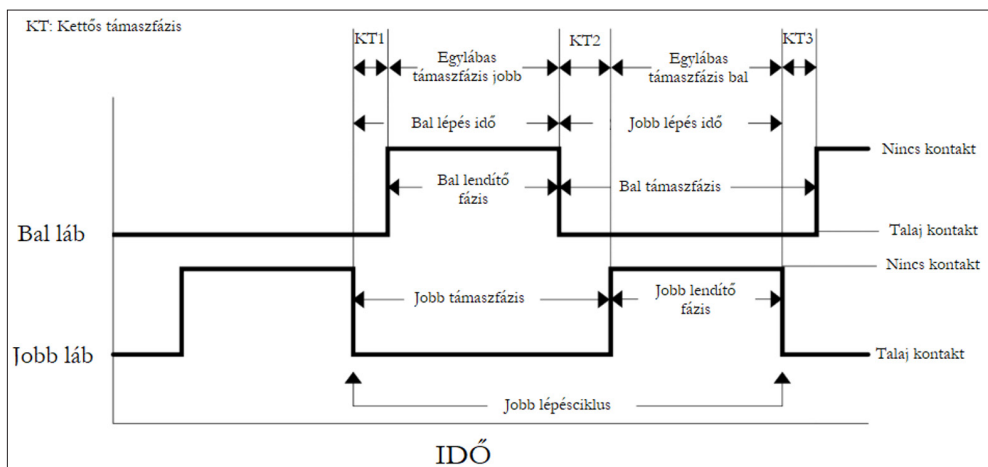


1. ábra. A mérések során használt GAITRite® szőnyeg

szabadon választott sebességgel végigmegy a szőnyegen, a rendszer az idő függvényében rögzíti az egyes lépések relatív elrendezését, geometriáját és térbeli paramétereit. A szoftver személyenként tárolja az egyes járásokat és különféle elemzéseket támogat.⁸ A rendszer cipővel, segédeszközökkel vagy anélküli egyaránt használható.

A mérés lebonyolítása

A mérésben résztvevő gyermekek ötször sétáltak oda-vissza (összesen 10 szakasz) a GAITRite® nyomásérzékelő szőnyegen mezítláb, a saját maguk által választott járássebességgel (szabadon választott sebesség). A járást a szőnyegre lépés előtt minimum 1 méterrel kellett elkezdni, és a szőnyegről való lelépést követően a választott sebességet még legalább 1 méterig fent kellett tartani, ezzel biztosítva az egyenletes járássebességet. Azon gyerekek, akik nem tudták ezt a feladatot teljesíteni, a mérésből kizárásra kerültek. A kezelt csoport tagjai a terápia kezdetekor, és egy bizonyos idő elteltével – ez egyénekenként eltérő, 7-20 hónappal később – is lemérésre kerültek, a kontrollcsoport tagjai esetében a mérés egyszer történt.



2. ábra. A járás időbeli paramétereinek szemléltetése, a GAITRite Electronic Walkway dokumentációja alapján átszerkesztve⁸

A kiválasztott járásparaméterek

Statisztikai elemzés

A GAITRite® által mért értékekből [1. táblázatban](#) összefoglalt járásparamétereket számítottuk. Az időbeli paramétereket az [2. ábra](#) szemlélteti.

Az [1. táblázatban](#) összefoglalt paramétereknél az adatsorok átlagait és szórásait számítottuk. A kis mérési létszámból álló csoportok miatt nem végeztünk normalitás vizsgálatot, hanem az adathalmazainkat nemnormális eloszlású-

1. táblázat. A vizsgálatban számított járásparaméterek, mértékegységeik és definícióik

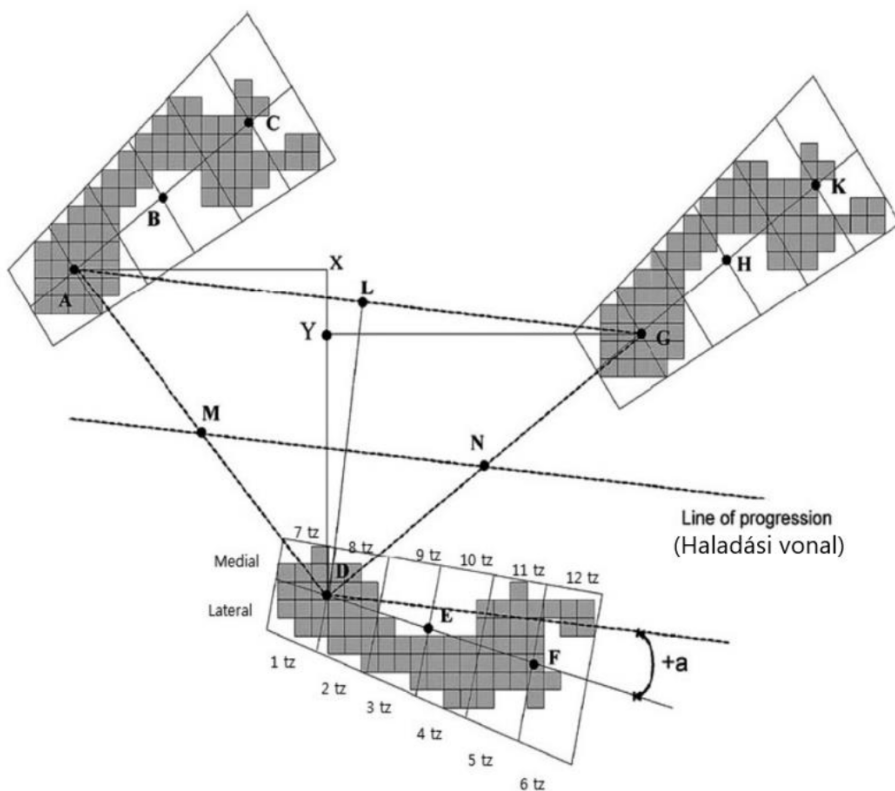
Járásparaméter	Mértékegység	Definíció
Ciklusidő	másodperc	Egyazon végtaghoz tartozó kettő, egymást követő, a talajt érő első érintkezései között eltelt idő.
Kettős támaszfázis időtartama	másodperc	Az az eltelt idő, amely során mindkét láb érintkezik a talajjal.
Támaszfázis időtartama	másodperc	Egyazon láb első és utolsó talajérintése között eltelt idő.
Kadencia	lépés/perc	A sebességhez tartozó paraméter, amely az adott idő alatt megtett teljes ciklusok száma, ami esetünkben a percenkénti lépések számát jelenti.
Végtaghosszal normalizált járássebesség	1/perc	A jobb és bal végtagok hosszának átlagával elosztott sebesség. A végtag hosszát a <i>trochanter major</i> (nagytoppor) és a <i>lateral malleolus</i> (oldalsó boka) közti távolságként értelmezzük.
Lépésciklus-sebesség	cm/s	A lépésciklushossz és lépésciklusidő hányadosa.
Végtaghosszal normalizált lépéshossz	-	Ugyanazon oldal lépésciklushosszának és végtag hosszának hányadosa.
Láb be- és kirotaóciója	°	A láb geometriai középvonala és a haladási vonal által bezárt szög nagysága (3. ábrán α -val jelölt szög). Az érték pozitív, ha a láb középvonala laterális irányban tér el a haladási vonaltól, és negatív, ha mediális irányba mozdul.
Lépésszám	db	Az adott hosszúságú sétatávon megtett lépések számát fejezi ki abszolút számként.
Lépéshossz	cm	A mérőszőnyeg hossza mentén mérhető, az adott lábnyom sarkának nyomásközéppontja és az előző, másik oldali láb lábnyomának ugyanezen sarok nyomásközéppontja közötti távolságként értelmezhető. A 3. ábrán ez a távolság az A-X szakasznak felel meg, amely a jobb végtag lépéshosszának tekinthető. A lépéshossz abban az esetben felvehet negatív értéket, ha a mérési személy nem viszi a lendítő lába sarokpontját a támasztó végtag sarokpontja elé.
Lépésidő	másodperc	Az első talajt érő lábérintéstől az ellenkező oldali láb első talajt érő érintéséig eltelt idő.
Lépésszélesség	cm	Az egyik lábnyom sarokközéppontjától az ellenkező oldali láb két lábnyoma által alkotott haladási vonalig terjedő távolság centiméterben értelmezve (D-L szakasz hossza).

nak tekintettük. A kezelt csoport terápia előtti és utáni mérésekből számított jellemzőket Wilcoxon-féle előjeles rangpróbával, míg a terápia után mért adatokból számított paraméterek a kontrollcsoport eredményeivel való összehasonlítását Mann-Whitney próbával végeztük el. Minden próba esetében $p=0,95$ szignifikancia szintet alkalmaztunk.

A bilaterális paraméterek esetében (bal és jobb láb ciklusideje, kettős támaszfázis időtartama, támaszfázis időtartama, lépésciklussebesség, végtaghosszal normalizált lépéshossz, láb be- és kirotációja, lépéshossz, lépésidő és lépésszélesség) a paraméterek szimmetriájának ellenőrzésére Pearson-féle korrelációs együtthatókat számoltunk.

EREDMÉNYEK

A számított paraméterek átlagai és szórásai csoportonként a 2. és 3. táblázatban láthatók. Az 2. táblázatban a kezelt csoport terápia előtti és utáni értékei, valamint a két adatsor eltérésének szignifikancia szintjei láthatók. A 3. táblázatban foglaltuk össze a kezelt csoport és a kontrollcsoport járásparamétereit, valamint a két csoport adatai közötti eltérés szignifikancia szintjét. A kezelt csoport terápia előtt és után, valamint a hozzájuk tartozó kontrollcsoport mért értékeiből számított bilaterális járásparaméterek korrelációs együtthatóit a 4. táblázatban foglaltuk össze. A táblázatokban a szignifikáns eltérést mutató eredmények félkövérrel vannak szedve.



