



Eötvös Loránd Tudományegyetem
Informatikai Kar, Savaria Műszaki Intézet



TUDOMÁNYOS DIÁKKÖRI DOLGOZAT

***Kopás mértékének változása
a térdprotézis méretének függvényében***

Szerző:

Jakab Flóra Panna

Gépészmérnöki szak, BSc III. évf.

Témavezető(k):

Dr. habil. Fekete Gusztáv, egyetemi docens

Dr. Jánosi Endre, egyetemi docens

Szombathely, 2023

TARTALOMJEGYZÉK

1. Bevezetés	1
1.1. Szakirodalmi áttekintés	1
1.2. Célkitűzések.....	4
2. Módszer.....	5
2.1. Alkalmazott kopásmodell bemutatása	5
2.2. A számítási módszer bemutatása	6
2.3. Többtestdinamikai szimulációk	7
2.4. Dimenzió nélküli paraméterek definiálása.....	10
3. Eredmények.....	12
4. Következtetések.....	15
5. Összegzés.....	19
6. Felhasznált irodalom	21

1. BEVEZETÉS

1.1. Szakirodalmi áttekintés

A Teljes Felszínpótló térdízületi Protézisek (TFP, angolul "Total Knee Replacement", TKR vagy "Total Knee Arthroplasty", TKA) beültetése javíthatja a mozgásszervi panaszokkal rendelkező betegek életminőségét. A károsodott térdízület, amely funkcióját már nem tudja betölteni, komoly fájdalmakat okoz és akadályozza az érintetteket mindennapi feladataik ellátásában. A műtéten átesettek visszatérhetnek az olyan tevékenységekhez végzéséhez, mint a járás, a lépcsőzés vagy a sportolás – és ezek mind hozzájárulnak a fizikális és mentális egészségük megőrzéséhez. A XX. század közepétől a térdprotézisek beültetése rutin orvosi feladatok közé tartozik [1], és az elkövetkezendő évtizedekben a térdprotézisek előfordulásában 143%-os növekedés várható [2].

Kutatások bizonyítják, hogy ez a kezelési módszer nemcsak rövid időre nyújt segítséget, hanem hosszútávon is megoldást jelent a panaszok megszüntetésére. Ilyenek például a Fuchs és mtsai [3], továbbá a Lee és mtsai [4] által végzett tanulmányok, amelyek esetében a térdprotézisek 95%-a 10 éves túlélést mutatott. Egy másik kutatás arról ír, hogy a beültetett protézisek 82%-a 25 évig is el tudja látni a feladatát [5]. Azonban a sikerek ellenére a térdprotézisek élettartama véges. Ahhoz, hogy az élettartamot növelni tudjuk meg kell vizsgálnunk, hogy milyen tényezők okozzák a tönkremenetelt.

Az élettartamot biológiai- és mechanikai tényezők egyaránt befolyásolják. A felülvizsgálati műtétet legtöbb esetben kiváltó biológiai okok között van például az ízület gyulladása és az arthrofibrosis [6]. A mechanikai tényezők közül pedig 100-ból 25 esetben a térdprotézis kopása csökkenti leginkább a protézis élettartamát [6]. A kopás térdprotézisekre való hatásával jelenleg is számos kísérleti és elméleti kutatás foglalkozik, amelyek olyan paramétereket, anyagbéli tulajdonságokat vagy mechanikai jelenségeket vizsgálnak, amelyek kiemelten fontos szerepet játszanak a kopás megértésében. A jelenség hatásával Friedman [7] már 1981-ben foglalkozott. Tanulmányában a térdprotézisműtétek komplikációi között említi a kopást. Ezen szakirodalmak összessége tehát rávilágít a jelenség vizsgálatának fontosságára.

A kopás a térdprotézis két érintkező felülete között, mozgás hatására fellépő térfogatvesztést jelent [1]. Jelen dolgozatban ennek a mérőszáma a kopási térfogatvesztesség (angolul wear volume loss, WVL). Numerikus kiszámításához egyenletekre és modellekre van szükségünk. A modellezés alapja, hogy elméleteket állítunk fel és ezeket a matematika segítségével megpróbáljuk leírni [8].

A jelenséget rendszerként kezeljük, amelyet egymással többszörösen összefüggő paraméterekkel tudunk leírni [9]. Ezeket direkt és indirekt paraméterekre tudjuk felbontani.

A direkt paraméterek kopásra gyakorolt hatása egyértelműen meghatározható, hiszen ezek a kopásmodell változói. Napjainkban egy szakirodalom [10] több száz alkalmazott kopásmodellről és több, mint 100 paraméterről ír - ezek többsége az Archard modellen (1) alapszik. Általánosan elmondható, hogy az analitikus modellek egy közelítő összefüggést hoznak létre több paraméter között, amelyet egy egyszerű differenciálegyenlettel hozunk létre.

$$dW = k \cdot F \cdot ds \quad (1)$$

vagy

$$\frac{dW}{ds} = k \cdot F$$

Az Archard modell (1) egy szétválasztható változójú differenciálegyenlet [11]. Ebben az egyenletben két direkt paraméter található, amelyek a kontakterő (F_N), a fajlagos kopási tényező (k). A kopást a csúszási ívhossz (ds) függvényében szokás vizsgálni. A modell módosított változatai kiegészülnek további paraméterekkel is - például a felületi nyomással (p), a keresztirányú nyírási tényezővel (angolul CSR, cross-shear ratio), a csúszva-gördülési tényezővel (S/R) és a súrlódási tényezővel (μ). Széles körben elterjedt vagy hivatkozott kopásmodellek összefoglalása látható az 1. táblázatban.

Modell	p (N/m ²)	F (N)	s (m)	CS (-)	S/R (-)	μ (-)
Archard [11]	•	—	•	—	—	—
Turell és mtsai [12]	•	—	•	•	—	—
Abdelgaied és mtsai [13]	—	•	•	•	—	•
O'Brien és mtsai [14]	•	—	•	•	—	•
Innocenti és mtsai [15]	•	—	•	—	—	—
Hussin és mtsai [16]	•	—	•	—	—	—
Fekete és mtsai [17]	—	•	•	—	•	•

1. táblázat: Kopásmodellek paraméterei [18]

Az indirekt paraméterek különböző biológiai-anatómiai tényezők, amilyen például a betétvastagság [15], a tibiofemorális szögegyenletlenség [19] vagy a tibiális inzertróciós igazodás [20]. Ezeket nem tudjuk direkt módon matematikai modellbe foglalni, hatásuk tapasztalati úton bizonyítható és vizsgálatuk csak hosszabb idő elteltével ad megbízható eredményt [18]. Amíg értékük egy adott tartományon belül van, jelentős hatást nem gyakorolnak a kopás mértékére. Azonban, ha az értékük meghalad egy bizonyos fiziológiai értéket, komoly hatást fejthetnek ki a kopásra [18].

Indirekt paraméterként vehetjük figyelembe a térdprotézis kialakításának hatását is a kopás tekintetében. A térdprotézisek több különböző kialakítással rendelkezhetnek. Kettő ezek közül a mozgócsapágyas- (mobile-bearing design) [21] és a rögzített csapágyazású szerkezet (angolul fixed-bearing design) [22]. A feltételezést, miszerint ez a kialakítás segíti a tibiális- és femorális rész egybevágóságát (angolul tibiofemoral congruency), kutatásokkal még nem tudták biztosan alátámasztani [23], [24]. A kongruencia a hipotézis szerint csökkentené a polietilén anyagú tibiális inzertrócióját, ám a szakirodalom arra mutat rá, hogy a mozgócsapágyas kialakítás preferálása csak elméletben megalapozott [25].

Egy másik kutatási irány a kopásra vonatkozóan, a protézisméret hatásának vizsgálata. Ezekben a tanulmányokban a kopás mértékét a femorális rész tibiális inzerthez viszonyított méretének függvényében vizsgálják. Egyes kutatók, például Pellinghar és mtsai arról írtak, hogy a protézisméret jelentősen nem befolyásolja a térdprotézisműtét kimenetelét [26]. Érdemes megemlíteni, hogy eredményeiket a Knee Society Score-ra és a Hospital for Special Surgery Knee-Rating Scale-re (HSS) alapozták, nem pedig kísérleti eszközökkel végezték a méréseket. Velük ellentétben Berend és mtsainak feltételezése szerint a protézisméret befolyásolja a kopás mértékét [27]. Úgy gondolják, hogy a kopás mértéke növekszik, amikor a femorális rész mérete is növekszik. Ezt arra alapozzák, hogy a nagyobb méretű femorális részhez tartozó tibiális inzertróciójában a nyúlás (és ezzel együtt a feszültség is) magasabb.

