

# Térdprotézis kopásának numerikus vizsgálata a protézis méretének függvényében

## Numerical study of knee prosthesis wear as a function of prosthesis size

*Dr. habil. FEKETE Gusztáv<sup>1</sup>, tudományos főmunkatárs, Dr. JÁNOSI Endre<sup>2</sup>, egyetemi docens*

<sup>1</sup>Széchenyi István Egyetem, Audi Hungária Járműmérnöki Kar, Anyagtudományi és Technológiai Tanszék  
H-9026 Győr Egyetem tér 1.  
tel: +36 (96) 503-400/3273, E-mail: [fekete.gusztav@sze.hu](mailto:fekete.gusztav@sze.hu)  
Website: <https://att.sze.hu>

<sup>2</sup>Eötvös Loránd Tudományegyetem, Informatikai Kar, Savaria Műszaki Intézet  
H-9700 Szombathely Károlyi Gáspár tér 4.  
tel: +36-94-504-460, E-mail: [je@inf.elte.hu](mailto:je@inf.elte.hu)  
Website: [smi.inf.elte.hu](https://smi.inf.elte.hu)

### Abstract

*Wear is a key factor that significantly limits the survival of total knee arthroplastys (TKAs). Wear itself is known to be highly dependent on load, local kinematics taking place in the knee joint and presumably on the geometry of the TKA. This article has investigated, by means of multibody models, how different TKA sizes and TKA-related geometric parameters affect wear during squatting and gait motion. It has been demonstrated that wear rate does increase, closely linearly, as a function of TKAs size, while the influence of TKA-related geometric parameters on wear propagation can be described by linear or quadratic functions. These results, together with the newly introduced dimensionless parameters, demonstrate that the wear rate of TKAs can be reduced by choosing the right dimensions.*

**Keywords:** multibody simulations, wear, TKA dimensions

### Kivonat

*A kopás olyan kulcsfontosságú tényező, amely nagymértékben korlátozza a teljes felszínpótló térdízületi protézisek élettartamát. A kopás maga nagymértékben függ a terheléstől, a térdízületben kialakuló helyi kinematikától és feltehetően a protézis geometriájától. Ez a tanulmány többtestdinamikai modellek segítségével vizsgálja, hogy a különböző térdprotézisméretetek és a térdprotézisekkel kapcsolatos geometriai paraméterek hogyan befolyásolják a kopást a guggolás és a járás során. Kimutattuk, hogy a kopás mértéke a térdprotézis méretének függvényében közel lineárisan növekszik, míg a kopás terjedése a protézis főbb befoglaló méreteinek függvényében lineáris vagy kvadrátikus függvényekkel írható le. Ezek az eredmények, valamint az újonnan bevezetett dimenziótlan paraméterek rávilágítanak arra, hogy a térdiprotézis kopásának mértéke, a méretek megfelelő megválasztásával, csökkenthető.*

**Kulcsszavak:** többtestdinamika, kopás, protézis geometria

## 1. BEVEZETÉS

A teljes térdízületi protézis hosszú távú megoldást jelent az irreverzibilis osteoarthritisre (ízületi kopásra), mivel az első 10 évben a protézisbeültetés túlélési esélye 95% körüli [1], míg az összevont regiszteradatok szerint a térdízületi protézisek mintegy 82%-a akár 25 évig is funkcionális marad [2]. Mindazonáltal semmilyen protézis nem tökéletes, tönkremenetel továbbra is előfordul, így a protézisek hosszú élettartamának megismerése és ennek az időszaknak a meghosszabbítása csak a protézisek tönkremenetelét befolyásoló tényezők ismeretében lehetséges. A protézisek tönkremenetelével foglalkozó szakirodalom szerint a meghibásodás fő okai az ízületi fertőzésre, a komponensek kilazulására és a protézis-komponensek közötti kopásra vezethetők vissza [3].

A kopással kapcsolatos kihívások tekintetében számos elméleti és kísérleti tanulmány vizsgálta azokat a bizonyos mechanikai jelenségeket, anyagtulajdonságokat vagy paramétereket, amelyek kulcsfontosságúak az ismétlődő, nagymértékű kopás terjedésének megértésében.

