

# BIOMECHANICA HUNGARICA

A Magyar Biomechanikai Társaság tudományos folyóirata

XVII. évfolyam 1. szám: 2024. szeptember 18.

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

Alapítva: 2008.

## SZERKESZTŐSÉG

### Alapító

Csernátony Zoltán<sup>†</sup>

### Főszerkesztő

Kiss Rita M.

### Szerkesztő

Manó Sándor

### Szerkesztőbizottság

Alon Wolf  
Bojtár Imre  
Borbás Lajos  
Fekete Károly  
Halász Gábor  
Hamid Sharim  
Jacek Karski  
Josef Eberhardsteiner  
Kiss László  
Kurutzné Kovács Márta  
Luca Cristofolini  
Noviczki Miklós  
Nyitrai Miklós  
Pálinkás Judit  
Sárosiné Lakatos Éva  
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 [bojtár.imre@cmk.bmc.hu](mailto:bojtár.imre@cmk.bmc.hu)

### State of the Art

Halász Gábor [ghalasz@hds.bmc.hu](mailto:ghalasz@hds.bmc.hu)

### Továbbképzés

Borbás Lajos [borbas@kge.bmc.hu](mailto:borbas@kge.bmc.hu)

### Eredeti közlemények

Kiss Rita M. [rita.kiss@mogi.bmc.hu](mailto:rita.kiss@mogi.bmc.hu)

### Mozgásvizsgálat és -terápia

Szőke György [sceleto@freemail.hu](mailto:sceleto@freemail.hu)

### Történet

Noviczki Miklós [noviczki@josa.hu](mailto:noviczki@josa.hu)

### Cégbemutató

Manó Sándor [manos@med.unideb.hu](mailto:manos@med.unideb.hu)

## Kiadó

Magyar Biomechanikai Társaság  
1111 Budapest, Műegyetem rakpart 3.

## Felelős kiadó

Kiss Rita M.

## A szerkesztőség elérhetőségei

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

## Kéziratbeküldés, cikkek letöltése

[www.biomechanica.hu](http://www.biomechanica.hu)

## Online ISSN

HU ISSN 2060-4475

## DOI előtag

10.17489

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



---

**BIOMECHANICA HUNGARICA**

A scientific journal of the Hungarian Society of Biomechanics

Volume XVII, Issue 1: 18<sup>th</sup> September, 2024Journal website: [www.biomechanica.hu](http://www.biomechanica.hu)Founded in 2008.

---

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

Rita M Kiss

**Editor**

Sándor Manó

**Editorial board members**

Alon Wolf

Imre Bojtár

Lajos Borbás

Károly Fekete

Gábor Halász

Hamid Sharim

Jacek Karski

Josef Eberhardsteiner

László Kiss

Márta Kurutzné Kovács

Luca Cristofolini

Miklós Noviczki

Miklós Nyitrai

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

---

**Publisher**Hungarian Society of Biomechanics  
1111 Budapest, Műgyetem rakpart 3.**Responsible publisher**Rita M Kiss

---

**Editorial board contact**

Address: 1111 Budapest, Műgyetem rakpart 3.

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

E-mail: [chiefeditor@biomechanica.hu](mailto:chiefeditor@biomechanica.hu)

---

**Manuscript submission, paper downloads**[www.biomechanica.hu](http://www.biomechanica.hu)

---

**Online ISSN**

HU ISSN 2060-4475

**DOI prefix**10.17489

---

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

Biomechanica Hungarica is a member of the DOAJ.



## TARTALOMJEGYZÉK

---

### *Köszöntő*

Kiss Rita M ..... 5

### *Eredeti közlemények*

Revíziós, teljes ízületi térdprotézis implantátum felületének optimalizálása céljából érdesített implantátum anyagok mikroszkópiai és sejtkultúrárs vizsgálata

Buzás Krisztina, Tóth Zsolt, Blaskovics Gábor..... 7

Improvement for the hemodynamic solver, First Blood, using the MacCormack scheme

Richárd Wéber, Márta Viharos, György Paál ..... 17

Fotopolimer alapú ectoparazita eltávolító eszköz mechanikai modellezése

Gombos Ákos, Kossa Attila ..... 24

### *Mozgásvizsgálat és -terápia*

Az egésztest vibráció, mint rehabilitációs módszer az elülső keresztszalag rekonstrukció után. Szisztematikus irodalom áttekintés

Nagy Helga, Jánkné Bacskai Katalin, Tihanyi József..... 34

### *Továbbképzés*

Factors influencing osseointegration: A review  
Alexandra Bereczki, Péter Ficzere..... 50

## TABLE OF CONTENTS

---

### *Editorial*

Rita M Kiss..... 5

### *Original articles*

Facilitating osseointegration of joint prostheses with porous and biocompatible implants: microscopic and cell culture investigations

Krisztina Buzás, Zsolt Tóth, Gábor Blaskovics ..... 7

Improvement for the hemodynamic solver, First Blood, using the MacCormack scheme

Richárd Wéber, Márta Viharos, György Paál ..... 17

Mechanical modelling of a photopolymer-based ectoparasite removal device

Ákos Gombos, Attila Kossa ..... 24

### *Motion analysis and -therapy*

Whole body vibration as a rehabilitation method after anterior cruciate ligament reconstruction. Systematic review

Helga Nagy, Katalin Jánkné Bacskai, József Tihanyi ..... 34

### *Further studying*

Factors influencing osseointegration: A review  
Alexandra Bereczki, Péter Ficzere..... 50

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!







## KÖSZÖNTŐ

Kiss Rita M.

főszerkesztő

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

---

### Kedves Olvasó!

Örömmel jelentem, hogy a *Biomechanica Hungarica* XVII. évfolyamának első „ropogósan” friss lapszámát olvassák, továbbra is online formában. Ez a lapszámunk nem tematikus, azaz célunk a biomechanika sokszínűségének bemutatása egy lapszámon belül is.

Magyar nyelvű cikkben kerül összefoglalásra a revíziós, érdesített térdízületi protézisek vizsgálata, az egész testes vibráció hatásának elemzése elülső keresztszalag sérülések rehabilitációja esetén, valamint a fotopolimer alapú ektoparazita eltávolító eszköz mechanikai modellezését. Ebben a lapszámban két angol nyelvű cikket olvashatnak, melyek közül az egyik a hemodinamikai modellezés tématerületére fókuszál, a másik kapcsán pedig irodalmi összefoglalót olvashatnak a csontosodást befolyásoló tényezőkről.

### Kedves Olvasók!

Bízom benne, hogy ebben a lapszám is elnyeri tetszésüket, a bemutatott eredményeket kutatásaikban fel tudják használni. Várjuk fontos, érdekes eredményeiket bemutató cikkeket a 2024. év második lapszámába.

Élményekben gazdag pihenést kívánok Önöknek!

*Budapest, 2024. szeptember 18.*

# ÍZÜLETEINK VÉDELMÉRE



## INTRAARTIKULÁRIS INJEKCIÓ

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

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

## SYNOTABS®

### PORCERŐSÍTŐ TÁPLÁLÉK KIEGÉSZÍTŐ

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



**PREMED PHARMA KFT.**  
CÍM 2040 Budaörs, Gyár u. 2.  
TELEFON 06 23 889 700  
FAX 06 23 889 710  
E-MAIL [info@premedpharma.hu](mailto:info@premedpharma.hu)  
WEB [www.premedpharma.hu](http://www.premedpharma.hu)



# REVÍZIÓS, TELJES ÍZÜLETI TÉRDPROTÉZIS IMPLANTÁTUM FELÜLETÉNEK OPTIMALIZÁLÁSA CÉLJÁBÓL ÉRDESÍTETT IMPLANTÁTUM ANYAGOK MIKROSZKÓPIAI ÉS SEJTKULTÚRÁS VIZSGÁLATA

Buzás Krisztina<sup>1</sup>, Tóth Zsolt<sup>1</sup>, Blaskovics Gábor<sup>2\*</sup>

<sup>1</sup> Szegedi Tudományegyetem

<sup>2</sup> Metrimed Kft.



DOI: 10.17489/biohun/2024/1/593

## Absztrakt

**Bevezetés:** Jelen kutatás egy állandó orvostechikai problémára, a térdprotézisek beültetésének egyedi helyzetére kíván hatékonyabb megoldást adni. Az ízületi protézisek tartóssága és sikere kulcsfontosságú a betegek életminőségének javításában. A protézis stabilitása szorosan kapcsolódik az oszteointegrációhoz, azaz az implantátum sikeres rögzüléséhez a környező csontszövethez. A porozitás és biokompatibilitás kiemelkedő jelentőséggel bír az oszteointegráció elősegítésében, de az anyagminőség is alapvető fontosságú a sikeres implantációhoz.

**Anyagok és módszerek:** Három különböző anyagösszetételű korongot vizsgáltunk, amelyeken porfúvással porózus felületet hoztak létre. A vizsgálatokhoz optikai mikroszkópot, pásztázó elektronmikroszkópot (SEM), atomi erő mikroszkópot (AFM), in vitro sejtkultúra tesztek és valós idejű polimeráz láncreakciót (qPCR) alkalmaztunk.

**Eredmények:** A mikroszkópiai vizsgálatok a megfelelő anyagminőséget és a felületi érdességet támasztották alá. A qPCR eredmények azt igazolták, hogy a korongok indukálják a mezenchimális őssejtek (MSC) csontirányú differenciációját ezzel elősegítve az oszteointegrációt. A sebgyógyulási esszé eredményei szerint a korongok biokompatibilisek, mert nem akadályozták a sejtek migrációját vagy proliferációját.

**Megbeszélés:** Az ízületi protézisek tartósságának növelése érdekében kulcsfontosságú a megfelelő felületkialakítás és anyagminőség kiválasztása. A vizsgálati eredmények azt támasztják alá, hogy a tesztelt felületek implantátumban való alkalmazása a beültethetőség minőségét javítja, felhasználással a betegek jobb életminősége és az implantátumok hosszabb élettartama érhető el.

**Kulcsszavak:** implantátum, mikroszkópia, sejtkultúrális vizsgálat

**\*Levelező szerző elérhetősége:** Metrimed Orvosi Műszergyártó Kft. H-6800 Hódmezővásárhely, József Attila u. 3.

**E-mail:** [ugyvezeto@metrimed.hu](mailto:ugyvezeto@metrimed.hu) **Tel.:** +36 62 535-470

**Citáció:** Buzás K, Tóth ZS, Blaskovics G. Revíziós, teljes ízületi térdprotézis implantátum felületének optimalizálása céljából érdesített implantátum anyagok mikroszkópiai és sejtkultúrális vizsgálata. *Biomech Hung.* 2024;17(1):7-16.

**Beérkezés ideje:** 2023.12.11. **Elfogadás ideje:** 2024.02.07.



## FACILITATING OSSEOINTEGRATION OF JOINT PROSTHESES WITH POROUS AND BIOCOMPATIBLE IMPLANTS: MICROSCOPIC AND CELL CULTURE INVESTIGATIONS

### Abstract

**Introduction:** The present research aims to provide a more effective solution to a permanent medical technology problem, the unique situation of implanting knee prostheses. The durability and success of joint prostheses are of paramount importance in enhancing the quality of life for patients. Prosthesis stability is closely linked to osseointegration, which refers to the successful integration of the implant with the surrounding bone tissue. Porous and biocompatible surfaces play a critical role in promoting osseointegration, but material quality is also fundamentally important for successful implantation.

**Materials and Methods:** We examined three discs with different material compositions, each of which had a porous surface created through sandblasting. Our investigations involved the use of optical microscopy, scanning electron microscopy (SEM), atomic force microscopy (AFM), in vitro cell culture tests, and quantitative polymerase chain reaction (qPCR).

**Results:** Microscopic examinations confirmed the appropriate material quality and surface roughness. Results of the qPCR analysis demonstrated that the discs induced bone-oriented differentiation of mesenchymal stem cells (MSC), thereby promoting osseointegration. According to the wound healing assay results, the discs were biocompatible, as they did not impede cell migration or proliferation.

**Discussion:** To enhance the longevity of joint prostheses, the selection of the appropriate surface design and material quality is crucial. The study results support the application of the tested surfaces in implants, improving the quality of implantability, and thereby achieving better patient quality of life and extended implant lifespan.

**Keywords:** implant, microscopy, cell culture investigation

### I. BEVEZETÉS

Egy implantátum tartóssága nemcsak az anyag szilárdságában rejlik, nagymértékben függ attól, hogy a protézis milyen mértékben rögzül a környező szövetekhez.<sup>1</sup> A múltban ez a stabilitás elsősorban csavarok és csontcementek segítségével valósult meg, azonban fokozottabb rögzítés érhető el, ha a csontszövet az implantátum mátrixba növekszik, és ezzel az implantátumot stabilan az élő csonthoz köti.<sup>2</sup>

Az ízületi implantátum veszteségének két fő oka az aszeptikus meglazulás és a periprotezikus ízületi fertőzés.<sup>3</sup> Az elsődleges és a revíziós helyettesítő műtétek számának növekedésével

az ilyen hibák kiküszöbölésére irányuló megoldások egyre fontosabbá válnak. Az aszeptikus implantátumlazulásnak számos eredője lehet. Ide tartozik az implantátumnak a csonthoz viszonyított mikromotációja, a kopási részecskék képződése, amely gyulladáshoz, illetve csontfelszívódáshoz vezet, valamint az elégtelen oszteointegráció.<sup>4</sup>

Az implantátum és a csont érintkezési helyén kialakuló csontszövet beágyazódás, azaz az oszteointegráció biztosítja az implantátum sikeres beépülését és feladatának hosszútávú megőrzését.<sup>5</sup>

A porózus felületek kulcsfontosságúak az implantátumok tervezésében, mivel elősegítik az

oszteointegrációt és a csontszövet növekedését.<sup>6</sup> A felületi topográfia, azaz a felület mikro- és nanoszintű struktúrája, befolyásolhatja a sejtek tapadását, növekedését és differenciálódását.<sup>7</sup> A porozitás mértékének és eloszlásának gondos tervezése ezáltal lehetővé teszi, hogy az implantátum jobban integrálódjon a környező csontszövetbe, javítva ezzel az implantátum stabilitását és csökkenti a meglazulás kockázatát.<sup>8</sup>

A porozitás mellett a felület megfelelő anyagminősége is alapvető feltétele a sikeres implantációnak. A biokompatibilis felületek alapvetően biztosítják, hogy az implantátumokat a szervezet nem tekinti idegen anyagnak, így elkerülve a nem kívánt immunreakciókat és gyulladáshoz vezető válaszokat.<sup>9</sup> A biokompatibilitás elérése érdekében az anyagokat úgy választják meg és alakítják ki, hogy azok ne okozzanak irritációt vagy allergiás reakciót, valamint ne legyenek toxikusak a környező szövetek számára.<sup>10</sup>

Az oszteointegrációt támogató porózus, biokompatibilis felületek tehát lehetővé teszik a kívánt sejt típusok gyors, szelektív letapadásának és vándorlásának irányítását, illetve az implantátum hosszútávú problémamentes rögzülését.

Jelen tanulmány célja az oszteointegrációt leginkább elősegítő anyagösszetétel és felület kiválasztása volt. Ennek érdekében háromféle anyagösszetételű, porfúvással felületkezelt korongot vizsgáltunk többfajta mikroszkópiai módszerrel, in vitro sejt kultúrákkal és valósidejű polimeráz láncreakcióval (qPCR). A

munka alapján megbecsülhető a különböző implantátum anyagok biokompatibilitása és csontirányú differenciációt elősegítő hatása, azaz, hogy melyik anyag a legoptimálisabb a kívánt cél eléréséhez.

## 2. ANYAGOK ÉS MÓDSZEREK

### 2.1. Vizsgált anyagok

A vizsgálatokban háromféle anyagösszetételű korongot (implantátum anyag) hasonlítottunk össze, amelyeken porfúvással egy porózus felület lett kialakítva. A mintákat kódjelzésekkel látták el az [1. táblázatban](#) található módon.

### 2.2. Optikai mikroszkópia

Az optikai mikroszkópiai vizsgálatokhoz egy NIKON ECLIPSE általános mikroszkópot használtunk, ami képes átlátszatlan minták optikai mikroszkópia vizsgálatára reflexiós üzemmódban. A mintákat EPI megvilágítással (halogén lámpa), oldalról történő megvilágítással (hidegfényű LED lámpa) és kombinált megvilágítással vizsgáltuk. Az oldalról érkező fény a mintáról árnyékos képet eredményez, ami a minta felületi egyenetlenségeit jobban érzékelteti. A kombinált megvilágítás egy összetett képet eredményez, amellyel a minta térbeli érdessége jobban megjeleníthető. A képeket mikroszkópos kamerával rögzítettük, a fényintenzitást a mikroszkóp szűrke és napfényszűrői segítségével állítottuk be, a kamera expozíciós ideje 5 ms volt. A vizsgált felület szélessége 4x objektív esetén 3,5 mm, 10x objektívénél 1,4 mm és 20x objektívet alkalmazva 0,7 mm volt.

### 1. táblázat. A vizsgált minták

Kódjelzés	Felépítő elemek	Felületkezelés
5832-3	Titán	Alumínium-oxid
5832-9	Króm-vas-nikkel-molibdén ötvözet	Alumínium-oxid
5832-12	Króm-kobalt-molibdén ötvözet	Alumínium-oxid



### 2.3. Pásztázó elektronmikroszkópia

A pásztázó elektronmikroszkópos (SEM) vizsgálatokhoz HITACHI 4700S hidegkatódos készüléket használtunk másodlagos elektron és visszaszórt elektron üzemmódban. A minták elemi összetételét energiadisziperzív röntgen mikroanalízis (EDX) vizsgálatokkal határoztuk meg. Az objektívtól a minta távolsága 12 mm, a gyorsító feszültség 25 kV volt.

### 2.4. Atomi erő mikroszkópia

A minták felületi morfológiáját PSIA XE100 atomi erő mikroszkóppal (AFM) vizsgáltuk rezgetett (Non-Contact: NC) üzemmódban. A következő jeleket detektáltuk: topográfia-, hiba-, amplitúdó- és fázis jel. A topográfia értékek hisztogramja alapján becslést adtunk az érdesség mértékéről a  $10 \mu\text{m} \times 10 \mu\text{m}$  vizsgált felületen.

### 2.5. Primer mezenchimális őssejtek (MSC)

A primer mezenchimális őssejteket (mesenchymal stem cells – MSC) a laborunkban optimalizált protokoll alapján izoláltuk 6-8 hetes hím C57BL/6 egerek bőr alatti és here környéki zsírszövetéből. Az őssejtek szelektív tenyésztéséhez speciális, mezenchimális őssejtekhez fejlesztett médiumot használtunk (R&D Systems, CCM004, StemXVivo Mesenchymal Stem Cell Expansion Media). A primer MSC kultúrák, hasonlóan a sejtvonalakhoz, fagyasztva folyékony nitrogénben tárolhatók, de osztódási kapacitásuk véges. A kísérleteket a Szegedi Biológiai Kutatóközpont

Állatkísérleti és Etikai Bizottsága és a Magyar Nemzeti Állatkísérleti és Etikai Bizottság engedélye alapján végeztük el. (engedélyezési számok: CSI/01/3929-4/2017 és CSI/01/3929-4/2017).

### 2.6. Oszteoszarkóma sejtvonalak

A tanulmányban humán (MG-63) és egér (K7M2) oszteoszarkóma sejteket használtunk. Sejtvonalak lévén, mindkét sejt kultúra korlátlan osztódási kapacitással rendelkezik, jól tárolható folyékony nitrogénben és standard körülmények között tartható, ezért kísérletes eredményeink összehetők más laborokban kapott eredményekkel. Az MG-63 sejteket ATCC formulájú Eagle-féle minimális esszenciális médiumban (EMEM), a K7M2 sejteket pedig ATCC formulájú Dulbecco-féle módosított Eagle médiumban (DMEM) tenyésztettük, 10% hőinaktivált FBS hozzáadásával, standard körülmények közt ( $37^\circ\text{C}$ , 5%  $\text{CO}_2$ ).

### 2.7. qPCR

A qPCR analízishez a három különböző alapanyagú (5832-3 (3), 5832-9 (9), 5832-12 (12)) korong mellett növesztett mezenchimális őssejt kultúra, egy kontroll MSC (cont), egy osteogenic differenciációs médiummal kezelt MSC (ODM) és egy egér oszteoszarkóma sejt vonal (MG-63, pozitív cont) is felhasználásra került. A csontdifferenciációs markerek expressziójának nyomon követéséhez a mintákból első lépésben teljes RNS-t izoláltunk ReliaPrep™ RNA Tissue Miniprep System

**2. táblázat.** A csontdifferenciációs markerek expressziójának nyomon követéséhez használt primerek

Név	Primer pár szekvenciái	
Runx2	atctgagattgtggcccg	tagctctgtgtaagtggc
Alp1	cctgggagatggtatggc	attgtccatccagcccg
Col1A1	acgcatggccaagaagacat	gggtttccacgtccacat

#Z6111 kittel, melyhez a gyártó által megadott protokollt követtük. A cDNS elkészítéséhez a reverz transzkripció elegybe 200 ng RNS-t használtunk fel. A reverz transzkripciót követően a cDNS mintákat 3-szorosra hígítottuk a qPCR reakcióhoz. Korábban az RNS izolálás során DNáz-zal kezeltük a mintákat, illetve a qPCR primereit és a reakció körülményeket is úgy állítottuk be, hogy genomi DNS-ről ne tudjon a mérést zavaró ampikon szintetizálódni. A qPCR mérésekhez QIAGEN Rotor-Gene Q MDX eszközt használtunk. A felhasznált célgének expresszió méréséhez [2. táblázatban](#) feltüntetett primereket használtuk fel.

## 2.8. Morfológiai vizsgálat fénymikroszkóppal

A sejt kultúrákon végzett kísérletek legfontosabb eszköze az inverz mikroszkóp, amely a kultúrák mindennapos monitorozását teszi lehetővé, segítségével követhetjük a sejtek morfológiai, valamint osztódási képességükben bekövetkező változásait. Jelen kísérletsorozatban a korongok jelenlétében vizsgáltuk és dokumentáltuk az MSC és MG-63 kultúrák állapotát egy Zeiss Axiovert S100 mikroszkóp és egy Nikon D5000 digitális fényképezőgép segítségével.

## 2.9. Sebgyógyulási esszé

A sebgyógyulási esszé, vagy angol nevén wound healing assay, egy standard in vitro módszer a kollektív sejtmigráció két dimenzióban történő tesztelésére. A teszt során egy konfluens sejt kultúrán „sebet” ejtünk, azaz egy sejtmentes területet alakítunk ki úgy, hogy a sejtrétegbe egy pipettaheggyel sebet karcolunk. A sejtmentes terület szélén ülő sejtek vándorlása révén a seb fokozatosan záródik, a záródás folyamata alatt fényképeket készítünk és folyamatosan monitorozzuk a sebszélek távolságát. A képek szoftveres értékelésével a sebzáródás üteme számszerűsíthető, illetve

különböző minták esetén össze is hasonlítható. Mivel az in vitro sebgyógyulásban nem csupán a sejtek migrációs képessége, hanem proliferációjuk üteme és a sejtek közötti interakciók is szerepet játszanak, ezért a teszt elvégzésével egy lépésben választ kaptunk arra is, hogy a vizsgált korongok befolyásolják-e a fentiekben felsorolt sejtszintű folyamatok bármelyikét.