3. ábra. A GAITRite szőnyeg által mért térbeli járásparamétereikhez tartozó magyarázó ábra GAITRite Electronic Walkway dokumentációja alapján⁸

2. táblázat. A kezelt betegcsoport járásparamétereinek átlagai és szórásai terápia előtt és után, valamint a két adatsor közötti különbség szignifikancia szintje

Járásparaméter	Terápia előtt	Terápia után	Szign.
Ciklusidő J (s)	0,9 ± 0,2	0,9 ± 0,1	0,168
Ciklusidő B (s)	0,9 ± 0,2	0,9 ± 0,1	0,173
Kettős támaszfázis időtartama J (s)	0,2 ± 0,0	0,2 ± 0,0	0,244
Kettős támaszfázis időtartama B (s)	0,2 ± 0,0	0,2 ± 0,0	0,210
Támaszfázis időtartama J (s)	0,5 ± 0,1	0,5 ± 0,16	0,148
Támaszfázis időtartama B (s)	0,5 ± 0,1	0,5 ± 0,1	0,217
Kadencia (lépés/perc)	134,5 ± 21,6	131,1 ± 16,4	0,148
Végtaghosszal normalizált járássebesség (1/s)	1,7 ± 0,4	1,6 ± 0,3	0,233
Lépésciklussebesség J (cm/s)	109,4 ± 18,2	112,1 ± 18,6	0,855
Lépésciklussebesség B (cm/s)	109,2 ± 17,9	112,4 ± 18,5	0,761
Végtaghosszal normalizált lépéshossz J (-)	0,8 ± 0,1	0,8 ± 0,1	0,170
Végtaghosszal normalizált lépéshossz B (-)	0,8 ± 0,1	0,7 ± 0,1	0,382
Láb be- és kirottációja J (°)	1,4 ± 6,8	0,9 ± 7,1	0,363
Láb be- és kirottációja B (°)	1,5 ± 7,6	2,1 ± 7,2	0,349
Lépésszám (db)	133,8 ± 35,1	131,1 ± 35,0	0,637
Lépéshossz J (cm)	49,1 ± 8,1	51,2 ± 9,6	0,091
Lépéshossz B (cm)	47,9 ± 7,7	50,7 ± 8,8	0,049
Lépésidő J (s)	0,5 ± 0,1	0,5 ± 0,1	0,191
Lépésidő B (s)	0,5 ± 0,1	0,5 ± 0,1	0,168
Lépésszélesség J (cm)	8,3 ± 2,4	8,1 ± 2,1	0,583
Lépésszélesség B (cm)	8,3 ± 2,4	8,1 ± 2,1	0,808

3. táblázat. A kezelt csoport kezelés utáni és a kontrollcsoport mért értékeiből számított járásparaméterek átlagai és szórásai, valamint a két adatsor közötti különbség szignifikancia szintje

Járásparaméter	Terápia előtt	Terápia után	Szign.
Ciklusidő J (s)	0,9 ± 0,2	1,0 ± 0,1	0,581
Ciklusidő B (s)	0,9 ± 0,2	1,0 ± 0,1	0,581
Kettős támaszfázis időtartama J (s)	0,2 ± 0,0	0,2 ± 0,0	0,056
Kettős támaszfázis időtartama B (s)	0,2 ± 0,0	0,2 ± 0,0	0,073
Támaszfázis időtartama J (s)	0,5 ± 0,1	0,6 ± 0,1	0,395
Támaszfázis időtartama B (s)	0,5 ± 0,1	0,6 ± 0,1	0,161
Kadencia (lépés/perc)	134,5 ± 21,6	125,5 ± 13,4	0,566
Végtaghosszal normalizált járássebesség (1/s)	1,7 ± 0,4	1,5 ± 0,2	0,259
Lépésciklussebesség J (cm/s)	109,4 ± 18,2	104,3 ± 11,7	0,280
Lépésciklussebesség B (cm/s)	109,2 ± 17,9	104,3 ± 11,8	0,260
Végtaghosszal normalizált lépéshossz J (-)	0,8 ± 0,1	0,7 ± 0,1	0,678
Végtaghosszal normalizált lépéshossz B (-)	0,8 ± 0,1	0,7 ± 0,0	0,678
Láb be- és kirottációja J (°)	1,4 ± 6,8	2,8 ± 9,1	0,646
Láb be- és kirottációja B (°)	1,5 ± 7,6	2,7 ± 7,1	0,696
Lépésszám (db)	133,8 ± 35,1	118,1 ± 39,2	0,421
Lépéshossz J (cm)	49,1 ± 8,1	49,8 ± 6,6	0,535
Lépéshossz B (cm)	47,9 ± 7,7	49,7 ± 6,4	0,630
Lépésidő J (s)	0,5 ± 0,1	0,5 ± 0,1	0,270
Lépésidő B (s)	0,5 ± 0,1	0,5 ± 0,1	0,872
Lépésszélesség J (cm)	8,3 ± 2,4	10,1 ± 2,9	0,041
Lépésszélesség B (cm)	8,3 ± 2,4	10,1 ± 2,9	0,029

A 4. táblázat alapján látható, hogy a bilaterális együttmozgások jelentős része esetén a korreláció kiváló (0,941-1,000). Kivétel a láb be- és kiroatóciója, ahol a korreláció értéke erős (0,736-0,820). Az eredmények alapján javasolható, hogy a későbbi kutatások során a bal és jobb oldalhoz tartozó járásparaméterek átlagai is használhatók, ha az oldalkülönbségre a kutatás nem tér ki.

MEGBESZÉLÉS

A kutatásunknak célja annak megállapítása, hogy a GAITRite[®] nyomásérzékelő szőnyeggel felvett paraméterekből számított járásjellemzőkkel a lovasterápia hatása mentális betegek esetén elemezhető-e. Ehhez 14 főből álló mentális betegséggel rendelkező és lovasterápiával kezelt beteg járásparamétereit a kezelés előtt és után is meghatároztuk és egymással statisztikai módszerekkel összehasonlítottuk. Továbbá 14 főből álló hasonló mentális betegséggel rendelkező, de lovasterápiával nem kezelt beteg járásparamétereivel is összevetettük, a bilaterális paraméterek szimmetri-

áját a két oldali eredményeinek korrelációjával ellenőriztük.

A 2. táblázat eredményei alapján terápia előtti és utáni járásjellemzői esetén látható, hogy a bal és jobb oldali lépésciklussebesség, a bal és jobb láb be- és kiroatóciója, a lépésszám, a lépéshossz, a bal és jobb oldali lépésszélesség esetén az átlag nőtt, míg a mindkét oldali ciklusidő, a kettős támaszfázis időtartama, a végtaghosszal normalizált járássebesség, a végtaghosszal normalizált lépéshossz, a lépésidő csökkent, de szignifikáns eltérést kizárólag a bal láb lépéshossza ($p=0,049$) mutatott. Vélhetően a két mérés között eltelt rövid idő – amely a 7 és 20 hónapos időintervallumba tehető minden mérésben résztvevő személy esetében – okozza, hogy az eltérések még nem szignifikánsak. Vélhetően hosszabb időintervallum esetében az eltérések nőnek, a különbség szignifikáns lehet. A korábbi tanulmányok alapján a lépéshossz a lovasterápia alatt nő, de szignifikáns változás figyelhető meg sclerosis multiplexben szenvedő betegek¹⁰ vagy autisták esetén.^{11,12} Az eredmények rávilágítanak

4. táblázat. A kezelt csoport a terápia előtt és után mért értékekből, valamint a kontroll csoport mért értékekből számított bilaterális paraméterek korrelációja

Járásparaméter	Kezelt csoport		Kontrollcsoport
	Terápia előtti mérések	Terápia utáni mérések	
Ciklusidő (s)	1,000	0,999	0,999
Kettős támaszfázis időtartama (s)	0,999	0,999	0,975
Támaszfázis időtartama (s)	0,999	0,999	0,954
Lépésciklussebesség (cm/s)	0,999	1,000	0,998
Végtaghosszal normalizált lépéshossz (-)	0,965	0,941	0,836
Láb be- és kiroatóciója (°)	0,820	0,762	0,736
Lépéshossz (cm)	0,989	0,988	0,970
Lépésidő (s)	0,974	0,968	0,918
Lépésszélesség (cm)	0,998	0,995	0,0997

arra is, hogy a kezelések hatékonyságát csak hosszabb kezelési idő esetén lehet kimutatni.

A 3. táblázatban összefoglalt eredmények alapján a kezeltcsoport terápia utáni és a kontrollcsoport paramétereinek átlagai és szórásai eltérnek. A kezelt csoportnál mindkét oldal esetén a ciklusidő, a kettős támaszfázis időtartama a támaszfázisok időtartama, a láb be- és kirotóciója, a jobb oldali lépéshossz lépésidő és a lépésszélesség nagyobb, mint a kontroll csoport esetén. A kezelt csoport esetén a kadencia, a végtaghosszal normalizált járássebesség, a lépésciklussebességek, a végtaghosszal normalizált lépéshosszok, valamint a bal oldal lépéshossza kisebb, mint a kontrollcsoport értékei. Szignifikáns eltérést a bal és jobb oldali lépésszélesség mutatott (jobb láb esetén: 0,041; bal láb esetén: 0,029).

A korábbi tanulmányok azt mutatják, hogy a ciklusidő az egészséges csoporthoz képest szignifikánsan nagyobb a sérült gyerekek járásában¹, hasonlóan az idősebb emberek járásához.⁹ Eredményeik esetén a kezelés hatására a ciklusidő nőtt, de nem szignifikánsan (2. táblázat), de ez kisebb volt, mint a kontrollcsoport értéke. Egy korábbi tanulmány ezzel ellentétes tendenciát mért, dyspraxiás gyerekeknél² a lovasterápia során a ciklusidő szignifikánsan csökkent. Hasonlóan a ciklusidőhöz a kettős támaszfázis időtartama és a támaszfázis időtartama is szignifikánsan hosszabb az autistáknál, az egészséges csoporthoz képest, hasonlóan az idősebb embereknek.¹ A sclerosis multiplexben szenvedő betegek esetén szintén szignifikáns csökkenés figyelhető meg a kettős támasz és támaszfázis

időtartama kapcsán lovasterápia hatására.¹⁰ Vizsgálatainkban a kezelt csoportban a kettős támaszfázis és a támaszfázis időtartama csökkent a kezelés hatására, de a változás nem szignifikáns. Hession és társai által végzett vizsgálatokban, ahol szignifikánsan csökkentek a kettős támaszfázis időtartamában, a láb be- és kirotóciójában, míg a kadencia szignifikánsan nőtt lovasterápia hatására dyspraxiás gyerekeknél.² Ezt méréseinkkel nem tudtuk igazolni, de kismértékű javulás látható a terápia hatására, valamint a kontrollcsoport értékeihez képest. Mindkét esetben az eltérés oka lehet a kezelés rövidebb időtartama, valamint a csoport betegség típusa szerint nem volt homogén. A kezelt csoport és a kontrollcsoport esetén lépésszélességben szignifikáns eltérés látható, amely megerősíti Suárez-Iglesias és munkatársai megállapításait.¹ E javulás oka vélhetően az egyensúlyozó képesség javulása.