Általánosságban, ezek a kopást okozó jelenségek közvetlen és közvetett paraméterekre oszthatók. A közvetlen paraméterek olyan paraméterek, amelyek matematikailag kifejezhetők egy kopási modellben, ezért a kopásra gyakorolt hatásuk egyértelműen kimutatható. Például a legtöbb protézissel kapcsolatos kopási modell az egyszerű Archard-törvényből [4] indul ki, ahol a kopás mennyisége egy egyszerű, elsőrendű, szétválasztható differenciálegyenlettel meghatározható. Ebben az egyenletben három közvetlen kopást okozó paraméter van, nevezetesen a terhelés ( $F$ ), a csúszási távolság ( $ds$ ) és a fajlagos kopási tényező ( $k$ ). A szakirodalomban számos bővített Archard-törvény létezik, amelyekben olyan paramétereket vesznek figyelembe, mint a keresztnyírási arány ( $CSR$ ) [5], a súrlódási tényező ( $COF$ ) [6] vagy a csúszás-gördülés arány ( $SRR$ ) [7]. Néhány szerzőnek sikerült integrálni és kombinálni e paraméterek többségét, mint például Abdelgaied et al. [8], O'Brien et al. [9] vagy Fekete et al. [7].

A paramétereket elemezve elmondható, hogy a közvetett paraméterek nem fejezhetők ki matematikailag egy kopási modellben, ezért hatásuk csak hosszú távon, többnyire empirikus módszerekkel bizonyítható.

Ilyen paraméterek például a tibiális betétek (augmentumok) vastagsága [10], a tibiális komponens rotációs szöge [11] vagy a tibiofemorális szög [12]. Meg kell jegyezni, hogy ezek a konkrét biológiai-anatómiai paraméterek, ha egy bizonyos tartományon belül maradnak, nem gyakorolnak jelentős hatást a protézis kopására. Ha azonban biológiai vagy traumás okokból egy bizonyos fiziológiai tartományt átlépnek, akkor kopásindukáló tényezőkké válnak.

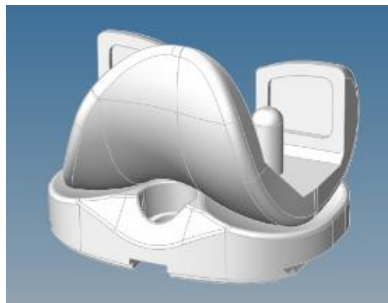
Bár ez egy kevésbé kutatott terület, az implantátum kialakítása is az indirekt paraméterek közé sorolható. Affatato és munkatársai [13] voltak az elsők, akik alapvető, in vitro bizonyítékot szolgáltatottak a protézis méretének kopásra gyakorolt hatásáról. Kísérleti vizsgálataik azt mutatták, hogy alacsonyabb volumetrikus kopás tapasztalható a kisebb tibiális betéteken, ami ellentmondásos eredmény. Ez az eredmény azért ellentmondásos, mivel az alacsony kopás széles körben elfogadott előfeltétele az alacsony nyomás, míg egy kisebb érintkezési felületű protézisre nagyobb nyomás nehezedik, így nagyobb kopást kellene megfigyelnünk. Affatato és munkatársai [13] közölték először eredményeket a kopás protézismérettől való függéséről, azonban nem mutattak be leíró függvényeket, csak annak létét tudták bizonyítani.

Hipotézisünk az, hogy hat darab, azonos gyártótól való, de különböző femorális és tibiális méretekkel rendelkező protézispárokat többtestdinamikai módszerrel megvizsgálva a kopás terjedéséről egy közelítő függvény hozható létre. A közelítő függvénnyel magyarázatot adhatunk arra a jelenségre, hogy a kopás miképpen függ a protézis különböző geometriai tulajdonságaitól.

## 2. MÓDSZEREK

### 2.1 Új protézisekre vonatkozó kopásjellemzők bevezetése

A vizsgált protézisek (1. ábra) főbb geometriai tulajdonságai az 1. táblázatban találhatóak, két újonnan bevezetett, dimenzió nélküli paraméterrel együtt. Ezeknek a dimenzió nélküli paramétereknek az a célja, hogy kapcsolatot teremtsenek a kopás és a főbb geometriai jellemzők, mint a térfogat vagy a kapcsolódási felület, között.