## 3. EREDMÉNYEK

### 3.1 Minták anyagösszetételének vizsgálata energiadiszipatív röntgen mikroanalízissel (EDX)

A minták anyagösszetételének vizsgálatát energiadiszipatív röntgen mikroanalízissel végeztük el. A röntgenmikroanalízis a minták felületközeli-tartományának (~1  $\mu\text{m}$  mélységig) összetételéről ad információt. Az egyes mintákhoz tartozó röntgenspektrumokat az [1. ábra](#) szemlélteti.

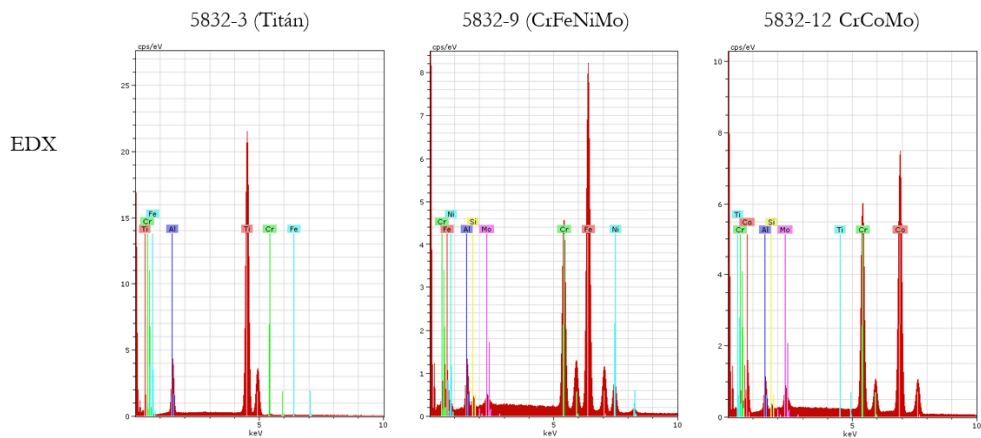
Az alumínium jelenléte minden minta esetében detektálható. Az alumínium alumínium-oxid formában, a porfúvásos felületkezelés következtében jelenik meg a felszínen.

A vizsgálatba bevont három különböző alapanyagú minta fém alkotóelemeinek százalékos összetétele a [3. táblázatban](#) látható.

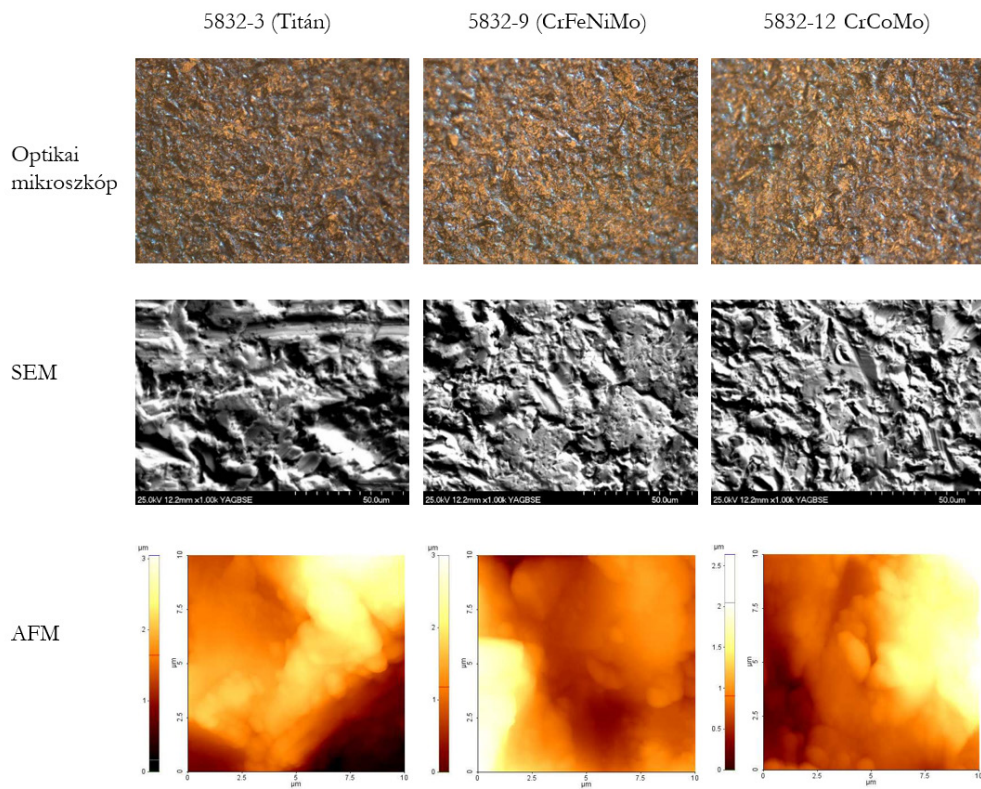
### 3.2. Minták felületének vizsgálata mikroszkópos analízissel (Optikai mikroszkóp, SEM, AFM)

A minták felületének vizsgálatát optikai, pásztázó elektron (SEM) és atomi erő mikroszkóppal (AFM) végeztük el ([2. ábra](#)).

A mikroszkópos vizsgálatok szerint a mintákon a laterális struktúrák mérete az 5-30  $\mu\text{m}$  tartományba esik, egymáshoz képest nagyon hasonlóak. A minták érdekességét az atomi erő mikroszkóp topográfia képeiről készült



1. ábra. A minták röntgenspektruma



2. ábra. A minták felülete

hisztogram alapján lehet megbecsülni (4. táblázat).

Az atomi erő mikroszkóp topográfia képeiről készült hisztogram alapján becsülhető az érdesség értéke a vizsgált  $10\ \mu\text{m} \times 10\ \mu\text{m}$  felületen. Az érdességek nagyságrendileg megegyeznek, a titán mintákon mért érdesség nagyobb, mint az ötvözeteken becsült érdesség értékek.

### 3.3. Zsírszövet eredetű mezenchimális őssejtek megtapadásának és esetleges csontirányú differenciációjának vizsgálata

Következő kérdésünk az volt, hogy a vizsgálatba bevont korongok képesek-e az őssejtek csontirányú differenciáját indukálni.

Ehhez egyrészt az őssejtek – korongok jelenlétében fellépő – morfológiai változásait, másrészt a 48 órás kultúrák csontirányú differenciációjának, a jellegzetes csontmarker (Runx2 (Runt-related transcription factor2), Alp (Alkaline phosphatase), Coll1A1 (type-1-

collagen)) megjelenését vizsgáltuk qPCR segítségével (3. ábra).

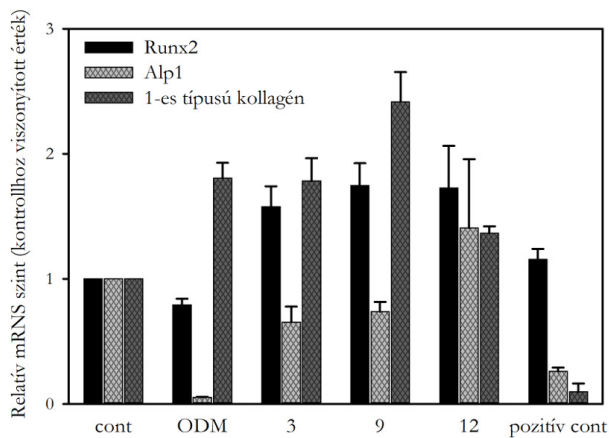
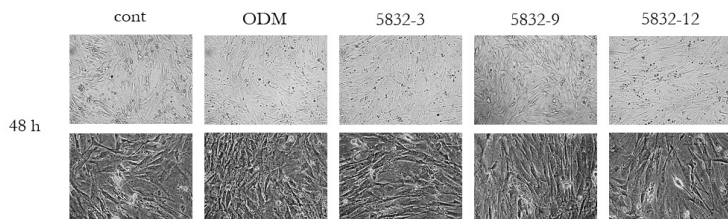
Eredményeink szerint a korongok nem indukáltak morfológiai változást az MSC kultúrákban, azonban a qPCR vizsgálatokból kiderült, hogy a differenciáló médiummal kezelt MSC-k (ODM) és a pozitív kontroll egér oszteoszarkóma (pozitív cont) minták egyaránt drasztikusan csökkent Alp expressziót mutattak, míg a Runx2 nem változott szignifikánsan, viszont a Coll1A1 pedig ellentétes irányú, enyhe növekedést, illetve erőteljes csökkenést mutatott a kezeletlen MSC kontrollhoz képest. A korongokon növesztett minták egyikében sem mutatkozott szignifikáns változás az Alp esetében, míg a Runx2 és Coll1A1 enyhe expressziós emelkedést mutatott. A Runx2 és Coll1A1 emelkedéséből arra lehet következtetni, hogy mindhárom anyagösszetételű korong képes az MSC sejtek csontirányú differenciációját indukálni, amely indukció az 5832-12 kódszámú koronggal növesztett MSC kultúrák esetében volt a legerőteljesebb.

### 3. táblázat. Fémelek atomszázalékos aránya

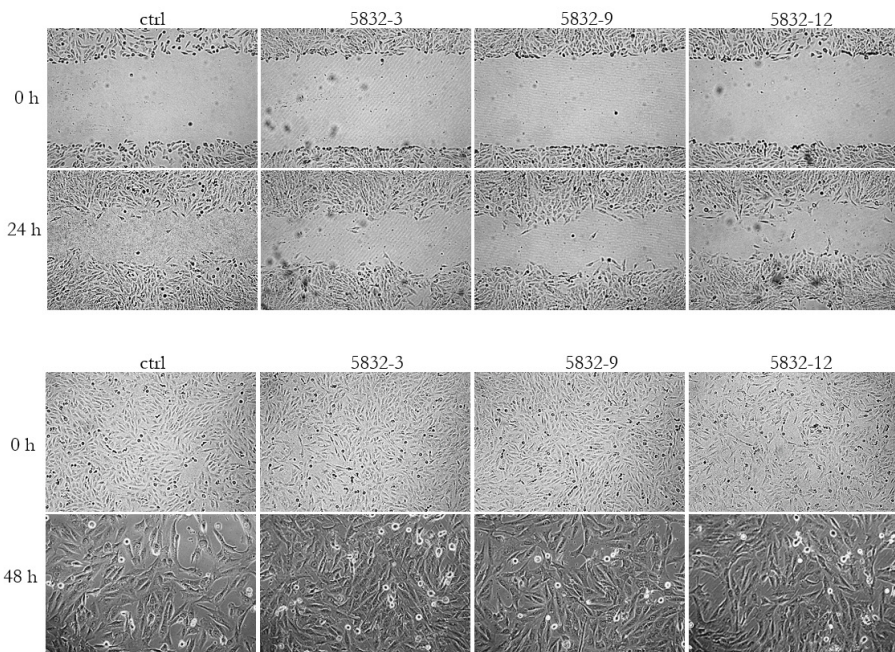
5832-3 (Titán)		5832-9 (FeCrNiMo)		5832-12 (CoCrMo)	
Alumínium	25,53	Alumínium	13,91	Alumínium	10,88
Titán	74,07	Szilícium	2,52	Szilícium	1,41
Króm	0,27	Króm	19,5	Titán	0,12
Vas	0,13	Vas	54,53	Króm	27,74
		Nikkel	7,47	Kobalt	55,95
		Molibdén	2,07	Molibdén	3,9

### 4. táblázat. A minták érdessége

Paraméter	5832-3	5832-9		5832-12	
Minta összetétele	Ti	FeCrNiMo	FeCrNiMo	CoCrMo	CoCrMo
Minta érdesség [ $\mu\text{m}$ ]	2	1,4	1	0,85	1



3. ábra. Relatív mRNS szint a vizsgált mintákon



4. ábra. Sejtek módosított megtapadása és proliferációja



### 3.4. Humán oszteoszarkóma sejtek módosított megtapadásának és proliferációjának vizsgálata

A humán oszteoszarkóma sejtek módosított megtapadásának és proliferációjának vizsgálatát sebgyógyulási esszével és morfológiai vizsgálattal teszteltük, melyek eredményét a 4. ábra szemlélteti.

A koronggal tesztelt sebgyógyulási esszé eredménye azt mutatja, hogy a korongok jelenléte alapvetően nem befolyásolja a sejtfunkciókat, nem akadályozza a sejtek migrációját. A kultúrákon egyéb tekintetben sem találtunk morfológiai változást, vagy szemmel látható proliferációs különbséget.

#### MEGBESZÉLÉS

Jelen kutatás egy állandó orvostechikai problémára, a térdprotézisek beültetésének egyedi helyzetére és az állandóan jelenlévő fertőzési kockázatra kíván hatékonyabb megoldást adni. A fő cél az oszteointegrációt elősegítő felület és anyag kiválasztása volt, ezen belül a leghatékonyabb protézis stabilizáló felület kialakítása az implantátum korai (primer) és hosszútávú (szekunder) lazulás elkerülése, illetve a stabilitás idejének növelésének érdekében. Az implantátum beültetést követő primer rögzülését a porfúvással az alaptestre felvitt porózus felület segíti, a szekunder rögzülést hosszú távon a porózus felület sejtbenövése, a csontszövet beágyazódása biztosítja. A kutatás specifikus célja tehát az volt, hogy megállapítsuk, hogy a vizs-

gált anyag- és technológiai kombinációk közül melyik biztosítja leginkább a biokompatibilitás mellett az implantátum stabilitását.

A fenti kérdés megválaszolása érdekében háromféle anyagösszetételű, porfúvással felületkezelt korongot vizsgáltunk többfajta mikroszkópiai módszerrel, in vitro sejt kultúrákkal (qPCR) analízissel.

A mikroszkópos analízisek segítségével az anyagösszetétel és a felület érdessége vizsgálható. A felület érdességét adó makro- vagy mikrostruktúrák rendkívül változatosak lehetnek. Az implantátum-felület kialakításánál az oszteointegráció folyamatában kulcsszerepet játszó sejtek, az oszteoblasztok méreténél (10-40  $\mu\text{m}$ ) jóval kisebb érdességű felületet nem érdemes alkalmazni. Vizsgálatainkban a tesztelt korongok felülete 0,85  $\mu\text{m}$  - 2  $\mu\text{m}$  között adódott.

Az in vitro és qPCR vizsgálatok során bebizonyosodott, hogy a korongok jelenléte alapvetően nem befolyásolja az MSC és oszteoszarkóma sejtek morfológiáját, illetve az alapvető sejt-funkciókat, és nem akadályozza a sejtek migrációját, másrészt mindhárom anyagösszetételű korong képes az MSC sejtek csontirányú differenciációját indukálni.

A vizsgálati eredmények azt támasztják alá, hogy a vizsgált felületek hozzájárulnak a biokompatibilitáshoz és a sikeres oszteointegrációhoz, implantátumban való alkalmazásuk a beültethetőség minőségét javítja.

**A szerzők részvétele:** B.K.: mérések, kiértékelés, T.ZS.: kéziratkészítés, koncepció, mérés, B.G.: koncepció, szervezés

**Köszönetnyilvánítás:** -

**Támogatás:** A kutatás a GINOP-2.1.7-15-2016-02182 pályázati projekt támogatásával valósult meg.

**Összeférhetlenség:** Nincs.

## IRODALOM

1. *Robertson DM, Pierre L, Chahal R.* Preliminary observations of bone ingrowth into porous materials. *J Biomed Mater Res.* 1976 May;10(3):335–44.
2. *Ryan G, Pandit A, Apatidis DP.* Fabrication methods of porous metals for use in orthopaedic applications. *Biomaterials.* 2006 May;27(13):2651–70.
3. *Raphel J, Holodniy M, Goodman SB, Heilshorn SC.* Multifunctional coatings to simultaneously promote osseointegration and prevent infection of orthopaedic implants. *Biomaterials.* 2016 Apr;84:301–14.
4. *Sundfeldt M, Carlsson LV, Johansson CB, Thomsen P, Gretzer C.* Aseptic loosening, not only a question of wear: a review of different theories. *Acta Orthop.* 2006 Apr;77(2):177–97.
5. *Brånemark PI.* Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent.* 1983;50(3):399–410.
6. *Liu Y, Rath B, Tingart M, Eschweiler J.* Role of implants surface modification in osseointegration: A systematic review. *J Biomed Mater Res A.* 2020 Mar;108(3):470–84.
7. *Boyan BD, Cheng A, Olivares-Navarrete R, Schwartz Z.* Implant surface design regulates mesenchymal stem cell differentiation and maturation. *Adv Dent Res.* 2016 Mar;28(1):10–7.
8. *Gittens RA, Olivares-Navarrete R, Schwartz Z, Boyan BD.* Implant osseointegration and the role of micro-roughness and nanostructures: Lessons for spine implants. *Acta Biomater.* 2014 Aug;10(8):3363–71.
9. *Möller B, Terheyden H, Açil Y, Purcz NM, Hertrampf K, Tabakov A, et al.* A comparison of biocompatibility and osseointegration of ceramic and titanium implants: an in vivo and in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2012 May;41(5):638–45.
10. *Plečko M, Sievert C, Andermatt D, Frigg R, Kronen P, Klein K, et al.* Osseointegration and biocompatibility of different metal implants - a comparative experimental investigation in sheep. *BMC Musculoskelet Disord.* 2012 Dec;13(1):32.

# IMPROVEMENT FOR THE HEMODYNAMIC SOLVER, FIRST BLOOD, USING THE MACCORMACK SCHEME

Richárd Wéber<sup>\*</sup>, Márta Viharos, György Paál

Department of Hydrodynamic Systems, Faculty of Mechanical Engineering, Budapest University of Technology and Economics, Hungary



DOI: [10.17489/biohun/2024/1/594](https://doi.org/10.17489/biohun/2024/1/594)

## Abstract

Numerical hemodynamic simulations can improve the diagnosis and treatment of cardiovascular-related diseases, decreasing their leading mortality. The paper presents the improvement of the hemodynamic solver, First Blood. While the method of characteristics (MOC) handles the boundary conditions, the MacCormack scheme and the MOC are also applied to solve the mass and momentum balance equations in the inner points. The Olufsen model replaces the Poynting-Thomson model to ensure the accurate modelling of the arterial wall behaviour. The study highlights the numerical superiority of the MacCormack scheme over the MOC both in accuracy and computational efficiency. The simulation of a cardiac cycle takes less than 9 seconds, while the discretisation error in the results is low. Finally, simulation results are presented to validate the physiological relevance of the solver and the applied cardiovascular model.

**Keywords:** hemodynamics, MacCormack, First Blood, method of characteristics

## INTRODUCTION

Cardiovascular-related diseases are still among the leading causes of death in modern societies. Developing mathematical models to describe the human cardiovascular system is inevitable in increasing the quality of modern medicine. Since patient-specific treatments are spreading in general medicine, the engineering modelling can improve its accuracy with patient-specific models. This paper follows the idea of low-dimensional modelling, handling the entire cardiovascular network.

A novel hemodynamic solver, First Blood, has been recently developed, applying the method of characteristics (MOC).<sup>1</sup> Although the solver is both computationally efficient and accurate, there is a remarkable limitation: it cannot handle varying nominal diameters, i.e., the model cannot contain tapered artery vessels. The cerebral arteries, mainly the internal and external carotid arteries, have significant changes in their nominal diameter along the vessel. Since a varying nominal diameter highly influences the speed of the pulse wave propagation, significant modifications and

**\*Corresponding author contact data:** Department of Hydrodynamic Systems, Faculty of Mechanical Engineering, Budapest University of Technology and Economics, H-1111 Budapest, Műgyetem rkp. 3. **E-mail:** [rweber@hds.bmc.hu](mailto:rweber@hds.bmc.hu) **Tel.:** +36 1 463-1690

**Citation:** Wéber R, Viharos M, Paál Gy. Improvement for the hemodynamic solver, First Blood, using the MacCormack scheme. *Biomech Hung*. 2024;17(1):17-23.

**Received:** 04/01/2024 **Accepted:** 24/05/2024

numerical improvements were necessary to overcome the issue. This paper aims at presenting the applied numerical schemes and a modified version of the MOC, while keeping the accuracy and computational efficiency.

## METHODS

The initial equations are the mass (1) and momentum (2) balances for incompressible fluid and a varying cross-section area<sup>2,3</sup>:

$$\frac{\partial A}{\partial t} + v \frac{\partial A}{\partial x} + A \frac{\partial v}{\partial x} = 0, \quad (1)$$

$$\frac{\partial v}{\partial t} + v \frac{\partial v}{\partial x} + \frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial x} + \frac{8\pi\mu}{A\rho} v = 0. \quad (2)$$

$A$  is the cross-section area,  $v$  the velocity,  $\rho$  the density,  $p$  the pressure,  $\mu$  the dynamic viscosity,  $x$  the spatial coordinate and  $t$  is the time. Since there are three unknown field variables,  $A(x,t)$ ,  $p(x,t)$  and  $v(x,t)$ , a third independent equation is necessary. The former version of our model used the viscoelastic Poynting-Thomson model but, its three independent parameters (two Young moduli and one damping factor) for each vessel are difficult to calibrate due to the lack of detailed measurement data. The Olufsen model overcomes this issue since there are only three parameters for the entire model. The cross-section area and pressure relation defines the artery wall mechanics using the Olufsen model

$$p - p_0 = \frac{1}{1 - \nu_p^2} \frac{Eh}{r_0} \left( 1 - \sqrt{\frac{A_0}{A}} \right) = F \left( 1 - \sqrt{\frac{A_0}{A}} \right), \quad (3)$$

where the  $A_0(x)$  is the nominal cross-section area,  $\nu_p$  the Poisson coefficient. Moreover, the fraction with the elastic modulus  $E$  and the geometrical parameters (wall thickness  $h$ , and

the nominal radius  $r_0$ ) can be approximated such as

$$\frac{Eh}{r_0} = k_1 e^{k_2 r_0} + k_3, \quad (4)$$

where  $k_i (i=1,2,3)$  are constants from fitting the curve to measurement points.<sup>4</sup> The  $F$  variable in (3) is introduced to simplify the calculations. The model is convenient, since it does not need additional data, all the parameters are available. Only the nominal cross-section area is necessary.