Összefoglalva megállapítható, hogy a GAIT-Rite[®] nyomásérzékelő szőnyeg segítségével mért paraméterekből számított járásparaméterek a lovasterápia hatására változnak, azaz a mérési módszer alkalmas a lovasterápia hatásának mérésére mentális betegségek esetén is, amelyet a szakirodalom is megerősít.^{1,13} Bár az általunk vizsgált járásparaméterek jelentős része nem mutatott szignifikáns változást sem a terápia előtti és utáni, sem a vizsgálati csoport és kontrollcsoportjuk adatait összevetve, amelynek az oka vélhetően a kezelés időtartamának rövidege. A bilaterális paraméterek kiváló korrelációja azt mutatja, hogy a járás szimmetrikus, egyes esetekben az oldalanként mért értékek a két oldal átlagával helyettesíthetők.

A szerzők részvétele: Á.D.: Metódus, Szoftver, Írás - kézirat, vizualizáció, B.G.: Konceptió, Metódus, Vizsgálat, K.R.M.: Konceptió, Írás - felülvizsgálat, szerkesztés.

Köszönetnyilvánítás: A szerzők köszönetüket fejezik ki Knoll Ágostonnak az adatsorok kiértékelésében nyújtott munkájáért, valamint Pintér Zsófiának a munka megvalósulásának elősegítéséért.

Támogatás: A bemutatott kutatás a BME-EGA-02 számú projekt részeként az Innovációs és Technológiai Minisztérium Nemzeti Kutatási, Fejlesztési és Innovációs Alapból nyújtott támogatással, a TKP2021 pályázati program finanszírozásában valósult meg, és az Országos Tudományos Kutatási Alapprogram (OTKA) K135042 számú pályázata támogatta.

Összeférhetetlenség: Nincs.

IRODALOM

1. Suárez-Iglesias D, Bidaurrezaga-Letona I, Sanchez-Lastra MA, Gil SM, Ayán C. Effectiveness of equine-assisted therapies for improving health outcomes in people with multiple sclerosis: A systematic review and meta-analysis. *Multiple Sclerosis and Related Disorders*. 2021 Oct 1;55:103161.
2. Hession CE, Eastwood B, Watterson D, Lehane CM, Oxley N, Murphy BA. Therapeutic horse riding improves cognition, mood arousal, and ambulation in children with dyspraxia. *The Journal of Alternative and Complementary Medicine*. 2014 Jan 1;20(1):19-23.
3. Hession CE, Law Smith MJ, Watterson D, Oxley N, Murphy BA. The impact of equine therapy and an audio-visual approach emphasizing rhythm and beat perception in children with developmental coordination disorder. *The Journal of Alternative and Complementary Medicine*. 2019;25(5):535–41.
4. White-Lewis S. Equine-assisted therapies using horses as healers: A concept analysis. *Nursing Open*. 2020 Jan;7(1):58-67.
5. Diniz LH, de Mello EC, Ribeiro MF et al. Impact of hippotherapy for balance improvement and flexibility in elderly people. *Journal of bodywork and movement therapies*. 2020 Apr 1;24(2):92-7.
6. Koca TT, Ataseven H. What is hippotherapy? The indications and effectiveness of hippotherapy. *Northern clinics of Istanbul*. 2015;2(3):247.
7. Dusing SC, Thorpe DE. A normative sample of temporal and spatial gait parameters in children using the GAITRite® electronic walkway. *Gait posture*. 2007 Jan 1;25(1):135-9.
8. GAITRiteElectronicWalkway. Technical Reference. Document Number: WI-02-15 Rev. W 08/16/2018
9. Titianova EB, Mateev PS, Tarçka IM. Footprint analysis of gait using a pressure sensor system. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2004 Apr 1;14(2):275-81.
10. Moraes AG, Neri SG, Motl RW, Taul CB, von Glehn F, Corrêa ÉC, de David AC. Effect of hippotherapy on walking performance and gait parameters in people with multiple sclerosis. *Multiple sclerosis and related disorders*. 2020 Aug 1;43:102203.
11. Martin S, Martin N, Vernazza A, Lepellec-Muller A, Rufo M, Massion J, Assaiante C. Goal directed locomotion and balance control in autistic children. *Journal of autism and developmental disorders*. 2005 Feb;35:91-102.
12. Vilensky JA, Damasio AR, Maurer RG. Gait disturbances in patients with autistic behavior: a preliminary study. *Archives of neurology*. 1981 Oct 1;38(10):646-9.
13. Thorpe DE, Dusing SC, Moore CG. Repeatability of temporospatial gait measures in children using the Gaitrite Electronic Walkway. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2005;86(12):2342–6.

ADDITIVE MANUFACTURING IN THE BIOMEDICAL FIELD: CURRENT STATUS AND FUTURE PROSPECTS

David Dobado-Lopez*, Guillermo Guerrero-Vacas

Department of Mechanical Engineering, University of Córdoba, Spain



DOI: [10.17489/biohun/2023/1/570](https://doi.org/10.17489/biohun/2023/1/570)

Abstract

Additive manufacturing is currently used in many sectors and industries, and research continues into its potential for a variety of applications. Compared to traditional manufacturing processes, it is based on the addition of material and allows the production of intricate geometries and customised designs.

In the biomedical field, the seven additive manufacturing processes categorized by the ISO/ASTM standard are applied in the production of implants and prostheses adapted to patients, surgical models for the study of diseases, and medical devices and instruments. In addition, a further technique, bioprinting, allows the production of tissues and organs from living cells.

This paper analyses the current situation of this technology, looking its origins and presenting the future prospects for the sector.

Keywords: 3D-printing, Additive Manufacturing, biomedical applications, biomedicine, bioprinting

1. INTRODUCTION

Additive Manufacturing (AM) is a technology that evolved from rapid prototyping techniques. It is based on adding material in solid, liquid or powder form, layer by layer, in a defined space, using electronic means.¹ AM processes involve the use of computer software, a 3D printing or manufacturing machine, and the materials of which the part is composed.² This manufacturing process is shown schematically in *Figure 1*.

ISO/ASTM 59000 standard distinguishes seven different AM techniques:³ Material Extrusion (ME), Powder Bed Fusion (PBF), Vat-Photopolymerization (VP), Material Jetting (MJ), Binder Jetting (BJ), Direct Energy Deposition (DED) and Sheet Lamination (SL), all with varying applicability in the biomedical field. *Figure 2* illustrates each of these techniques.

***Corresponding author contact data:** Department of Mechanical Engineering, University of Córdoba, Rabanales Campus, Leonardo da Vinci Building, Madrid-Cádiz Road km 396, 14071, Córdoba, Spain. **E-mail:** p72dolod@uco.es **Tel.:** +34 957 218-726

Citation: Dobado-Lopez D, Guerrero-Vacas G. Additive manufacturing in the biomedical field: current status and future prospects. *Biomech Hung.* 2023;16(1):35-44.

Received: 22/03/2023 **Accepted:** 22/06/2023

Additive manufacturing processes for elements with biomedical applications do not usually consider a single technique on its own, but rather use the one that is better suited to each specific situation.

Some authors also include a complementary technique, bioprinting.⁴ It typically involves the deposition of cells using nozzles like material jetting. The deposition is not direct, as the cells are contained in a material called bioink, so that small volume droplets containing living cells are placed. This technology achieves microscopic resolutions.

In this review, key aspects of additive manufacturing in the field of biomedicine will be explored, aiming to answer the following questions:

1. Origins of additive manufacturing in biomedicine
 - a. What are the historical foundations of additive manufacturing in the field of biomedicine?
2. Conventional AM techniques in biomedicine
 - a. What is the significance of conventional AM manufacturing techniques in biomedicine?
 - b. What are the potential growth prospects associated with these techniques?
3. Advancements and expectations in bioprinting
 - a. How has bioprinting evolved and what are the current state-of-art developments?
 - b. What are the existing limitations that must be overcome for further advancements in bioprinting?

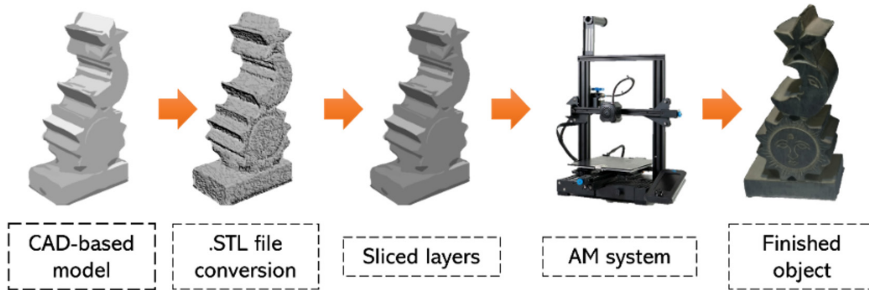


Figure 1. Additive manufacturing process

	Material Extrusion (ME)	Vat Photo-Polymerization (VP)	Material Jetting (MJ)	Binder Jetting (BJ)	Powder Bed Fusion (PBF)	Direct Energy Deposition (DED)	Sheet Lamination (SL)
DESCRIPTION	Material is selectively dispensed through a nozzle	UV initiated polymerisation cross section by cross section	Droplets are selectively deposited	Liquid bonding agent selectively deposited to join powder materials	Thermal energy selectively fuses regions of a powder bed	Focused thermal energy fuses materials as deposited	Sheets of material are bonded to form an object
SETUP							

Figure 2. Additive manufacturing techniques

By thoroughly exploring these questions, it is intended to provide a comprehensive understanding of the origins, growth prospects, and limitations of additive manufacturing techniques in the field of biomedicine.

2. METHODS

The review process took place from November 2022 to January 2023. The steps followed were as described below:

1. Identifying the subject matter
Analyse the development of additive manufacturing techniques in the field of biomedicine and their expected growth.
2. Search for relevant literature
The search engines used were Google Scholar, Springer Link and Scopus. The keywords used for the search were: “additive manufacturing”, “3D-printing”, “biomedicine”, “biomedical applications”, “bioprinting”, in general, and others on specific materials or technologies.
3. Selection of studies
Inclusion criteria: the selected articles involved systematic reviews and specific studies published in recent years, in either English or Spanish.
 - a. Exclusion criteria: given the speed of change in the field of additive manufacturing, articles prior to 2016 were rejected. However, relevant content from earlier dates was included if it was deemed valuable and not covered in more recent references.
 - b. Boolean operators such as AND and OR were used to further refine the search results.
4. Data extraction
To proceed with the selection, abstracts and, if necessary, full articles were reviewed to decide whether the information they contained was related to the study’s

objectives. The analysis also encompassed examining the bibliographic references of selected articles to identify additional studies that could potentially be included in the review.

Using this method, a total of 20 articles and reviews relating to this topic in the period 2016-2022 have been directly analysed. In addition, 13 additional articles have been indirectly reviewed.

Based on the information extracted, an analysis has been carried out in order to both, confirm the studies already published on the subject, and summarize the new knowledge available. Attention has been focused on the additive manufacturing techniques on which a greater number of articles are being published in the biomedical sector.