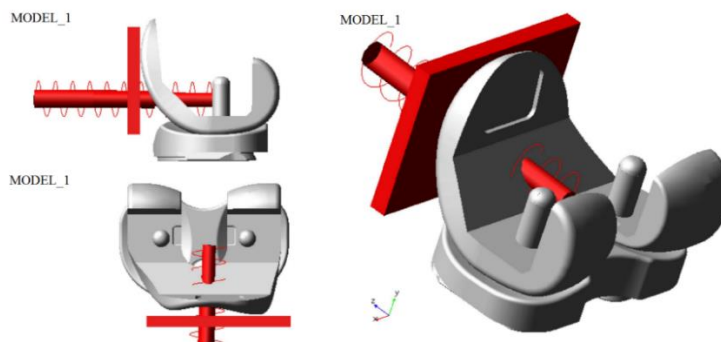
1. ábra. Egy tipikus protéziskonfiguráció

Az első paraméter az úgynevezett fajlagos térfogatarány ( $V_F/V_T$ ), amelyet a femorális komponens térfogatának ( $V_F$ ) és tibiális betét térfogatának ( $V_T$ ) hányadosaként határozhatunk meg. A második paraméter a fajlagos felületarány ( $A_F/A_T$ ), amelyet a femorális komponens kapcsolódási felületének ( $A_F$ ) és a tibiális betét kapcsolódási felületének ( $A_T$ ) hányadosaként határozhatunk meg.

Prot. szám	Femorális komponens		Tibiális betét		$V_F/V_T$ (-)	$A_F/A_T$ (-)
	$V_F$ (mm <sup>3</sup> )	$A_F$ (mm <sup>2</sup> )	$V_T$ (mm <sup>3</sup> )	$A_T$ (mm <sup>2</sup> )		
1.	15583.8	15583.8	17495	17495	0.89	0,55
2.	19452.4	19452.4	18923.9	18923.9	1.02	0,58
3.	29287.8	29287.8	24480.2	24480.2	1.19	0,61
4.	33879.3	33879.3	29109.8	29109.8	1.16	0,63
5.	39115.8	39115.8	31239.9	31239.9	1.25	0,64
6.	45418.2	45418.2	37014.2	37014.2	1.22	0,68

## 2.2 Többtestdinamikai szimulációk

Az elméleti kopás meghatározására összpontosítva hat darab kereskedelmi forgalomban kapható, elülső keresztzalag megtartó (CR, cruciate retaining) protézist vizsgáltunk a kopás terjedése szempontjából. A többtestdinamikai szimuláció első lépése a protézisgeometriák MSC.ADAMS-be történő importálása volt (2. ábra).



2. ábra. Többtestdinamikai modell

Ezt követően minden protéziskonfigurációra azonos peremfeltételeket alkalmaztunk (2. táblázat).