The MacCormack scheme provides a second-order accurate solution for the partial differential equation system (PDE)<sup>5,6</sup>, (1-3). However, the boundary conditions need the conversion of the PDE to ordinary differential equations (ODEs) with the MOC. The MOC creates the opportunity for defining any general boundary condition, e.g., prescribed field variable or connection with the lumped models.<sup>7</sup> Rearranging (1-2), we get

$$\frac{\partial U}{\partial t} + M(U) \frac{\partial U}{\partial x} = S(x, t, U), \quad (5)$$

where

$$U = \begin{bmatrix} A \\ v \end{bmatrix} \quad (6)$$

and

$$M(U) = \begin{bmatrix} v & A \\ \frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial A} & v \end{bmatrix}. \quad (7)$$

Since the cross-section area might change spatially, i.e.,  $p=p(A(x,t), A_0(x), F(x))$ , the source term is

$$S(x, t, U) = \left[ -\frac{8\pi\mu}{A\rho} v - \frac{1}{\rho} \left( \frac{\partial p}{\partial A_0} \frac{\partial A_0}{\partial x} + \frac{\partial p}{\partial F} \frac{\partial F}{\partial x} \right) \right]. \quad (8)$$

The eigenvalue of matrix  $M$  determines the wave speed

$$a = \sqrt{\frac{A}{\rho} \frac{\partial p}{\partial A}}, \tag{9}$$

while the transformation matrix  $T$  can be built up using the eigenvectors. Multiplying (5) from the left with  $T^{-1}$  and using  $T^{-1}M = \Lambda T^{-1}$ , where  $\Lambda$  is diagonal with the eigenvalues, we get

$$T^{-1} \frac{\partial U}{\partial t} + \Lambda T^{-1} \frac{\partial U}{\partial x} = T^{-1} S. \tag{10}$$

Introducing  $T^{-1} = \partial W / \partial U$  leads, i.e.,

$$\frac{\partial W}{\partial U} \frac{\partial U}{\partial t} + \Lambda \frac{\partial W}{\partial U} \frac{\partial U}{\partial x} = T^{-1} S, \tag{11}$$

which seems a directional derivative and  $W$  the Riemann invariant; however, the nominal cross-section area changes along the vessel,  $(\partial W / \partial U)(\partial U / \partial x) = (\partial W / \partial x) + C$ , where  $C$  is a function of  $x$ . Finally,

$$\frac{DW}{Dt} = T^{-1} S - \Lambda C, \tag{12}$$

where  $D$  represents substantial derivatives along the lines  $v \pm a$ . The simple explicit Euler scheme transforms the differential equations into algebraic ones. This formula is also used to solve the equations in the inner computational points. The algebraic equations are only valid along the characteristic lines, and since the pulse wave velocity changes in time and space, linear interpolation is inevitable.

Once the Riemann invariants  $W$  have been determined,  $C$  can be calculated as well. To find the invariants, we need the definite integral of  $T^{-1}$  from a stress-free  $v_0, A_0$  state to an arbitrary point, i.e.,

$$W_{1,2} = \frac{1}{2}(v - v_0) \pm \sqrt{\frac{2\sqrt{A_0}F}{\rho} \left( A_0^{\frac{1}{4}} - A^{\frac{1}{4}} \right)}. \tag{13}$$

where the value of  $F$  is determined via (3) with geometric and material parameters. The direct spatial dependence of the invariant determines the correction  $C$ , as

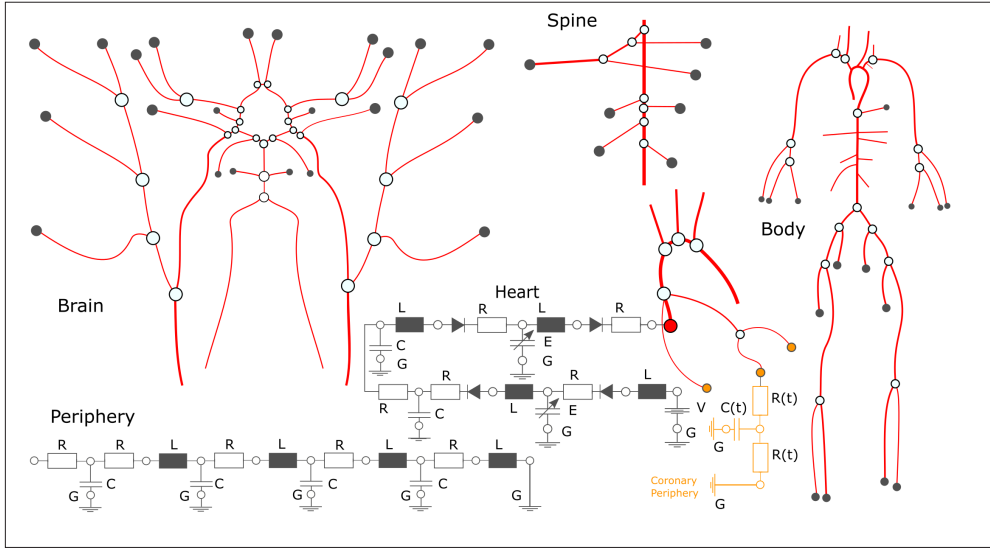
$$C_{1,2} = \mp \left[ \sqrt{\frac{\sqrt{A_0}}{2\rho F} \left( A_0^{-\frac{1}{4}} - A^{-\frac{1}{4}} \right) \frac{\partial F}{\partial x}} - \sqrt{\frac{F}{8\rho} A^{-\frac{1}{4}} A_0^{-\frac{3}{4}} \frac{\partial A_0}{\partial x}} \right]. \tag{14}$$

Literature provides data to build up the model for the entire cardiovascular network of the human body.<sup>8-10</sup> Figure 1 depicts the model with one-dimensional (1D) arteries, zero-dimensional (0D) heart, pulmonary circulation, and peripheries. While a simple RCR (resistor-capacitor-resistor) circuit models the pulmonary circulation, the 4 stage RCL circuits mimic the behaviour of the small arteries, arterioles, venules, and small veins. The system is not fully closed due to computational reasons. Calculating multiple small 0D circuits is significantly more efficient than handling them as one whole; thus, the network is cut up at the large veins. The parameters are set using literature data to obtain physiologically relevant output quantities.<sup>1</sup>

## RESULTS & DISCUSSION

This chapter presents the results achieved by First Blood with the improved numerical schemes. Simulation results are presented, and the MacCormack scheme and the MOC are compared in terms of accuracy and computational efficiency. The difference is only present at the update of the inner grid points, and the boundary conditions are handled with MOC in both cases. First, four different meshes are created and run to determine the necessary number of inner grid points, monitoring the computational time in seconds. Figure 2 represents the results for the MacCormack scheme (grey) and the explicit Euler with the MOC

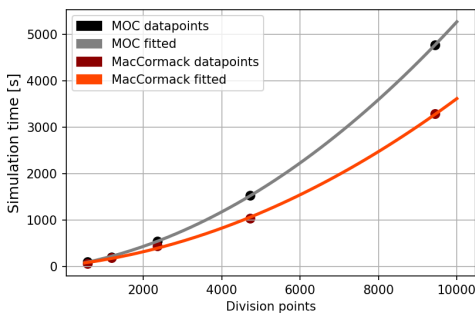




**Figure 1.** Illustration of the model of the entire cardiovascular network. Red lines indicate the 1D arteries, while grey circuits the peripheries, the heart, and the pulmonary circulation

(red). Second-order polynomials fit both data points accurately. Moreover, the MacCormack scheme tends to have a lower computational time as the mesh size increases.

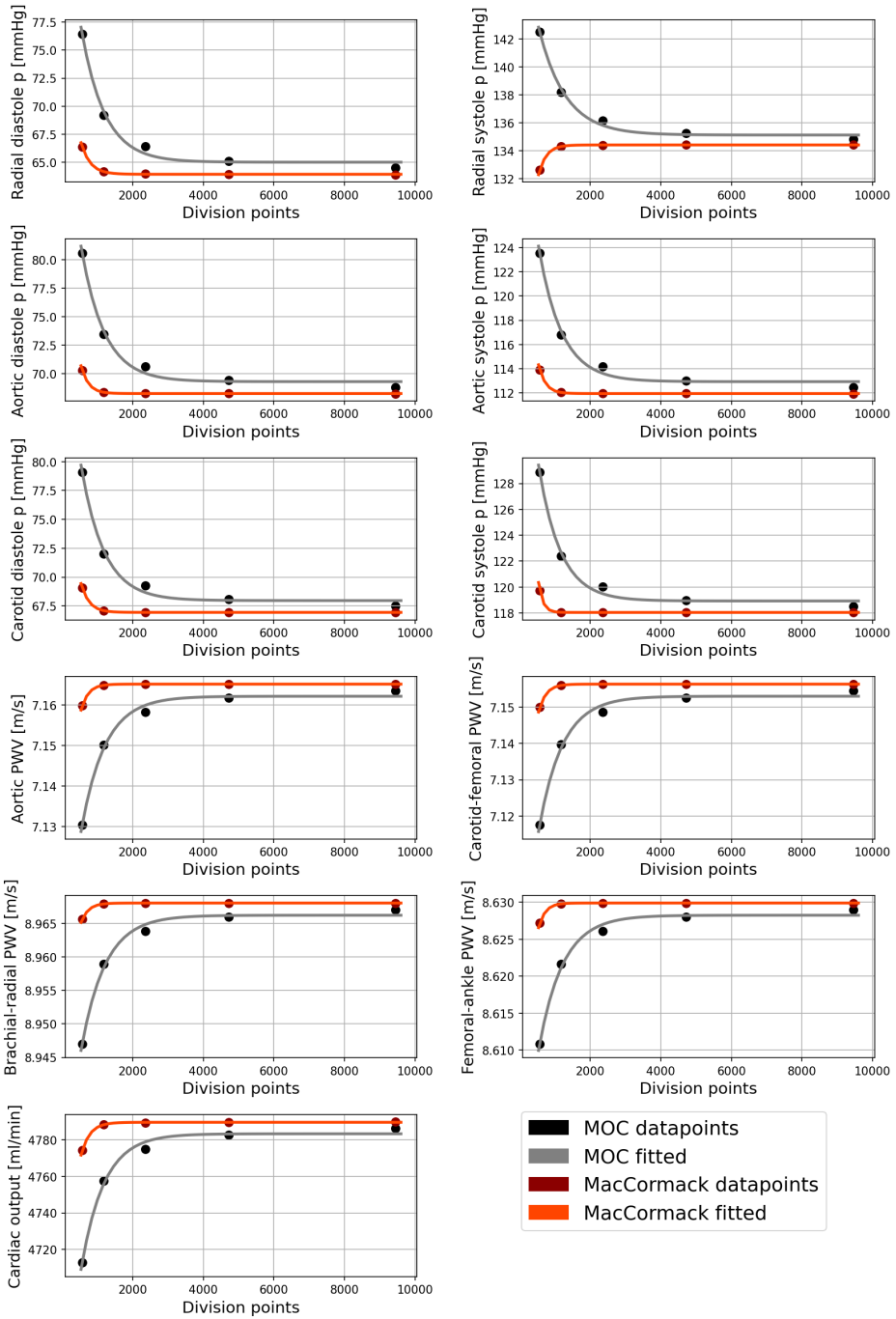
Besides the computational time, 11 physiologically relevant diagnostic values are monitored: three diastolic, three systolic pressures from the radial, the aortic and the carotid arteries, four different pulse wave velocities, and the cardiac output. *Figure 3* presents the results



**Figure 2.** Simulation time as a function of the mesh size (number of grid points). MOC represents the explicit Euler scheme with the method of characteristics

as a function of the mesh size, the red being the MacCormack, and the grey the method of characteristics. Power-law functions fit the data points accurately. All plots indicate the accuracy benefit of the MacCormack method, as even the second smallest mesh could achieve sufficiently accurate results, while the MOC needs the largest mesh to be four times larger. The MacCormack method is second-order both in time and space, explaining its advantages.

Finally, since the accuracy-efficiency analysis highlighted the advantages of the MacCormack method, its simulation results are presented. *Figure 4* depicts simulation results with the pressure and the volumetric flow rate from different locations of the human body. The aortic pressure might be the most important in terms of diagnosis. Both the range and the signal shape are physiologically relevant. Also, the aortic flow rate indicates the cardiac output. The increment of the ventricular pressure opens the aortic valve, introducing a high flow rate to the aorta. However, once the elastance

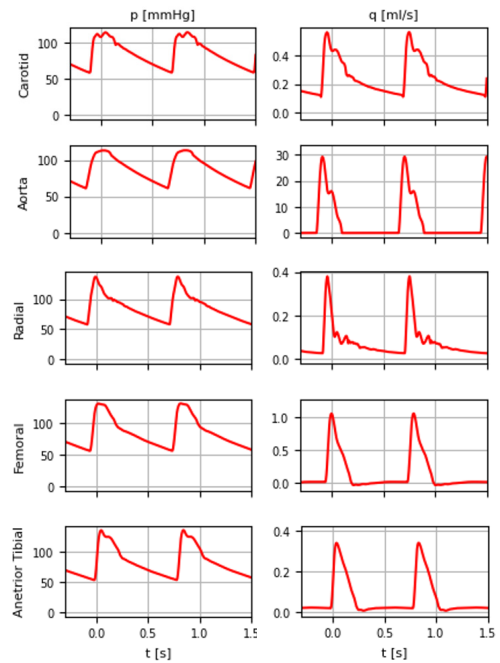


**Figure 3.** Physiologically relevant diagnostic outputs from both simulations using the MacCormack scheme and the method of characteristics, indicating the superiority of the former

decreases, the valve closes, stopping the velocity as well. As moving away from the aorta, the pressure amplitudes are higher and shifted in time since the vessels are elastic, and the pulse wave velocities are in the range of 5-10 m/s.<sup>11</sup>

## CONCLUSION

The paper presented the numerical accuracy and computational efficiency improvements for the First Blood hemodynamic solver. After introducing the implementation of the MOC for the solution of the mass and momentum balance equations at the boundary conditions, both the MacCormack scheme and the MOC were applied to achieve results in the inner computational points. The study highlighted the superiority of the MacCormack scheme both in terms of accuracy and CPU time. A cardiac cycle requires only 9 seconds, while the discretisation error remains low. Finally, simulation results showed relevant physiological output quantities, such as aortic pressure, cardiac output or pulse wave velocity.



**Figure 4.** Pressure ( $p$ ) and volumetric flow rate ( $q$ ) results from five different locations of the cardiovascular network using the MacCormack scheme

**Author contributions:** R.W.: literature review, programming, manuscript writing, M.V.: programming, simulations, manuscript writing, figures, P.G.: research leader, feedback on manuscript.

**Acknowledgements:** This study was supported by the European Commission through the H2020 project “In Silico World: Lowering barriers to ubiquitous adoption of In Silico Trials” (topic SC1-DTH-06-2020, grant ID 101016503).

The research was supported by the János Bolyai Research Scholarship (BO/00484/23/6) of the Hungarian Academy of Sciences and by the New National Excellence Program of the Ministry for Culture and Innovation from the source of the National Research (Wéber Richárd ÚNKP-22–5-BME-426).

Project no. TKP-6-6/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.

## REFERENCES

1. *Weber R, Gyürki D, Paál G. First blood: An efficient, hybrid one- and zero-dimensional, modular hemodynamic solver. Int J Numer Method Biomed Eng 2023. DOI*
2. *Mynard JP, Smolich JJ. One-dimensional haemodynamic modeling and wave dynamics in the entire adult circulation. Ann Biomed Eng 2015;43:1443–60. DOI*
3. *Ghitti B, Blanco PJ, Toro EF, Müller LO. Construction of hybrid 1D-0D networks for efficient and accurate blood flow simulations. Int J Numer Methods Fluids 2022. DOI*
4. *Olufsen MS. Structured tree outflow condition for blood flow in larger systemic arteries. 1999.*
5. *Saito M, Ikenaga Y, Matsukawa M, Watanabe Y, Asada T, Lagrée PY. One-dimensional model for propagation of a pressure wave in a model of the human arterial network: Comparison of theoretical and experimental results. J Biomech Eng 2011;133. DOI*
6. *Hellevik LR, Vierendeels J, Kiserud T, Stergiopoulos N, Irgens F, Dick E, et al. An assessment of ductus venosus tapering and wave transmission from the fetal heart. Biomech Model Mechanobiol 2009;8:509–17. DOI*
7. *Formaggia L, Lamponi D, Tuveri M, Veneziani A. Numerical modeling of 1D arterial networks coupled with a lumped parameters description of the heart. Comput Methods Biomech Biomed Engin 2006;9:273–88. DOI*
8. *Reymond P, Merenda F, Perren F, Rüfenacht D, Stergiopoulos N. Validation of a one-dimensional model of the systemic arterial tree. Am J Physiol Heart Circ Physiol 2009;297:208–22. DOI*
9. *Sanjaram S, Moghadam ME, Kahn AM, Tseng EE, Guccione JM, Marsden AL. Patient-specific multiscale modeling of blood flow for coronary artery bypass graft surgery. Ann Biomed Eng 2012;40:2228–42. DOI*
10. *Kim HJ, Vignon-Clementel IE, Coogan JS, Figueroa CA, Jansen KE, Taylor CA. Patient-specific modeling of blood flow and pressure in human coronary arteries. Ann Biomed Eng 2010;38:3195–209. DOI*
11. *Charlton PH, Harana JM, Vennin S, Li Y, Chowienczyk P, Alastruey J. Modeling arterial pulse waves in healthy aging: a database for in silico evaluation of hemodynamics and pulse wave indexes. Am J Physiol Heart Circ Physiol 2019;317:H1062–85. DOI*

# FOTOPOLIMER ALAPÚ EKTOPARAZITA ELTÁVOLÍTÓ ESZKÖZ MECHANIKAI MODELLEZÉSE

Gombos Ákos<sup>1</sup>, Kossa Attila<sup>2\*</sup>

<sup>1</sup>Labsolver Innovációs és Technológiai Kft.

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



DOI: 10.17489/biohun/2024/1/601

## Absztrakt

A vadon élő állatok természetes élőhelyei jelentősen csökkentek az emberi tevékenységek következtében, ezért a kullancsok és az általuk terjesztett kórokozók egyre gyakrabban fordulnak elő a lakott területeken is. Az európai uniós irányelvek miatt a kullancsok vegyszeres irtása tiltott, így az időben történő közvetlen eltávolításuk a legbiztonságosabb védekezés. Jelen cikk egy új fotopolimer alapú ektoparazita eltávolító eszközt működését vizsgálja, ami a kullancsok kíméletes eltávolítását teszi lehetővé. Az újonnan kifejlesztett szerkezet esetén részletes mechanikai elemzést közlünk arra vonatkozólag, hogy az eljárás milyen mértékű térfogatváltozást okozhat a kullancsokon. A fotopolimer folyadék-szilárd átalakulása során keletkező zsugorodás hatását vizsgáljuk a kullancs térfogatára nézve, mely jelenség kulcsfontosságú a fertőzés elkerülése szempontjából. Háromdimenziós mechanikai modellt javasolunk, aminél a zsugorodás hatására keletkező deformációkat végelesemes számításokkal határozzuk meg a geometria nemlinearitás figyelembe vételével. Számos különböző geometriai konfiguráció vizsgálata alapján arra a következtetésre jutottunk, hogy az új eljárás során a kullancs testét nem éri összeszorító nyomás, hanem épp ellenkezőleg, a térfogata a gyanta megszilárdulása során növekszik. Ezek alapján az újonnan fejlesztett kullancseltávolító szerkezet biztonságosnak tekinthető.

**Kulcsszavak:** fotopolimer, kullancs, végelesemes módszer, mechanikai modell

## MECHANICAL MODELLING OF A PHOTOPOLYMER-BASED ECTOPARASITE REMOVAL DEVICE

### Abstract

The natural habitats of wild animals have significantly diminished due to human activities, leading to an increased presence of ticks and the pathogens they transmit in inhabited areas. Because chemical eradication of ticks is prohibited by European Union directives, timely removal remains the safest defense. This article introduces a novel photopolymer-based ectoparasite removal device, enabling gentle tick extraction. Detailed mechanical analysis of the newly developed structure

**\*Levelező szerző elérhetősége:** Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Gépészmérnöki Kar, Műszaki Mechanikai Tanszék, 1111 Budapest, Műegyetem rkp. 5.

**E-mail:** [kossa@mm.bme.hu](mailto:kossa@mm.bme.hu) **Tel.:** +36 1 463-1368

**Citáció:** Gombos Á, Kossa A. Fotopolimer alapú ektoparazita eltávolító eszköz mechanikai modellezése. *Biomech Hung.* 2024;17(1):24-33.

**Beérkezés ideje:** 2024.02.06. **Elfogadás ideje:** 2024.05.24.



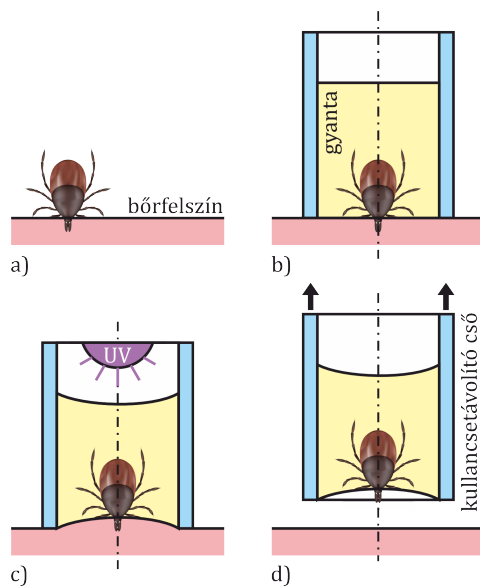
is provided to assess the extent of volumetric changes induced during the procedure. The effect of shrinkage occurring during the photopolymer's liquid-to-solid transition on tick volume is examined. Proposing a three-dimensional mechanical model, we determine deformations resulting from shrinkage using finite element analyses, considering geometric nonlinearity. Through examination of various geometrical configurations, we conclude that the novel procedure does not subject the tick's body to compressive forces; instead, its volume increases during resin solidification. Accordingly, the newly developed tick removal device can be considered safe.

**Keywords:** photopolymer, tick, finite element method, mechanical model

## BEVEZETÉS

A vadon élő állatok természetes élőhelyei az emberi tevékenységek következtében napjainkra jelentősen megfogyatkoztak, így azok közvetlenül a lakott területek mellett, sok esetben a lakott területen kénytelenek megjelenni. A kullancsok természetes gazda állatai (sүн, mókus, vaddisznó, stb.) esetében ez a jelenség különösen jól megfigyelhető. A gazda állatokkal együtt a kullancsok és az általuk terjesztett emberre is veszélyes kórokozói is egyre nagyobb valószínűséggel jelennek meg a közvetlen környezetünkben. A kullancsok vegyszeres irtását tiltó európai uniós irányelvek és jogszabályok miatt a leghatékonyabb védekezési módszer az időben észlelt kullancs egyénileg történő eltávolítása a bőrből, mielőtt az kórokozókat juttatna szervezetünkbe. A jelenleg elérhető megoldások közül az úgynevezett kullancs csipeszek bizonyulnak a leghatékonyabbnak, melyekből számos fajtát megvásárolhatunk gyógyszerárakban és internetes áruházakban. Szinte kivétel nélkül minden eszköz esetében kijelenthető, hogy helytelen használata esetén a fertőződés esélye jelentős, hiszen egy összehúzó kullancs testéből fertőzés juthat az emberi szervezetbe. A csipeszek használata tehát igényel némi tapasztalatot és kézügyességet. Egy új fejlesztésű – fotopolimer alapú ektoparazita eltávolító – szabadalmi eljárás alatt álló eljárás és eszköz<sup>1-3</sup> éppen a hagyományos kullancs eltávolítással kapcsolatos kockázatokat kívánja csökkenteni úgy, hogy használata különösebb

tapasztalat vagy szakértelem nélkül is biztonságos legyen. Ennek az eljárásnak az alapja abból a felismerésből fakad, hogy a kullancs csipesz segítségével való eltávolítás során egy nem kívánatos nyomó erőt hozunk létre a kullancs testén. Ahhoz, hogy a kullancs testéből ne kerüljön kórokozó az emberi szervezetbe, a csipeszt a kullancs feji részéhez érdemes pozicionálni, majd ott megfelelő erővel megszorítani. A pontatlan rögzítés, vagy a nem



**1. ábra.** Az új fotopolimer alapú ektoparazita eltávolító eljárás illusztrálása. a) a bőrben elhelyezkedő kullancs; b) a kullancsetávolító cső illesztése, feltöltése gyantával; c) a fotopolimer kikeményítése UV fényvel; d) a kullancs eltávolítás a megszilárdult gyanta segítségével

megfelelő összeszorító erő hatására a kullancs összenyomódik vagy a teste elszakad. Az összenyomódás következményeként szívókáján kórokozók szennyezett nedvek juthatnak vissza az emberi szervezetbe, testének szétszakítása esetén fertőzött testrészek maradhatnak az emberi bőrben, melynek eltávolítása még nagyobb szakértelmet és bonyolultabb eszközt igényel. Az említett új fejlesztésű kullancseltávolító eljárás lényege, hogy a bőrbe ágyazódott kullancsot (vagy egyéb ektoparazitát) első lépésként ultraviola fény hatására megszilárdulni képes képlékeny közeggel vesszük körbe. Ezt követően a közeget UV fényvel megvilágítjuk, melynek hatására az megszilárdul, merev burkot képezve a kullancs körül. A merev burok segítségével a kullancs alaktorzulás nélkül könnyedén eltávolítható a bőr felszínéről anélkül, hogy azon nyomóerő (pl: csipesszel összeszorító) jönne létre. Az eljárást az [1. ábra](#) szemlélteti.