Hasonló célokkal végeztek kutatásokat Affatato és mtsai [28] is, akik elsőként bizonyították a kopás protézismérettől való függését. Eredményeikben arról írtak, hogy két különböző méretű térdprotézis - egy nagy- és egy kis méretű - esetében a tibiális inzertróciójában jelentősebb kopási térfogatvesztést szenvedett. Ezek az értékek azért ellentmondásosak, mert a kisebb érintkezési felület nagyobb felületi nyomásnak van kitéve. A széles körben elfogadott megállapítás azonban az, hogy a kisebb kopási térfogatvesztés és az alacsony felületi nyomás arányosságban van egymással.

Ennek ellenére ebben a kutatásban a nagyobb felületi nyomás nem állt arányosságban a magasabb mértékű kopással.

A kopás mértékének és a protézisméretnek az összefüggésével kapcsolatos egyik kérdésre tehát a témában jelenleg elérhető tanulmányok választ adnak, miszerint a protézis mérete befolyásolja a kopás mértékét. De a szakirodalomban nem található olyan kutatás, amely a következő kérdéseket is meg tudná válaszolni: hogyan befolyásolja a térdprotézis mérete a kopás mértékét, matematikailag hogyan lehet leírni ezt a jelenséget?

1.2. Célkitűzések

Hipotézisünk, hogy különböző méretű térdprotézis konfigurációk – amelyek mindegyike egy femorális komponensből és egy UHMWPE inzertből (Ultra-high-molecular-weight polyethylene) áll – numerikus vizsgálatával meg tudunk határozni egy trendet a kopás mértékére vonatkozóan. Ez közelítőleg meg tudná magyarázni azt, hogy a kopás hogyan függ a térdprotézis főbb befoglaló méreteitől.

Legjobb tudomásunk szerint egyetlen tanulmány sem vizsgálja a femorális- és tibiális részek arányának, vagy más geometriai jellemzőknek, a kopásra gyakorolt hatását. Ebből következően az alábbi célokat fogalmaztuk meg a kutatásunkhoz kapcsolódóan:

1. Egy trend meghatározása arra vonatkozóan, hogy a térdprotézisméret hogyan befolyásolja a kopás mértékét.
2. A térdprotézis főbb befoglaló méreteinek és a kopás kapcsolatának matematikai leírása úgy, hogy ez a protézisek tervezésekor figyelembevehető legyen a protézis-élettartam növelésének céljával.

Kutatásunkban a guggolást és a járást választottuk szimulált mozgásformaként.

A guggoló mozgás (0-120°) fontossága abban rejlik, hogy eközben a testmozgás közben éri el a maximum értékét a kontakterő és a csúszva-gördülési tényező. E két paraméter bizonyítottan nagymértékben befolyásolja a kopás mértékét [17].

A járás fontossága (0-60°) pedig azért kiemelt, mivel numerikus eredményeinket össze tudtuk hasonlítani standard módon kivitelezett kísérletekkel, így eredményeinket validálni tudtuk.

2. MÓDSZER

Dolgozatunkban négy fő lépésen keresztül mutatjuk be azt a folyamatot, amellyel meg tudjuk határozni a tibiális inzer kopásának tendenciáját. Elsőként bemutatjuk az alkalmazott kopásmodellt, majd a számítások általános menetét (algoritmusát). Ezután leírjuk, hogyan végeztük el a többtestdinamikai szimulációkat. Végül pedig meghatározzuk a kopás mértékét az eredmények összekapcsolásával.

2.1. Alkalmazott kopásmodell bemutatása

A kopási térfogatveszteség meghatározásához első lépésként kiválasztottuk a szakirodalom-kutatás alapján legmegfelelőbbnek ítélt kopásmodellt a numerikus számítások elvégzéséhez. Dolgozatunkban a Fekete és mtsai [17] által kidolgozott modellt alkalmazzuk (2). Az egyenlet egy szétválasztható-változójú, közönséges differenciálegyenlet:

$$dW = k_{UHMWPE} \cdot \mu_k \cdot F_N(t) \cdot v_{csúszás}(t) \cdot S/R(t) \cdot dt \quad (2)$$

Ennek paraméterei a kontakterő ($F_N(t)$), a fajlagos kopási tényező (k_{UHMWPE}) és a pillanatnyi csúszó ívhossz (ds), amelyet a csúszási sebesség ($v_{csúszás}$) és az idő (dt) szorzataként veszünk figyelembe. Emellett szerepel még benne a csúszva-gördülési tényező (S/R) és a súrlódási tényező (μ_k) is. A tényezők értékeit a 2. táblázat tartalmazza.

Paraméter		Érték	
k_{UHMWPE} :	fajlagos kopási tényező [29], [30]	$3,67 \cdot 10^{-6}$	(mm ³ /Nm)
μ_k	mozgásbéli súrlódási tényező [31], [32]	0,0575	(-)
$F_N(t)$:	kontakterő	szimulációból	(N)
$v_{csúszás}(t)$:	csúszási sebesség	szimulációból	(mm/s)
$S/R(t)$:	csúszva-gördülési tényező [17]	(3)	(-)
dt :	mozgás időtartama	0,04	(s)

2. táblázat: Módosított Archard modell paraméterei és értékei

A csúszva-gördülési tényező kiszámításához az alábbi egyenletet használtuk [17]:

$$S/R(t) = -5,16 \cdot 10^{-7} \cdot t^3 + 1,23 \cdot 10^{-4} \cdot t^2 - 4,11 \cdot 10^{-3} \cdot t + 0,226 \quad (3)$$

2.2. A számítási módszer bemutatása

A kopásmodell bemeneti paraméterei közül a kontakterőfüggvényt ($F_N(t)$) – ez a femorális rész és a tibiális inzert között fellépő erő – és a csúszási sebesség ($v_{csúszás}(t)$) függvényét többtestdinamikai szimulációk segítségével határoztuk meg.

A többtestdinamikai szimulációk során a dinamikai rendszer matematikai leírásához ún. differenciál-algebrai egyenletrendszert (DAE) használnak (4). Az egyenletrendszer leírja a femorális rész és az UHMWPE tibiális műanyag betét kapcsolatának dinamikáját.

$$\begin{bmatrix} \mathbf{M} & \mathbf{D}^T \\ \mathbf{D} & \mathbf{0} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \ddot{\mathbf{x}} \\ \boldsymbol{\lambda} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \mathbf{f} \\ \boldsymbol{\gamma} \end{bmatrix} \quad (4)$$

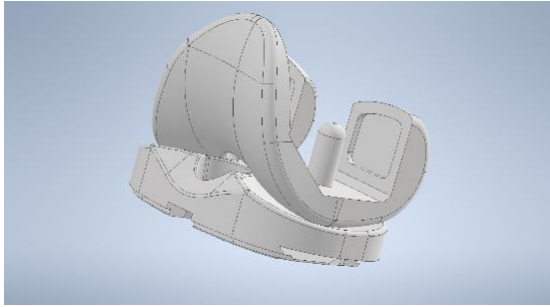
Elemei közé tartozik a tömegmátrix ($\mathbf{M}$), a kényszeregyenletek Jacobi-mátrixa ($\mathbf{D}$) és annak a transzponáltja ($\mathbf{D}^T$), illetve az ismeretlen változók: a gyorsulás ($\ddot{\mathbf{x}}$) és a Lagrange-féle multiplikátor ($\boldsymbol{\lambda}$) (ami a kényszererőket és a kontakterőket fejezi ki). Emellett megjelennek a külső erők vagy nyomatékok ($\mathbf{f}$) és a tehetetlenségi tényezők ($\boldsymbol{\gamma}$) vektorai is. A tömeg-, a Jacobi-, az inerciális-, és a külső terhelések mátrixainak és vektorainak definiálásával közvetlenül levezethetők a gyorsulás- és kényszererő vektorok. [18]

A szimuláció során használt MSC.ADAMS többtestdinamikai szimulációs program egyidejűleg tudja meghatározni a (4) egyenlet $\ddot{\mathbf{x}}$ és $\boldsymbol{\lambda}$ értékeit, ha definiáltuk a peremfeltételeket. Utóbbi alatt a geometriát, az anyagokat, a kényszereket és a terheléseket értjük.