A többtestdinamikai modell peremfeltételei

2. táblázat

<b>Lágy és kemény szövetekre vonatkozó feltételek</b>	A tibiális betétet és a femorális komponenset merev testeknek tekintettük. Az elülső keresztzalagot translációs rugó-csillapítóval modelleztük, hogy a femorális komponens mozgása során fenntartsuk a stabilitást. Az ide vonatkozó szakirodalom [14] alapján a következő tulajdonságokat definiáltuk a rugó-csillapító elemnek: $s = 200$ (N/mm), $k = 1.2 \cdot 10^{-4}$ (Ns/mm).
<b>Kinematikai peremfeltételek</b>	Az x-y síkban (egy vékony BOX-elemmel) a femorális komponens elmozdulási korlátját úgy határoztuk meg, hogy ne sérüljön a térdízület természetes mozgástartománya. A tibiális betét állandó helyzetben tartására a FIXED JOINT kényszert alkalmaztunk.
<b>Kinetikai peremfeltételek</b>	A femorális komponens tömegközéppontjára egy általános ERŐVEKTORT alkalmaztunk, amely az ISO-szabványban [15] leírtak szerint jeleníti meg az axiális terhelést és a tibia rotációs (nyomaték) profilját. Ennek a speciális vektornak az erőrésze állandóan ortogonális maradt a globális y tengelyre, míg nagysága egy adott tartományban (268-2600 N és -1-6 Nm) változott a [15]-ben vázoltak szerint. Mind az erővektort, mind a nyomatékfüggvényt lineáris függvénnyel közelítettük: $F_{axial-flexion}(t) = -268 - 2332 \cdot t$ (N), ha $t = \{0-1\}$ sec $F_{axial-extension}(t) = -4942 + 2332 \cdot t$ (N), ha $t = \{1-2\}$ sec $T_{flexion}(t) = -1 + 7 \cdot t$ (Nm), ha $t = \{0-1\}$ sec $T_{extension}(t) = 13 - 7 \cdot t$ (Nm), ha $t = \{1-2\}$ sec
<b>Kontakt peremfeltételek</b>	A femorális komponens és a tibiális betét között CONTACT kényszereket definiáltunk a fellépő normálerők kiszámításának érdekében. A normál erő kiszámítása az "Impact" függvény alapbeállításával történt.

A szimuláció a 0 fokos behajlítási szögtől ( $\alpha$ ) indult és a 60 fokos behajlítási szögnél (maximális helyzet) ért véget, hasonlóan a járásmozgáshoz. Ezt nevezzük a járás első részének, a flexiónak. A flexiós mozgást a térdízület nyújtása követte, a 60 fokos behajlítási szögtől vissza a 0 fokos behajlítási szögig. A szimulációs idő 2 másodperc volt, míg a numerikus lépésközt ( $h$ )  $8 \cdot 10^{-6}$  másodpercre állítottuk be. A járást abból az okból választottuk a szimulációkhoz, mivel bőséges mennyiségű kísérleti adat áll rendelkezésre járás alatt folytatott kopásvizsgálatról az ISO 14243-3 [15] szabvány szerint. Ezekkel az adatokkal numerikus eredményeink összehasonlíthatók.

A szimuláció lefutása során az MSC.ADAMS egyidejűleg érzékeli és tárolja az érintkezési erőket és a csúszási sebességet a későbbi kiértékeléshez. Az érintkezési erő ( $F_c(t)$ ) és a csúszási sebesség ( $v_{csúszás}(t)$ ) meghatározásával lehetővé válik, hogy ezeket a numerikus függvényeket az (1) egyenletben szereplő, kiterjesztett Archard-törvény [12] bemeneteként felhasználjuk, és a differenciálegyenlet numerikus integrálásával az alábbiak szerint kapjuk meg a kopást:

$$W = k_{UHMWPE} \cdot \mu_k \cdot \int F_c(t) \cdot v_{csúszás}(t) \cdot S/R(t) \cdot dt + W_0 \quad (1)$$

Az egyenlethez tartozó paraméterek és függvények értékét a 3. táblázat tartalmazza.

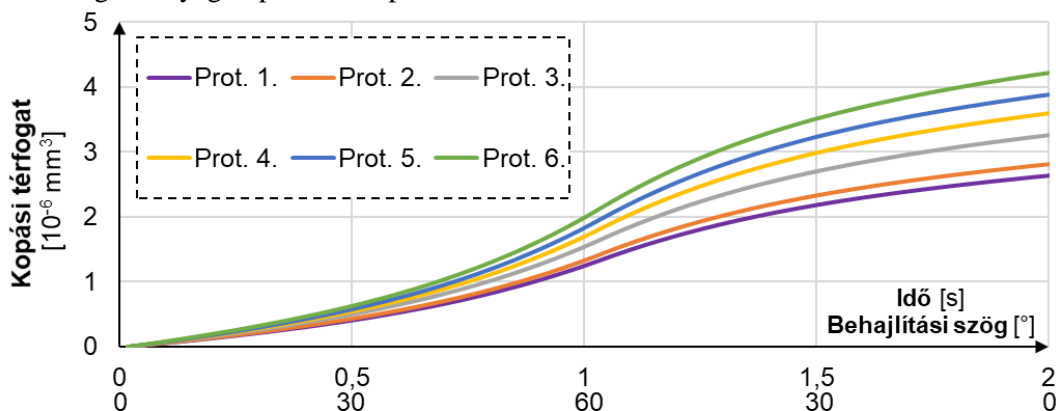
A kopást leíró differenciálegyenlet paraméterei és függvényei