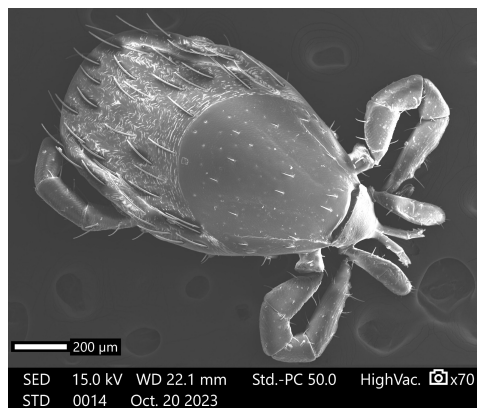
Az összenyomó erő hiányának köszönhetően a fertőzési kockázat minimálisra csökken. A szilárd burokkal való körbevétel másik előnye, hogy a csipesszel ellentétben nem csupán a szájszerv és feji részt rögzítjük, hanem a burok méretétől függően akár a kullancs egész testét. Ezáltal a szervek leszakadási esélye is minimálisra csökken. További előnyként említhető, hogy az eltávolított kullancs a burokkal együtt könnyen tárolható egy esetleges későbbi orvosi vizsgálat céljából. A kullancs alakjának illusztrálása végett a [2. ábrán](#) egy pásztázó elektronmikroszkópos (SEM) felvételt láthatunk.

A fotopolimer alapú ektoparazita eltávolító eszköz tervezése során kulcsszerep jut a benne alkalmazandó fotopolimer (más néven műgyanta) mechanikai tulajdonságainak. Fontos, hogy a működés során UV fény hatására rövid idő alatt létrejövő térhálósodás (folyadék-szilárd halmazállapot változás) során ne keletkezzen az emberi bőrt károsító hő, vagy káros

kémiai vegyület, ugyanakkor a megszilárdult gyanta mechanikailag alkalmas legyen a kullancs eltávolítására. Ez a tanulmány azonban azt vizsgálja, hogy a folyadék halmazállapotú műgyanta kikeményedése során annak térfogatában létrejövő zsugorodás milyen hatást gyakorol a kullancs testére. A tanulmány eredményeinek megismerésével olyan zsugorodási jellemzővel bíró gyanta kerülhet az eszközbe, amely tulajdonság biztosítja, hogy a kullancseltávolító eszköz használata során a kullancs testére nem hat nyomó erő, így a használat közbeni fertőzés veszély minimális. A kéziratban egy alkalmas mechanikai modellt dolgozunk ki a jelenség részletes vizsgálatára. A bemutatott numerikus számítások elvégzéséhez vége-selemes módszert<sup>4-5</sup> alkalmazunk.

## MECHANIKAI MODELL

A vizsgált jelenség egyszerűsített geometria modelljének félmetzeti képét a [3. ábra](#) ismerteti. A kullancseltávolító csőben helyezkedik el a gyantát reprezentáló anyag, ami a kullancsot körbeveszi. Az emberi bőrfelszínt síkfelülettel modellezzük, a felületi egyenletlenségeket a számítások során nem vesszük figyelembe, hiszen azok hatása a kullancs zsugorodására/tágulására elhanyagolható. A kullancsok tényleges geometriáját egy ellipszoid jellegű testtel helyettesítjük, melynek geometriáját két

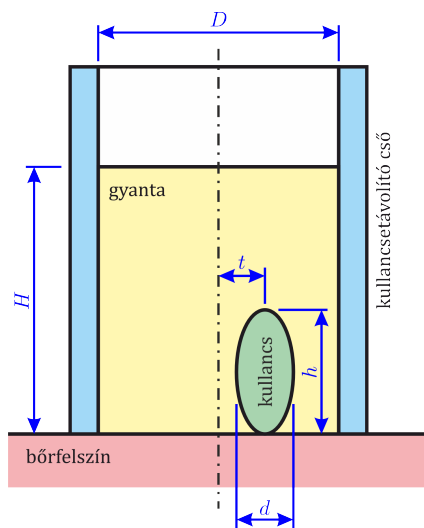


2. ábra. SEM felvétel egy kullancsról

paraméter határozza meg: a  $d$  szélessége és a  $v$  vastagsága. Pásztázó elektronmikroszkóp felvételek alapján a kullancs  $h$  hosszának és szélességének az arányát minden esetben  $h/d=1,77$ -re vettük fel, amivel a modellezés során figyelembe vettük a kullancs elnyújtott alakját, ahelyett, hogy egyszerűen csak egy gömbként modelleztük volna. A numerikus számítások során két különböző vastagságot vizsgáltunk, hogy képet kapjunk arról, hogy a vastagság/szélesség arány miképpen befolyásolja a kullancs zsugorodását/tágulását. Ezáltal betekintést nyerhetünk abba, hogy a még vérrel nem telített kullancs és az önmagát már vérrel megszívott kullancs esetén miképpen változnak a mechanikai viszonyok. A kullancsetávolító cső belső átmérője adott, ennek értéke  $D=3,6\text{ mm}$ . A csőhöz képest 5 különböző szélességű kullancsméretet modelleztünk, melyek értékeit az 1. táblázat tartalmazza, ami a további geometria méreteket is ismerteti.

Mindezek alapján összesen tíz különböző méretű kullancs geometriát vizsgálunk, amik elemzésével átfogó képet kapunk a vizsgált mechanikai jelenség esetén a méret hatásáról. A valóságban nem biztosítható, hogy a kullancs minden esetben a cső középtengelyén helyezkedik el. Emiatt a mechanikai modellben további paramétert vezetünk be, amivel a kullancs excentricitását jellemezzük. A kullancs excentricitását a  $\eta=t/(D/2-d/2)$  dimenziótlan paraméterrel írjuk le. Vegyük észre, hogy  $\eta=1$  esetén a kullancs eléri a cső belső falát. Négy különböző excentricitást vizsgálunk:  $\eta=0$ ; 0,3; 0,6; 0,9. Összességében ez azt jelenti,

hogy 40 különböző konfigurációt elemzünk a kullancs méretére és elhelyezkedésére vonatkozólag. A gyanta magassága minden esetben  $H=4\text{ mm}$ . Jegyezzük meg, hogy a két leghosszabb kullancs geometria esetén a kullancs kilóg a gyantából. Ez olyan eset, ami a valóságban is előfordulhat, emiatt ezen méreteket is vizsgáljuk a számítások során.



3. ábra. A vizsgált modell sematikus ábrája

A gyanta adatlapja szerint a sűrűsége  $1000\text{--}1200\text{ kg/m}^3$ . A szimulációk során az  $1100\text{ kg/m}^3$  középtérrel számolunk. A gyanta rugalmassági moduluszára vonatkozólag a gyártó annyit közöl, hogy  $E < 100\text{ MPa}$ , de konkrét számértéket nem. Továbbá, az adatlaptól ismert a gyanta Shore A keménysége, aminek értéke 90. Habár a Shore A keménység és a rugalmassági modulusz között egyértelmű zárt

### 1. táblázat. A modellek geometria méretei

Kullancs szélessége [mm]:	$d = 0,36; 1,08; 1,8; 2,52; 3,24$
Kullancs szélessége a cső belső átmérőjéhez viszonyítva:	$d/D = 0,1; 0,3; 0,5; 0,7; 0,9$
Kullancs hossza [mm]:	$h = 0,64; 1,91; 3,19; 4,46; 5,73$
Kullancs vastagsága a szélességéhez viszonyítva:	$v/d = 0,5; 1,0$

alakú összefüggés nem adható meg, mégis vannak szakcikkek, amik ajánlást tesznek arra vonatkozólag, hogy miképpen lehet a Shore A keménységértékből a rugalmassági moduluszt becsülni. Gent mérési alapján az egyik elfogadott közelítést<sup>6</sup> alkalmazva az (1) képlet adódik a rugalmassági moduluszra, ami összhangban van a gyártói adatlappal.

$$E = \frac{0,0981(56 + 7,66 \cdot S)}{0,137505(254 - 2,54 \cdot S)} = 20,94 \text{ MPa} \quad (1)$$

A fenti kifejezésben  $S$  jelenti a Shore A keménységértéket. A számítások során  $E=25 \text{ MPa}$  értékkel számolunk. A Poisson-tényező értékét 0,42 értékre vettük fel szakirodalmi ajánlás<sup>7</sup> alapján. Fotopolimerek további anyagjellemzőiről részletes elemzést találhatunk a szakirodalomban.<sup>8-10</sup> A kullancseltávolító cső anyaga a gyantához képest lényegesen merevebb, emiatt a számítások során a csőfal deformációjával nem számolunk, azt merevnek tekintjük. Az eljárás során a gyanta a cső belső falához hozzáragad, attól nem válik el. A végeselemes modell esetén emiatt a gyantát alkotó hengeres test külső palástján megfogás kényszerrel alkalmazunk. A gyanta alsó lapja a bőrfelülettel érintkezik, ami érdemben nem gátolja a gyanta zsugorodását, emiatt hengeres test alsó lapján lévő csomópontok mozgását nem gátoljuk. A felső szabad lap esetén is engedjük az anyag deformációját.

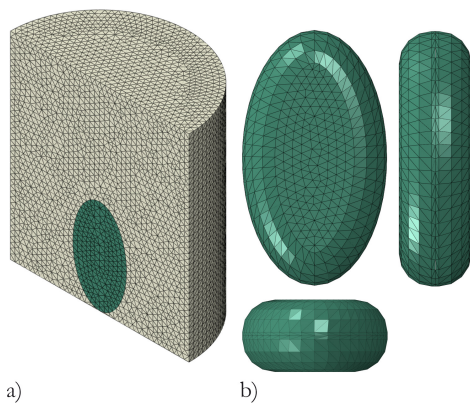
Számításaink során a pontosabb modellezés végett figyelembe vesszük a geometriai nemlineárisit, hiszen az alkalmazott térfogati alakváltozások az 5%-os értéket lényegesen meghaladják. A gyanta előírt térfogatváltozását a lineáris hőtágulási együttható ( $\alpha$ ) segítségével tudjuk megadni a végeselemes számítás során. Jelölje a deformált és a kezdeti konfiguráció közötti kvázi hőmérsékletkülönbséget  $\Delta T$ . A geometriai nemlinearitás végett a mérnöki térfogati alakváltozás ( $\varepsilon_V$ ) és a kvázi hőmér-

sékletkülönbség közötti összefüggés az alábbi alakban adható meg:

$$\varepsilon_V = \frac{\Delta V}{V_0} = \exp(3\alpha \cdot \Delta T) - 1. \quad (2)$$

A számítás során az  $\alpha \Delta T$  szorzat értékével tudjuk kontrollálni az elérni kívánt térfogati alakváltozást. -10%-os térfogati zsugorodás esetén  $\alpha \Delta T = -0,0351202$ , amit példaképpen megadhatunk úgy, hogy  $\alpha$  értékét 0,001 1/K-re vesszük és az előírt kvázi hőmérsékletváltozásra  $\Delta T = -35,1202 \text{ K}$ -t állítunk be. Fontos megjegyeznünk, hogy  $\alpha$  értékének pontos specifikálása a számítás során nem szükséges, csupán az  $\alpha \Delta T$  szorzat értéke számít.

A geometria végeselemes diszkrétizációjához négy csomópontos lineáris tetraéder elemeket használtunk. A számítások előtt részletes hálólígfüggetlenségi vizsgálatot végeztünk és olyan elemméretet választottunk, ahol az eredmények már érdemben nem változtak és ezáltal a számítás pontosnak tekinthető. Illusztrálás végett a 4. ábra mutatja a végeselemes hálót az egyik kiválasztott referencia konfiguráció



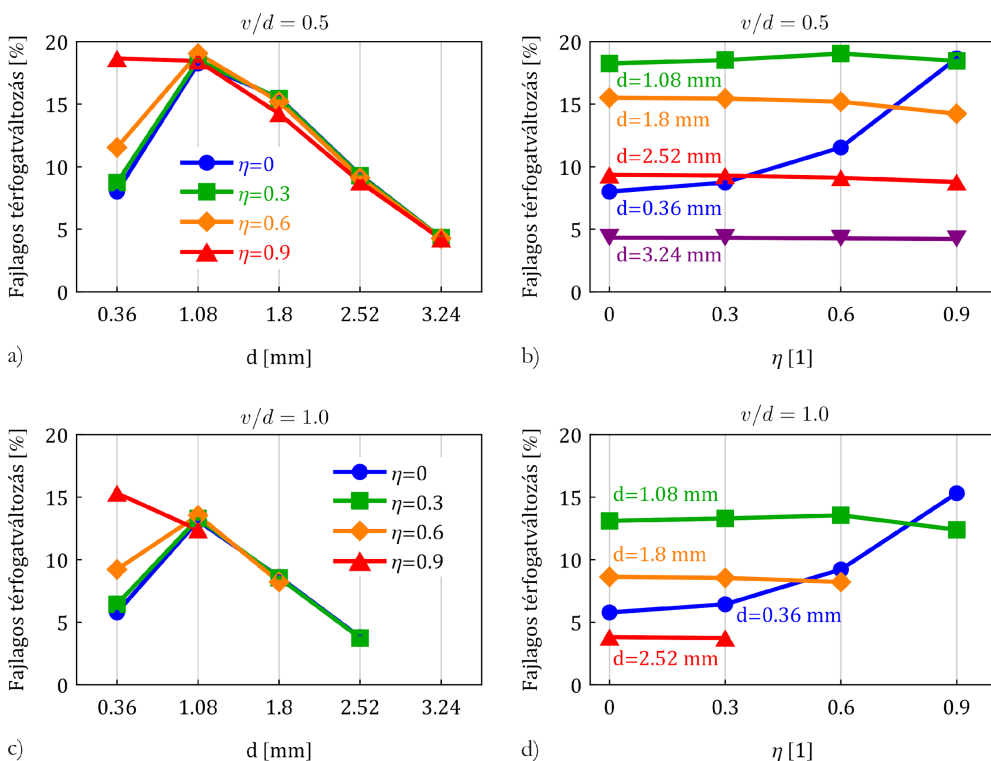
4. ábra. A végeselemes diszkrétizáció (hálózás) illusztrálása. a) félmetzeti kép, ahol a zöld elemek jelölik a kullancs térfogatát, míg a világosbarna elemek jelölik a gyanta anyagát; b) a kullancsot alkotó végeselemes háló kinagyított ábrái három különböző nézetben

( $d/D=0,3$ ,  $v/D=0,5$  és  $t=0$ ) esetén. A teljes modellt ennél a példánál 257 572 elem alkotja. Amennyiben a kullancs mechanikai viselkedését nem modellezzük, hanem csak az általa kitöltött térfogat változását vizsgáljuk, akkor értelemszerűen a biztonság javára döntünk amikor a gyanta zsugorodása következtében a kullancs térfogatváltozását számítjuk. Emiatt a végeelemes modellünkben, habár a kullancsot is diszkrétizáltuk, annak numerikus szempontból elhanyagolhatóan kis rugalmassági modulusz értéket (0,001 MPa) állítottunk be zérus Poisson-tényező alkalmazása mellett, hogy a térfogati rugalmassági modulusz értékét is alacsonyan tartsuk. A numerikus számítások elvégzéséhez az Abaqus<sup>11</sup> végeelemes

szoftvert használtuk, statikus implicit megoldási stratégia alkalmazásával a geometriai nemlinearitás figyelembe vételével.

## EREDMÉNYEK

A numerikus számítások során elsődleges célunk a kullancs térfogatváltozásának meghatározása minden egyes konfiguráció esetén -10%-os gyanta zsugorodás (mérnöki fajlagos térfogatváltozás) esetén. A vizsgált konfigurációkat a kullancs mérete, vastagsága és a csőben való elhelyezkedése (excentricitása) határozza meg. A kapott eredményeket az 5. ábra foglalja össze. Az ábrák függőleges tengelye minden esetben a kullancs térfogatváltozását



5. ábra. A kullancs térfogatváltozása  $v/d=0,5$  és  $v/d=1$  esetekben.

a) és c): eredmények a  $d/D$  méret függvényében. A különböző színnel jelölt értékek különböző excentricitás értékekhez tartoznak;

b) és d): eredmények a  $t$  excentricitás függvényében. A különböző színnel jelölt értékek különböző  $d$  értékekhez tartoznak



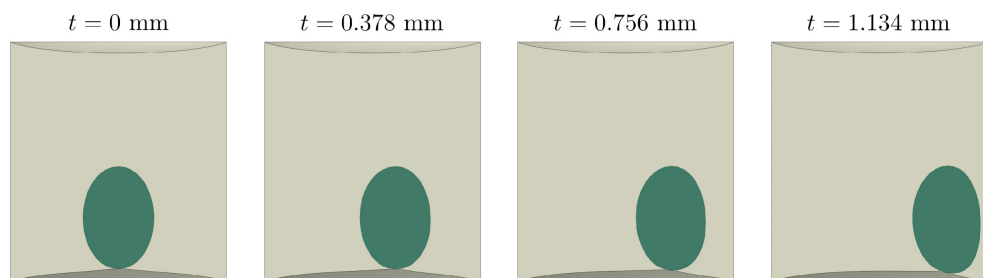
jelöli. Az a) és b) ábrák a  $v/d=0,5$  esethez, míg a c) és d) ábrák a  $v/d=1$  esethez tartoznak.

Az első és egyben legfontosabb következtetésünk, hogy a számított fajlagos térfogatváltozás minden esetben pozitív, vagyis a kullancsot reprezentáló térfogat a gyanta zsugorodása következtében mindig nő, hozzávetőlegesen 5-20% közötti fajlagos térfogatváltozás értékkel jellemezhető a konfigurációtól függően. A legkisebb mértékű térfogatváltozás a legnagyobb kullancs geometria ( $d/D=0,9$ ) esetén jelentkezik, hiszen ebben az esetben a teljes térfogatban a kullancs által kitöltött térfogat nagyobb, mint a gyanta térfogata és ennek következtében a gyanta zsugorodása csak kisebb mértékű térfogatváltozást tud előidézni a kullancs térfogatán. Vegyük észre, hogy a kullancs mérete és a kapott térfogatváltozás közötti nemlineáris viselkedést: a vizsgált konfigurációk közül a  $d/D=0,3$  esetben egy lokális maximumot fedezhetünk fel a kisebb excentricitások esetén. Ez az összetett nemlineáris viselkedés a numerikus szimulációk nélkül egyszerűsített analitikus számításokkal minden bizonnyal nem fedezhető fel. További megfigyelésünk, hogy a legkisebb kullancs geometria ( $d/D=0,1$ ) kivételével a kapott térfogatváltozás csak kis mértékben függ az excentricitástól. Ellenben  $d/D=0,1$  esetén az excentricitás növelésével a kullancs térfogata rohamosan növekszik. A  $v/d=1$  vastagság esetén néhány kullancs mérete akkora, hogy radi-

ális irányban is kilóg a csőből, emiatt értelemszerűen ezen konfigurációkat nem vizsgáljuk és ezekhez eredmény sem tartozik az ábrákon. Vegyük észre, hogy a kullancs vastagsága ( $v/d$  arány) jellegét tekintve nem változtat az eredményeken, de a vastagabb kullancs esetén kisebb térfogati növekedés tapasztalható a gyanta zsugorodása következtében.

A deformált konfigurációkat különböző excentricitási értékekhez mutatja a [6. ábra](#) félmetset alkalmazásával a  $d/D=0,3$  és  $v/D=0,5$  geometria esetén. A deformált alakokból látszik, hogy az excentricitás növelésével az ellipszoid geometria kezd egyre jobban eltorzulni.

A fent közölt numerikus számítások eredményei a -10%-os gyanta zsugorodáshoz tartoznak. Annak érdekében, hogy átfogóbb képet kapjunk arról, hogy a kullancsot övező anyag térfogatváltozása miképpen hat a kullancs térfogatváltozására kiszámítottuk egy referencia kullancsméret ( $d/D=0,3$ ,  $v/D=0,5$  és  $t=0$ ) esetén a kullancsot beágyazó anyag térfogatváltozása és a kullancs térfogatváltozása közötti összefüggést mind tágulás, mind zsugorodás esetére a  $\pm 16\%$  fajlagos térfogatváltozási tartományban. A kapott eredményt a [7. ábra](#) mutatja. Az eredményből láthatjuk, hogy amennyiben a kullancsot beágyazó anyag térfogata tágul, akkor a kullancs térfogata csökken. Ennél a referencia modellnél -10%-os



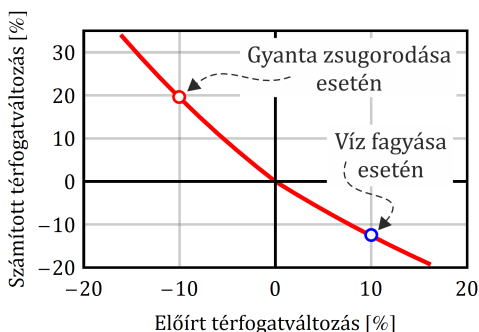
6. ábra. Deformált konfigurációk egy választott referencia geometria esetén különböző excentricitás értékekhez

előírt térfogatváltozáshoz +19,5%-os kullancs térfogatváltozás tartozik, míg előírt +10%-os esetben -12,6%-os térfogatváltozás adódik. Fontos kihangsúlyozni, hogy a víz fagyása megközelítőleg 10%-os térfogatnövekedéssel jár. Ha gyanta helyett vizet használnánk és annak fagyását tudnánk biztosítani, akkor a kullancs összenyomódna, ami éppenséggel az elkerülendő deformációs mechanizmus. A térfogatváltozások közötti összefüggés ebben a tartományban is kismértékű nemlinearitást mutat. A kapott numerikus értékek %-ban kifejezve jól közelíthetőek az alábbi analitikus összefüggéssel:

$$\varepsilon_{\text{kullancs}} = -1,625 \cdot \varepsilon_{\text{előírt}} + 0,0955 \cdot (\varepsilon_{\text{előírt}}^2)^{0,7807} \quad (3)$$

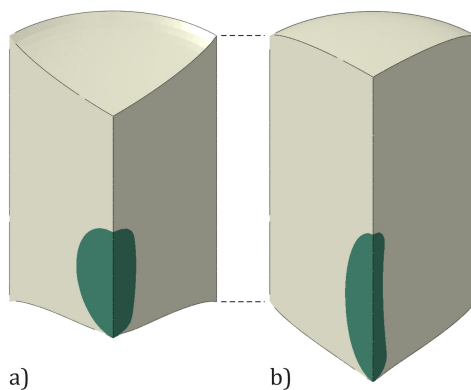
A  $\pm 16\%$ -os előírt térfogati alakváltozásokhoz tartozó deformált konfigurációkat a 8. ábra mutatja a teljes geometria egynegyedének ábrázolásával, hogy a kullancs két metszete is kivehető legyen. Fontosnak tartjuk kihangsúlyozni, hogy amennyiben a kullancsot beágyazó anyag térfogata növekszik, akkor a kullancs térfogatának csökkenését főként a testének kikapulása és megnyúlásának együttese okozza, ami a b) ábrán jól kivehető.