3. RESULTS AND DISCUSSION

3.1. Conventional additive manufacturing techniques

The main biomedical application of additive manufacturing is the creation of customised implants. Surgical interventions of this type long precede the development of additive manufacturing. The first implants date back to 2500 BC, when Egyptian teeth bonded with gold wire have been documented. However, it was not until the last quarter of the 20th century that the first AM technologies emerged.⁵

Charles Hull introduced stereolithography in the 1980s, a concept very similar to what is nowadays classified as photopolymerization. Subsequently, the techniques of material extrusion and powder bed fusion were conceived. Then, the remaining technologies appeared.⁶

It was not until 1994 that an additive manufacturing technique was used for the first time to create a part whose insertion rectified a cranial defect.⁷ To understand the novelty of

these techniques in the biomedical field, it is sufficient to notice the different nomenclature and classification of AM technologies used in articles published less than a decade ago^{8,9}, and the references about the necessity of standardization.^{10,11}

Despite their newness, the development of additive technologies in the biomedical field has been massive. Today, implants are produced using these techniques to correct problems in any part of the human body, including the knee, hip, femur, clavicle, or teeth, among others. Even the reconstruction and replacement of bone pieces in animals has been reported.¹² The main advantage of additive manufacturing in implants and prostheses is the possibility of customisation to the needs of each patient. Bibliography also refers to a wide range of applications, including the creation of medical instrumentation, anatomical models, customised drugs, and devices like glasses or hearing aids.¹³

Although the overall growth of the sector has been significant, it has not been the same for all available technologies. While some technologies are well established and likely to grow,

others are limited to specific applications, and others have proven to be sterile. *Table 1* shows the techniques cited in each article reviewed as a first approach to the usefulness of each method. To estimate this suitability, a mention ratio was calculated as the quotient between the number of articles referring the technique and the number of articles reviewed.

Not all techniques are of the same interest. Three groups are presented, proving the classification by Salmi, 2021:¹¹ those that are well established, those that are little used, and those that are rarely appropriate.

The most employed techniques are powder bed fusion, material extrusion and vat-polymerization. PBF is the most widely used technique. Its widespread usage is consistent with the fact that the first biomedical application of additive manufacturing was the creation of implants. They are usually made of metallic materials, and PBF allows the creation of 3D structures from titanium, stainless steel, cobalt, aluminium, copper, and nickel alloys.¹⁵ However, some technologies within the PBF group also allow polymeric and composite structures production.⁹ In fact, the manufac-

Table 1. Mention in the articles reviewed of the use of additive manufacturing techniques in biomedicine

Article	Additive manufacturing techniques						
	ME	PBF	VP	MJ	BJ	DED	SL
Rodríguez-Hernández & Reinecke, 2020 ⁴	X	X	X	X	X		
Kim et al., 2016 ⁷	X	X	X	X	X		
Liu et al., 2017 ⁹	X	X	X				
Bozkurt & Karayel, 2021 ¹²	X	X	X	X	X	X	
Sheoran et al., 2019 ¹³	X	X	X				
Ahangar et al., 2019 ¹⁴	X	X	X	X	X	X	X
Dhavalikar et al., 2020 ¹⁵	X	X	X	X	X	X	X
Kumar et al., 2021 ¹⁶	X	X				X	X
Talib et al., 2021 ¹⁷	X	X	X	X	X	X	X
Tom et al., 2022 ¹⁸	X	X	X		X		
MENTION RATIO	1.0	1.0	0.9	0.6	0.7	0.5	0.4

ture of pills with various dimensions and geometries and with patient-specific doses has been reported.¹⁹ Pieces obtained with PBF have good characteristics in terms of strength, great resolution, and properties similar to those of the bone structures they are supposed to replace.¹⁶ The only disadvantage is the cost and the need for post-processing.¹⁴

Material extrusion follows PBF in terms of interest. Thanks to its widespread use in all industrial and scientific fields (including amateur modelling), it has been established as an accessible, low-cost, and easy-to-use technology. These three characteristics have also made ME useful in the biomedical sector, despite certain disadvantages such as the slowness of the manufacturing process, the anisotropy, and the poor surface finish of the pieces.¹⁴ It is applied in structurally unresponsive implants made of polymeric materials, but also in novel procedures such as the production of personalised medicines.¹³ Its potential for the manufacture of composite pieces for the creation of multi-material splints and prostheses is currently being explored.¹¹

Lastly, within this group of techniques of interest is vat-photopolymerization. Its main difficulties were the scarcity of biocompatible materials. Nevertheless, this situation has improved thanks to the development of new polymers that include this property and are also biodegradable, such as urethane dimethacrylate or diisopropylacrylamide.¹⁴ VP can be used to produce pieces with a resolution of 20 μm with a nice surface finish. However, they lose their mechanical properties over time, so that, like ME, they are not very suitable for the production of parts with high responsibility.¹² The manufacture of surgical models that allow the study of diseases or the preparation of subsequent interventions is under research. In this context, the fabrication of a heart model for the study of congenital heart disease has already been reported.¹⁵

The second group, corresponding to those that are rarely used because they are very specific, is integrated by material jetting and binder jetting technologies. MJ is a complex technique because the material must be extruded through multiple small nozzles simultaneously. However, due to its high precision and the opportunity to make full-colour structures, it is used in the creation of surgical models.¹² BJ produces structures with very limited resistances, so its application to medical devices or implants is low, although there are some examples of prostheses produced with it. Once again, its current application involves the creation of surgical models with high chromatic reproduction. The manufacture of metal parts that can be used in the production of implants or medical devices is being studied.¹⁴

The last group comprises both, direct energy deposition and sheet lamination, with seldom use in biomedicine. DED produces parts with very limited quality in terms of precision and surface finish and is also quite complex and expensive.¹⁵ Moreover, it is largely circumscribed to metal fabrication, where techniques such as PBF are more interesting. Some articles suggest its application for the repair of parts, although this sector is restricted by tough regulations.¹¹ SL is only used to produce surgical models, where there are also more interesting techniques such as MJ or BJ. In the biomedical sector, SL presents many difficulties, such as the low availability of laminated material or the limited supply of industrial machines based on it. Even though its chances of survival in the sector are low, some authors cite SL interest in the production of multi-material parts, thanks to the possibility of creating composite sheets, and DED value in repairing damaged structures, if the legal problems are solved.¹⁶

A summary of the conclusions drawn is shown in *Table 2*.

3.2. Bioprinting

Bioprinting combines the principles of tissue engineering and additive manufacturing.¹² There is not clear standardisation of the parameters and the procedures governing bioprinting. Current literature tends to classify it as an additional AM technique, although it is based on a combination of conventional techniques. However, this temporary classification makes sense if there are considered the dissimilarities in the equipment and materials used.

Bioprinting origins date back to 1988. In that year, Robert Klabe presented Cytoscribing, which allowed the creation of synthetic tissues using a classic inkjet printer. With a modified cartridge full of fibronectin he managed to write some words.²⁰ Simultaneously, tissue engineering began to develop, and much research was performed on the creation of the scaffolds needed for cells to be deposited and form tissue. In 2002, scientists at Wake Forest University created the first bioprinted organ, a small kidney.²¹ In 2003, Chris Wilson and Thomas Boland patented the first inkjet bioprinter.²² Meanwhile, engineers at the University of Freiburg created the first micro-extrusion bioprinter.²³ The development of bioprinting techniques began to accelerate. In 2007, the first specialized laboratory Organovo, was founded, and three years later it printed the first blood vessels from a single donor's cells.²⁴ In 2019, a new milestone was reached

when a mouse-sized human heart was printed in Israel.²⁵

The main technique used in bioprinting is inkjet, in which bioink is deposited similarly to MJ. Another well-established procedure is laser-assisted bioprinting, in which a high-energy laser light causes the biological material to change into a vapour state, and to be deposited as small droplets on the substrate. Another technique is microextrusion, in which small droplets with a volume of picolitres with cells inside are placed on fibres with high precision. The fibres are cross-linked between deposition and deposition to achieve three-dimensional structures.⁴ Photopolymerization is also used as a bioprinting technique. *Figure 3* illustrates the techniques described.

Inkjet printing uses machines like those used commercially for typical AM applications, but suitably modified to be able to use biological material. Three possible methods are used: thermal, piezoelectric, and electrostatic.²⁶ The first one employs a heating system that generates air bubbles which, when exploded, generate the necessary pressure to expel the bioink. The second uses a piezoelectric material which, when excited by an electric current, generates a mechanical impulse to expel the bioink. Finally, electrostatic bioprinters apply a voltage to a plate, which deforms and allows the bioink to be extruded. Laser-assisted bioprinting was first successfully applied in 2004.

Table 2. Additive manufacturing techniques

Technique	Status	Current applications	Applications under research
ME	Versatile	Implants, models	Multi-material parts, customised drugs
PBF	Highly versatile	Implants of any type and material	Customised drugs
VP	Versatile	Implants	Surgical models
MJ	Specific usage	Models	Metal pieces
BJ	Specific usage	Models, some implants	Metal pieces
DED	Infrequent usage	Part reparations	None
SL	Infrequent usage	Models	Multi-material parts

One of its main limitations is the possible thermal damage to cells that occurs in the nanoseconds it takes for the laser to vaporise the bioink molecules. However, laser-assisted bioprinting allows high resolutions and is compatible with viscous bioink.²⁷ Microextrusion uses deposition systems driven by pneumatic or mechanical energy. Since the deposited droplets are very small in volume, resolutions close to 100 μm are achieved.¹⁴ Finally, photopolymerization can be used to obtain high-resolution structures suitable for bioinks of any viscosity. Its main problem, however, is that UV light can produce significant alterations in the cellular systems obtained, such as cancer. It also presents additional problems like the need for large quantities of material and the long production time.²⁸ Among them, the technique that achieves the lowest resolutions is the laser-assisted. However, the production time is quite long. To accomplish shorter times, microextrusion can be used, although it has a low cell survival rate.¹⁶

The reviewed articles also mention unusual techniques that include magnetic bioprint-

ing, acoustic bioprinting, and bioplotting.²⁷ The first involves magnetic flotation, in which magnetic fields are used to deposit the cells. In the second method acoustic waves are applied to provide the necessary impulse for the bioink deposition. The third one allows the extrusion of tubes or spheroids of materials through a syringe and using UV light, as in the case of photopolymerization. Stereotactic bioprinting, implemented with robotic technologies, has also been reported. It employs a three-dimensional coordinate system to eliminate the anisotropy typical of 3D printing processes. Even so, it is not widely used in practice.²⁹ All these techniques are still in the testing phase. In fact, given the novelty of bioprinting, even the more established ones are still being improved.