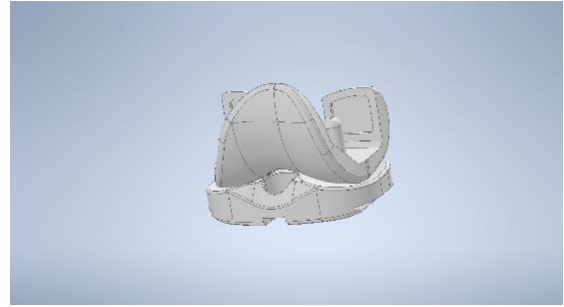
A DAE $\boldsymbol{\lambda}$ értékéből megkapjuk az $F_N(t)$ kontakterőfüggvényt, míg a $v_{csúszás}(t)$ csúszási sebesség értékét az $\ddot{\mathbf{x}}$ vektor numerikus integrálásával számítjuk. A kopási térfogatveszteség ezek után már kiszámítható a módosított Archard modell (2) segítségével.

2.3. Többtestdinamikai szimulációk

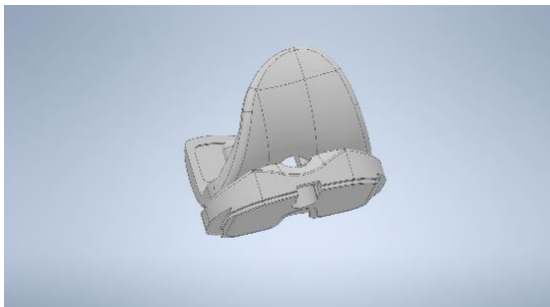
Az előző bekezdésben említett kontakterőfüggvény és csúszássebesség-függvény meghatározásához többtestdinamikai szimulációkat végeztünk. A folyamatot négy fő lépésre tudjuk felbontani: geometria importálása, peremfeltételek meghatározása, szimuláció, eredmények exportálása. Ezeket a lépéseket hat különböző konfigurációjú (1. ábra), kereskedelmi forgalomban elérhető, térdprotézisen végeztük el (2. ábra), amelyek típusa mind hátsó keresztszalag megtartó volt (angolul cruciate retained, CR).



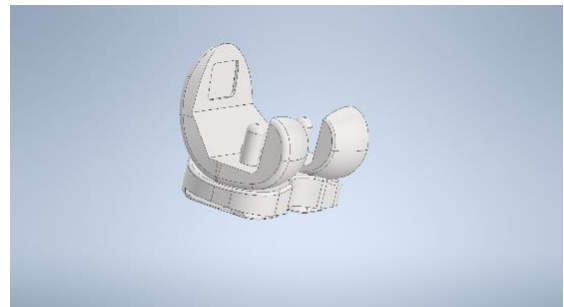
TFP konfiguráció 1



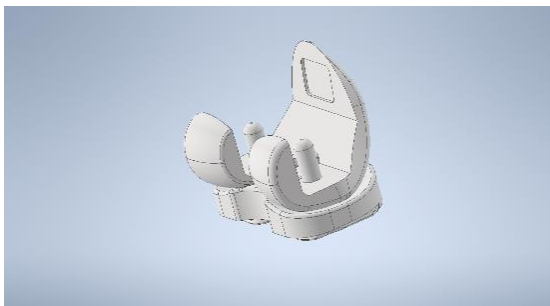
TFP konfiguráció 2



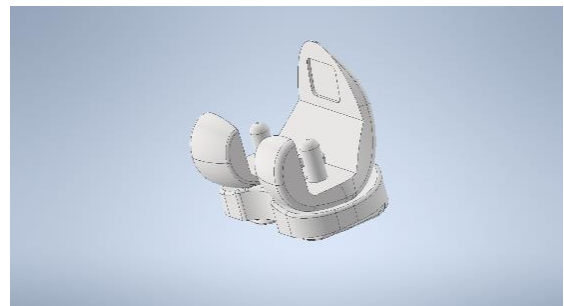
TFP konfiguráció 3



TFP konfiguráció 4



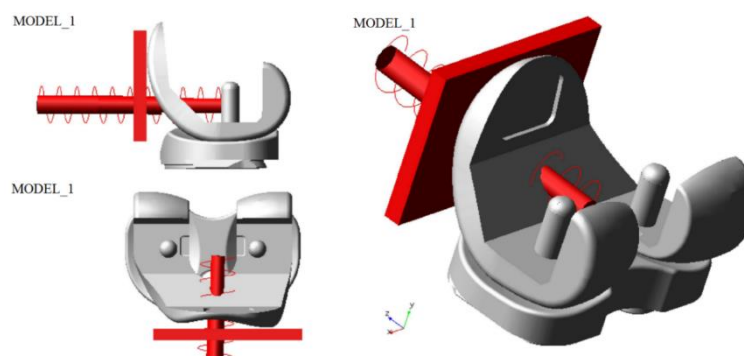
TFP konfiguráció 5



TFP konfiguráció 6

1. ábra: Különböző protézisméreték konfigurációi

Első lépésként importáltuk az első konfiguráció elemeit az MSC.ADAMS rendszerbe (2. ábra), ahol a modellalkotás lépéseit követve, definiáltuk a lágy- és kemény szövetek jellemzőit, a kinematikai kényszereket és a terhelést (3. táblázat).



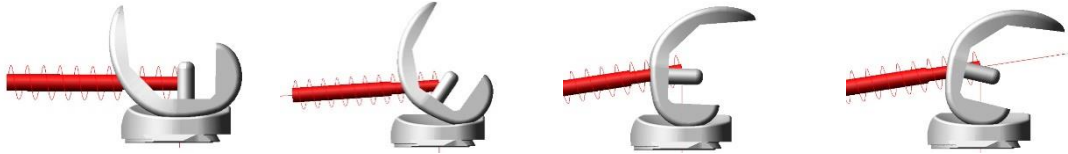
2. ábra: A többtestdinamikai modell

Ezeket a peremfeltételeket minden egyes modellre azonosan alkalmaztuk.

Paraméter	Peremfeltétel
Kemény szövetek	A combcsontot (femur), a sípcsontot (tibia) és a térdkalácsot (patella) merev testként kezeljük.
Lágy szövetek	A <i>Translational Spring-Damper</i> elemet használtuk az elülső keresztszalag modellezéséhez. Ez biztosítja a femorális komponens stabilitását mozgás közben. Rugómerevség (s) = 200 (N/mm), Csillapítás (k) $1,2 \cdot 10^{-4}$ (Ns/mm) az irodalom alapján [33].
Kinematikai kényszerek	<i>General Point Motion</i> kényszerrel definiáltuk femorális komponens elfordulását a behajlítás-nyújtás tengely mentén: $\text{disp}(\text{time}) = -100 \cdot t$. A femorális rész x-y síkban való elmozdulásának korlátozása érdekében egy vékony <i>Rigid Body Box</i> elemet használtunk. Erre azért volt szükség, hogy a komponens a térdízület természetes mozgástartományából ne lépjen ki a szimuláció során. A tibiális inzer mozgását teljes mértékben megkötöttük.
Kinetikai kényszerek	A testsúly a <i>General Force Vector</i> modellezi, amit a femorális komponens tömegközéppontján alkalmaztunk. A vektor iránya végig merőleges a globális y tengelyhez képest, nagyságát pedig a következő függvény adja meg: $F(t) = -800 - 150000 \cdot t$ (N) [34]. Utóbbi függvény a tibiofemorális nyomóerő függvény lineáris közelítése a behajlítási szög függvényében, melynek determinációs együtthatója $R^2 = 0,95$.
Érintkezési kényszerek	<i>Contact</i> kényszereket, ún. <i>Impact</i> közelítéssel, alkalmaztunk a femorális komponens és a tibiális inzer között fellépő normál erők kiszámításához. Paraméterei a következők voltak: merevség értéke: 100000, erő kitevője: 2,2, csillapítás: 10, behatolás mélysége: 0,1.

3. táblázat: Többtestdinamikai modelleken alkalmazott peremfeltételek

A szimuláció során modellezett mozgás a guggolás volt, amit kettő részre lehet felbontani. Az mozgás első felében a behajlítás 0° -os kezdőszögből indult és a 120° -os guggoló helyzetben végződött. A második felében 120° -os szögből indult meg a kinyújtás, ami 0° -ban fejeződött be. Ezt szemlélteti a 3. ábra.