3. táblázat

Paraméter	Mennyiség/Függvény
$k_{UHMWPE}$ : tibiális betét fajlagos kopási együtthatója hagyományos UHMWPE (GUR 1050) műgyanta esetén [16]	$3.64 \cdot 10^{-6}$ (mm <sup>3</sup> /Nm)
$\mu_k$ : mozgásbéli súrlódási együttható hagyományos UHMWPE (GUR 1050) műgyanta esetén [17]	0.0575 (-)
Csúszva-gördülési együttható [7]	$S/R(t) = -6.8 \cdot 10^{-3} \cdot t^3 + 4.87 \cdot 10^{-2} \cdot t^2 + 2.46 \cdot 10^{-2} \cdot t + 0.178$ (-)
$dt$ : mozgás időtartama	2 (s)

### 3. EREDMÉNYEK

A kopástérfogatot az (1) egyenlet segítségével számoltuk ki az idő függvényében, amely az anyagvesztés terjedését határozza meg egy járási ciklus (hajlítás és nyújtás) alatt (3. ábra). Ez a függvény azt hivatott bemutatni, hogy a térdízület mozgása során hogyan változik a kopás, míg a csúcserő azt mutatja, hogy mekkora térfogatú anyag kopott le a kapcsolódási felületről.

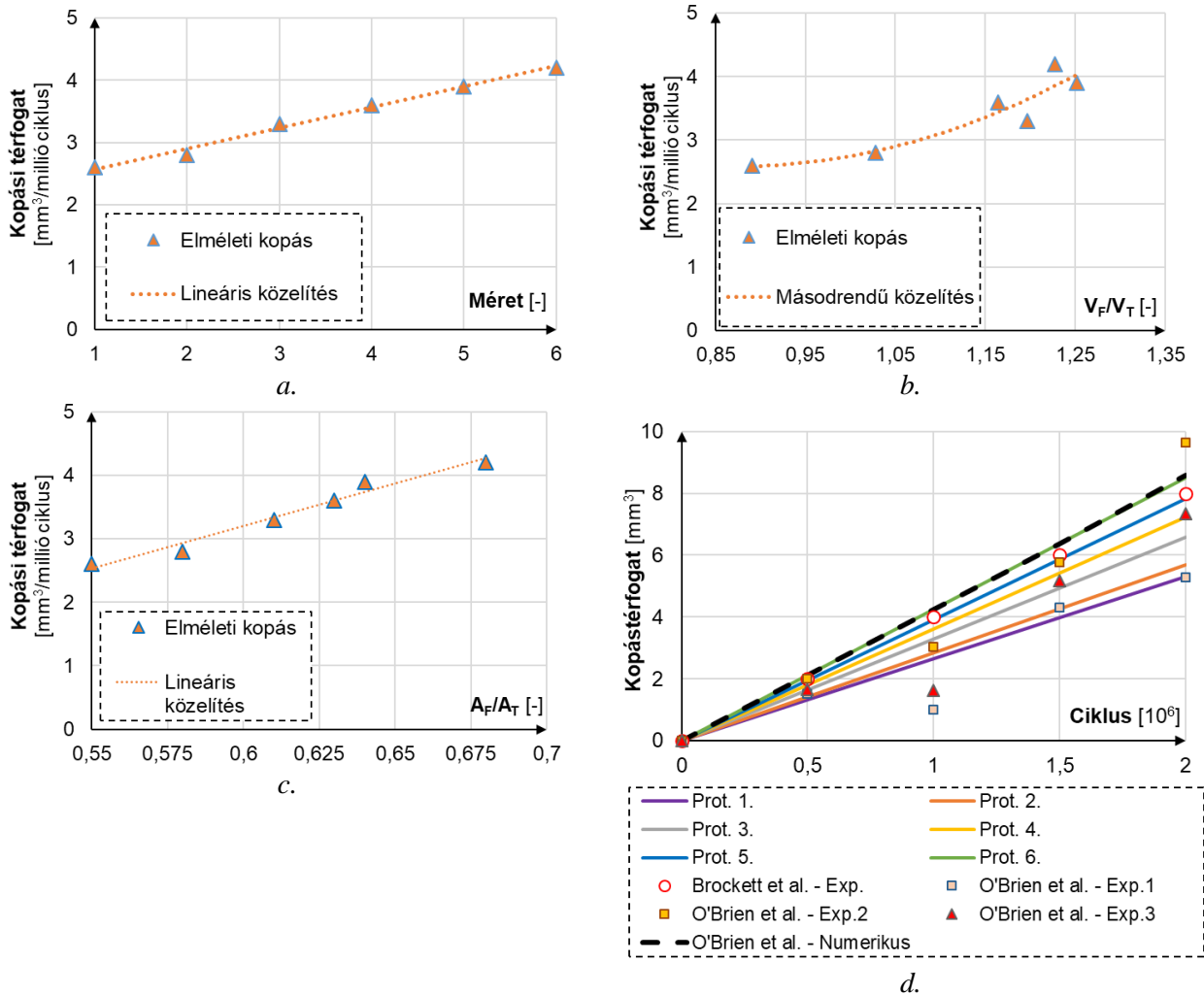


3. ábra. Kopástérfogat változása guggoló mozgás során

Miután ezt a függvényt minden egyes protézis esetében meghatároztuk, ezekből az eredményekből kiszámítottuk az ún. térfogati kopási arányokat is (a járási ciklus csúcserője szorozva 1 millióval). Ezeket az arányokat ábrázoltuk az az újonnan bevezetett protézisparaméterek függvényében.