The development of bioinks is also under research. Bioinks must meet five basic conditions for their application:^{15,16} rheological, relating to viscosity, and shear thinning; cross-linking, concerning its consistency; hydration, its water content; mechanical, dependent on the above; and biological, selected to promote cell

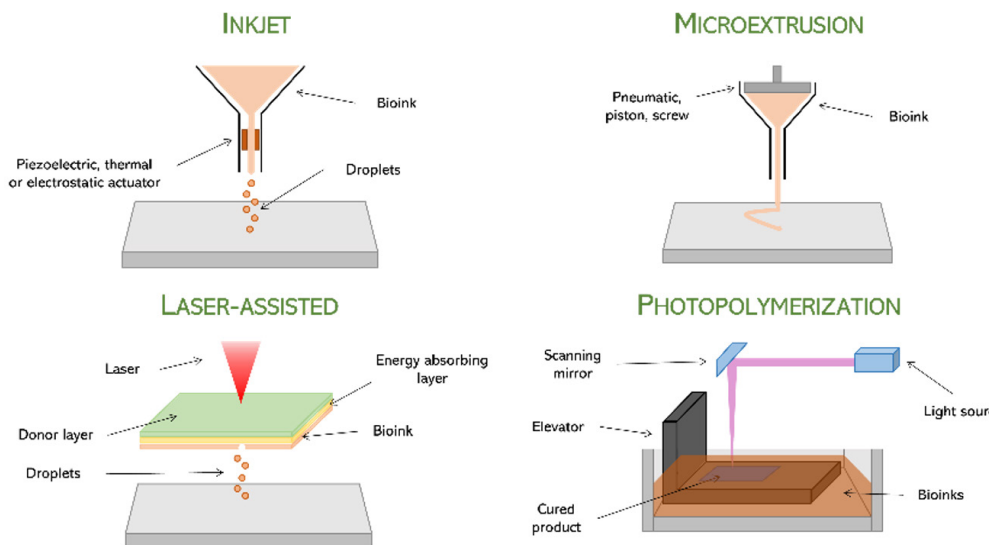


Figure 3. Scheme of the main bioprinting processes

survival. The most common bioinks today are alginate and gelatine, although a wide variety of materials are available including agarose, collagen, fibrin, hydroxyapatite, hyaluronic acid and polyethylene glycol.^{14,16,30,31}

The reviewed sources suggest that bioprinting will continue to develop. The following research opportunities or challenges are recognised:^{29,32,33,34}

- Customisation. The future lies in adjusting medical treatments to each patient's situation rather than imposing generalist approaches. An objective is to produce artificial organs that can be transplanted and accepted by subjects without any problems.
- Generalisation of the technique. Although the bioprinting of corneas, cartilage, bones, and skin has already been reported, there are still cells such as liver, nerve, and pancreatic cells with difficulties in terms of their growth and development outside of humans. Another challenge is the vascularisation of organs, as although bioprinted objects resemble real organs and their outer cells can live for a while, the inner ones often die quickly.
- Clinical trials. In bioprinted organs and systems with identical characteristics to those of a real human being, the efficacy and safety of medical treatments could be tested without any risk.
- Ethics. Although bioprinting holds great promise, the costs of manufacturing an organ may not be affordable for the entire population, with some experts warning of the "stratification of biofabrication". In addition, bioethicists argue about what bioprinted tissue is, and whether it should be classified as a native transplant, a biological therapy or a medical device, and the ethical consequences of its inclusion in each of these groups.

4. CONCLUSION

This review has provided new insights into additive manufacturing processes for biomedical applications. The recent introduction of these technologies in the field has been successful, as it has provided innovative solutions at reasonable cost and excellent properties in many areas such as implant and prosthesis manufacturing, production of surgical models and medical devices, and biofabrication of tissues and organs. The products obtained have the advantage of customisation, which is a general trend in biomedicine.

All AM technologies are applied in the sector, although some have proven to be more interesting than others. PBF, ME and VP are the most effective techniques with the highest expectations for industry permanence and/or growth. MJ and BJ have demonstrated to be useful technologies for specific applications such as surgical modelling, but there is growing interest in other areas of biomedicine such as implant manufacturing. In contrast, SL and DED have not yet fully established themselves and the literature is torn between their disappearance and the exploration of new applications where they may be useful.

Bioprinting, the eighth additive manufacturing technique, has been developed to create living structures. Many aspects of this technology are still in the research phase, but the results are very promising. Experts believe that fully functional and customised bioprinted organ transplants will become common in the future. However, the number of available biomaterials still needs to increase and the technique, successful with certain cellular systems, needs to be extended to others where results have been inconclusive.

To sum up, AM is still developing in the biomedical field, but studies suggest that it will

be fully integrated into the industry in the future.

The present review is subject mainly to two limitations. Firstly, the rapid pace of change within the sector renders information quickly obsolete. Thus, it is crucial to conduct regular reviews on the subject, such as this one, to ensure the preservation of up-to-date insights.

Secondly, the review's scope is constrained by the number of articles analysed. However, a rigorous analysis of the most relevant articles published in recent years has been undertaken,

ensuring that the conclusions drawn align with the current state of the sector.

The primary contribution of this review lies in establishing a comprehensive framework for additive manufacturing in the biomedical field. It consolidates considerations on the origins, current status, future expectations, and limitations of both conventional techniques and bioprinting within a single work. Furthermore, the review validates hypotheses from previous articles concerning the state of the art of the technique and shed lights on significant issues that demand attention and require solution.

Author contributions: DDL conducted the search for relevant sources, reviewed the existing literature, analyzed the latest advancements in the field, organized the gathered information, and wrote the manuscript. GGV conceptualized the study idea, reviewed and confirmed the results, and provided feedback on the written work, which was supervised by him. Both authors have read and agreed to the final version of the manuscript.

Conflict of interest: None

REFERENCES

1. Calzado Jiménez M, Porras Galán JA, Domingues I, Romero L, Espinosa M. La fabricación aditiva. La evidencia de una necesidad. *Interempresas*. 2013;235:64–82.
2. Perrot A, Amziane S. 3D printing in concrete: general considerations and technologies. In: Perrot A, editor. *3D printing of concrete: State of the Art and challenges of the digital construction revolution*. New Jersey: Wiley; 2019. p. 1–40.
3. ASTM. ISO. ASTM 52900: Additive manufacturing - General principles - Terminology. 2015.
4. Rodríguez-Hernández J, Reinecke H. Aplicaciones biomédicas actuales de la impresión 3D y fabricación aditiva. *Revista de Plásticos Modernos*. 2020;119(754):23–34.
5. Ngo TD, Kashani A, Imbalzano G, Nguyen KTO, Hui D. Additive manufacturing (3D printing): A review of materials, methods, applications and challenges. *Compos Part B-Eng*. 2018;143:172–96.
6. İyibilgin O, Gepek E. Additive manufacturing technologies and its future in industrial applications. *Int J Integr Eng*. 2021;13(7):245–57.
7. Kim GB, Lee S, Kim H, Yang DH, Kim YH, Kyung YS, et al. Three-dimensional printing: Basic principles and applications in medicine and radiology. *Korean J Radiol*. 2016;17(2):182–97.
8. Koptuyug A, Rännar LE, Bäckström M, Cronskär M. Additive manufacturing for medical and biomedical applications: Advances and challenges. *Mater Sci Forum*. 2014;783–786:1286–91.
9. Liu Y, Wang W, Zhang LC. Additive manufacturing techniques and their biomedical applications. *Fam Med Community Health*. 2017;5(4):286–98.
10. Singh S, Ramakrishna S. Biomedical applications of additive manufacturing: Present and future. *Curr Opin Biomed Eng*. 2017;2:105–15.
11. Salmi M. Additive manufacturing processes in medical applications. *Materials*. 2021;14(1):1–16.
12. Bozkurt Y, Karayel E. 3D printing technology; methods, biomedical applications, future opportunities and trends. *J Mater Res Technol*. 2021;14:1430–50.

13. Sheoran AJ, Kumar H, Arora PK, Moona G. Bio-medical applications of additive manufacturing: A review. *Procedia Manuf.* 2020;51(2019):663–70.
14. Ahangar P, Cooke ME, Weber MH, Rosenzweig DH. Current biomedical applications of 3D printing and additive manufacturing. *Appl Sci.* 2019;9(8):Article 1713.
15. Dhavalikar P, Lan Z, Kar R, Salhadar K, Gaharwar AK, Cosgriff-Hernandez E. Biomedical applications of additive manufacturing. In: Wagner W, Sakiyama-Elbert S, Zhang G, Yaszemski M, editors. *Biomaterials science.* Amsterdam: Elsevier; 2020. p. 623–40.
16. Kumar R, Kumar M, Chohan JS. The role of additive manufacturing for biomedical applications: A critical review. *J Manuf Process.* 2021;64:828–50.
17. Talib S, Gupta S, Chaudhary V, Gupta P, Wahid MA. Additive manufacturing: Materials, techniques and biomedical applications. *Mater Today Proc.* 2021;46:6847–51.
18. Tom T, Sreenilayam SP, Brabazon D, Jose JP, Joseph B, Madanan K, et al. Additive manufacturing in the biomedical field-recent research developments. *Results Eng.* 2022;16:Article 100661.
19. Trenfield SJ, Goyanes A, Telford R, Wilsdon D, Rowland M, Gaisford S, et al. 3D printed drug products: Non-destructive dose verification using a rapid point-and-shoot approach. *Int J Pharm.* 2018;549(1–2):283–92.
20. Fischer S. The body printed: How 3-D printing could change the face of modern medicine? And why that future is still so far away. *IEEE Pulse.* 2013;4(6):27–31.
21. Lanza RP, Chung HY, Yoo JJ, Wettstein PJ, Blackwell C, Borson N, et al. Generation of histocompatible tissues using nuclear transplantation. *Nat Biotechnol.* 2002;20:689–96.
22. Wilson WC, Boland T. Cell and organ printing 1: Protein and cell printers. *Anat Rec.* 2003;272(2):491–6.
23. Ovsianikov A, Yoo J, Mironov V. 3D printing and biofabrication. New York: Springer; 2020.
24. Munoz-Abraham AS, Ibarra C, Agarwal R, Geibel J, Mulligan DC. 3D Bioprinting in Transplantation. In: Nadig, S, Wertheim J, editor. *Technological Advances in Organ Transplantation.* New York: Springer; 2017. p. 261–76.
25. Noor N, Shapira A, Edri R, Gal I, Wertheim L, Dvir T. 3D Printing of Personalized Thick and Perfusible Cardiac Patches and Hearts. *Adv Sci.* 2019;6(11).
26. Gudupati H, Dey M, Ozbolat I. A comprehensive review on droplet-based bioprinting: past, present and future. *Biomaterials.* 2016;102:20–42.
27. Vanaci S, Parizi MS, Salemezadehparizi F, Vanaci HR. An overview on materials and techniques in 3D bioprinting toward biomedical application. *Eng Regen.* 2021;2:1–18.
28. Nieto D, Marchal Corrales JA, De Mora AJ. Fundamentals of light-cell–polymer interactions in photo-cross-linking based bioprinting. *APL Bioeng.* 2020;4:Article 041502.
29. Tan B, Gan S, Wang X, Liu W, Li X. Applications of 3D bioprinting in tissue engineering: advantages, deficiencies, improvements, and future perspectives. *J Mater Chem B.* 2021;9(27):5385–413.
30. Klotz BJ, Gawlitta D, Rosenberg AJWP, Malda J, Melchels FPW. Gelatin-Methacryloyl Hydrogels : towards biofabrication-based tissue repair. *Trends Biotechnol.* 2016;34(5):394–407.
31. Lee KY, Mooney DJ. Alginate: Properties and biomedical applications. *Prog Polym Sci.* 2012;37(1):106–26.
32. Koti P. *The Advent of Bioprinters.* Cellink White Paper. 2021.
33. Xiang Y, Miller K, Guan J, Kiratitanaporn W, Tang M, Chen S. 3D bioprinting of complex tissues in vitro: state-of-the-art and future perspectives. *Arch Toxicol.* 2022;96(3):691–710.
34. Tibbets JH. The Future of Bioprinting. *Bioscience.* 2021;71(6):564–70.