3. ábra: A protézis elhelyezkedése a szimuláció alatt

A szimulációs idő 0,04 másodperc volt. A lépésköz (h) értékét $8 \cdot 10^{-6}$ másodpercnek állítottuk be. A szimuláció során numerikusan meghatározzuk a kontakterőfüggvényt és a csúszási-sebesség-függvényt, amelyeket bemeneti paraméterként használunk fel a módosított Archard modellben. Az alábbi differenciálegyenlet (5) numerikus integrálása után megkapjuk az egyes protéziskonfigurációk teljes kopási térfogatvesztését.

$$W = k_{UHMWPE} \cdot \mu_k \cdot \int F_N(t) \cdot v_{csúszás}(t) \cdot S/R(t) \cdot dt + W_0 \quad (5)$$

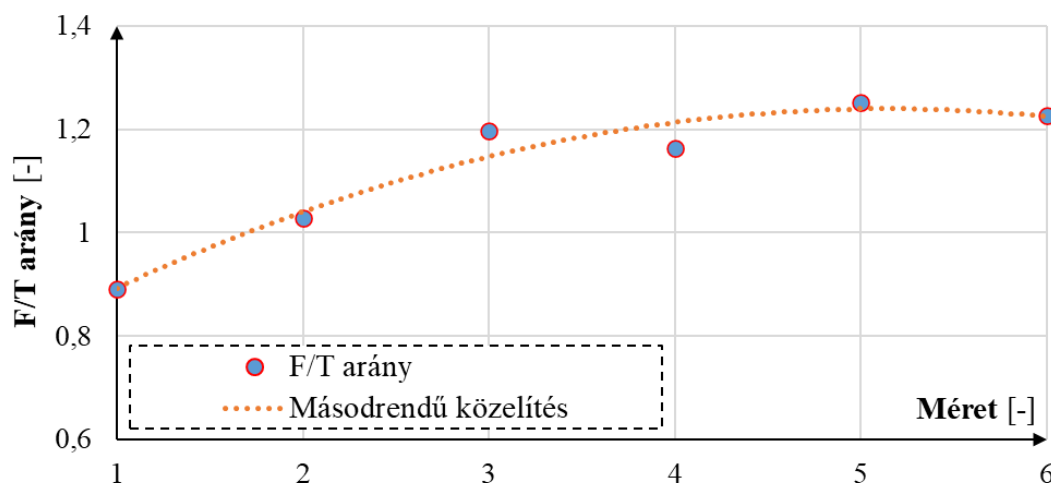
2.4. Dimenzió nélküli paraméterek definiálása

A kutatás szempontjából fontosnak tartottuk, hogy bevezessünk három, a térdprotézisek geometriájával kapcsolatos, dimenzió nélküli paramétert. Ezek a térfogati arány (F/T), a szélességi arány (W_f/W_t) és a mélységi arány (D_f/D_t). Mindegyik térdprotézis-konfiguráció esetére megadtuk a femorális- és a tibiális komponensek térfogatának értékét, továbbá a felhasznált geometriai paraméterek értékét (4. táblázat).

TFP konfiguráció	Femorális komponens	Tibiális inzer	F/T arány
(-)	(mm ³)	(mm ³)	(-)
1	15583.852	17495.049	0.89
2	19452.487	18923.945	1.02
3	29287.86	24480.265	1.19
4	33879.311	29109.898	1.16
5	39115.845	31239.984	1.25
6	45418.239	37014.218	1.22

4. táblázat: Protézisek térfogati tulajdonságai

Az F/T térfogati arány esetében a femorális komponens térfogatát viszonyítjuk a tibiális komponens térfogatához. Ezekből az értékekből egy dimenzió nélküli parametrikus egyenletet tudunk meghatározni a protéziskonfigurációk függvényében (5. ábra).



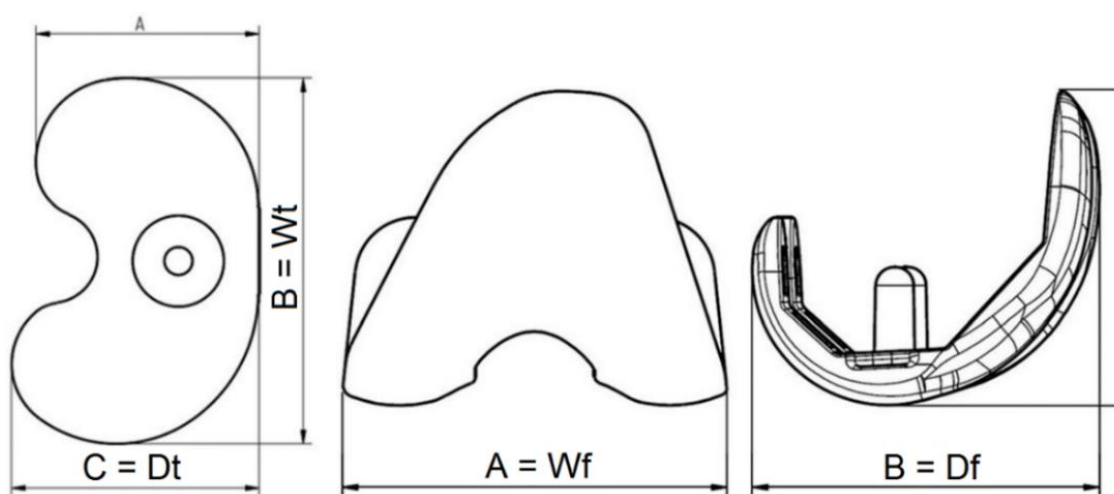
5. ábra: F/T arány a protézisméret függvényeként

Amennyiben mindegyik konfiguráció esetében megfigyeljük az F/T arányt a méret függvényében, akkor egy egyértelmű trendet látunk, amit egy másodrendű függvénnyel tudunk közelíteni ($R^2 = 0,94$):

$$F/T(s) = -0,0202 \cdot s^2 + 0,2078 \cdot s + 0,7055 \quad (6)$$

A (6) egyenletben az s a protéziskonfigurációk méretét jelöli ($s = 1, 2, 3 \dots 6$).

A W_f/W_t szélességi arány a femorális- (W_f) és a tibiális (W_t) rész szélességi méretének arányát fejezi ki. A D_f/D_t mélység arány pedig a femorális- (D_f) és a tibiális komponens (D_t) mélységének arányát definiálja. Ezeket a méreteket mutatja be a 6. ábra. A paraméterek értéke az 5. táblázatban található.



6. ábra: A tibiális inzert és a femorális komponens méreteinek megadása

A paraméterek értéke az 5. táblázatban található.

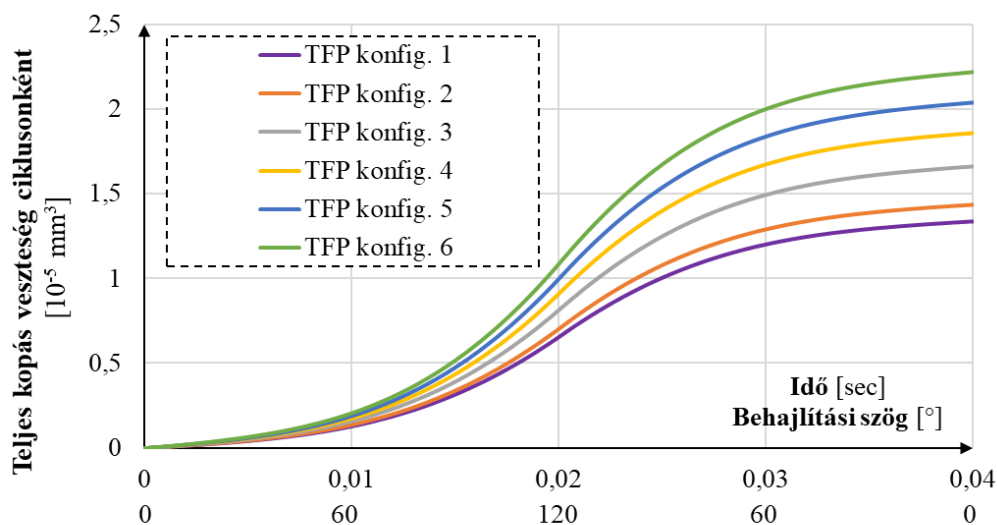
TFP	Femorális komponens		Tibiális inzert		W_f/W_t	D_f/D_t
konfiguráció	(mm)		(mm)		arány	arány
	$W_f = A$	$D_f = B$	$W_t = B$	$D_t = C$	(-)	(-)
1	53,5	46	59	38	0,9	1,21
2	57,3	51	59	41	0,97	1,24
3	64,9	60	67	45	0,96	1,33
4	68,7	62	75	47	0,91	1,32
5	72,5	67	75	50	0,96	1,34
6	76,3	73	83	52	0,91	1,40