Először megvizsgáltuk a térfogati kopási arányt a protézis méretének függvényében (4a. ábra). A kapott eredményeket vizsgálva nyilvánvaló, hogy a kopási veszteség a protézis méretének ( $\delta$ ) függvényében lineáris függvénnyel ( $Kopás(\delta) = 0.3314 \cdot \delta + 2.24$ ) megfelelően ( $R^2 = 0.99$ ) közelíthető. Ezek után megvizsgáltuk, hogy miként változik a kopástérfogat, ha azt a kopási térfogatarány ( $V_F/V_T$ ) függvényében elemezzük (4b. ábra). Itt a változás már nem írható le lineáris közelítéssel, de egy másodfokú függvény ( $Kopás(V_F/V_T) = 10.171 \cdot (V_F/V_T)^2 - 17.787 \cdot V_F/V_T + 10.366$ ) már jól közelíti ( $R^2 = 0.85$ ) a jelenséget.

A kopástérfogatot legvégül megvizsgáltuk a kapcsolódó felületek (femorális és tibiális) arányának függvényében is. Hasonlóképpen a protézismérethez, a változás tendenciáját ismét jól lehet közelíteni ( $R^2 = 0.97$ ) egy lineáris függvénnyel ( $Kopás(A_F/A_T) = 13.36 \cdot A_F/A_T + 4.81$ ).



4. ábra. Kopástérfogat változása guggoló mozgás során

Az eredmények megalapozottabbá tétele érdekében közvetett összehasonlítást végeztünk, összehasonlítva a kapott numerikus eredményeket, mint térfogati kopást, a Brockett et al. [18] kísérleti eredményeivel, valamint az O'Brien et al. [19] kísérleti és numerikus eredményeivel (4d. ábra). Mint látható, a numerikusan kapott eredmények jó összhangban vannak a kísérleti, illetve numerikus eredménnyel.

#### 4. KÖVETKEZTETÉSEK

A protézisek méretének kopásra gyakorolt hatásával korlátozott számú tanulmány foglalkozott, amelyek eredményei két fő pontban foglalhatók össze.