THE ROLE OF THE ARTIFICIAL INTELLIGENCE IN THE FIELD OF BIOMECHANICS

Peter Ficzere¹, Lajos Borbás^{2*}

¹ Department of Railway Vehicles and Vehicle System Analysis, Faculty of Transportation Engineering and Vehicle Engineering, Budapest University of Technology and Economics, Hungary

² Engineering Institute, Edutus University, Hungary



DOI: 10.17489/biohun/2023/1/584

Abstract

Artificial Intelligence (AI) has a wide range of potential applications in industries such as health-care, finance, transportation, and education. In the field of biomechanics, AI has the potential to improve the understanding of the human body and provide new insights for diagnosis, treatment, and prevention of injuries and diseases. AI has been used for applications such as image and motion analysis, and the prediction of injury risk, and involves a process of data collection, pre-processing, feature extraction, algorithm training, model validation, and deployment. This paper aims to explore the potential of AI in the field of biomechanics.

Keywords: artificial intelligence, biomechanics, implant design, simulation

INTRODUCTION

Artificial Intelligence (AI) has the potential to impact a wide range of industries and applications. Some of the areas where AI is being used or has the potential to be used include:

1. Healthcare: AI¹ is being used for medical diagnosis, drug discovery, and personalized treatment plans.
2. Finance: AI is being used for fraud detection, risk management, and algorithmic trading.
3. Retail: AI is being used for demand forecasting, pricing optimization, and personalized shopping recommendations.
4. Transportation: AI² is being used for optimizing delivery routes, autonomous vehicles, and traffic management.
5. Manufacturing: AI is being used for predictive maintenance, quality control, supply chain optimization and generative design.³
6. Education: AI is being used for personalized learning⁴, grading and scoring, and adaptive testing.
7. Marketing: AI is being used for customer segmentation, lead scoring, and sentiment analysis.
8. Security: AI is being used for threat detection⁵, face recognition, and cyber security.

***Corresponding author contact data:** Edutus University, Engineering Institute, Tatabánya, Stúdió tér 1, H-2800, Hungary. **E-mail:** borbas.lajos@edutus.hu **Tel.:** +36 34 520-400

Citation: Ficzere P, Borbas. The role of the Artificial Intelligence in the field of biomechanics. *Biomech Hung. 2023;16(1):45-9.*

Received: 21/02/2023 **Accepted:** 22/06/2023

These are just a few examples of the many areas where AI is having an impact. The technology is still relatively new, and its full potential has yet to be realized.

Artificial intelligence (AI) has the potential to revolutionize the field of biomechanics by providing new insights and improving our understanding of the human body. Biomechanics is the study of the mechanical properties and behavior of living organisms, and it plays a critical role in the fields of medicine, sports science, and rehabilitation. In this paper, we will explore the current state of AI in biomechanics and discuss the potential applications and benefits of AI in this field.

Background: Biomechanics is a multidisciplinary field that combines principles of physics, engineering, and biology to study the movement⁶ and function of living organisms. The field encompasses a wide range of topics, including musculoskeletal mechanics, cardiovascular mechanics, and biomaterials.⁷ In recent years, advances in technology have allowed for the collection of large amounts of data on the human body, making it possible to use AI to analyze and interpret this data.

METHODS

AI has been used in biomechanics for a variety of applications, including image analysis, motion analysis, and the prediction of injury risk. For example, AI algorithms have been used to analyze medical images of the human body, such as x-rays and MRI scans, to detect and diagnose injuries and diseases. AI has also been used to analyze motion data, such as from cameras and sensors, to study human movement and identify patterns that can indicate injury or dysfunction.⁸

AI has also been used to predict injury risk by analyzing data from various sources, such

as medical records and sensor data. This can be used to identify individuals at high risk of injury and provide targeted interventions to prevent injury.⁹

RESULTS

AI has the potential to revolutionize the field of biomechanics by providing new insights and improving our understanding of the human body. AI-based methods can be used to analyze large amounts of data and extract new insights, which can be used to improve diagnosis, treatment, and prevention of injuries and diseases.¹⁰

For example, Artificial Intelligence (AI) has the ability to revolutionize the way we diagnose and treat injuries and diseases. Image analysis, in particular, has the potential to detect issues earlier and more accurately than traditional methods, leading to better patient outcomes.

The process involves using machine learning algorithms to analyze medical images, such as X-rays, CT scans¹¹, and MRI scans. These algorithms are trained on large datasets of medical images, allowing them to identify patterns and anomalies in the images that may indicate an injury or disease. This technology can help doctors make more informed decisions, leading to faster and more accurate diagnoses. The process of using machine learning algorithms to analyze medical images typically involves the following steps:

1. **Data Collection:** The first step is to gather a large dataset of medical images that will be used to train the algorithm. This dataset should include images of both healthy and abnormal cases, along with corresponding labels or annotations indicating the presence or absence of specific conditions.

2. **Preprocessing:** The next step is to preprocess the medical images to prepare them for analysis. This may include resizing the images, converting them to grayscale, and normalizing their intensity values. The goal of preprocessing is to ensure that the images are consistent and suitable for analysis by the algorithm.
3. **Feature Extraction:** In this step, relevant features are extracted from the preprocessed medical images. This may include identifying and extracting the regions of interest (ROI), such as tumors, blood vessels, or bones. The extracted features are then used as input to the machine learning algorithm.
4. **Algorithm Training:** Once the features have been extracted, the algorithm is trained on the dataset using a suitable machine learning technique, such as supervised learning, unsupervised learning, or deep learning. During training, the algorithm learns to associate certain features with specific conditions, allowing it to make predictions about the presence or absence of conditions in new images.
5. **Model Validation:** After training, the algorithm's performance is evaluated on a separate validation dataset to assess its accuracy. This may involve comparing the algorithm's predictions to ground truth labels or annotations, and calculating metrics such as sensitivity, specificity, and accuracy.
6. **Deployment:** Finally, if the algorithm performs well on the validation dataset, it can be deployed for use in a clinical setting. This may involve integrating the algorithm into a software application or medical device that can analyze images and provide results to doctors and patients.

These are the general steps in the process of using machine learning algorithms to analyze

medical images. However, the specific steps and techniques used can vary depending on the type of medical images being analyzed and the specific conditions being targeted.

AI-based image analysis can be used to detect early signs of cancer, helping doctors to catch the disease in its early stages when it is more treatable. This can greatly improve patient outcomes, as early detection can mean the difference between a cure and a much more serious illness. AI-based image analysis can also be used to detect other types of diseases, such as heart disease and brain conditions, by analyzing images of the heart and brain.

This technology has the ability to transform the way we diagnose and treat medical conditions, leading to better patient outcomes and improved quality of life.

AI can also be used to design personalised medical implants. The steps involved¹² in the design of a custom implant from CT images typically include the following:

1. **Image acquisition:** A CT scan of the patient's anatomy is taken, usually of the area where the implant is to be placed. The images are then transferred to a computer for processing.
2. **Image segmentation:** The CT images are segmented to separate the relevant structures from the surrounding tissues. This is typically done using software algorithms or manual techniques.
3. **Implant design:** Based on the segmented images, the implant design is created using computer-aided design (CAD) software.¹³ The implant is designed to fit the patient's specific anatomy and to address the medical condition that requires the implant.
4. **Simulation:** The implant design is then simulated in a virtual environment to

test its fit and performance.¹⁴ This helps to identify any potential issues before the implant is physically manufactured.

5. **Manufacturing:** Once the design has been finalized, the implant is manufactured using a variety of techniques, such as 3D printing¹⁵, CNC machining, or casting.
6. **Quality control:** Before the implant is used, it undergoes a series of quality control tests to ensure that it meets the necessary specifications and standards.
7. **Implantation:** The custom implant is then surgically implanted into the patient.

Artificial Intelligence can play a significant role in supporting CT image-based customized implant design. The following are some of the ways in which AI can support this process:¹⁶

- **Image Segmentation:** AI algorithms can be used to automatically segment images, separating the bones from the surrounding tissue and creating a 3D model of the bone. This enables the design of implants that are specifically tailored to the shape and structure of the patient's bones.
- **Implant Optimization:** Using AI algorithms, implant design can be optimized to ensure that it provides the best possible fit and stability. This can involve simulating the implant's behavior in various scenarios, such as during movement and stress, to identify potential areas of weakness or instability.
- **Material Selection:** AI can be used to recommend the best material for an implant based on the patient's specific needs, such

as biocompatibility and resistance to wear and tear. This can improve the success rate of the implant and reduce the likelihood of complications.

- **Surgical Planning:** AI can be used to help plan surgical procedures, providing doctors with information about the best placement and orientation of implants. This can help to minimize the risk of complications and improve patient outcomes.
- **Personalized Treatment:** AI algorithms can be used to develop personalized treatment plans based on a patient's specific needs, such as age, medical history, and lifestyle. This can help to ensure that the implant is optimized for the patient's unique circumstances.