A kullancsot körülvevő gyanta esetén a számításaink során a bőrrel érintkező alsó lap



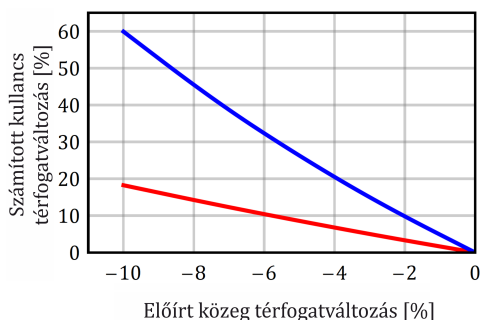
7. ábra. A kullancs térfogatváltozása a kullancsot körülvevő anyagra előírt térfogatváltozás függvényében a referencia modell esetén

esetén, valamint a felső lap esetén is szabad elmozdulást biztosítottunk a végeselemes modellben. A következőkben bemutatjuk az eredményeket a másik határhelyzetben is, amikor mind az alsó, mind a felső lapok axiális irányú elmozdulása gátolt. Ebben az esetben azt várjuk, hogy a gyanta zsugorodása következtében nagyobb térfogati tágulás jelentkezik a kullancson. A számítási eredményeket a  $d/D=0,3$ ,  $v/D=0,5$  esetben közöljük a 9. ábrán. A megoldásokból jól kivehető, hogy amennyiben az alsó és felső lapok axiális (a cső tengelye) irányú mozgásokat lekötjük, akkor lényegesen nagyobb a kullancs térfogatának növekedése, ami összhangban van a kezdeti hipotézisünkkel. A vizsgált referencia modell esetén a gyanta -10%-os zsugorodása esetén +59,92% térfogatnövekedést kaptunk (+18,25% helyett), ha az alsó és felső lap mozgását gátoltuk. Mindezek alapján arra a következtetésre jutunk, hogy a szimulációs modell megalkotásában a biztonság javára döntünk, ha a henger alsó és felső lapjának a mozgását nem gátoljuk és szabadon deformálódhatnak. Ha ebben az esetben is a kullancs térfogatának növekedése tapasztalható, akkor



8. ábra. A 16%-os előírt térfogati zsugorodás (a) és tágulás (b) esetén kapott deformált alakok a referencia modell esetén. Az egyes nézetek csak a teljes geometriának egynegyedét mutatják, hogy a kullancs alakja jobban kivehető legyen

minden bizonnyal abban az esetben is pozitív relatív térfogatváltozást kapnánk, ha a gyanútával kapcsolatban lévő bőrfelszín összetette mechanikai modelljét építenénk be. Emiatt a vizsgált jelenség kvalitatív elemzéséhez az általunk épített mechanikai modell peremfeltételeit elfogadjuk.



**9. ábra.** Az alsó és felső lapokon alkalmazott peremfeltétel hatása a térfogatváltozásra. Piros görbe mutatja a megoldást az eredeti modellben alkalmazott peremfeltétel esetén, míg a kék görbe jelenti a számítási eredményeket abban az esetben, ha mindkét lap mozgása gátolt.

## ÖSSZEFOGLALÁS

Jelen kézirat egy új fejlesztésű fotopolimer alapú ektoparazita eltávolító eszköz mechanikai modellezését mutatja be. Összetett végeselemes 3D modellt javasoltunk, aminek segítségével lehetőségünk nyílik arra, hogy az alkalmazott műgyanta kikeményítése során a zsugorodásnak a kullancsra gyakorolt hatását részletesen elemezzük. Számos különböző konfiguráció esetén kiszámítottuk a kullancs térfogatváltozását és arra a következtetésre jutottunk, hogy az új eljárás alkalmazása során nem várható olyan eset, amikor a kullancs térfogata csökkenne. Az új fejlesztésű eszköz biztonságosságának megítélése szempontjából ez kulcsfontosságú következtetés. Az összetett geometria és peremfeltételek miatt, egyszerűsített mechanikai modell megalkotására nem volt lehetőség, mindenképpen végeselemes modell megalkotása volt szükséges a nagy deformációk okozta geometria nemlinearitások figyelembevételével. Kiegészítő eredményként számítást közöltünk arra az esetre is, ha a kullancsot körülölelő anyag – ellentétben a műgyantával – térfogatilag tágul, mint például a víz a fagyása során.

**A szerzők részvétele:** G.Á.: mechanikai modell kidolgozása, végeselemes modell fejlesztése, eredmények kiértékelése, kézirat írása, K.A.: mechanikai modell kidolgozása, végeselemes modell fejlesztése, eredmények kiértékelése, kézirat írása.

**Köszönetnyilvánítás:** -

**Támogatás:** A szerzők köszönetüket fejezi ki a Nemzeti Kutatási, Fejlesztési és Innovációs Hivatalnak a 2021-1.1.4-GYORSÍTÓSAV projekthez nyújtott támogatásért, valamint a Labsolver Innovációs és Technológiai Kft-nek. Szerzők köszönetüket fejezik ki az NKFIH FK 142457 projekt keretében kapott támogatásért.

**Összeférhetetlenség:** Nincs.

## IRODALOM

1. *Gombos AE.* Method and device for removing an ectoparasite from the skin. European Patent Office EP3968864A1.
2. *Gombos AE.* Eljárás és eszköz ektoparazita bőrből való eltávolítására. Szellemi Tulajdon Nemzeti Hivatala.
3. *Gombos AE.* Method and device for removing an ectoparasite from the skin. United State Patent Application US 20220183720A1.

4. *Hughes TJR*. The finite element method: linear static and dynamic finite element analysis. Dover Publications. 2000.
5. *de Borst R, Crisfield MA, Remmers JJC, Verhoosel CV*. Non-linear finite element analysis of solids and structures. Wiley. 2012.
6. *Gent AN*. On the relation between indentation hardness and Young's modulus. Transactions of the Institution of the Rubber Industry. 1985;34: 46-57.
7. *Pandini S, Pegoretti A*. Time, temperature, and strain effects on viscoelastic Poisson's ratio of epoxy resins. Polymer Engineering and Science. 2008;48(7):1434-41.
8. *Kovacs JG, Kortelyesi G, Kovacs NK, Suplicz A*. Evaluation of measured and calculated thermal parameters of a photopolymer. International Communications in Heat and Mass Transfer. 2011;38:863-7.
9. *Nakamura K*. Photopolymers: photoresist materials, processes, and applications (optics and photonics). CRC Press. 2014.
10. *Izdebska-Podsiadły J*. Polymers for 3D Printing. Elsevier. 2022.
11. *Dassault Systemes*. Abaqus version 2022. Available form: <https://www.3ds.com/products/simulia/abaqus>

# AZ EGÉSZTEST VIBRÁCIÓ, MINT REHABILITÁCIÓS MÓDSZER AZ ELÜLSŐ KERESZTSZALAG REKONSTRUKCIÓ UTÁN. SZISZTEMATIKUS IRODALOM ÁTTEKINTÉS

Nagy Helga<sup>1\*</sup>, Jánkné Bacskai Katalin<sup>1</sup>, Tihanyi József<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup> Országos Sportegészségügyi Intézet

<sup>2</sup> Magyar Testnevelési és Sporttudományi Egyetem



DOI: 10.17489/biohun/2024/1/602

## Absztrakt

Az egésztest vibráció az elülső keresztszalag (ACL) rekonstrukciós műtétek után, mint rehabilitációs intervenció az utóbbi húsz évben terjedt el viszonylag korlátozott számban. Vizsgálatunk célja az volt, hogy megvizsgáljuk a különböző vibrációs intervenciók programok hogyan befolyásolják a műtött térd helyreállítási folyamatát és emeli-e a hagyományos terápia (HTP) hatékonyságát. Az irodalomkutatást a PRISMA útmutatásának megfelelően végeztük 1966-2023 időszakban a következő adatbázisokban: PubMed, Scopus, Web of Science, Google Scholar, SportDiscuss, Science Direct. A beválasztási kritériumok a következők voltak: kutatáson alapuló teljes szövegű cikk, randomizált személy kiválasztás, akiket vizsgálati és kontroll csoportba osztottak, a kiválasztott személyek elülső keresztszalag műtéten estek át, a teljestest vibráció (WBV) krónikus hatását vizsgálták (a WBV alkalmazása több mint egy hétig tartott), a WBV hatását hagyományos rehabilitációs intervenció hatásával hasonlították össze, a cikk angol nyelven került publikálásra. Négy felelt meg a beválogatási kritériumoknak. Összehasonlításra kerültek a WBV intervenciók programok, továbbá hatásuk az állásstabilitásra, a térdízület izometriás erejére, a térdízület stabilitására.

Három vizsgálatban a WBV-t kombinálták a hagyományos fizioterápiával, egy esetben csak a WBV-t alkalmazták. A WBV protokoll és a vibrációs paraméterek nem voltak egységesek. A vibrációs frekvencia 05-50 Hz, a sorozatok időtartama 30-60 mp, az amplitúdó 2-9 mm között változott. Az intervenció ideje 1 és 3 hónap közötti volt. Mind a négy vizsgálatban meghatározták a testlengés mértékét stabilometriával, háromban a térdízület és hajlító izom maximális izometriás vagy izokinetikus erejét, kettőben az térdízület stabilitását, mozgásterjedelmét, neuromuszkuláris kontrollját vizsgálták.

A vizsgálatunkba bevont kutatások összehasonlításakor a WBV-nek elsődlegesen az állásstabilitásra volt jelentős befolyása. A WBV alkalmazása együtt a hagyományos terápiával és külön is jelentősebben javította a testlengés különböző paramétereit, mint a hagyományos terápia, illetve a javulás

**\*Levelező szerző elérhetősége:** Országos Sportegészségügyi Intézet, H-1113 Budapest, Diószegi út 64. **E-mail:** [helganagy74@gmail.com](mailto:helganagy74@gmail.com) **Tel.:** +36 20 431-4689

**Citáció:** Nagy H, Jánkné Bacskai K, Tihanyi J. Az egésztest vibráció, mint rehabilitációs módszer az elülső keresztszalag rekonstrukció után. Szisztematikus irodalom áttekintés. *Biomech Hung.* 2024;17(1):34-49.

**Beérkezés ideje:** 2024.03.24. **Elfogadás ideje:** 2024.09.12.

ideje is rövidebb volt. A térdfeszítő és hajlító izmok ereje is jelentősebben növekedett a WBV csoportokban, mint a HTP csoportban, de az eredmények nem voltak egységesek.

**Kulcsszavak:** ACL rekonstrukciós műtét, rehabilitáció, WBV intervenció, állásstabilitás, izomerő

## WHOLE BODY VIBRATION AS A REHABILITATION METHOD AFTER ANTERIOR CRUCIATE LIGAMENT RECONSTRUCTION. SYSTEMATIC REVIEW

### Abstract

The whole body vibration (WBV) after ACL reconstruction surgery as a rehabilitation intervention has spread in a relatively limited number, during the last twenty years. The purpose of our study was to examine the effect the various vibration intervention programs on the process of recovery of the knee following ACL reconstruction and does it increase the effectiveness of traditional therapy (HTP). Literature research was carried out according to the guidance of PRISMA in the following databases: PubMed, Scopus, Web of Science, Google Scholar, SportDiscuss, Science Direct. The inclusion criteria were the followings, research -based full text paper, randomized patients selection that were divided into an examination and control group, Selected persons have undergone ACL reconstruction, tested the chronic effect of WBV, the WBV intervention took more than a week, The effect of WBV has been compared with conventional rehabilitation intervention effect, the paper was published in English. Four met the inclusion criteria and were reviewed. WBV intervention programs have been compared, and their effect on standing stability, strength of knee extensors and flexors, on the stability of the knee joint

In three studies, WBV was combined with conventional physiotherapy, in one case only WBV was used. The WBV protocol and vibration parameters were not uniform. The vibration frequency is 5-50 Hz, the series duration is 30-60 seconds, the amplitude varied between 2-9 mm. The intervention time was between 1 and 3 months. In all four studies, to measure body sway variables similar stableometers were applied, in three, the maximum isometric or isokinetic strength of the knee extensor and flexor muscles and in two studies knee joint stability was tested.

When comparing the researches involved in our study, the WBV affected the the standing stability predominantly. WBV intervention in combination with conventional therapy and separately, significantly reduced the body sway values, better than conventional therapy and the recovery time was shorter. The strength of knee extensors and flexors also increased more significantly in the WBV groups than in the HTP group but the results were not uniform.

**Keywords:** ACL reconstruction, rehabilitation, WBV intervention, standing stability, muscle strength

### BEVEZETÉS

Az egésztest vibráció (whole-body vibration, WBV) a tónusos vibrációs reflex<sup>1,2</sup> előidézése révén közvetve és közvetlenül hat a mozgatórendszer egészére és egyes elemeire, úgymint a vázizmokra, a csontozatra, az ízületekre, a

neuromuszkuláris kontrollra. Annak ellenére, hogy a vibrációt, mint terápiás eszközt, módszert már a 19. század végén néhány esetben alkalmazták a gyógyításban, a vibráció hatásának tudományos vizsgálata az 1990-es évek derekán került a kutatók, a sportszakemberek érdeklődésének előterébe. Azóta több ezer



cikket közöltek a nemzetközi irodalomban a WBV hatásmechanizmusáról gyakorlati hasznosításáról.

Kezdetben a WVB-t elsősorban a sportolók edzés módszereinek, kiemelten az erőedzés kiegészítésére használták. A kutatási eredmények ellentmondásosak voltak, amiből a kutatók azt a következtetést vonták le, hogy a rendszeres, nagy intenzitású és terhelésű edzéseket folytató sportolók izomerejének fejlesztésére csak kismértékben vagy egyáltalán nincs hatása az egész test vibrációnak. Ugyanakkor kimutatták, hogy azok a vizsgálati személyek, akik nem vettek részt rendszeres fizikailag terhelésben, vagy a tartósan immobilizált alsóvégtagok esetében a WBV jelentős erőnövekedést és állásstabilitás javulást eredményezett. Ennek hatására egyre több kutatás kezdte vizsgálni a WBV hatását idős embereken feltételezve<sup>3,4</sup>, hogy a WBV jelentős javulást eredményezhet a romló mozgatórendszeri mutatók javításában<sup>5</sup>, az elesési előfordulások számának csökkentésében<sup>6,7</sup>, a neuromuszkuláris koordináció, az állásstabilizáció javulása által, továbbá a csontsűrűség csökkenési ütemének lassításával. Meg kell azonban jegyezni, hogy nem minden esetben eredményezett javulást a WBV alkalmazása.

A sportolókon, egészséges felnőtt embereken, valamint az időseken végzett vizsgálatok pozitív eredményei látván és az egésztest vibráció hatásmechanizmusát megismerve, a 2000-es évek elejétől kezdve egyre gyakrabban kezdték alkalmazni a WBV-t a gyógyászatban, a rehabilitációban és jelentős számú vizsgálatról számoltak be tanulmányokban a kutatók. A WBV hatását vizsgálták Parkinson<sup>8</sup> és multiplex sclerosis<sup>9</sup> betegségben szenvedőkön, stroke-on átesett embereken<sup>10,11</sup>, továbbá gerincvelő sérültek esetében.<sup>12</sup> Az utóbbi években több cikk is megjelent a WBV használatáról az ízületi, zömében térdízületi gyulladással szenvedő emberek kezelésében.<sup>13</sup> Az irodalomban vi-

szonylag kevés olyan cikk található, amely a mozgatórendszer posztoperatív kezelésében használt WBV terápiáról tudósít. Leggyakrabban a térdízületet éri sérülés, amelyek közül a meniscus és az elülső keresztszalag sérülése a leggyakoribb. Az elülső keresztszalag sérülését (szakadása) követő rekonstrukciós műtétek ma már rutin eljárásnak tekinthetők és megfelelő rehabilitációt alkalmazva a térd visszanyeri eredeti működési állapotát, azaz jól terhelhető lesz. A teljes térdízületi funkció visszanyerésének időtartama azonban széles határok között mozog.<sup>14</sup>

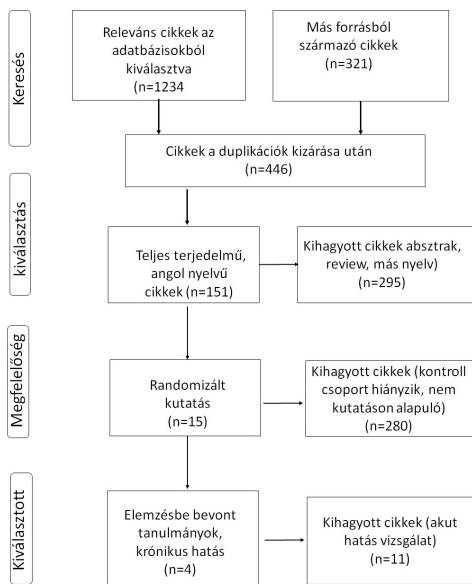
Vizsgálatunkban arra a kérdésre kerestünk választ, hogy az egésztest vibráció krónikus hatását milyen gyakorisággal használják terápiás célból és alkalmazása milyen mértékben járul hozzá a térdízület gyorsabb és hatékonyabb funkcionális helyreállításához, továbbá a WBV alkalmazása előnyökkel jár-e a hagyományos fizioterápiával szemben.

## MÓDSZER

### Irodalomkutatási stratégia

Elektronikus irodalomkutatást végeztünk hat adatbázisban (PubMed, Scopus, Web of Science, Google Scholar, SportDiscuss, Science Direct) az alábbi kulcsszavak alapján: whole body vibration, WBV, Whole body vibration therapy, anterior crutiate ligament reconstruction, ACL reconstruction és végül whole boby vibration and ACL reconstruction. Az adatbázisokból első kiválasztási körben 746 cikk felelt meg az általános a tág kritériumoknak (WBV rehabilitation és ACL reconstruction). A duplikációkat kiszűrve, majd a kiválasztott cikkek áttekintése után 15 cikk maradt, amely megfelelt a beválasztási kritériumoknak. A megmaradt cikkeket további elemzésnek vetettük alá és ennek eredményeképp négy felelt meg annak a kritériumnak, hogy a WBV krónikus hatását vizsgálták, valamint a WBV és a hagyomá-

nyos terápiás hatás került összehasonlításra (1. ábra).



1. ábra. Folyamatábra az irodalomkutatás lépéseinek bemutatására

**Beválasztási kritériumok:** kutatáson alapuló teljes szövegű cikk, randomizált személy kiválasztás, akiket vizsgálati és kontroll csoportba osztottak, a kiválasztott személyek első keresztszalag műtéten estek át, a WBV krónikus hatását vizsgálták (a WBV alkalmazása mini-

mum 1 hónapig tartott), a WBV hatását hagyományos rehabilitációs intervenció hatásával hasonlították össze, angol nyelvű cikk. Legalább két cikkben alkalmazzanak azonos tesztet.

**Kizárási kritériumok:** WBV akut hatásvizsgálata, helyi vibrációs kezelés, absztrakt, irodalmi összefoglalók, szerkesztői cikkek.

## EREDMÉNYEK

A kiválasztási feltételeknek megfelelt négy cikk<sup>15-18</sup> vizsgálataiban olyan személyeket választottak ki, akik különböző ACL rekonstrukciós műtéten estek át (1. táblázat). Két esetben a patella ín, két esetben hamstring graftot alkalmaztak. A legkevesebb személy 10 volt egy csoportban, a legtöbb 24 fő. Csak két esetben szolgáltatott adatokat a szerzők a nemre. Egy esetben vizsgáltak sportolókat. Az életkor 22,7 és 29 éves kor közötti volt. A vizsgálatba bevont személyeket randomizáltan vizsgálati és kontroll csoportba osztották.

A csoportbeosztást tekintve két vizsgálatban a vibrációt a hagyományos terápiás gyakorlatokkal kombináltan használták és hasonlították össze a csak hagyományos terápiát folytató csoporttal. Két esetben alkalmaztak csak WBV-t az egyik csoportban és hasonlították össze a hagyományos terápiával rehabilitált csoporttal.

1. táblázat. Műtéti eljárás, intervenció típus, vizsgált személyek

Szerzők	Műtéti eljárás	Csoport	n	Nem	Életkor (év)
Moezy et al. 2008. <sup>15</sup>	Patella ín (artr)	WBV+HTP	10	10 ffi sportoló	24,5
			10		22,7
Fu et al. 2013. <sup>16</sup>	Hamstring ACLR	WBV+HTP	24	18 ffi, 6 nő	25,2
			HTP	24	14 ffi, 10 nő
Berschlin et al. 2014. <sup>17</sup>	Patella ín csont csont	WBV	20	14 ffi, 6 nő	na
			HTP	20	15 ffi, 5 nő
Pistone et al. 2016. <sup>18</sup>	semt. graft	WBV+HTP	17	n/a	27-29
			HTP	17	n/a

## Vizsgálati protokoll

Minden vizsgálatban minimálisan egy alap (a terápiás program megkezdése előtti) és egy intervenció utáni vizsgálatot végeztek (2. ábra). Az alap és utómérések során stabilometriai, térdfeszítő és hajlító izomerő, ízületi szögbeállítás pontosság, térdízületi laxity és ízületi mozgékonyosság teszteket alkalmaztak, de nem egységesen. A műtét utáni első képességszint mérés két esetben a műtétet követő negyedik hét után<sup>16,18</sup>, egy esetben a műtétet követő második héten<sup>17</sup> és egy esetben a műtét után három hónappal<sup>15</sup> történt. Egy esetben műtét előtt két héttel is felvették a vizsgálandó képességek adatait.<sup>16</sup> Két esetben a terápiás program befejezése után, nyomon követéses vizsgálatról is beszámoltak a kutatók. Fu et al.<sup>16</sup> a programot követő harmadik hónap végén ismételte meg a méréseket, amely a műtét utáni hatodik hónap vége volt. Pistone et al.<sup>18</sup> a program befejezés után egy hónappal végezte el újból a korábban végzett méréseket, amely a műtét utáni harmadik hónap végére esett. Minden esetben a műtétet posztoperatív terápia követte mielőtt a terápiás programok megkezdődtek volna. Moezyn et al.<sup>15</sup> három hónapos hagyományos rehabilitációs program után vizsgálta

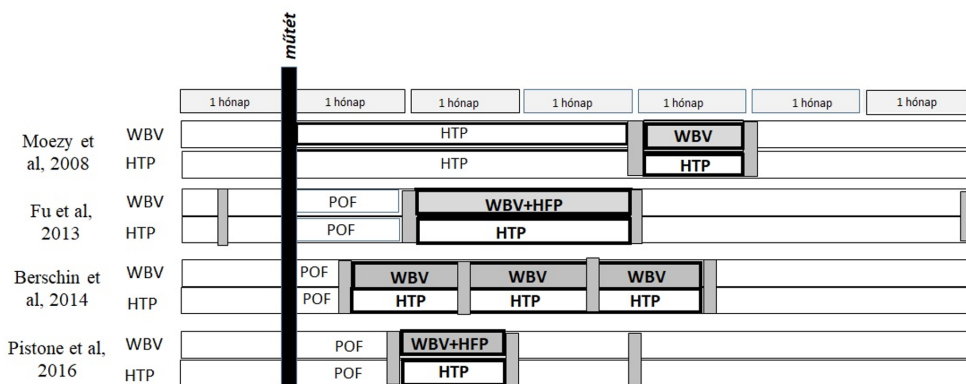
a WBV hatását, folytatva a korábbi hagyományos rehabilitációs programot.