5. táblázat: Geometriai paraméterek értékei

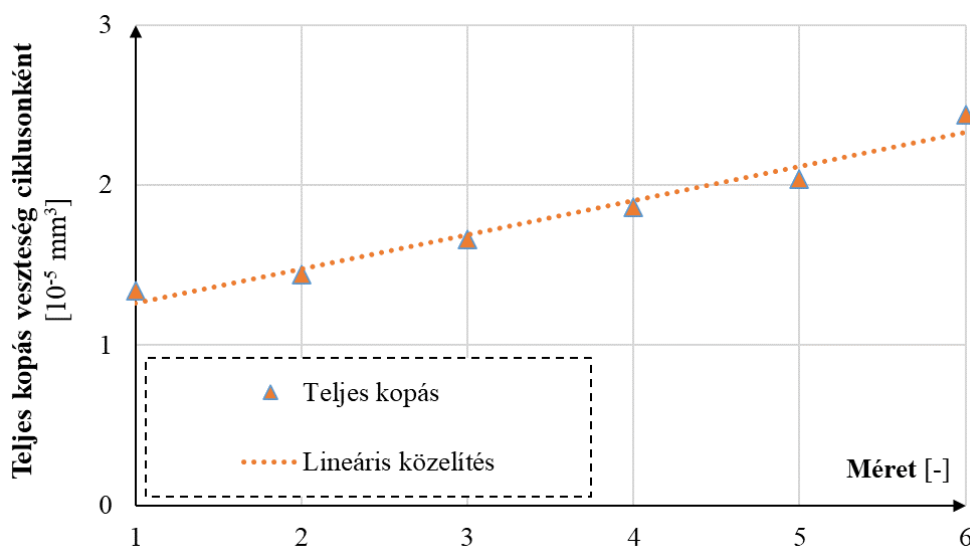
3. EREDMÉNYEK

Ebben a fejezetben bemutatjuk a teljes kopási térfogatveszteségek függvényét a különböző protéziskonfigurációk esetében, majd elemezzük az F/T arány, a szélességi arány (W_f/W_t) és a mélység arány (D_f/D_t) függvényében.

Elsőként az egy guggolásciklusra (behajlítás-kinyújtás) számított teljes térfogati kopásveszteséget határoztuk meg, így megkaptuk a teljes kopásfüggvényt az idő függvényében. Az eredményeket a protéziskonfigurációk függvényében diagramon ábrázoltuk (7. ábra).



7. ábra: Egy guggolási ciklus alatti kopástérfogat különböző protéziskonfigurációk esetén
Ha a teljes kopásveszteséget a protézisméret függvényében ábrázoljuk (8. ábra), akkor az ábrázolt értékeket egy lineáris függvénnyel tudjuk közelíteni (7), ahol $R^2 = 0,96$.

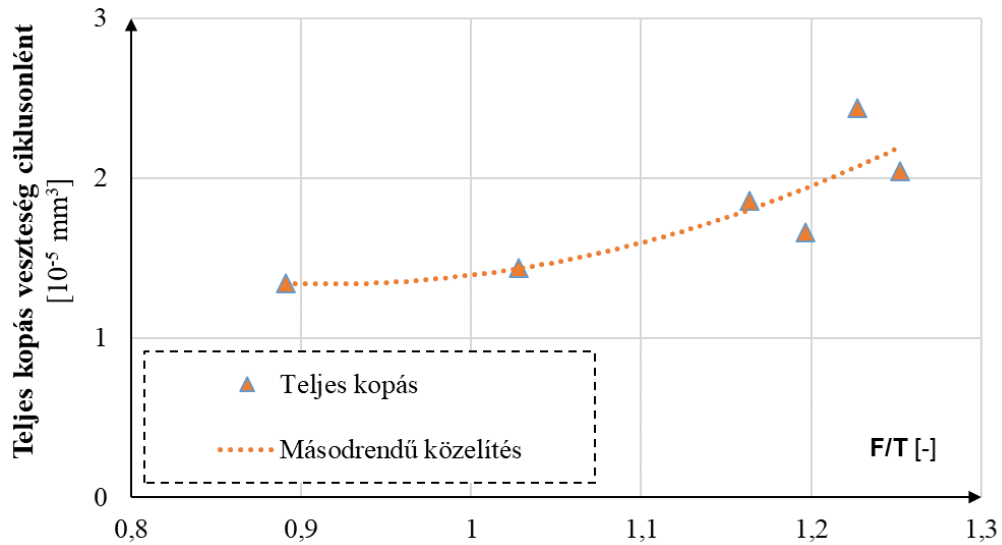


8. ábra: Teljes kopási térfogatveszteség a protézisméret függvényében az összes konfiguráció esetében

Melynek egyenlete a következőképpen közelíthető:

$$TW(s) = (0,2143 \cdot s + 1,0467) \cdot 10^{-5} \quad (7)$$

Ha az F/T arány függvényében vizsgáljuk a teljes kopásveszteséget, akkor a térdprotézis femorális- és tibiális komponense között tudunk kapcsolatot felállítani. A numerikus értékek ábrázolása után (9. ábra) a jelenséget egy másodfokú egyenlettel tudjuk legjobban közelíteni (8).



9. ábra: Teljes kopási térfogatveszteség az F/T arány függvényében az összes konfiguráció esetében

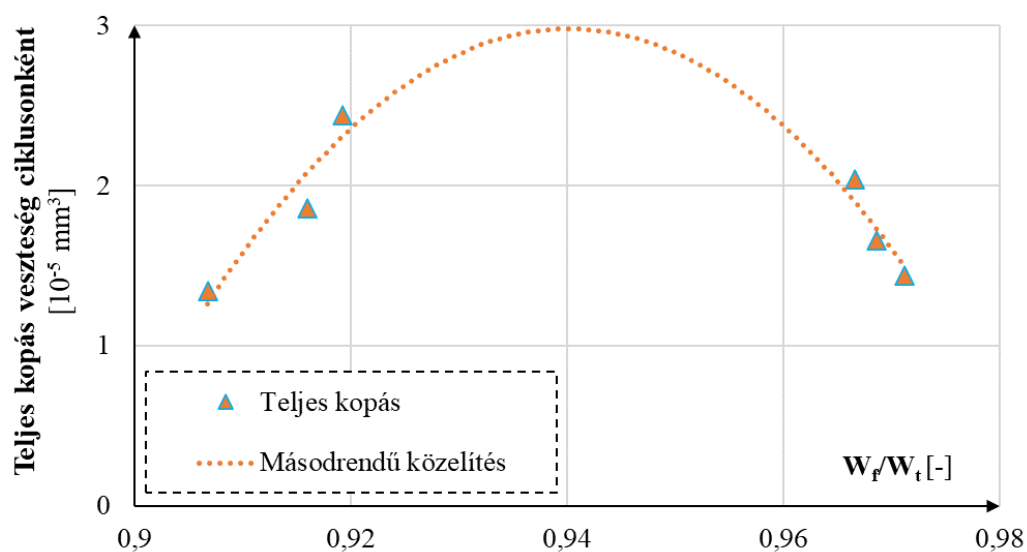
Melynek egyenlete a következőképpen közelíthető:

$$TW(F/T) = (7,5745 \cdot (F/T)^2 - 13,868 \cdot F/T + 7,6848) \cdot 10^{-5} \quad (8)$$

Ahol a determinációs együttható értéke $R^2 = 0,71$.