CONCLUSION

AI has the potential to revolutionize the field of biomechanics by providing new insights and improving our understanding of the human body. AI-based methods can be used to analyze large amounts of data - based on gender, age, other significant characteristics, -and extract new insights, which can be used to improve diagnosis, treatment, and prevention of injuries and diseases. In this paper, we have discussed the current state of AI in biomechanics and the potential applications and benefits of AI in this field. However, it is important to note that further research is needed to fully understand the potential of AI in biomechanics and to ensure that AI-based methods are used ethically and responsibly.

Author contributions: Lajos Borbás and Peter Ficzer conducted equally part of the literature review, wrote the manuscript and suggested specific ways of how the models should be improved further.

Conflict of interest: None.

REFERENCES

1. *Yu KH, Beam AL, Kohane IS.* Artificial intelligence in healthcare. *Nature biomedical engineering.* 2018;2(10): 719-31.
2. *Maghrour Zefreh M, Török A.* Distribution of traffic speed in different traffic conditions: an empirical study in Budapest. *Transport.* 2020;35(1): 68-86.
3. *Borsodi E, Takács Á.* Generative Design: An Overview and Its Relationship to Artificial Intelligence. *Design of machines and structures: a publication of the University of Miskolc.* 2022; 12(2):54-60.
4. *Alam A.* Possibilities and apprehensions in the landscape of artificial intelligence in education. In *2021 International Conference on Computational Intelligence and Computing Applications (ICCICA) 2021.* p. 1-8.
5. *Torok A, Pauer G.* Safety aspects of critical scenario identification for autonomous transport. *Cognitive Sustainability.* 2022;1(3).
6. *Palya Z, Kiss RM.* Biomechanical analysis of the effect of compression sportswear on running. *Materials Today: Proceedings.* 2020;32:133-8.
7. *Tóth BK, Lengyel A.* Novel curve fitting method based on constrained optimization for the modelling of human brain aneurysms using Mooney-Rivlin hyperelastic materials in the entire range of deformations til rupture. *Acta of Bioengineering and Biomechanics.* 2022;24(2):14.
8. *Homayounfar SZ, Andrew TL.* Wearable sensors for monitoring human motion: a review on mechanisms, materials, and challenges. *Slas Technology: Translating Life Sciences Innovation.* 2020; 25(1):9-24.
9. *Alqutaibi AY.* Artificial intelligence (AI) models show potential in recognizing the dental implant type, predicting implant success, and optimizing implant design, *Journal of Evidence-Based Dental Practice.* 2023;101836, ISSN 1532-3382.
10. *Mouloodi S, Rahmanpanah H, Gohari S, Burvill C, Ming Tse K, Davies HMS.* What can artificial intelligence and machine learning tell us? A review of applications to equine biomechanical research. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials.* Volume 123. 2021; 104728, ISSN 1751-6161.
11. *Györi M, Ficzere P.* Increasing role of sections caused by 3D modelling. *Periodica Polytechnica Transportation Engineering.* 2016;44(3):164–171.
12. *Marqiz N, Horváth E, Ficzere P.* A new methodology for designing a skull implant. *Annual Research & Review in Biology.* 2021;36(9):21-30.
13. *Ficzere P.* Research on and practice of Additive Manufacturing technologies. *Hungarian Journal of Industry and Chemistry.* 2022;49(2):59–64.
14. *Ficzere P, Borbás L.* Experimental dynamical analysis of specimens' material properties manufactured by additive technologies. *Materials Today: Proceedings.* 2019;352-7.
15. *Alzyod H, Ficzere P.* The influence of the layer orientation on ultimate tensile strength of 3D printed Poly-lactic Acid. *Jordan Journal of Mechanical and Industrial Engineering.* 2022;16(3): 361-7.
16. *Chen Z, Liu Y, Xie X, Deng F.* Influence of bone density on the accuracy of artificial intelligence-guided implant surgery: An in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2022 Apr 22:S0022-3913(21)00414-5.

A GENERATÍV TERVEZÉS BIOMECHANIKAI ALKALMAZÁSÁNAK LEHETŐSÉGEI

Ficzere Péter¹, Borbás Lajos^{2*}

¹ Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Közlekedésmérnöki és Járműmérnöki Kar, Vasúti Járművek és Járműrendszeranalízis Tanszék

² Edutus Egyetem, Műszaki Intézet



DOI: 10.17489/biohun/2023/1/581

Absztrakt

A „generatív tervezés” során a termékkel szemben támasztott követelményeket összegezzük az elvárt funkciók megadásával, pontosítva: a funkcióknak megfelelő paraméterekkel írjuk le, mit szeretnénk létrehozni. A tervezési folyamat során különféle szempontok szerinti optimalizálást is végezhetünk, így a kiinduló feltételeknek megfelelő lehetséges megoldások közül választhatjuk ki a számunkra megfelelő valóságos változatot. Megfelelő adatbázisok birtokában a mesterséges intelligencia (AI) használatával számos új alkalmazási lehetőség nyílik olyan területeken, mint az egészségügy, a pénzügy, a közlekedés és az oktatás. A biomechanika tudományterületén a mesterséges intelligencia javíthatja az emberi test működésének megértését, új ismereteket nyújthat a sérülések és betegségek diagnosztizálásához, kezeléséhez, megelőzéséhez. A mesterséges intelligenciát olyan alkalmazásokhoz használhatjuk, mint például a kép- és mozgáselemzés, a sérülésveszély előrejelzése, az adatgyűjtés, előfeldolgozás, jellemző kivonatolás, algoritmusképzés, modellérvényesítés és telepítés folyamata. E tanulmány célja, hogy betekintést engedjen a generatív tervezés – adott esetben mesterséges intelligenciát is felhasználó – biomechanika területét érintő lehetőségeibe.

Kulcsszavak: generatív tervezés, additív gyártás (AM), személyre szabott orvosi implantátum, biomechanika, szimuláció

APPLICATION POSSIBILITIES OF GENERATIVE DESIGN IN BIOMECHANICS

Abstract

In case of “generative design”, we summarize the requirements of the product by specifying the expected functions, and specify what we want to create by describing the parameters corresponding to the functions. During the design process, we can also optimize the product according to various criteria, so that we can choose the realistic solution that meets our initial requirements. With the right databases, the use of artificial intelligence (AI) opens up a range of new applications in areas

***Levelező szerző elérhetősége:** Edutus Egyetem, Műszaki Intézet, H-2800 Tatabánya, Stúdió tér 1. **E-mail:** borbas.lajos@edutus.hu **Tel.:** +36 34 520-400

Citáció: Ficzere P, Borbás L. A generatív tervezés biomechanikai alkalmazásának lehetőségei. *Biomech Hung.* 2023;16(1):50-4.

Beérkezés ideje: 2023.04.06. **Elfogadás ideje:** 2023.06.16.

such as health, finance, transport and education. In the field of biomechanics, AI can improve our understanding of how the human body works and provide new insights for the diagnosis, treatment and prevention of injuries and diseases. Artificial intelligence can be used for applications such as image and motion analysis, injury risk prediction, data collection, pre-processing, feature extraction, algorithm training, model validation and deployment processes. This paper aims to provide insight into the potential of artificial intelligence in the field of biomechanics.

Keywords: generative design, Additive Manufacturing (AM), taylor made medical implants, biomechanics, simulation

BEVEZETÉS

A generatív tervezés egy olyan tervezési megközelítés, amely az algoritmusok és a számítógépes szimulációk segítségével készült modellekkel és adatokkal dolgozik, optimalizálja a tervezett részek szerkezetét és teljesítményét.¹ A tervezés során a termékkel szemben támasztott követelményeket összegezzük az elvárt funkciók megadásával, melyeket paraméterekkel írunk le, így létrehozva az elképzeléseink szerinti objektumot. A biomechanika területén a generatív tervezés lehetőségeit több módon is ki lehet használni:

1. Testre szabott implantátumok és protézisek tervezése: A generatív tervezés segítségével testre szabott implantátumokat és protéziseket lehet tervezni, amelyek jobban illeszkednek a beteg testének geometriai és szilárdsági jellemzőihez, és optimális funkcionális teljesítményt biztosítanak.
2. Sokkal nagyobb mértékű stabilitást nyújtanak (szekunder stabilitás: implantátum integrációja) a megfelelő felületi struktúrával kialakított implantátumok. Ilyen felületi struktúrákat csak additív gyártástechnológiákkal lehet előállítani.
3. Orvosi eszközök és berendezések optimalizálása: a generatív tervezés segítségével lehet optimalizálni az orvosi eszközök és berendezések tervezését annak érdekében, hogy javítsák azok hatékonyságát, csökkentsék a súlyt és a méretet, valamint minimalizálják a gyártási költségeket.

A GENERATÍV TERVEZÉS ÉS AZ ADDITÍV GYÁRTÁSTECHNOLÓGIÁK EGYÜTTES ALKALMAZÁSA

A generatív tervezés és az additív (felépítéses) gyártástechnológiák szorosan összekapcsolódnak egymással, és együtt új lehetőségeket kínálnak a tervezés, valamint a gyártás terén. A generatív tervezés az algoritmusok és számítógépes szimulációk felhasználásával optimalizálja a tervezett részek szerkezetét és teljesítményét. Ezáltal a tervezők nagyobb rugalmasságot és szabadságot kapnak a tervezési folyamatban, és lehetőség nyílik a hatékonyabb tervezési lehetőségek felfedezésére.

Az additív gyártástechnológiák olyan eljárások, amelyek során az alkatrészek, modellek rétegről rétegre történő felépítése révén készülnek. Az additív gyártástechnológiák lehetővé teszik a modellek gyorsabb és hatékonyabb gyártását, csökkentik a hulladékot és a gyártási költségeket², valamint lehetővé teszik összetett geometriák elkészítését és a testre szabás lehetőségét.

Az additív gyártástechnológiák és a generatív tervezés együttes alkalmazása lehetővé teszi a tervezési folyamatok hatékonyabbá és optimalizáltabbá tételét. A generatív design segítségével optimalizált tervek hozhatók létre, amelyek jobban kihasználják az additív gyártástechnológiák által biztosított lehetőségeket. Az additív gyártástechnológiák segítségével a generatív design által létrehozott tervek gyorsan és hatékonyan gyártásba vihetők.