Először is, kísérletileg bizonyított, hogy a nagyobb méretű teljes protéziskonfigurációk nagyobb kopási térfogatvesztésnek vannak kitéve [13]. Másodszer, a tibiális betét alacsony konformitásának mértéke bizonyítottan döntő tényező, ami alacsonyabb kopáshoz vezethet [18]. Fontos megjegyezni, hogy a betét tervezésekor egy szigorú optimumot kell figyelembe venni, mivel pl. egy teljesen lapos sípcsontbetét instabilitásnak lenne kitéve, és túlterhelést is okozhatna a térdízületben [20]. Mindazonáltal ezek a tanulmányok csak azt a tényt közlik, hogy a protézis kopása nagyobb méret esetén nagyobb, de a protézis méretének vagy a protézissel kapcsolatos bármely geometriai jellemzőnek a kopási veszteségre gyakorolt mennyiségi leírását nem mutatják be. Ezért ha a kapott numerikus eredményeket alaposan megvizsgáljuk, fontos válaszokat kaphatunk a protézis méretének a kopási teljesítményre gyakorolt hatásáról. Ha a kopási térfogatot a femorális komponens és a tibiális betét térfogati arányának függvényében vizsgáljuk (4b. ábra), akkor egy egyenletes növekedés láthatóvá válik, amely kvadrátikus függvénnyel jellemezhető.

Ebből arra következtethetünk, hogy a kopási veszteség csökkenthető, vagy legalábbis optimalizálható, ha a két térfogatkomponens aránya nem haladja meg az 1-et. Ez az eredmény nemcsak megerősíti Berend és munkatársai [21] felvetését a femorális rész megnövekedett mérete miatti megnövekedett kopásról, hanem matematikai kapcsolatot is ad a fent említett geometriai jellemző és a kopás között.

Azt is el kell ismerni, hogy a térfogatarány használata protézis méretezéskor, a kopás minimalizálása érdekében, nem a legkézzelfoghatóbb módszer. Azonban egyértelműen jelzi, hogy a femorális komponens térfogati mérete hogyan befolyásolja a kopást. Tervezők számára a funkcionalitás fenntartása és a kopás csökkentése érdekében megvalósíthatóbb segítség, ha a kopási térfogatot pl. a protézis kapcsolódási felületeinek módosításával csökkentik (4c. ábra).

## KÖSZÖNETNYILVÁNÍTÁS

A szerzők köszönetet mondanak a Széchenyi István Egyetem Anyagtudományi és Technológiai Tanszékének, valamint az MTA Bolyai János Kutatási Ösztöndíjának (BO/00047/21/6).

## IRODALMI HIVATKOZÁSOK

- [1] 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.
- [2] 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. Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery, 142, 2875-2883, 2022.
- [3] 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.
- [4] J. F. Archard, W. Hirst. *The wear of metals under unlubricated conditions*. Proceedings of the Royal Society A, 236, 397-410, 1956.
- [5] 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. J. F.
- [6] 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.
- [7] G. Fekete, D. Sun, Y. Gu, P. D. Neis, N. F. Ferreira, B. Innocenti, B. M. Csizmadia. *Tibiofemoral wear in standard and non-standard squat: Implication for total knee arthroplasty*. Muscle, Ligaments and Joints Journal, 7, 520-528, 2017.
- [8] 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.
- [9] 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.
- [10] B. Innocenti, G. Fekete, S. Pianigiani. *Biomechanical Analysis of Augments in Revision Total Knee Arthroplasty*. Journal of Biomedical Engineering, 140, 111006, 2018.
- [11] M. B. Collier, C. A. Engh, K. M. Hatten, S. T. Ginn, T. M. Sheils, G. Engh. *Radiographic assessment of the thickness lost from polyethylene tibial inserts that had been sterilized differently*. The Journal of Bone and Joint Surgery, American Volume, 90, 1543-52, 2008.
- [12] G. Fekete. *Computational study on lateral and medial wear characterization in knee implants by a multibody dynamic system*. Acta Mechanica, 232, 1075-1086, 2021.
- [13] 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.
- [14] 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.
- [15] International Organization for Standardization, implants for surgery – wear of total knee-joint prostheses: ISO-14243-1, 2009.
- [16] 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.
- [17] 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.
- [18] 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.
- [19] 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.
- [20] 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.
- [21] 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.