A szélességi- és mélységarányok kopásra való hatását is vizsgáltuk. Célunk az volt, hogy meghatározzuk a protézisek több befoglaló méretének hatását a kopás evolúciójára. A teljes kopásveszteséget ebben az esetben a W_f/W_t arány függvényében ábrázoltuk (10. ábra). Itt is egy másodrendű függvénnyel közelíthető ($R^2 = 0,87$) megfelelően a görbe:

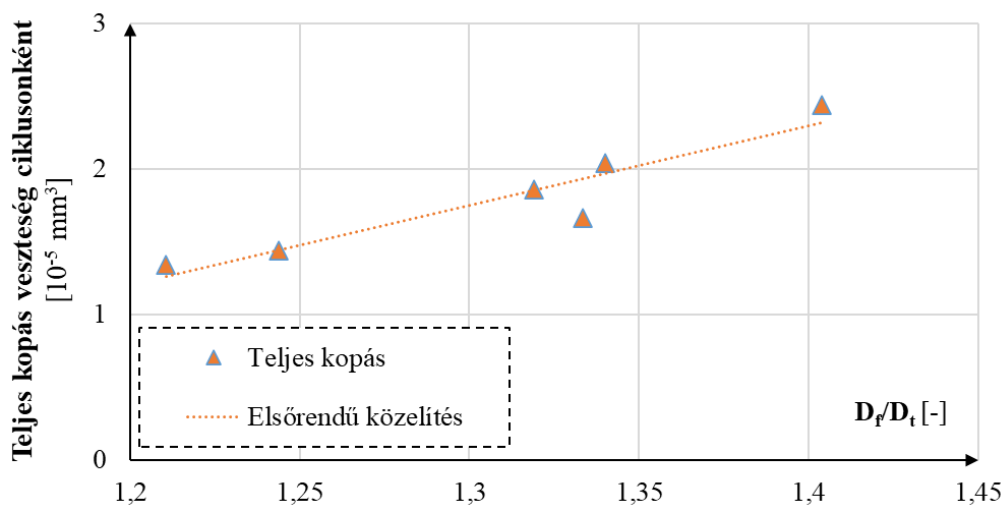
$$TW(W_f/W_t) = (-1540,8 \cdot (W_f/W_t)^2 - 2897,2 \cdot W_f/W_t - 1359) \cdot 10^{-5} \quad (9)$$



10. ábra: Teljes kopási térfogatveszteség a W_f/W_t arány függvényében

Amikor a D_f/D_t arány függvényében számítjuk ki a teljes kopásveszteséget, akkor egy elsőrendű függvénnyel tudjuk a legjobban közelíteni ($R^2 = 0,87$) a diagramon ábrázolt értékeket (11. ábra):

$$TW(D_f/D_t) = (5,4532 \cdot D_f/D_t - 5,3386) \cdot 10^{-5} \quad (10)$$



11. ábra: Teljes kopási térfogatveszteség az D_f/D_t arány függvényében

4. KÖVETKEZTETÉSEK

A szakirodalomban korlátozott számú tanulmány [26]–[28], [35]–[37] foglalkozik a kopás mértékének méret- vagy geometria-függőségével. A kopás protézismérettől való függését először Affatato és mtsai [28] bizonyították kísérletekkel. Tanulmányukban kimondják, hogy a nagyobb méretű térdprotézisben nagyobb a kopás mértéke [28], azonban a kapcsolat matematikai leírására nem tesznek javaslatot.

A hasonló kérdésekre választ kereső tanulmányokban csak a „komfort” típusú térdprotézis (angolul conformity design) tibiális inzertjét vizsgálták. Ez a típusú térdprotézis a fiziológiai térdfelszín imitálja, amelynek következményében máshogy viselkedik, mint például az általunk vizsgált hátsó keresztszalag megtartó kialakítással rendelkező típus. A megfelelőség, mint a térdprotézist jellemző geometriai paraméter, ellentmondásos vizsgálati eredmények tárgya. Egyrészt, bizonyították, hogy a nagyobb megfelelőség kisebb kopást eredményez [36]. Másfelől, egy tanulmány eredményei alapján a „komfort” dizájn a térdízület túlhatározottságát idézheti elő [37]. A lapos tibiális inzert az ajakos vagy íves inzertek előtti elsőbbségéről is ír a szakirodalom [35]. Azt is kimondják, hogy a szélsőségek helyett az általános értékeket kell figyelembe venni az inzert kialakítása szempontjából. Ennek magyarázata, hogy egy teljesen lapos tibiális inzert instabil lenne, mert mozgás közben semmilyen természetes kényszer nem kötné.

Tanulmányunk fő célja az volt, hogy matematikailag leírassuk különböző méretű térdprotézisek tibiális inzertjének kopását a főbb befoglaló méretek függvényében. Ennek a kapcsolatnak a leírása segítségével kerestünk optimális referenciaértékeket a térdprotézis kialakításának tervezéséhez. Ezt numerikus szimulációk elvégzésével és analitikus számítással tettük meg. A teljes kopási térfogatveszteség meghatározása után ezeket az értékeket diagramon ábrázoltuk a protézisméret függvényében. A fennálló kapcsolat a ciklusonkénti térfogatveszteség és a protézisméret között közel lineárisan növekvő. Ez az eredmény, egyrészt, hasonló ahhoz, amit Affatato és mtsai is megállapítottak a kopás méretfüggésével kapcsolatban [28], miszerint a protézisméret növekedésével növekszik a kopás mértéke. Másrészt, mivel kettőnél több különböző méretű protézist vizsgáltunk, az eredmények által meghatároztunk egy trendet is.

Ezen a ponton még mindig fennáll a kérdés, hogy az adott geometriai paraméterek hogyan hatnak a kopás mértékére, matematikailag hogyan tudjuk ezt a kapcsolatot leírni úgy, hogy azt a protézistervezésnél is figyelembe lehessen venni.

A kopásveszteség folyamatosan növekszik, ha azt az **F/T térfogatarány** függvényében vizsgáljuk. Ez a kapcsolat egy másodrendű függvénnyel írható le. Ebből az összefüggésből megállapítható, hogy a kopásveszteséget csökkenteni, vagy legalábbis optimalizálni lehet, ha a komponensek térfogataránya (F/T) nem haladja meg az 1-et. Berend és mtsai [27] tanulmányában is arra a következtetésre jutottak, hogy a kopás mértékének növekedése és a femorális komponens növekedése arányos egymással. Vizsgálatunk tehát nem csak érvényes a szakirodalommal való összehasonlítás alapján, hanem matematikailag is leírja a kopásveszteség és a femorális rész között fennálló kapcsolatot.

Az F/T arány használata közvetlenül nem építhető be a térdprotézisek tervezésébe, mivel térfogatok által határoztuk meg. Emiatt olyan további összefüggéseket kerestünk a kopás mértéke és a térdprotézis adott geometriai méretei között, ami a tervezés szempontjából iránymutatást adhat a kopás csökkentéséhez és a funkcionalitás megtartásához.

A kopásveszteség **szélességi arány** függvényében való vizsgálata esetén a kopás fejlődésének van egy csúcspontja, amit el kell kerülni. Két tartományban, 0,9 – 0,92 és 0,96 – 0,98 között, minimális kopást lehet megfigyelni, emiatt érdemes a femorális rész és a tibiális inzert méreteinek arányát ezeken belül választani. A csúcspont meghatározásához az alábbi egyenletet deriváltuk:

$$\frac{dT W(W_f/W_t)}{dW_f/W_t} = 0 = (-2 \cdot 1540.8 \cdot W_f/W_{t_{max}} + 2897.2) \cdot 10^{-5} \quad (11)$$

$$W_f/W_{t_{max}} = 0.94$$

Ha a **mélységarány** függvényében elemezzük a kopás mértékét, akkor a 6. diagramon látható módon növekszik az arány értéke. Ez azt jelenti, hogy a femorális komponens D_f nagysága folyamatosan növekszik és ezzel együtt egy egyenletes, lineáris növekedés figyelhető meg kopásveszteségben. Tehát kijelenthető, hogy a mélységarány is befolyásolja a kopás mértékét, az eredmények figyelembevételével pedig érdemes a tényező értékét a lehető legalacsonyabban tartani a tervezésnél, lehetőleg 1,2 és 1,25 közötti tartományban.