A vizsgálatokban alkalmazott beavatkozások időtartama is különbözött egymástól. Két esetben egy hónapos intervenció programot alkalmaztak.<sup>15,18</sup> Fu et al.<sup>16</sup> kéthónapos, Berschin et al.<sup>17</sup> háromhónapos rehabilitációs program hatását vizsgálta. Az utóbbi vizsgálatban minden hónapban, a négyhetes intervenció végén elvégezték a releváns méréseket (2. ábra).

## Inertenciós protokollok Teljestest vibráció (WBV)

Három esetben olyan vibrációs eszközt használtak, amelyeknél a platform rezgése függőleges irányú volt és mindkét alsó végtagot azonos időben érte a vibrációs hatás.<sup>15,16,18</sup> Egy esetben a vibráció úgynevezett alternáló rezgésű volt<sup>17</sup>, amely azt jelenti, hogy a platform a középvonaltól jobbra, balra billeg a kiválasztott frekvenciának megfelelően.

**WBV paraméterek bemutatása (2. táblázat)**  
A vibráció két fontos jellemzőjében is jelentős különbségek voltak. Berchin et al.<sup>17</sup> alacsony



2. ábra. A Vizsgálati protokollok időbeli lefolyása

POF – posztoperatív fizioterápia, HTP – hagyományos terápiás program, WBV – egésztest vibrációs program, WBV+HTP – egésztest vibráció és a HTP együttes alkalmazása. A függőleges szürke hasábok a teszt időpontokat jelzik. Az első szürke oszlop az első (alap) mérés időpontját jelzi.

frekvenciájú és relatíve nagy amplitúdójú, míg Moezy et al.<sup>15</sup> nagy frekvenciájú és kis amplitúdójú vibrációt alkalmazott. Fu et al.<sup>16</sup> alacsony és nagy frekvenciával, valamint kis amplitúdóval terhelte a vizsgálatban részt vett személyeket. Pistone et al.<sup>18</sup> egyénre szabott frekvenciát és kis amplitúdót választottak a vizsgálatában, amelyet úgy állapítottak meg, hogy addig emelték a vibrációs frekvenciát, amíg a térdfeszítő izom elektromos aktivitása (EMG) el nem érte a maximumot.<sup>19,20</sup>

Valamennyi esetben a vibráció alkalmazása állásban, guggoló helyzetben történt, ami a térdízület kis- vagy nagyobb mérvű (30-45°, illetve 90-120°) behajlítását jelentette. Két vizsgálatban csak páros lábon állásban<sup>17,18</sup>, másik kettőben<sup>15,16</sup> jobb és bal lábon, állásban külön-külön is alkalmazták a WBV-t. Moezy et al.<sup>15</sup> és Pistone et al.<sup>18</sup> csak statikus helyzetben, Berschin et al.<sup>17</sup> és Fu et al.<sup>16</sup> a személyek a WBV alatt ízületi hajlítást és nyújtást is végeztek. Egy esetben<sup>16</sup> egy lábas állásban, továbbá alacsony guggoló helyzetben (a térdízület 90-120°-os behajlítása) is alkalmaztak WBV-t. Pistone et al.<sup>18</sup> vizsgálatában a személyek sarka nem érintette a platformot, amely során elsősorban a plantár flexor izmokat éri a vibrációs hatás.<sup>21</sup> A vibráció időtartama 30 és 120 mp között változott a négy vizsgálatban. Egy esetben a WBV frekvencia állandó, 60 mp volt<sup>18</sup>, ahol a vibrációs terhelést a sorozatok számával növelték. A másik három vizsgálatban egy sorozat időtartama 30 és 120 mp között változott és hetente növelték az időtarta-

mot. A pihenő idők hosszát a sorozatok között két cikkben közölték<sup>15,18</sup>, ami 30 és 60 mp volt. A WBV alkalmazása heti rendszerességgel történt, amely kettő<sup>16</sup>, három<sup>15,18</sup> és öt<sup>17</sup> volt. Berschin et al.<sup>17</sup> az utolsó héten úgy növelte a vibrációs terhelést, hogy az ízületi hajlítás és nyújtást vállra tett súlyzóval növelte a vibráció alatt. A legpontosabban Moezy et al.<sup>15</sup> írta le a WBV protokollt, amely egyben a legösszetettebb volt. Négy hét alatt 12 WBV edzés tartottak. Az egy edzésen adagolt sorozatok száma fokozatosan növekedett a vibrációs frekvencia növekedésével és a pihenőidők csökkenésével. Az első edzésen a WBV időtartama 4 perc volt, ami a 12. hétre 16 percre növekedett. A másik három vizsgálatban fokozatosan növekedett a WBV terhelés, de nem közölték a szerzők az egy edzésen a WBV-re fordított idő nagyságát. A vibrációs edzések előtt 10-15 perc bemelegítést (kerékpározás vagy lassú futás, sztreccsing) tartottak mindegyik intervencióban (3. táblázat).

#### Vizsgált fizikai képességek és tesztek (4. táblázat)

Mind a négy esetben alkalmaztak stabilometriát, amely segítségével megállapították a vizsgált személyek állásbiztonságát (egyensúlyozási képességét). Három esetben végezték el a térdfeszítő és térdhajlító izmok erő kifejtő képességének vizsgálatát.<sup>16-18</sup> Két vizsgálatban mérték az ízületi szög beállításának pontosságát (kinesztézia).<sup>15,16</sup> Ugyancsak két kutatócsoport vizsgálta a térdízületi pasz-

2. táblázat. WBV paraméterek

Szerzők	Eszköz	Alkalmazott frekvencia	Amplitúdó
Moezy et al. 2008. <sup>15</sup>	Powerplate, USA	30-50 Hz	2-5mm
Fu et al. 2013. <sup>16</sup>	Fitvibe Excel Pro (model 332015)	20-60 Hz 5 Hz-ként növelve	2-4mm
Berschin et al. 2014. <sup>17</sup>	Galileo 2000	5-30 Hz	5-9mm
Pistone et al. 2016. <sup>18</sup>	Nemes Double Vibe Bosco System	Személyre kiválasztott: 30-40 Hz	2 mm

szív translációs mozgás mértékét (laxáció) és a térdízületi mozgásterjedelmet (ROM).<sup>16,17</sup> Fu et al.<sup>16</sup> funkcionális képesség teszteket is alkalmazott. A vizsgálati eredmények összehasonlításában csak azokat a változókat vizsgáltuk, ahol legalább két vizsgálatban szerepeltek.

**Vizsgált képességek mutatóinak mérése és eredményei.**

**Állásbiztonság (stabilometria)**

A négy kutató csoport közül három a Biodex cég stabilométerét használta.<sup>15-17</sup> Három vizsgálatban csak dinamikus<sup>15-17</sup>, egy vizsgálatban statikus stabilometriát<sup>18</sup> alkalmaztak. Mind a négy vizsgálatban nyitott és csukott szemmel is elvégeztették a tesztet. Berschin et al.<sup>17</sup> egy lábon állás alatt állapították meg a testlengés mértékét (5. táblázat)

A dinamikus stabilometriánál az alkalmazott berendezés alkalmas arra, hogy a platform

### 3. táblázat. WBV intervenció protokoll

Szerzők	Testhelyzet	n	t (mp)	Pihenő-idő (mp)	Gyakoriság	Intervenció időtartam	Edzés-szám	Összes sorozat
Moezy et al, 2008. <sup>15</sup>	magasguggoló helyzet, páros és egy láb	növekvő: 8-20	30-60	csökkenő, 60-30	heti 3 alkalom	4 hét	12	187
Fu et al. 2013. <sup>16</sup>	statikus és dinamikus guggolás páros és egy lábon magas és alacsony guggoló helyzetben	n/a	n/a	n/a	heti 2	8 hét	16	n/a
Berschin et al. 2014. <sup>17</sup>	Páros láb kis ízületi hajlítás, statikus Páros láb kis ízületi hajlítás, statikus lassú ízületi hajlítás, nyújtás	2 hét: 2-6 3 hét: 5 3 hét: 5-7	60 90-120 120		heti 5	8 hét	40	
Pistone et al. 2016. <sup>18</sup>	Magasguggolás, sarok nem érintette a platformot	1. hét: 3 2. hét: 5 3. hét: 7 4. hét: 10	60 60 60 60	60 60 60 60	3 3 3 3	4 hét	12	75

### 4. táblázat. A vizsgált képességek és az alkalmazott tesztek

**Állásbiztonság vizsgálata statikus és dinamikus stabilometriával. A térdfesztítő és hajlító izmok maximális izometriás és izokinetikus erejének mérése, ízületi szögbállítás pontossága, laxáció a térd passzív translációs mozgása előre-hátra, ROM a mozgásterjedelem nagysága.**

Szerzők	Stabilometria	Erő	Ízületi szögbéállítás	Laxity	ROM
Moezy et al, 2008. <sup>15</sup>	x		x		
Fu et al. 2013. <sup>16</sup>	x	x	x	x	x
Berschin et al. 2014. <sup>17</sup>	x	x		x	x
Pistone et al. 2016. <sup>18</sup>	x	x			

stabilitását változtassák, 0 és 8 szint között. A személy statikus helyzetben áll a platformon, de amikor a plató egyre instabilabb lesz, akkor a nyomásközéppont (COP) kis elmozdulása a plató elmozdulását eredményezi. Az eredeti pozíció visszaállításának útját regisztrálják és egy indexet számolnak. OSI – a COP elmozdulás útjának indexe, APSI – a COP előre-hátra mozdulásának, a MLI – az oldalirányú elmozdulásának indexe. A Zebris stabilométer annak az ellipszis területnek a nagyságát számolja ki, amelybe a COP elmozdulásának 95%-a esik.

### A WBV hatása (az alap és az intervention előtti és utáni változások összevetése)

Az állásstabilitás szignifikánsan javult a WBV csoportban (56-90%-os javulás nyitott szemmel, 45-52% csukott szemmel) a javulás mértéke szignifikánsan nagyobb volt, mint a HTP csoportban (nyitott szem: 0,4-5,9%, csukott szem: 1-16%). Ez vonatkozott mindkét lábra, valamennyi testlengés paraméterre (teljes lengés, előre-hátra és oldalra lengés hosszúságra).<sup>15</sup>

Nyitott szemmel nem volt különbség a két csoport között sem az előre-hátra, sem az oldalirányú, sem a teljes testlengés útja között. Csukott szemmel a WBV csoport testlengése szignifikánsan kisebb volt minden irányban, mint a kontroll csoporté.<sup>16</sup>

Az állásstabilitási index mindkét csoportban csökkent (javult az állásstabilitás), de a WBV csoportban jelentősebb volt a változás és a két csoport közötti különbség szignifikáns.<sup>17</sup>

Állásbiztonság mértékét jelző ellipszis területe (amelyben az összes testlengés 95 százaléka tartozik) az egésztest vibrációs intervenció végére csak kis mértékben csökkent. Az ezt követő négy hét végére a HTP csoport nyitott szemmel szignifikánsan rosszabb eredményt ért el (növekedett az ellipszis területe). Csukott szemmel is nőtt a terület, de a változás nem volt szignifikáns. A WBV csoport nyitott szemmel csökkentette a testlengés területet, de a változás nem volt szignifikáns. Az utolsó teszt során azonban az ellipszis területe szignifikánsan csökkent, vagyis az állásstabilitás növekedett.<sup>18</sup>

### Izomerő mérése

#### (6. táblázat)

A négy cikk közül csak három vizsgálta a térdízület és hajlítók forgatónyomatékának változását a rehabilitációs programok hatására különböző dinamométer típusokat és módszereket alkalmazva. Csak Berschin et al.<sup>17</sup> mérte az izmok statikus és dinamikus erejét is. Fu et al.<sup>16</sup> csak dinamikus (izokinetikussal), míg Pistone et al.<sup>18</sup> csak statikus (izometriás) erőt mért. Mindkét statikus erőmérésnél sz-

### 5. táblázat. Stabilometria protokoll

Szerzők	Eszköz	Statikus	Dinamikus	Isméltés	Változók
Moezy et al. 2008. <sup>15</sup>	Biodex Stability System		nyitott és csukott szem, páros lábbal	3x, pihenő 3perc	OSI, APSI, MLI
Fu et al. 2013. <sup>16</sup>	Biodex Stability System		nyitott és csukott szem, páros lábbal	3x25mp, pihenő 10mp	OSI, APSI, MLI
Berschin et al. 2014. <sup>17</sup>	Biodex Stability System		nyitott szem, jobb és bal lábon	3x	OSI, APSI, MLI
Pistone et al. 2016. <sup>18</sup>	ZEBRIS, modell FDM	nyitott és csukott szem, páros lábbal		3x20mp, pihenő 60mp	COP ellipszis terület

OSI- nyomásközéppont összes mozgásának indexe, APSI- nyomásközéppont előre-hátra mozgásának indexe, MLI- a nyomásközéppont oldalirányú mozgásának indexe



repelt a 90°-os ízületi szögben a maximális izometriás erő megállapítása. A dinamikus erőmérésnél az ízületi szögtartomány mindkét vizsgálatban 90° (90° és 0° között) volt és mindkettő esetében 60 % sebességgel is történt ízületi nyújtás és hajlítás. Berschin et al.<sup>17</sup> koncentrikus és excentrikus kontrakciók alatt is mérte az izmok izokinetikus erejét.

### Izomerő változás

A három vizsgálatban a maximális izometriás és izokinetikus erő változása különböző módon került meghatározásra. Berschin et al.<sup>17</sup> a műtött térd feszítőinek és hajlítóinak maximális izometriás és izokinetikus erejének változását az ép térd erőértékeihez viszonyítva határozta meg és bilaterális deficit százalékában határozta meg. Az erődeficit szignifikánsan csökkent mindkét kontrakció típusnál mind az érintett mind az egészséges térdet tekintve mind a WBV mind a HTP csoportban a három hónapos intervenció során. Fu et al.<sup>16</sup> két hónapos WBV+HTP, illetve HTP intervenciót alkalmazva azt találta, hogy a személyek a műtött térdük feszítő izmával szignifikánsan nagyobb izokinetikus (60, 180, 300 %/s) forgatónyomatékot fejtek ki hat hónappal a rekonstrukció után. A hajlító izmokkal csak 60 és 300

% szögsebességnél volt a különbség a két csoport között. A rehabilitáció megkezdése utáni harmadik hónapban, közvetlenül az intervenció befejezése után, csak a WBV csoport mutatott szignifikáns javulást mindkét izomcsoport tekintve 300 % szögsebességnél. Pistone et al.<sup>18</sup> csak izometriás kontrakció során mérte a térdhajlító és térdfeszítő erejét három alkalommal. A mért adatokból végtag szimmetria indexet számolt és ennek változásából határozta meg a változás irányát és mértékét. Az index mind a WBV+HTP, mind a HTP csoportban megközelítőleg azonos mértékben csökkent a térdfeszítő esetében. A térdhajlító erődeficitje jelentősebben csökkent a WBV+HTP csoportban, mint a HTP csoportban.

### Ízületi kinesztézia

A kiválasztott és érzékelt ízületi szöghelyzet újbóli beállítása vizuális kontroll nélkül. Moezy et al.<sup>15</sup> és Fu et al.<sup>16</sup> alkalmazták ezt a tesztet. Mindkét kutatócsoport a Biodex Dynamometert (Biodex Medical Systems, Shirley, NY, USA with software Version 3.27) használta. A személyek feladata az volt, hogy a dinamométeren ülve a műtött térdüket 90°-os behajlításból nyújtsák ki. A szervomotor 60 fokos helyzetben megállította a térdkinyújtá-

## 6. táblázat. Stabilometria protokoll

Szerzők	Eszköz	izometriás		izokinetikus	
		TF	TH	TF	TH
Moezy et al, 2008. <sup>15</sup>					
Fu et al. 2013. <sup>16</sup>	Cyberx NORM			jobb, bal láb; v: 60, 180, 300 %/s; ROM: 90°	jobb, bal láb; v: 60, 180, 300 %/s; ROM: 90°
Berschin et al. 2014. <sup>17</sup>	Biodex System 3	60°, 75°, 90°	60, 75, 90 fokban	bal, jobb láb; v: 60 %/s; CC és EC; ROM: 90°	bal, jobb láb; v: 60 %/s; CC és EC; ROM: 90°
Pistone et al. 2016. <sup>18</sup>	saját készítésű	Jobb, bal. 90° 3x 3' pihenő	Jobb, bal. 90° 3x 3' pihenő		

TF – térdfeszítő; TH – térdhajlító; CC- koncentrikus kontrakció; EC – excentrikus kontrakció; ROM – a térdízület mozgásterjedelme a kontrakciók alatt

sát 5 mp-re. Ezt követően a térdízület ismét kinyújtásra került és amikor a személyek úgy érzékelték, hogy a térd 60 fokos helyzetben van, akkor meg kellett nyomniuk egy gombot. A következő feladat ugyanez volt, de a cél szög harminc fok volt. A valós és az érzékelt szög különbsége adta a hiba nagyságát.

Moezy et al.<sup>15</sup> szignifikáns javulást mutatott ki a WBV csoportban a térdízületi szög beállításának pontosságában mind az ép, mind a műtött térdnél 60 fokos szöghelyzetben. A 30 fokos szögnél csak a műtött térd esetében volt jelentős javulás. A HTP csoportban nem volt jelentős különbség az alpmérés és a terápia utáni mérés eredményei között. Ugyanakkor Fu et al.<sup>16</sup> nem talált szignifikáns különbséget a WBV+HTP és a HTP csoport között egyetlen időpontban sem.

### Transzlációs mozgásterjedelem

A térdízület stabilitását, mozgékonyágát vizsgáló módszer, amely a térdízületben létrejövő előre-hátra irányuló transzlációs mozgás mértékét mutatja. Két kutatócsoport alkalmazta ezt a tesztet.<sup>16,17</sup> Mindkét csoport azonos vizsgálati eszközt használt a javasolt protokoll szerint (The KT-1000 arthrometer (MEDmetric Corp, San Diego, California). Berschin et al.<sup>17</sup> 90 és 130 N húzóerőt alkalmaztak a tibia előre irányuló transzlációs mozgásnak megállapítására. Fu et al.<sup>16</sup> csak 130 N erőt használt. Berschin et al.<sup>17</sup> a műtött térd előre-hátra irányuló transzlációs mozgás mértékét az ép térdéhez viszonyítva, azt találta, hogy mindkét intervenciós program megközelítőleg azonos mértékű változást okozott. Hasonlóan, Fu et al.<sup>16</sup> sem tudott kimutatni szignifikáns hatáskülönbséget a két intervenciós program között.

### Aktív ízületi mozgásterjedelem (térdhajlítás)

A személyek feladata az volt, hogy amennyire csak tudják, hajlítsák be térdízületüket.

Az ízületi mozgásterjedelmet goniométerrel mérték. A WBV és HTP intervenciós program hatását a térdízület mozgásterjedelmére két kutatásban vizsgálták. Berschin et al.<sup>17</sup> mindkét csoportban azonos mértékű mozgásterjedelem növekedést mutatott ki. Mindkét csoport a 11. hétre érte el a maximális értéket. Fu et al.<sup>16</sup> hasonló eredményről számolt be. Esetükben mindkét csoport az operáció utáni hat hónap végére egyaránt maximális térdízületi mozgásterjedelmet mutatott.

### MEGBESZÉLÉS

Irodalomkutatásunk célja annak megállapítása volt, hogy a WBV rehabilitációs intervenció milyen hatással van a térdízületi funkciók, és az állásstabilizáció helyreállítására elülső keresztszalag rekonstrukciós műtéten átesett emberek esetében. Az irodalmi kutatás során csak olyan vizsgálatokat tartottunk relevánsnak, amelyekben a személyek kiválasztása és csoportba osztása randomizált módon történt és a WBV krónikus hatását vizsgálták. Négy olyan cikket találtunk, amely megfelelt a beválogatási kritériumnak és az utóbbi 15 évben kerültek publikálásra a kutatási eredmények. Mind négy kutatásban figyelembe vették azokat a WBV hatását leíró elméleti és módszertani kutatási eredményeket, amelyeket korábban egészséges fiatal és idős felnőtt személyeken szereztek.<sup>19-21</sup>

A fő érv a WBV alkalmazására az volt, hogy az ACL rekonstrukciós műtött egyéneken végzett vizsgálatok azt erősítik meg, hogy a hagyományos rehabilitációs programok bár hozzá segítenek a térd fizikai állapotának javításához és ezen keresztül az egyensúlyozóképesség növeléséhez, a járás normalizálódásához, jelentős deficit mutatható ki 6-12 hónap után is a térdízület propriocepciójában<sup>22,23</sup>, az erő kifejtő képességben<sup>24-26</sup>, az állásstabilitásban<sup>27,28</sup> és járás szimmetriában.<sup>29</sup>

A beválogatott cikkekben a kutatók arra alapozták hipotézisüket, hogy a talpon keresztül, az egész testre ható mechanikai vibráció kiváltja a vibrációs tónusos reflexet és a központi, valamint perifériás idegrendszeren keresztül közvetlenül, illetve közvetve hat a hormonális rendszere.<sup>30,31</sup> Feltételezték, hogy a WBV idegrendszerre gyakorolt hatásán keresztül növeli vázizmok erejét és ezáltal javítja a poszturális kontrollt és a kinesztetikus érzékelést.<sup>32,33</sup>

### WBV jellemzők

A négy vizsgálatból kettőben<sup>16,18</sup> a WBV-t kombinálták a HTP-vel, kettőben az egyik csoport csak WBV edzést folytatott<sup>15,17</sup> és így a WBV szeparált hatása is megítélhető. A WBV intervenció paraméterei (frekvencia, amplitúdó, időtartam, terhelési idő, testhelyzet (a vibráció alatt) is nagyon különbözők voltak és csak egy vizsgálatban volt a vibrációs frekvencia személyre szabott.<sup>18</sup>

### A WBV szeparált hatása az állásstabilitásra és az izomerőre

A két vizsgálatban<sup>15,17</sup> a WBV intervenció időtartama különböző volt (4, illetve 12 hét), továbbá a WBV edzés a műtét után nagyon különböző időpontban kezdődött. Moezyn et al.<sup>15</sup> a műtét után 12 héttel kezdte a WBV-t, ami négy hétig tartott, amit megelőzőt 12 hetes posztoperatív fizioterápia, illetve ezt követően a hagyományos rehabilitációs intervenció. Ezzel szemben Berschin et al.<sup>17</sup> két héttel a műtét után kezdte a WBV programot, ami 12 hétig tartott. A rehabilitációs programok különbségének ellenére, mindkét esetben a WBV intervenció jelentősebb hatással volt az állásstabilitásra, mint a HTP. A négy hetes WBV intervenció, ami 12 héttel a műtét után kezdődött jelentős javulást eredményezett a stabilometriás mutatókban. A változás mértéke szintén szignifikánsan nagyobb volt, mint a

HTP csoportban. Hasonló fejlődést mutattak ki mutattak ki a 2 héttel műtét után kezdődött és 12 hétig tartó WBV intervenció hatására, a stabilizációs index 4,7-ről 3,1-re csökkent. A HTP csoportban az index 5,4-ről csak 4,7-re csökkent. A két csoport közötti különbség az állásstabilitás javulásában a 8. és 11. héten végzett tesztnél volt szignifikáns. Ezek a vizsgálati eredmények azt az elképzelést erősítik, hogy a WBV neuromuszkuláris rendszerre gyakorolt hatásának révén befolyásolja a testtartás kontrollját, továbbá az izmok tónusának, erejének növekedése is hatással van az állásstabilitásra is.<sup>25,36</sup> Az utóbbi állítást az Berschin et al.<sup>17</sup> eredményei nem támasztják alá, minthogy mindkét csoportnál csaknem azonos mértékben csökkent a bilaterális erődeficit mind izometriás, mind dinamikus erő kifejtések során. Moezyn et al.<sup>15</sup> nem végzett erőmérést.