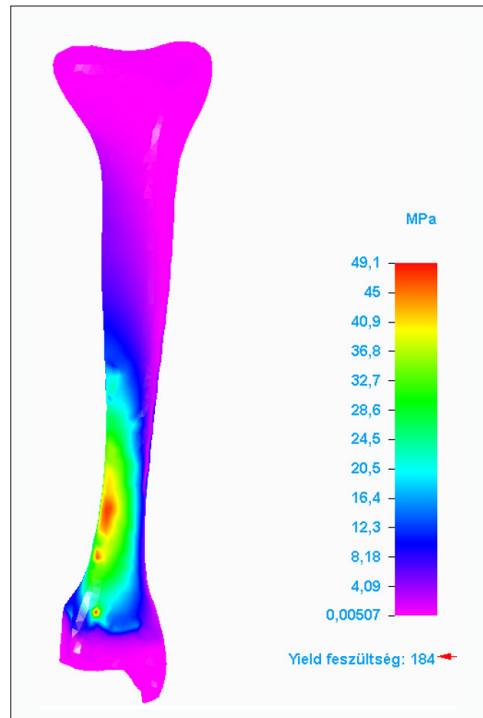
Az additív gyártástechnológiák, mint például a 3D nyomtatás, lehetővé teszik a tervezők számára, hogy gyorsan és könnyen létrehozzanak prototípusokat és a generatív design segítségével optimalizálják azokat. Az alábbiakban néhány példa látható a generatív design és az additív gyártástechnológiák együttes alkalmazásának előnyeire:

- Súlycsökkentés: a generatív tervezés lehetővé teszi az optimalizált struktúrák létrehozását, amelyek jelentősen csökkentik a termék súlyát, miközben megőrzik a szükséges szilárdságot és stabilitást. Az additív gyártástechnológiák lehetővé teszik az ilyen bonyolult geometriák gyors és hatékony létrehozását.³
- Anyagfelhasználás: a generatív tervezés az anyagok hatékonyabb felhasználását eredményezi, mivel csak az adott funkcióra tervezett részek gyártására van szükség. Az additív gyártástechnológiák lehetővé teszik a tervezett részek pontos és pontosan illeszkedő elkészítését.⁴
- Funkcionális tervezés: a generatív tervezés lehetővé teszi a funkcionális tervezést, amely a részek teljesítményét maximalizálja (pl. rugalmassági viszonyok, deformációk) a megfelelő alak, szilárdság és súly kombinációjának kialakításával. Az additív gyártástechnológiák lehetővé teszik az ilyen bonyolult geometriák kivitelezését, amire hagyományos gyártási eljárásoknál (pl. forgácsolás, hideg-, vagy meleg alakítás) nem lenne lehetőség.
- Gyors prototípusok: A generatív tervezés segítségével gyorsan és hatékonyan lehet előállítani különböző prototípus geometriákat, amelyeket az additív gyártástechnológiák segítségével könnyen és gyorsan lehet létrehozni.⁵ Ez lehetővé teszi a tervezők számára, hogy különböző verziókat készítsenek és teszteljék a tervezési folyamat különböző szakaszaiban.^{6,7}

EREDMÉNYEK

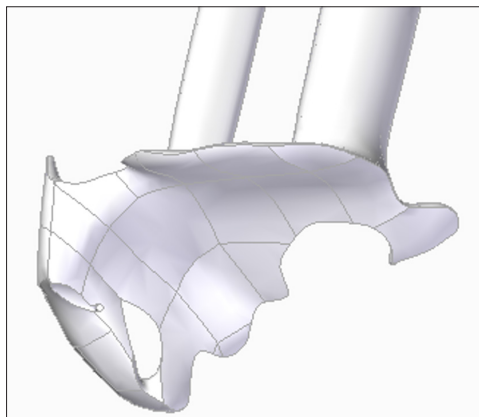
Az additív gyártástechnológiák egyik leggyakoribb felhasználási területe a személyre szabott orvosi implantátumok területén mutatkozik meg. Ilyen esetekben a CT felvételek alapján elő tudjuk állítani a kívánt, a páciens ép csontjaihoz megfelelően illeszkedő geometriát. A csont anyagjellemzőinek ismeretében⁸⁻¹⁰ pedig meg tudjuk határozni, milyen mértékű deformációt szenved a csont adott igénybevétel esetén, avagy mely részein mekkorák a feszültségek, ahogy az *1. ábrán* is látható.

A deformációk, valamint a csont környezetének ismeretében már lehetőségünk van generatív tervezés segítségével meghatározni egy olyan alakot, amit adott (ismert) anyagjellemzőkkel rendelkező alapanyagból legyártva az eredeti csont deformációs viselkedésével meg-

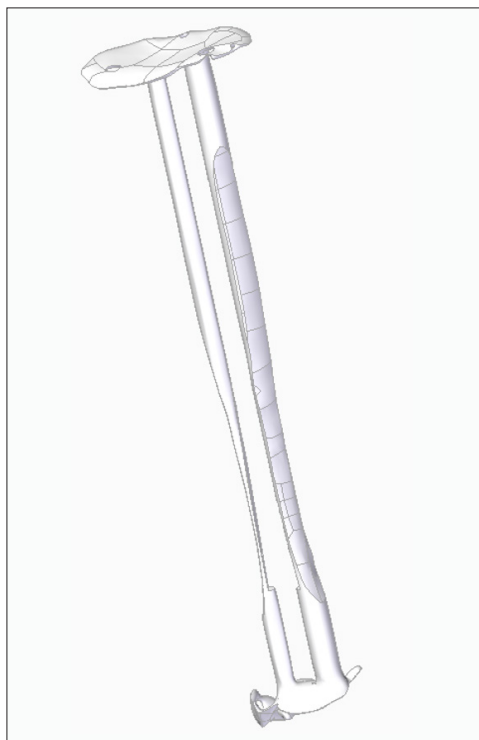


1. ábra. Feszültségeloszlás human tibia hossztengetly terhelése során⁹

egyező tulajdonságokkal rendelkeznek. A vizsgálat elvégzése előtt természetesen szükséges, hogy definiáljuk, az ún. megmaradó régiókat, amire példát mutat a [2. ábra](#).



2. ábra. Megmaradó régió a csatlakozó felületeknél



3. ábra. Generatív tervezés eredményeként kapott geometria

Ezek azok a területek, felületek, adott vastagsággal (és más geometriai méretekkel), amin nem engedjük, hogy a szoftver módosításokat végezzen a szimuláció során, hiszen ezen felületek mentén csatlakozik majd az implantátum a környezetéhez, a szomszédos csontokhoz.

Ilyen korlátozó feltételek mellett elvégezve a szimulációt megkaphatjuk azt a geometriát, ami ugyanolyan mértékű alakváltozási tulajdonságokkal rendelkezik egy adott terhelés hatására, mint az eredeti csont. A generatív tervezési folyamat egy lehetséges eredményét mutatja a [3. ábra](#).

A [3. ábrán](#) megfigyelhető, hogy a generatív design eredményeképpen kapott geometria – összetettsége okán – gyakorlatilag csak additív gyártástechnológia valamely eljárásával valósítható meg.

ÖSSZEGZÉS

A generatív tervezés olyan megközelítés, amely az algoritmusok és a számítógépes szimulációk segítségével optimalizálja a tervezett részek szerkezetét (geometriák és kapcsolatok) és teljesítményét. Ezt a módszert a biomechanika területén is ki lehet használni, például testre szabott implantátumok és protézisek tervezésére, valamint adott célra tervezett orvosi eszközök és berendezések optimalizálására.

Az additív gyártástechnológiák olyan eljárások, amelyek rétegről rétegre építik fel a kívánt geometriát. Az ilyen technológiák lehetővé teszik a gyorsabb és hatékonyabb gyártást, csökkentik a hulladékot és a költségeket, valamint nagyobb geometriai összetettséget és testre szabhatóságot biztosítanak.

Az additív gyártástechnológiák és a generatív tervezés együttes alkalmazása lehetővé teszi a

tervezési folyamatok hatékonyságának növelését, biztosítva a különböző célú optimalizálások megvalósítását. Az optimalizált tervek jobban kihasználják az additív gyártástechnológiák lehetőségeit, gyorsabban és hatékonyabban gyártathatók.

További előnyeként említhetjük a súlycsökkentést és az optimalizált anyagfelhasználást. Az optimalizált struktúrák jelentősen csökkenthetik a súlyt, miközben megőrzik és biztosítják a szükséges és elvárt szilárdságot és stabilitást. Mindezek együttes hatása költség-

csökkentést, valamint a hulladék mennyiségének csökkentését eredményezi.

Az additív gyártástechnológiák és a generatív tervezés együtt alkalmazhatók a prototípusok és alkatrészek gyorsabb és hatékonyabb létrehozása érdekében. Az új tervezési és gyártási lehetőségek jelentősen hozzájárulnak az orvostechnológiai eszközök és berendezések fejlesztésének felgyorsításához, javítva azok hatékonyságát, csökkentve a költségeket, ezáltal javítva a betegek felépülésében és regenerálásában elért eredményeket.

A szerzők részvétele: B.L. és F.P. ugyanolyan mértékben járultak hozzá az irodalmi feldolgozáshoz és kézirat megírásához.

Összeférhetetlenség: Nincs.

IRODALOM

1. *Borsodi E, Takács Á.* Generative Design: An overview and its relationship to artificial intelligence. Design of machines and structures: a publication of the University of Miskolc. 2022;12(2):54-60. [DOI](#)
2. *Ficzere, P.* Effect of 3D printing direction on manufacturing costs of automotive parts. International Journal For Traffic And Transport Engineering. 2021;11(1):94-101. [DOI](#)
3. *Seregi BL, Ficzere P.* Weight reduction of a drone using generative design. Hungarian Journal of Industry and Chemistry. 2022;49(2):19–22. [DOI](#)
4. *Ficzere P, Bogyá P, Horváth E, Lovas L.* Simplified CAD model of human metacarpal for implantation. Design of Machines and Structures. 2018;8(2):5-12.
5. *Horváth ÁM, Ficzere P.* Rapid prototyping in medical sciences. Production Engineering Archives. 2015;8(3):28-31.
6. *Ficzere P, Borbas L, Torok A.* Validation of Numerically Simulated Rapid-prototype Model by Photoelastic Coating. Acta Mechanica Slovaca. 2014;18(1):14-24.
7. *Szűcs NA, Szép G, Szabó F, Kovács NK.* Korszerű gyártástechnológiák szerepe az egyszer használatos orvostechnikai eszközök fejlesztésében. Polimerek. 2016;2(8):232-237.
8. *Ficzere P, Borbás L, Falk Gy.* Csont anyagtulajdonságainak megfelelő anyagmodellek előállítása additív gyártástechnológiákkal. Biomech Hung. 2018;11(2):77-83.
9. *Ficzere P, Borbás L.* Csontok anyagjellemzőinek közelítése a gyártástechnológiai paraméterek módosításával 3D nyomtatás esetén. Biomech Hung. 2017;10(2):22 Paper: A-008.
10. *Ficzere P.* Design questions of the individual medical implants. In: *Haber I, Bogdan Cs, Szoke A. editors.* Proceedings of 4th International Interdisciplinary 3D Conference: Engineering Section. Pécs, University of Pécs. 2018;115:57-67.