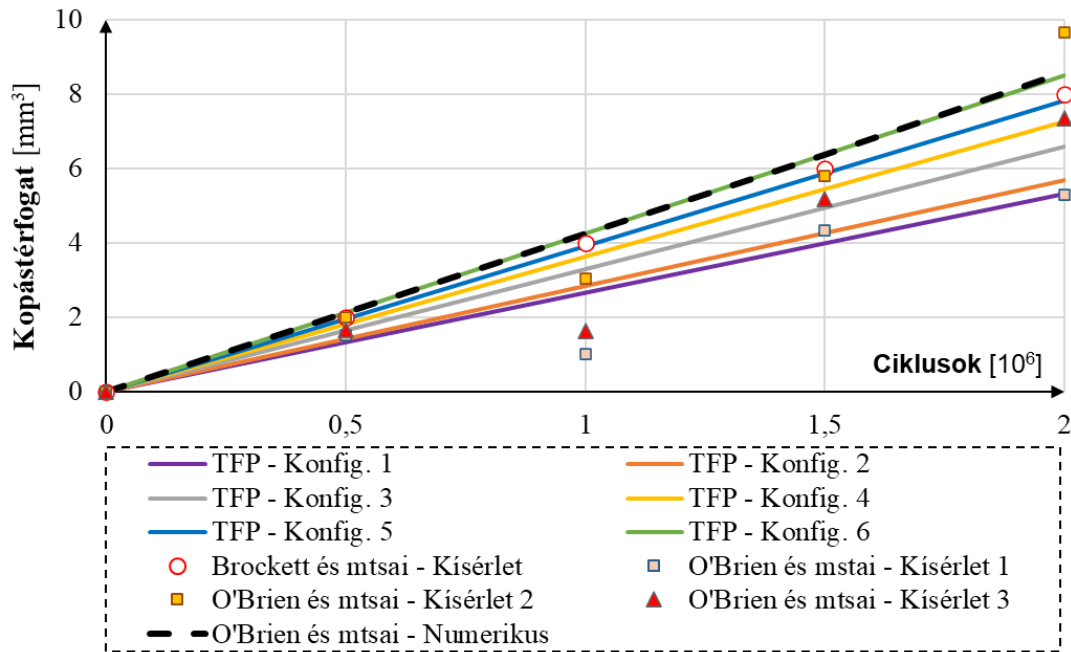
Megállapításaink és javaslataink megalapozottabbá tétele érdekében az eredményeinket közvetetten validáltuk. Numerikus térfogati kopásveszteség eredményeinket összehasonlítottuk a szakirodalomban található releváns kísérleti eredményekkel (6. táblázat). Az összehasonlításhoz választott mozgásformát, a járást, két okból választottuk ki erre a célra.

Egyrészt, nagy mennyiségű adat lelhető fel a szakirodalomban a kopás tesztelésére járás közben az ISO 14243-3:2014 [38] szabvány szerint, míg guggolás közbeni tesztelésre nem található adat a szakirodalomban. Másrészt, numerikus modellünket könnyen adaptálhatjuk a 0-60° behajlítási- (0 – 0,1 sec) és 60-0° (0,3 – 0,4 sec) kinyújtási szögtartományba, ami egyezik azzal a behajlítás-kinyújtás tartománnyal, ami járás közben fellép. Az ISO 14243-3:2014 szabvány szerinti kopásvizsgálatot 0° és 58° között végzik el, 2600 N maximális terheléssel, így egyezés van a fiziológiai profillal. A maximális terhelés körülbelül megegyezik a saját modellünk terhelésével, ami $F_N(t) = 2300$ N értékű 60°-os behajlítási szögnél. A fenti okokból kifolyólag tehát a járást vesszük figyelembe az egy ciklus eredményeinek szakirodalommal való összehasonlítása esetén.

Model (járási ciklus közben)	Térfogati kopás mértéke (mm ³ /millió ciklus)
TFP konfiguráció 1	2,65
TFP konfiguráció 2	2,84
TFP konfiguráció 3	3,28
TFP konfiguráció 4	3,62
TFP konfiguráció 5	3,91
TFP konfiguráció 6	4,25
<i>Összes TFP konfiguráció középértéke</i>	<i>3,42 ± 0,62</i>
Brockett és mtsai [35] (kísérleti)	4 ± 1
O'Brien és mtsai [39] (kísérleti)	3,37 ± 0,6
O'Brien és mtsai [39] (numerikus)	4,25

6. táblázat: Térfogati kopás millió ciklusonként

Látható, hogy a numerikusan kiszámított eredményeink jó egyezést mutatnak a szakirodalomban található kísérleti- és numerikus eredményekkel. Ezt a 12. ábra is jól szemlélteti.



12. ábra: Kísérleti és numerikus térfogati kopásvesztés összehasonlítása

Kutatásunkban tehát azt vizsgáltuk, hogy a térdprotézisek mérete és adott geometriai paraméterek hogyan befolyásolják a kopás mértékét guggolás és járás közben – ennek a meghatározásához többtestdinamikai modellezést és numerikus számítást alkalmaztunk. Az eredmények alapján látható, hogy a protézisméret növekedésével a kopás mértéke közel lineárisan növekszik. Az újonnan bevezetett geometriai paraméterek kopására gyakorolt hatását lineáris- vagy másodrendű függvény írja le. Tanulmányunk eredményei olyan leírást adnak a kopás és a protézisméret, illetve a kopás és a befoglaló méretek kapcsolatára, amelyek figyelembevételével a protézisélettartam jelentős mértékben növelhető.

5. ÖSSZEGZÉS

Előrehaladott térdízületi kopás esetén jelentkező fájdalmat, funkcióvesztést és életminőség csökkenést Teljes Felszínpótló térdízületi Protézis (TFP) beültetésével lehet csökkenteni, visszaállítani és növelni. A tönkremenetelt okozó mechanikai tényezők közül a kopás az, amely legnagyobb mértékben csökkenti a térdprotézisek élettartamát. Ez a faktor nagyban függ a terheléstől, a térdízület lokális kinematikájától és feltételezhetően a protézisgeometriától is.

Dolgozatunkban a térdprotézis méretének és különböző geometriai paramétereinek kopásra gyakorolt hatását vizsgáltuk többtestdinamikai modellek segítségével guggolás és járás közben. Fontos kiemelni, hogy a protézisméret és a kopás relációjával kapcsolatos szakirodalmak száma viszonylag kevés, annak ellenére, hogy a kopással foglalkozó kutatások érvényességét nagyban befolyásolja ezen paraméterek kapcsolata.

Kutatásunkban hat különböző méretű térdprotézisen végeztünk szimulációkat a térd mozgása során. A szimulációhoz az MSC.ADAMS többtestdinamikai szoftvert használtuk, majd az ebből kinyert adatokat Microsoft Excel programban dolgoztuk fel. A kopás meghatározásához egy módosított Archard modellt alkalmaztunk.

Az eredményeket megvizsgálva kijelenthető, hogy a kopás mértéke közel lineárisan növekszik a protézisméret függvényében. A dimenzió nélküli TFP geometriai paramétereinek hatása a kopás mértékére lineáris- vagy másodrendű függvényekkel írható le. Ezen következtetések rámutatnak arra, hogy a térdprotézisek optimális méretezésével csökkenthető a kopás mértéke.

Kulcsszavak: kopás, térd, Archard modell, többtestdinamika

KÖSZÖNETNYILVÁNÍTÁS

Köszönöm Dr. Fekete Gusztávnak és Dr. Jánosi Endrének, dolgozatom témavezetőinek a sok segítséget, támogatást, türelmet és bizalmat, amit a közös munka során adtak. Általuk betekintést kaphattam a tudományos kutatások világába, amiért mindig hálás leszek.

Szombathely, 2023.10.08.

Jakab Flóra Panna

6. FELHASZNÁLT IRODALOM

- [1] S. Damjanovich, J. Fidy, J. Szöllösi: Orvpsi biofizika. Medicina Könyvkiadó Rt., Budapest (2006).
- [2] M. C. S. Inacio, E. W. Paxton, S. E. Graves, R. S. Namba, S. Nemes: Projected increase on total knee arthroplasty in the United States – an alternative projection model. *Osteoarthritis and Cartilage*, 25(11), 1797-1803, 2017.
- [3] A. Fuchs, P. Häussermann, D. Hömig, B. G. Ochs, T. Klopfer, C. A. Müller, P. Helwig, L. Konstantinidis: 10-year follow-up of the Columbus knee prostheses system in a prospective multicenter study. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, 142, 2875-2883, 2022.
- [4] S. H. Lee, D. H. Kim, Y. S. Lee: Is there an optimal age for total knee arthroplasty? A systematic review. *Knee Surgery & Related Research*, 32(60), 2020.
- [5] J. T. Evans, R. W. Walker, J. P. Evans, A. W. Blom, A. Sayers, M. R. Whitehouse: How long does a knee replacement last? A systematic review and meta-analysis of case series and national registry reports with more than 15 years of follow-up. *Lancet*, 393, 655-663, 2019.
- [6] P. F. Sharkey, P. M. Lichstein, C. Shen, A. T. Tokarski, J. Parvizi: Why are total knee arthroplasties failing today – Has anything changed after 10 years? *Journal of Arthroplasty*, 29, 1774-1778, 2014.
- [7] R. J. Friedman: Current status of total knee arthroplasty. *Postgraduate Medicine*, 70(2), 207-214, 1981.
- [8] M. Hsien-Chung: Evaluation and categorization of wear models. University of Michigan, Ann Arbor, Michigan (1994).
- [9] M. Karlhuber: Development of a method for the analysis of the wear of retrieved polyethylene components of total knee arthroplasty. Technical University of Hamburg, Germany (1995).
- [10] N. Fillot, I. Iordanoff, Y. Berthier: Wear modeling and the third body concept. *Wear*, 262(7), 949-957, 2007.
- [11] J. F. Archard, W. Hirst: The wear of metals under unlubricated conditions. *Proceedings of the Royal Society A*, 236, 397–410, 1956.
- [12] M. Turell, A. Wang, A. Bellare: Quantification of the effect of cross-path motion on the wear rate of ultra-high molecular weight polyethylene. *Wear*, 255, 1034–1039, 2003.