### A WBV és a HTP kombinált hatása az állásstabilitásra és az izomerőre

Két vizsgálatban<sup>16,18</sup> tesztelték az alkalmazott intervenciók hatását az állás stabilitásra. Fu et al.<sup>16</sup> a kombinált fizioterápiás program előnyét csak a csukott szemmel végrehajtott stabilometriánál tudta kimutatni nyolchetes intervenció után. Pistone et al.<sup>18</sup> szintén javulást mutatott ki a testlengés változóiban, de csak négy héttel a négyhetes intervenció befejezése után. Érdekes, hogy a jelentős különbséget a két csoport között mindkét esetben a műtét utáni 12. héten tudták kimutatni. Felvetődik a kérdés, hogy a WBV mennyivel járult hozzá az állásstabilitás javulásához. Feltételezhetően a vibráció a propriocepció javításán keresztül, amit Fu et al.<sup>16</sup> eredménye alátámaszt. További kérdés, hogy a WBV-nek az erőnövekedésben játszott szerepe is hozzájárult-e a testlengés mértékének csökkenéséhez. Fu et al.<sup>16</sup> szignifikánsan nagyobb erőnövekedést mért a műtött térd feszítőinél és hajlítóinál mindhárom kontrakció sebes-

ségnél. Ezért feltételezhető, hogy a műtött térd propriocepciójának javítása mellett a feszítő és hajlító izmok erőnövekedése is hozzájárult az állásstabilitás javulásához. Pistone et al.<sup>18</sup> a térdfeszítőknél nem talált különbséget a bilaterális deficit index csökkenésében a két csoport között, ami talán annak tulajdonítható, hogy a 30-40 Hz vibrációs frekvencia nem volt elég stimuláló hatású. Ugyanakkor a térdhajlítóknál a WBV+HTP csoport jelentősebb mértékben csökkentette az erődeficitet, mint a HTP csoport. Az irodalomban nem találtunk olyan cikket, amely bizonyította volna, hogy a hajlító és feszítő más vibrációs frekvenciára lennének érzékenyek.

A műtött térd normál stabilizációjának visszanyeréséhez elengedhetetlen a térdfeszítő és hajlító izmok erejének növelése. A térdhajlító izmok arányos növelése a feszítőkhöz viszonyítva (H/Q arány) fontos, mivel a gyenge térdhajlító izmok növelik a terhelést az elülső keresztszalagra a különböző helyváltoztató mozgások során.<sup>34</sup> Minthogy az ACL rekonstrukció műtétek után kerülni kell az ACL nagy terhelését, ezért különös gondot kell fordítani a térdhajlító izmok erejének növelésére is. Bár a WBV elsősorban a térdfeszítő izmokra hat, nagy frekvenciájú vibráció alatt mindkét izomcsoport tónusa növekszik és a vibrációs edzést követően bizonyos ideig (10-60 perc) fennmarad.<sup>21,20</sup> Vizsgálati eredmények bizonyítják, hogy idős embereknél az erő növelése nagyobb hatással van az állásbiztonságra, mint az egyensúlyozó gyakorlatoknak.<sup>25,35</sup>

### Kinesztézia (ízületi szögérzékelés)

Az ízületi szög érzékelésének jelentős szerepe van a mozgások pontos kivitelezésében, amelyet a térdízületben található mechanoreceptorok és a Golgi szerv által is szabályozott. Az ACL-ben is található mechanoreceptorok<sup>36</sup>, amelyek az ín cseréjével kiesnek a propriocepcióból.<sup>37,38</sup> A rekon-

strukció során használt graftok propriocepcióban való részvétele egyrészt kérdéses, másrészt időfüggő. Feltételezések szerint a csökkent kinesztézis akár 24 hónapig is eltarthat a műtét után.<sup>39</sup>

A vizsgálatunkba bevont két kutatás a WBV, illetve a WBV+HTP hatását tanulmányozta a térízületi szöghelyzet érzékelésre, minthogy feltételezhető, hogy a mechanikai vibráció a tónusos vibrációs reflexen keresztül befolyással van a mechanoreceptorokra. Fu et al.<sup>16</sup> két hónapos intervenció után nem tudott kimutatni különbséget a vizsgálati és kontroll csoport között, noha a WBV csoport a műtött térdnél 60 fokos szögnél 24%-al, 30 fokos szögnél 33%-al csökkentette a beállítási hibát, míg HTP csoport csak 16%-al csökkentette, illetve 2%-al növelte a beállítási hibát. Ezzel szemben, Moezy et al.<sup>15</sup> jelentős javulásról számolt be a WBV hatására a kinesztetikus érzékelésben. A WBV csoport mind a műtött térdnél, mind az ép térdnél átlagosan 58%-al csökkentette a kezdeti beállítási hibát, ami jelentősen nagyobb volt, mint a HTP-ben. A különböző hatás annak ellenére jött létre, hogy mindkét kutatócsoport megközelítőleg ugyanazon vibrációs paramétereket használt az intervenció során. Elképzelhető, hogy Moezy et al.<sup>15</sup> esetében a nagyobb akut vibrációs terhelés okozhatta a szignifikáns javulást a WBV csoportban. Továbbá az is befolyásolhatta az eltérő eredményt, hogy Moezyn et al.<sup>15</sup> a műtét után három hónappal kezdte meg az intervenciót, amit hagyományos ACL rehabilitáció előzött meg.

### A WBV és a WBV+HTP hatása a térdízületi translációs mozgásra (laxáció)

A WBV, illetve a WBV és a HTP kombinált hatását a térdízületi laxációra két kutatásban vizsgálták.<sup>16,17</sup> A beválasztott vizsgálatokban zömében kis térdízületi guggolásban kapták a vibrációs terhelést a személyek, ennek követ-

keztében elhanyagolható a translációs mozgás és a nyíróerő az intervenció során. Ebből a szempontból a WBV előnyös a rehabilitáció kezdetén, mert kismértékben terheli az elülső keresztszalagot, de stimulálja a receptorokat. Ugyanakkor kisebb a hatása a normál translációs mozgásterjedelmre. Úgy tűnik, hogy a normál translációs mozgás eléréséhez a legjobb módszer a WBV és a hagyományos fizioterápiás módszerek együttes alkalmazása. Feltételezhetően a hagyományos rehabilitációs intervenciók önmagukban is hatékonyak lehetnek. Megjegyzendő, hogy a térdízületi stabilitás létrehozásában nem csak az ACL-nek, de más képleteknek is jelentős befolyása van<sup>40</sup>, amelyekre a WBV-nek nem ismert a hatása.

### A WBV és a WBV+HTP hatása a térdízületi mozgásterjedelmére

Sem Fu et al.<sup>16</sup>, sem Berschin et al.<sup>17</sup> nem talált különbséget két intervenció hatása között. Mindkét esetben a rehabilitációs program végére a műtött térd elérte a teljes aktív mozgásterjedelmet. A vibrációs protokoll sem befolyásolta az eredményt, minthogy Fu et al. 20-60 Hz frekvenciát és 2-4 mm amplitúdójú vibrációt, Berschin et al.<sup>17</sup> pedig 10-30 Hz frek-

venciát és 5-9 mm amplitúdót használt, amely értékek azon határok közé esik, amelyek legalmasabbak a flexibilitás növelésére.<sup>41</sup>

### KÖVETKEZTETÉSEK

A minimálisan egy hétig tartó WBV intervenció elsősorban az ACL rekonstrukció során lecsökkent vagy eltűnt propiocepció javulását, újra indulását eredményezheti, amely jelentősen javítja az állásstabilitást és a kinesztézist, vagyis az ízületi szöghelyzet érzékelését. Az eredmények azonban nem minden esetben voltak azonos irányultságúak az ízületi kinesztézist tekintve. A WBV önmagában is képes volt az izomerő növelésére, az erődeficit csökkentésére, de a hatás nem volt minden kutatásban egyértelmű. Az erő növekedése együtt járt az állásstabilitás javulásával, amely azt jelzi, hogy neuromuszkuláris adaptáció révén a térdfeszítők és hajlítók erőnövekedése is, hozzájárul az egyensúlyozó képesség javulásához. Úgy tűnik, hogy a WBV önmagában nem javítja az ízületi stabilitást és nem járul hozzá a hagyományos rehabilitáció hatásának növeléséhez. Mindazonáltal további vizsgálatokra van szükség, hogy a fenti megállapítások megerősítést nyerjenek.

**A szerzők részvétele:** N.H.: kéziratkészítés, koncepció, J.B.K: kéziratkészítés, T.J.: szakmai vezető, kéziratkészítés, koncepció, szervezés, szakirodalom

**Köszönetnyilvánítás:** -

**Támogatás:** -

**Összeférhetlenség:** Nincs.

## IRODALOM

1. De Gail P, Lance JW, Neilson PD. Differential effects on tonic and phasic reflex mechanisms produced by vibration of muscles in man. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*. 1966;29(1):1-II. [DOI](#)
2. Eklund G, Hagbarth KE. Normal variability of tonic vibration reflexes in man. *Exp Neurol*. 1966;16(1):80-92. [DOI](#)
3. Merriman H, Jackson K. The effects of whole-body vibration training in aging adults: a systematic review. *J Geriatr Phys Ther*. 2009;32(3):134-45. [DOI](#)

4. *Sitjà-Rabert M, Rigau D, Fort Vanmeerghaeghe A, Romero-Rodríguez D, Bonastre Subirana M, Bonfill X.* Efficacy of whole body vibration exercise in older people: a systematic review. *Disabil Rehabil.* 2012;34(11):883-93. [DOI](#)
5. *Jo N-G, Kang S-R, Ko M-H, Yoon J-Y, Kim H-S, Han K-S, Kim G-W.* Effectiveness of whole-body vibration training to improve muscle strength and physical performance in older adults: prospective, single-blinded, randomized controlled trial. *Healthcare.* 2021; 9(6):652. [DOI](#)
6. *Jepsen DB, Thomsen K, Hansen S, Jørgensen NR, Masud T, Ryg J.* Effect of whole-body vibration exercise in preventing falls and fractures: a systematic review and meta-analysis. *BMJ Open.* 2017;7(12):e018342. Published 2017 Dec 29. [DOI](#)
7. *Bemben D, Starck C, Taiar R, Bernardo-Filho M.* Relevance of whole-body vibration exercises on muscle strength/power and bone of elderly individuals. *Dose-Response.* October 2018. [DOI](#)
8. *Dincher A, Schwarz M, Wydra G.* Analysis of the effects of whole-body vibration in parkinson disease - systematic review and meta-analysis. *PM R.* 2019;11(6):640-653. [DOI](#)
9. *Kang H, Lu J, Xu G.* The effects of whole body vibration on muscle strength and functional mobility in persons with multiple sclerosis: A systematic review and meta-analysis. *Mult Scler Relat Disord.* 2016;7:1-7. [DOI](#)
10. *Tihanyi TK, Horváth M, Fazekas G, Hortobágyi T, Tihanyi J.* One session of whole body vibration increases voluntary muscle strength transiently in patients with stroke. *Clin Rehabil.* 2007;21(9):782-93. [DOI](#)
11. *Yang X, Wang P, Liu C, He C, Reinhardt JD.* The effect of whole body vibration on balance, gait performance and mobility in people with stroke: a systematic review and meta-analysis. *Clin Rehabil.* 2015;29(7):627-38. [DOI](#)
12. *Yasar-Fisher C, Pascoe DD, Gladden LB, Quindry JC, Hudson J, Sefton J.* Acute physiological effects of whole body vibration (WBV) on central hemodynamics, muscle oxygenation and oxygen consumption in individuals with chronic spinal cord injury. *Disabil Rehabil.* 2014;36(2):136-45. [DOI](#)
13. *Wang P, Yang X, Yang Y, Yang L, Zhou Y, Liu C, Reinhardt JD, He, C.* Effects of whole body vibration on pain, stiffness and physical functions in patients with knee osteoarthritis: a systematic review and meta-analysis. *Clin Rehabil.* 2015;29(10):939-51. [DOI](#)
14. *Harris JD, Abrams GD, Bach BR, Williams D, Heidloff D, Bush-Joseph CA, Verma NN, Forsythe Brian, Cole BJ.* Return to sport after ACL reconstruction. *Orthopedics.* 2014;37(2):e103-8. [DOI](#)
15. *Moezy A, Olyaci G, Hadian M, Razi M, Faghihzadeh S.* A comparative study of whole body vibration training and conventional training on knee proprioception and postural stability after anterior cruciate ligament reconstruction. *Br J Sports Med.* 2008;42(5):373-8. [DOI](#)
16. *Fu CLA, Yung SHP, Law KYB, Leung KHH, Lui PYP, Siu HK, Chan KM.* The effect of early whole-body vibration therapy on neuromuscular control after anterior cruciate ligament reconstruction: A randomized controlled trial. *The American Journal of Sports Medicine.* 2013;41(4):804-14. [DOI](#)
17. *Berschlin G, Sommer B, Behrens A, Sommer HM.* Whole body vibration exercise protocol versus a standard exercise protocol after ACL reconstruction: A clinical randomized controlled trial with short term follow-up. *J Sports Sci Med.* 2014;13(3):580-589. Published 2014 Sep 1.
18. *Pistone E, Laudani L, Camillieri G, Cagno A, Tomassi G, Macaluso A, Giombini A.* Effects of early whole-body vibration treatment on knee neuromuscular function and postural control after anterior cruciate ligament reconstruction: A randomized controlled trial. *J Rehabil Med.* 2016;48(10):880-6. [DOI](#)
19. *Cardinale M, Lim J.* Electromyography activity of vastus lateralis muscle during whole-body vibrations of different frequencies. *J Strength Cond Res.* 2003;17(3):621-4.
20. *Di Giminiani R, Masedu F, Padulo J, Tihanyi J, Valenti M.* The EMG activity-acceleration relationship to quantify the optimal vibration load when applying synchronous whole-body vibration. *J Electromyogr Kinesiol.* 2015;25(6):853-9. [DOI](#)



21. Di Giminiani R, Masedu F, Tihanyi J, Scrimaglio R, Valenti M. The interaction between body position and vibration frequency on acute response to whole body vibration. *J Electromyogr Kinesiol.* 2013;23(1):245-51. [DOI](#)
22. Roberts D, Friden T, Stomberg A, Lindstrand A, Moritz U. Bilateral proprioceptive defects in patients with a unilateral anterior cruciate ligament reconstruction: a comparison between patients and healthy individuals. *J Orthop Res.* 2000;18(4):565-71.
23. Reider B, Arcand MA, Diehl LH, et al. Proprioception of the knee before and after anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy.* 2003;19(1):2-12.
24. Potter ND. Complications and treatment during rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction. *Oper Techn Sport Med.* 2006;14(1):50-8.
25. Hiemstra LA, Webber S, MacDonald PB, Kriellaars DJ. Contralateral limb strength deficits after anterior cruciate ligament construction using a hamstring tendon graft. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2007;22(5):543-55.
26. Rosenthal MD, Moore JH, Stoneman PD, DeBerardino TM. Neuromuscular excitability changes in the vastus medialis following anterior cruciate ligament reconstruction. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol.* 2009;49(1):43-51.
27. Henriksson M, Ledin T, Good L. Postural control after anterior cruciate ligament reconstruction and functional rehabilitation. *Am J Sports Med.* 2001;29(3):359-66.
28. Hoffman M, Schrader J, Kocaja D. An investigation of postural control in postoperative anterior cruciate ligament reconstruction patients. *J Athl Train.* 1999;34(2):130-6.
29. Lewek M, Rudolph K, Axe M, Snyder-Mackler L. The effect of insufficient quadriceps strength on gait after anterior cruciate ligament reconstruction. *Clin Biomech.* 2002;17(1):56-63.
30. Bosco C, Iacovelli M, Tsarpela O, Cardinale M, Bonifazi M, Tihanyi J, Viru M, De Lorenzo A, Viru A. Hormonal responses to whole-body vibration in men. *Eur J Appl Physiol.* 2000;81(6):449-454. [DOI](#)
31. Di Giminiani R, Fabiani L, Baldini G, Cardelli G, Giovannelli A, Tihanyi J. Hormonal and neuromuscular responses to mechanical vibration applied to upper extremity muscles. *PLoS One.* 2014;9(11):e111521. Published 2014 Nov 4. [DOI](#)
32. Rogan S, Hilfiker R, Herren K, Radlinger L, de Bruin ED. Effects of whole-body vibration on postural control in elderly: a systematic review and meta-analysis. *BMC Geriatr.* 2011 Nov 3;11:72. PMID: 22054046; PMCID: PMC3229447. [DOI](#)
33. Tohidast SA, Bagheri R, Safavi-Farokhi Z, Khaleghi Hashemian M, Delkosh CT. The effects of acute and long-term whole-body vibration training on the postural control during cognitive task in patients with chronic ankle instability. *J Sport Rehabil.* 2021 Jul 1;30(8):1121-8. PMID: 34214989. [DOI](#)
34. Weinhandl JT, Earl-Boehm JE, Ebersole KT, Huddleston WE, Armstrong BS, O'Connor KM. Reduced hamstring strength increases anterior cruciate ligament loading during anticipated sidestep cutting. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon).* 2014 Aug;29(7):752-9. Epub 2014 Jun 11. PMID: 24970112. [DOI](#)
35. Gloeckl R, Schneeberger T, Leitl D, Reinold T, Nell C, Jarosch I, Kenn K, Koczulla AR. Whole-body vibration training versus conventional balance training in patients with severe COPD—a randomized, controlled trial. *Respir Res.* 2021;22(1):138. Published 2021 May 4. [DOI](#)
36. Adachi N, Ochi M, Uchio Y, Iwasa J, Ryoke K et al. Mechanoreceptors in the anterior cruciate ligament contribute to the joint position sense. *Acta Orthopaedica Scandinavica.* 2002;73(3):330-4. [DOI](#)
37. Krafft FC, Stetter BJ, Stein T, Ellermann A, Flechtenmacher J et al. How does functionality proceed in ACL reconstructed subjects? Proceeding of functional performance from pre-to six months post-ACL reconstruction. *PLoS One.* 2017;12(5):e0178430. [DOI](#)

38. *Lee DH, Lee JH, Ahn SE, Park MJ.* Effect of time after anterior cruciate ligament tears on proprioception and postural stability. *PloS One.* 2015;10(9):e0139038. [DOI](#)
39. *Fleming, JD, Ritzmann R, Centner C.* Effect of an anterior cruciate ligament rupture on knee proprioception within 2 years after conservative and operative treatment: A systematic review with meta-analysis. *Sports Med.* 2022;52:1091–102. [DOI](#)
40. *Kittel C, El-Daou H, Athwal KK, Gupte CM, Weiler A, Williams A, Amis AA.* The role of the anterolateral structures and the ACL in controlling laxity of the intact and ACL-deficient knee. *The American Journal of Sports Medicine.* 2015;0363546515614312. [DOI](#)
41. *Pollock RD, Provan S, Martin FC, Newham DJ.* The effects of whole body vibration on balance, joint position sense and cutaneous sensation. *Eur J Appl Physiol.* 2011 Dec;111(12):3069-77. [DOI](#)

# FACTORS INFLUENCING OSSEOINTEGRATION: A REVIEW

Alexandra Bereczki<sup>1</sup>, Péter Ficzere<sup>2\*</sup>

<sup>1</sup>Budapest University of Technology and Economics

<sup>2</sup>Department of Railway Vehicles and Vehicle Structure Analysis, Faculty of Transportation Engineering and Vehicle Engineering, Budapest University of Technology and Economics



DOI: [10.17489/biohun/2024/1/603](https://doi.org/10.17489/biohun/2024/1/603)

## Abstract

Nowadays, additive manufacturing is becoming more and more widespread and has also entered medical practice. Many implants are made using AM technology, which allows implants to be fully customisable. However, the osseointegration of prostheses is influenced by a number of factors, such as the material of the prosthesis and the size of the pores in the prosthesis. The aim of this study is to present the potential of different additively manufactured prostheses and to illustrate the limitations of their application based on a comprehensive literature review. This will provide a comprehensive overview of engineering and the latest manufacturing technologies and medical applications.<sup>1-21</sup>

**Keywords:** additive manufacturing (AM), medical implants, prosthesis materials, osseointegration, pore size

## INTRODUCTION

Implants must promote load distribution, thus ensuring optimal mechanical stress on bones. Nowadays, implants are increasingly made using some form of additive technology, creating diverse structures. Different prostheses are most commonly produced using SLS technology. Prostheses made from various materials have different pore sizes, but in manufacturing, efforts are always made to create a connection between the bone and prosthesis, meaning the size of the prosthesis

pores should be close to the size of the bone pores.<sup>1,2,3,9,11-16,20,21</sup>

## RESEARCH METHODOLOGY

We started to investigate the factors influencing bone integration based on currently available studies. We started by searching for key words that were important to us, such as pore size, porosity, implant material, etc. Based on this, we selected approximately 70 studies and processed them. In many of the studies we

**\*Corresponding author contact data:** Department of Railway Vehicles and Vehicle Structure Analysis, Faculty of Transportation Engineering and Vehicle Engineering, Budapest University of Technology and Economics, H-1111 Budapest, Műegyetem rkp. 3.  
**E-mail:** [rficzere.peter@kjk.bme.hu](mailto:rficzere.peter@kjk.bme.hu) **Tel.:** +36 1 463-1111/5853

**Citation:** Bereczki A, Ficzere P. Factors influencing osseointegration: A review. *Biomech Hung.* 2024;17(1):50-7.

**Received:** 22/08/2024 **Accepted:** 10/09/2024

found similarities in the results and methods of the experiments, so we subsequently relied on data that reached similar conclusions to each other. On this basis, we analysed the results of the literature cited in the reference. Most of the keyword papers were published by Elsevier, ScienceDirect and ResearchGate.

#### FACTORS INFLUENCING OSSEOINTEGRATION

The manufacturing process of implants The process begins with digitization, based on CT scans<sup>21</sup> of the patient for implants and bone replacements. Subsequently, a virtual model of the relevant replacement or the combination of bone and implant is created. The implant is then designed and subjected to various calculations and loads before manufacturing begins. The selection of suitable materials and finite element modeling are important steps in determining critical points and stresses. Following this are the test constructions and in-vitro tests. Biomechanical tests then follow.<sup>1,5</sup> Several factors must be taken into account for implants and tissues. For implants placed directly into bone tissue, the following factors are significant:

- biocompatibility
- porosity
- surface properties
- osseointegration
- mechanical properties
- biological degradability
- grain separation<sup>2</sup>

The most important factors are described below.