- [13] A. Abdelgaied, F. Liu, C. Brockett, L. Jennings, J. Fisher, Z. Jin: Computational wear prediction of artificial knee joints based on a new wear law and formulation. *Journal of Biomechanics*, 44, 1108–1116, 2011.
- [14] S. T. O’Brien, E. R. Bohm, M. J. Petrak, U. P. Wyss, J-M. Brandt: An energy dissipation and cross shear time dependent computational wear model for the analysis of polyethylene wear in total knee replacements. *Journal of Biomechanics*, 47, 1127-1133, 2014.
- [15] B. Innocenti, L. Labey, A. Kamali, W. Pascale, S. Pianigiani: Development and Validation of a Wear Model to Predict Polyethylene Wear in a Total Knee Arthroplasty: A Finite Element Analysis. *Lubricants*, 2(4), 193-205, 2014.
- [16] M. S. Hussin, J. Fernandez, M. Ramezani, P. Kumar, P. A. Kelly: Analytical and computational sliding wear prediction in a novel knee implant: a case study. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 23(4), 143-154, 2020.
- [17] G. Fekete, D. Sun, Y. Gu, P. D. Neis, N. F. Ferreira, B. Innocenti, B. M. Csizmadia: Tibiofeoral wear in standard and non-standard squat: Implication for total knee arthroplasty. *Muscle, Ligaments and Tendons Journal*, 7, 520-528, 2017.
- [18] G. Fekete: Bevezetés a többtestdinamikai modellezésbe. Eötvös Loránd Tudományegyetem, Szombathely (2023).
- [19] R. C. Wasielewski, J. O. Galante, R. M. Leighty, R. N. Natarajan, A. G. Rosenberg: Wear patterns on retrieved polyethylene tibial inserts and their relationship to technical considerations during total knee arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 299, 31-43, 1994.
- [20] M. B. Collier, C. A. Jr. Engh, K. M. Hatten, S. D. Ginn, T. M. Shiels, G. A. Engh: Radiographic Assessment of the Thickness Lost from Polyethylene Tibial Inserts That Had Been Sterilized Differently. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 90(7), 1543-1552, 2008.
- [21] J. J. Callaghan, J. N. Insall, A. S. Greenwald, D. A. Dennis, R. D. Komistek, D. W. Murray, R. B. Bourne, C. H. Rorabeck, L. D. Dorr: Mobile-bearing knee replacement: concept and results. *Instructional Course Lectures*, 50, 431-449, 2001.
- [22] B. Parcells: UKA – Unicompartmental Arthroplasty. *Hip & Knee Book* (2017). <https://hipandkneebook.com/tka-implants/2017/3/15/uka-unicondylar-implant> [Online, utolsó hozzáférés: 2023.10.28.]

- [23] M. A. Harrington, W. J. Hopkinson, P. Hsu, L. Manion: Fixed- vs Mobile-Bearing Total Knee Arthroplasty: Does It Make a Difference? — A Prospective Randomized Study. *The Journal of Arthroplasty*, 24, 24-27, 2009.
- [24] S. T. Ball, H. B. Sanchez, O. M. Mahoney, T. P. Schmalzried: Fixed Versus Rotating Platform Total Knee Arthroplasty: A Prospective, Randomized, Single-Blind Study. *The Journal of Arthroplasty*, 26, 531-536, 2011.
- [25] N. Poirier, P. Graf, F. Dubrana: Mobile-bearing versus fixed-bearing total knee implants. Results of a series of 100 randomised cases after 9 years follow-up. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*, 101, S187-S192, 2015.
- [26] C. Pellinghar, P. E. Müller, H. R. Dürr, M. Maier, C. Birkenmaier, F. Mazoochian, M. Pfahler, H. Troillier, A. Lienemann, V. Jansson: The Influence of the Implant Size on the Outcome of Unconstrained Total Knee Arthroplasty. *Acta Chirurgica Belgica*, 105, 508-510, 2005.
- [27] M. E. Berend, S. R. Small, M. A. Ritter, C. A. Buckley, J. C. Merk, W. K. Dierking: Effects of Femoral Component Size on Proximal Tibial Strain With Anatomic Graduated Components Total Knee Arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty*, 25, 58-63, 2010.
- [28] S. Affatato, L. Grillini, S. Battaglia, P. Taddei, E. Modena, A. Sudanese: Does knee implant size affect wear variability? *Tribology International*, 66, 174-181, 2013.
- [29] B. J. Hunt, T. J. Joyce. A Tribological Assessment of Ultra High Molecular Weight Polyethylene Types GUR 1020 and GUR 1050 for Orthopedic Applications. *Lubricants*, 4(3), 1-10, 2016.
- [30] N. Camacho, J. M. G. Carmona, D. G. E. Arbeláez, G. C. Mondragón-Rodríguez, S. W. Stafford: UHMWPE in Total Knee Arthroplasty: Successes & Failures. *Revista Colombiana de Materiales*, 16, 3-28, 2020.
- [31] J. L. Montes-Seguedo, A. L. Garcia-Garcia, J. D. O. Barceinas-Sanchez, J. C. Sosa-Savedra, M. R. J. Morales-Garcia, E. Gonzalez-Jasso, I. Dominguez-Lopez: Mapping the friction coefficient of AISI 316L on UHMWPE lubricated with bovine serum to study the effect of loading and entrainment at high values of sliding-to-rolling ratio. *Health and Technology*, 10, 385-390, 2020.
- [32] R. M. Cowie, A. Briscoe, J. Fisher, L. M. Jennings: Wear and Friction of UHMWPE-on-PEEK OPTIMA. *Journal of Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 89, 65-71, 2019.

- [33] G. Serrancolí, C. Alessandro, M. C. Tresch: The Effects of Mechanical Scale on Neural Control and the Regulation of Joint Stability. *International Journal of Molecular Sciences*, 22(4), 1-14, 2021.
- [34] G. Fekete, B. M. Csizmadia, M. A. Wahab, P. De Baets, L. V. Vanegas-Useche, I. Bíró: Patellofemoral model of the knee joint under non-standard squatting. *Dyna Colombia*, 81, 60-67, 2014.
- [35] C. L. Brockett, S. Carbone, J. Fisher, L. M. Jennings: Influence of conformity on wear of total knee replacement: An experimental study. *Journal of Engineering in Medicine*, 232, 127-134, 2017.
- [36] Q. Zhang, Z. Chen, J. Zhang, J. Hu, Y. Peng, X. Fan: Insert conformity variation affects kinematics and wear performance of total knee replacements. *Clinical Biomechanics*, 65, 19-25, 2019.
- [37] C. K. Fitzpatrick, C. W. Clary, P. J. Laz, P. J. Rullkoetter: Relative contributions of design, alignment, and loading variability in knee replacement mechanics. *Journal of Orthopaedic Research*, 30, 2015-2024, 2012.
- [38] International Organization for Standardization, implants for surgery – wear of total knee-joint prostheses, part 3: loading and displacement parameters for wear-testing machines with displacement control and corresponding environmental conditions for test, 2014.
- [39] S. T. O'Brien, Y. Luo, J-M. Brandt: In-vitro and in-silico investigations on the influence of contact pressure on cross-linked polyethylene wear in total knee replacements. *Wear*, 332-332, 687-693, 2015.