#### Biocompatibility

It is a crucial factor, as it can trigger pathological processes in the body (inflammation, rejection, infection). Therefore, only materials that do not release harmful substances into the body should be used. For example, copper,

when used as an alloy at a certain percentage, has antibacterial properties. Porosity is also a major influencing factor for integration. For example, in the case of a hip prosthesis, it is important for the head of the prosthesis to fit properly with the bones and have a surface able to embed into the bone tissue. This way, the implant can fully assume the role of the damaged bone. For bone tissue, the ideal porosity is between 200-900  $\mu\text{m}$ . Surface chemical and topographical regulation is necessary for creating proper bonds. This is mostly achieved with various grid designs, allowing the bone tissue to not only bind to the surface of the implant but also embed between the grids and initiate tissue growth. Therefore, the material of the implant is also taken into account, specifically osseointegration, which characterizes the regeneration and formation of new tissues. Mechanical properties are also important, as the implant must have properties similar to bone, including matching tensile strength, elongation at break, and viscoelastic behavior, being a non-corrodible material.<sup>2</sup>

#### Pore size

From the perspective of bone integration, the most favorable design is a surface with some porous or roughness, as we will see later. The most important parameters for implant integration are pore size, density, and shape.<sup>5</sup> Van Bael and colleagues carried out a study on how the shape and size of the pore affects bone formation. The study was carried out with three different pore shapes (triangular, hexagonal and rectangular) and two different pore sizes (500  $\mu\text{m}$  and 1000  $\mu\text{m}$ ). For the study, the test pieces were fabricated from titanium alloy using SLM technology.<sup>6</sup> In the case of larger pores, cells and tissues were attached to a single strand. It was found that a larger pore size is more advantageous, as it does not block cell growth in smaller pores, thus preventing further cell growth. Pore sizes in bones vary,

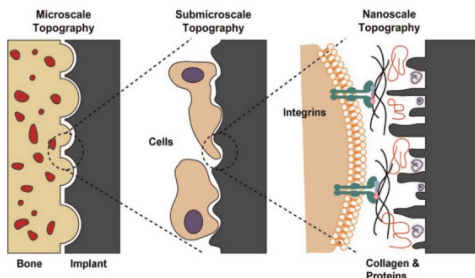
with sizes ranging in the macro and nano range, so AM implants must follow this porosity to ensure proper osseointegration. For AM components, this structure can be easily achieved, unlike traditional manufacturing. This porosity is necessary for cell attachment, growth, and division. In the case of additively manufactured components, two types of pores occur. One type is between particles, the other type is pre-determined pores resulting from the lattice structure, as shown in *Figure 1*. Connections can be formed between these pores, open and closed pores can be formed. In general, pores between particles are not desired during production, as errors may occur around them. The pore size is essential from the perspective of bone integration, so the implant and bone pore sizes should be close to each other to initiate bone tissue growth on the prosthesis surface. The ideal pore size is between 100 and 400  $\mu\text{m}$ .<sup>3</sup> Above this size range, it is more difficult for bone tissue to attach. Deviations can be observed compared to the values found in the literature. According to other studies<sup>7</sup>, a 500  $\mu\text{m}$  pore size is more favorable than 700 and 1000  $\mu\text{m}$  pores. The optimal range has been determined to be approximately 300-600  $\mu\text{m}$ .

The ideal pore size for orthopedic implants is still a subject of debate, with no uniformly accepted size, only recommendations for the optimal range.<sup>9</sup> Some suggest 100-400  $\mu\text{m}$ ,<sup>9</sup>

however, Itala and colleagues<sup>10</sup> found this value to be 50-125  $\mu\text{m}$  when studying rabbit bones. Kuboki and colleagues<sup>20</sup>, determined the pore size in HA (hydroxyapatite) samples to be 300-400  $\mu\text{m}$ , while smaller (90-120  $\mu\text{m}$ ) pores may induce cartilage formation, larger (~350  $\mu\text{m}$ ) pores initiate bone formation. Karageorgiou and group<sup>11</sup> found that the minimal pore size is ~100  $\mu\text{m}$ , while the larger pore size can be ~300  $\mu\text{m}$ . This shows that there is no consensus on pore size. In a study by Taniguchi<sup>12</sup> on the formation of bone and blood vessels using titanium with pore sizes of 300, 600, 900  $\mu\text{m}$ , it was found that 600  $\mu\text{m}$  proved suitable for implantation after 2 weeks, but 300  $\mu\text{m}$  was more suitable 4 weeks later. The mechanical properties of SLM printed Ti6Al4V alloy are similar to those of bones, so the next study will examine the pore sizes of this material. Cell differentiation can occur with small pores (401  $\pm$  26  $\mu\text{m}$ ), but to promote bone tissue growth, it is recommended to increase the pore size, with 607  $\pm$  24  $\mu\text{m}$  being found suitable based on studies.<sup>9</sup> Various manufacturing processes can cause surface defects on the component, and these must be removed before application. When implanting the implant, a connection is established between the bone and the surface of the implant. At this connection, a boundary interface is formed with different properties. Surface morphology affects the speed and quality of bone tissue formation. Various post-treatment solutions are available to optimize surface morphology.<sup>8</sup>

## Porosity

The porosity shows the percentage of voids compared to the solid material, and its value is influenced by pore size, pore thickness, and pore thickness. Higher porosity is favorable for the formation and growth of bone cells, as more porous material results in a larger surface area.<sup>3</sup>



**Figure 1.** Formation of the connection between the implant and cells

## Lattice topologies

The most popular grids include the cube, center-centered cube, and surface-centered cube, as well as their combinations. The different lattice structures have different mechanical properties and can withstand different directions of loads.<sup>3</sup>

## MATERIALS FOR IMPLANTS

Several types of materials can be used in additive manufacturing.<sup>3-5,13-19</sup> Metals, polymers, ceramics, composites, and other special materials can be used, including biomaterials, memory-shape materials, etc.

**Metals:** Metals are important in various implant applications due to their corrosion resistance, load-bearing capacity, and fatigue limit being higher than those of polymers and ceramics, resulting in longer lifespan and better load capacity approaching that of the human skeleton. Another important consideration is biocompatibility. In orthopedic implants, important properties include modulus of elasticity, toughness, and hardness. Surface roughness is also important for implants, as it greatly influences bone integration, i.e., osseointegration.<sup>5</sup>

There are special alloys among metals, such as biodegradable metals, which have the advantage of not requiring secondary surgical removal as they are absorbed along with healing. Magnesium alloys are the most commonly used, primarily in cardiovascular stents, bone screws, and fixation plates. For example, Fe-Mg-Si alloy, known for its shape memory effect, high hardness, strength, and resistance to fatigue.<sup>4,13</sup>

Another group of special metals are shape memory alloys, which regain their original shape and size after the stress is removed

within a specific temperature range through heating or martensitic transformation. A porous fixation can be made from the alloy using AM technology, providing adequate stiffness until complete healing. Once the bone is fully healed, it returns elastically to normal stress distribution. This property is also used in the production of spine implants due to its good corrosion resistance, wear resistance, and biocompatibility.<sup>4,13</sup> Based on the above requirements, the following materials are commonly used for implants among metals:

- Cobalt-chromium alloys
- Tantalum alloys
- Titanium alloys
- Stainless steels 5

**Stainless Steels:** Common materials for orthopedic implants due to their mechanical strength, corrosion resistance, and biocompatibility, primarily used to make screws and plates for fracture fixation.<sup>4,5,14-17</sup>

**Cobalt-Chromium Alloys:** Widely used as prosthetic materials, such as knee, shoulder, and hip prostheses. With the advent of AM technology, better mechanical properties have been achieved. Currently, CoCrMo and CoNiCrMo alloys are used as implants. They are corrosion-resistant alloys but not suitable for use as hinge implant materials due to poor friction conditions.<sup>3-5,15-17</sup>

**Tantalum Alloys:** Excellent corrosion resistance and biocompatibility, with mechanical properties similar to bone. Used as an insert material in hip prostheses. The use of porous tantalum rods in knee prostheses prevents femoral bone necrosis. The AM technology makes production more economical than traditional method.<sup>3,4</sup>

**Titanium Alloys:** Well-established alloys in orthopedics due to their high strength-to-density ratio, excellent corrosion resistance, and



biocompatibility.<sup>15</sup> Various AM technologies affect the mechanical properties of the alloy.<sup>4,5</sup> Vanadium, when released into the body, can cause toxic side effects, leading to the development of alloys that retain favorable properties but without toxicity. Mechanical properties are higher than stainless steel, with lower bending stiffness compared to stainless steel and cobalt-chromium-molybdenum alloys.<sup>4</sup>

**Ceramics:** Inorganic compounds with ionic or covalent bonding. Ceramic materials used in medicine are generally bio-ceramics, either bioinert (aluminum oxide, zirconium oxide), bioresorbable (tricalcium phosphate), biologically active (hydroxyapatite, bioactive glasses), or porous ceramics (hydroxyapatite).<sup>5,15,17,18</sup> Ceramics are commonly used in orthopedic implants, such as bone plates, screws, spinal prostheses, spacers, with more frequent use in dental applications like implants and orthodontics.<sup>17</sup>

The implants were classified into three groups based on their biocompatibility by Barfeie et al:

- Biotolerant: The material does not reject the tissue, but a fibrous “capsule” forms around it.
- Bioinert: The materials closely interact with the bone surface.
- Bioactive: New bone formation starts on the surface, and chemical bonds form at the interface<sup>18</sup>

**Polymers:** Natural polymers such as collagen, fibrin, and hyaluronic acid are found in living organisms, making them highly biocompatible. Synthetic polymers like PGA (polyglycolic acid), PLA (polylactic acid), PCL (polycaprolactone), PLGA (poly(lactic-co-glycolic acid)), and PLLA (poly-L-lactic acid) are commonly used due to their flexibility and durability, tailored to the application needs.<sup>13</sup>

**Composites:** Ceramics have bone-like properties, while polymers enhance ceramic fragility and increase the strength of the bone-matrix interface. Adding nanoparticles can improve material structure and promote cell integration. Using ceramic and metal composites simultaneously can leverage the beneficial properties of both materials. An example is the printable diamond-polymer composite. Various composites can be created by combining different components. Nylon and its variations are commonly used polymers in SLS (Selective Laser Sintering). PCL (polycaprolactone) has good biocompatibility and biodegradability, making it ideal for cartilage tissue replacement. Cellulose can be used in pharmaceuticals as a drug coating.<sup>13</sup>

#### CLINICAL APPLICATIONS OF ADDITIVE MANUFACTURING TECHNOLOGIES

In clinical practice, there may be a need for bone replacement or the replacement of organs and tissues, as summarized in [Figure 2](#). Today, there are numerous possibilities available due to the advancement of additive technology and the wide range of materials. Below are some examples of various clinical applications. [Figure 3](#) illustrates the location and structure of replacements.

External fixation may be done with a polymer stiffener made using FDM technology, or in more severe cases, surgical fixation may be necessary. In these cases, the fractured bone is supported with nails or plates during the healing process. Bone defect: In cases of larger congenital or acquired bone defects, the missing bone may need to be replaced. This is surgically implanted and typically made of non-absorbable material as a permanent replacement. In cases of accidents or other abnormalities, replacement of a piece of the skull bone may be necessary. Like all replacements, this is a completely customized device that fits

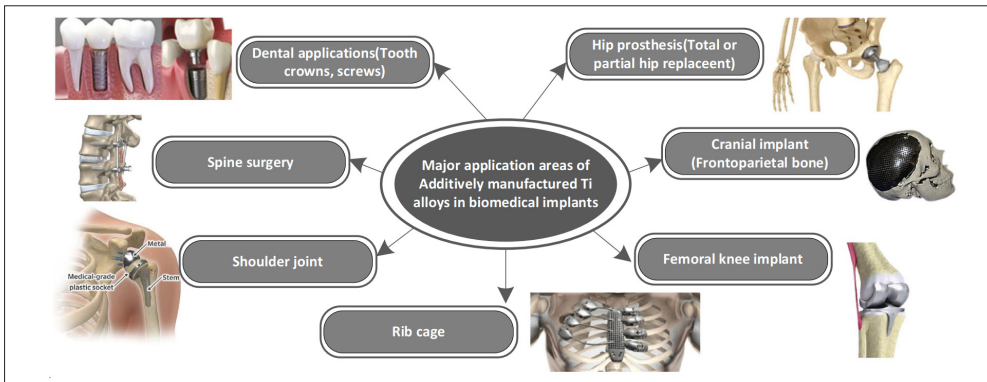


Figure 2. Various Implants Shoulder and other joint replacements<sup>19</sup>

the patient perfectly.<sup>5</sup> We can see several examples in the [Figure 4](#).

In many cases, replacements of various joints such as ankle, wrist, knee, hip, etc., may be necessary surgically to improve the patient's quality of life. Spinal vertebrae replacement: Modern materials like shape memory alloys are now available, making the implant closely resemble the properties of the original damaged vertebra. Dentistry: Dentistry is one of the most common areas of application. Over the years, developments have been made in terms of materials, appearance, and embeddability.<sup>5</sup> The literature search has revealed that bone integration is influenced by pore size,

porosity and lattice topology. In addition, a number of material properties and the physical condition of the patient also affect the success of implantation. Our study has provided an answer to the question of the ideal pore size for integration for different materials. In addition, a review of the studies reviewed found that, in addition to the widely known materials, a number of new materials suitable for implant manufacture have emerged, e.g. memory materials, which have much better mechanical properties and are therefore ideal as implant materials. We did not cover the application of these specific materials in this research, as this was not the aim of this study, but we would like to explore the medical applications of

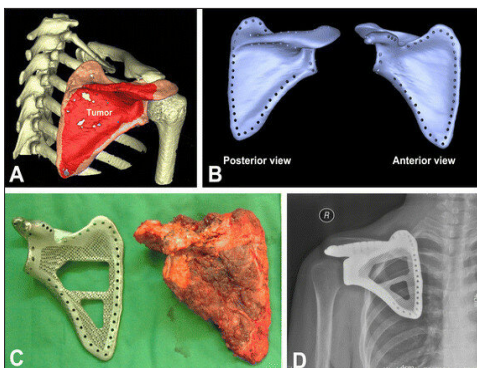


Figure 3. Shoulder Blade AM Prosthesis Fracture fixation<sup>5</sup>

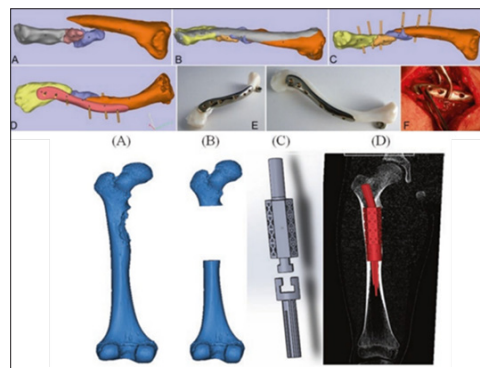


Figure 4. Various Bone Defect Replacements with AM Prosthetics Various joints<sup>5</sup>

these materials in the future. Due to the large amount of literature available, only the application of metal and metal alloys to implants was considered, and therefore polymers and special alloys were not discussed.

#### SUMMARY

The use of prosthetics produced with additive technologies is becoming increasingly common. Prosthetics can vary in terms of materials, from various polymers to ceramics to different medical metals. Both the material of the prosthesis and the manufacturing, or additive manufacturing technology, affect the pore size and porosity. These characteristics are crucial for osseointegration, or the integration of the im-

plant into the bone. The size of pores in bones varies from bone to bone, and even within the bone. Implants can only establish contact with the bone if both the bone and implant sizes fall within the same size range. The pore size range for bones is 200-900  $\mu\text{m}$ , and cell growth on the surface of the prosthesis starts at approximately 100-400  $\mu\text{m}$  pores. However, researchers have found different values for implants made of different materials, making this an ongoing subject of research. With these results, as engineers we are able to additively manufacture implants using alloys and parameters that are safer for patients. With this knowledge, healthcare personnel can produce completely customized, personalized prostheses, thus contributing to the advancement of medicine.

**Author contributions:** B.A.: literature review, manuscript writing, figures, F.P.: research leader, feedback on manuscript.

**Acknowledgements:** -

**Conflict of interest:** None.

#### REFERENCES

1. Tilton M, Lewis GS, Wee HB, Armstrong A, Hast MW, Manogharan G. Additive manufacturing of fracture fixation implants: Design, material characterization, biomechanical modeling and experimentation. Additive Manufacturing [Internet]. 2020 May [cited 2024 May 1]; 33(8):10113. Available from: <https://www.sciencedirect.com/>
2. Moreno Madrid AP, Vrech SM, Sanchez MA, Rodriguez AP. Advances in additive manufacturing for bone tissue engineering scaffolds. Materials Science & Engineering C [Internet]. 2019 July [cited 2024 May 1];100: 631- 644. Available from: <https://www.sciencedirect.com/>
3. Attarliar S, Ebrahimi M, Djavanroodi F, Fu Y, Wang L, Yang J. 3D printing technologies in metallic implants: a thematic review on the techniques and procedures. Int. J. Bioprint [Internet]. 2020 Dec [cited 2024 May 1]; 7(1): 306. Available from: <https://apijournal.accscience.com/>
4. Meng M, Wang J, Huang H, Liu X, Zhang J, Li Z. 3D printing metal implants in orthopedic surgery: Methods, applications and future prospects. Journal of Orthopaedic Translation [Internet]. 2023 Sep [cited 2024 May 1]; 42: 94- 112. Available from: <https://www.sciencedirect.com/>
5. Tilton M, Lewis GS, Manogharan GP. Additive manufacturing of orthopedic implants. Orthopedic Biomaterials [Inetrnet]. Cham: Springer International Publishing AG; 2018 [cited 2024 May 8]. 21-55 pp. Available from: <https://link.springer.com/>
6. Van Bael S, Chai YC, Truscello S, Moesen M, Kerckhofs G, Van Oosterwyck H, Kruth JP, Schrooten J. The effect of pore geometry on the in vitro biological behavior of human periosteum-derived cells seeded on selective laser-melted Ti6Al4V bone scaffolds. Acta Biomaterialia [Internet]. 2012 July [cited 2024 May 1]; 8(7): 2824–2834. Available from: <https://www.sciencedirect.com/>

7. Markhoff J, Wieding J, Weissmann V, Pasold J, Jonitz-Heincke A, Bader R. Influence of different three-dimensional open porous titanium scaffold designs on human osteoblasts behavior in static and dynamic cell investigations. *Materials* [Internet]. 2015 Aug [cited 2024 May 1]; 8(8): 5490-5507. Available from: <https://www.mdpi.com/>
8. Praakash C, Kansal HK, Pabla BS, Puri S, Aggarwal A. Electric discharge machining - A potential choice for surface modification of metallic implants for orthopedic applications: A review. *Proc IMechE Part B: J Engineering Manufacture* [Internet]. 2016 Feb [cited 2024 May 1]; 230(2): 331-353. Available from: <https://www.researchgate.net/>
9. Wu Y, Liu J, Kang L, Tian J, Zhang X, Hu J, Huang Y, Liu F, Wang H, Wu Z. An overview of 3D printed metal implants in orthopedic applications: Present and future perspectives. *Heliyon* [Internet]. 2023 July [cited 2024 May 4]; 9(7): 17718. Available from: <https://www.cell.com/>
10. Itälä AI, Ylänen HO, Ekholm C, Karlsson KH, Aro HT. Pore diameter of more than 100 µm is not requisite for bone ingrowth in rabbits. *Journal of Biomedical Materials Research* [Internet]. 2002 July [cited 2024 May 5]; 58(6): 679-83. Available from: <https://onlinelibrary.wiley.com/>
11. Karageorgiou V, Kaplan D. Porosity of 3D biomaterial scaffolds and osteogenesis. *Biomaterials* [Internet]. 2005 Sep [cited 2024 May 5]; 26(27): 5474-5491. Available from: <https://www.sciencedirect.com/>
12. Taniguchi N, Fujibayashi S, Takemoto M, Sasaki K, Otsuki B, Nakamura T, Matsushita T, Kokubo T, Matsuda S. Effect of pore size on bone ingrowth into porous titanium implants fabricated by additive manufacturing: An in vivo experiment. *Materials Science and Engineering C* [Internet]. 2015 Feb [cited 2024 May 3]; 59: 690-701. Available from: <https://www.sciencedirect.com/>
13. Mirzaali MJ, Moosabeiki V, Rajaai SM, Zhou J, Zadpoor AA. Additive Manufacturing of biomaterials—design principles and their implementation. *Materials* [Internet]. 2022 Aug [cited 2024 May 3]; 15(15): 5457. Available from: <https://www.mdpi.com/>
14. Arif ZU, Khalid MY, Noroozi R, Hossain M, Shi H, Tariq A, Ramakrishna S, Umer R. Additive manufacturing of sustainable biomaterials for biomedical applications. *Asian Journal of Pharmaceutical Sciences* [Internet]. 2023 May [cited 2024 May 6]; 18(3): 100812. Available from: <https://www.sciencedirect.com/>
15. da Silva LRR, Sales WF, Campos FdR, de Sousa JAG, Davis R, Singh A, Coelho RT, Borgohain B. A comprehensive review on additive manufacturing of medical devices. *Progress in Additive Manufacturing* [Internet]. 2021 May [cited 2024 May 6]; 6(3): 517-553. Available from: <https://www.researchgate.net/>
16. Hallab NJ, Jacobs JJ. Orthopedic applications biomaterials science. In: Wagner WR, Zhang G, Sakiyama-Elbert SE, Yaszemski MJ, editors. *Materials in Medicine* [Internet]. Cambridge, Massachusetts, USA: Academic Press; 2020 [cited 2024 May 10]. Chapter 2.5A. Available from: <https://educate.elsevier.com/>
17. Paital SR, Dahotre NB. Calcium phosphate coatings for bio-implant applications: Materials, performance factors, and methodologies. *Materials Science and Engineering: R: Reports* [Internet]. 2009 Aug [cited 2024 May 6]; 66(1-3):1-70. Available from: <https://www.sciencedirect.com/>
18. Barfeie A, Wilson J, Rees J. Implant surface characteristics and their effect on osseointegration. *British Dental Journal* [Internet]. 2015 Mar [cited 2024 May 7]; 218: 9. Available from: <https://www.nature.com/>
19. Rehman M, Yanen W, Mushtaq RT, Ishfaq K, Zahoor S, Ahmed A, Kumar MS, Gueyee T, Md. Rahman M, Sultana J. Additive manufacturing for biomedical applications: a review on classification, energy consumption, and its appreciable role since COVID-19 pandemic. *Progress in Additive Manufacturing* [Internet]. 2022 Dec [cited 2024 May 7]; 8(15): 1007- 1041. Available from: <https://www.researchgate.net/>
20. Kuboki Y, Jin Q, Takita H. Geometry of carriers controlling phenotypic expression in BMP-Induced osteogenesis and chondrogenesis. *Journal of Bone and Joint Surgery* [Internet]. 2001 Apr [cited 2024 May 3]; 83(1): 105-115. Available from: <https://journals.lww.com/>
21. Ficzer P. Design questions of the individual medical implants. In: Háber IE, Bogdán Cs, Szőke A, editors. *Proceedings of the 4th International Interdisciplinary 3D Conference* [Internet]. 2018 Oct [cited 2024 May 10]; pp. 57-67. Available from: <https://eprints.sztaki.hu/>