

## MECHANIKAI MODELL A TIBIO-FEMORÁLIS KAPCSOLAT SORÁN FEL- LÉPŐ KOPÁS MEGHATÁROZÁSÁRA TÉRDIMPLANTÁTUMOKBAN

Fekete Gusztáv<sup>1</sup>, Bíró István<sup>2</sup>, M. Csizmadia Béla<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Eötvös Loránd Tudományegyetem, Informatikai Kar, Savaria Műszaki Intézet

<sup>2</sup> Szegedi Tudományegyetem, Mérnöki Kar, Műszaki Intézet

<sup>3</sup> Szent István Egyetem, Gépészmérnöki Kar, Mechanikai és Géptani Intézet

[fg@inf.elte.hu](mailto:fg@inf.elte.hu)

DOI: 10.17489/biohun/2017/1/06

### Absztrakt

A kopás olyan mechanikai faktor, amely az térdízületi implantátumok élettartamát legjelentősebben befolyásolja. Implantátumok esetében a kopás vizsgálatához különböző berendezésekkel (pin-on-disc, térd szimulátor) kísérleteket végeznek, amely kísérletekben több paraméter mellett, állandó csúszva-gördülési tényezőt alkalmaznak. Az utóbbi években megjelent cikkek alapján, több szerző cáfolja azt az állítást, hogy az állandó csúszva-gördülési tényező megfelelő lenne a modellezésnél. Ez a térdízület kapcsolódó geometriájának bonyolultságával indokolható, ami miatt a lokális kinematika is túl komplexé válik az ilyen egyszerű feltétel alkalmazhatóságához. Ebben a tanulmányban, a csúszva-gördülés változásának hatását kívánjuk bemutatni egy jól ismert mechanikai kopás modellen, az ún. Archard modellen. A modell által kimutathatóvá válik, hogy a kopás a korábbi eredményekkel ellentétben, 10% túlbecsült a 0 és 60 behajlítási fok közé eső tartományban, járás során, míg 65% alulbecsült a 0-120 behajlítási fok közé eső tartományban, guggolás során.

**Kulcsszavak:** kopás, térd, járás, guggolás, Archard modell, csúszva-gördülés

### Mechanical model for estimating wear in tibio-femoral connection in total knee replacements

#### Abstract

Wear is considered the main mechanical factor that limits the lifetime duration of total knee replacements (TKRs). Among several parameters during wear experiments, constant slide-roll ratio (S/R ratio) is frequently applied during pin-on-disc tests and knee simulators. However, several papers showed that the idea of constant S/R ratio is not a proper approach if TKR wear is modelled due to the complex geometry. In this study, the significant effect of S/R on wear is demonstrated by involving a flexion angle dependent S/R ratio into Archard's law during gait and squat motion. By including this new parameter, it is demonstrated that the earlier models with constant S/R ratio overestimated wear by approximately 10% from 0 to 60 degree of flexion angle during gait, while underestimated it by approximately 65% from 0 to 120 degree of flexion angle during squat.

**Keywords:** wear, knee, gait, squat, Archard's law, slide-roll

## Bevezetés

Annak ellenére, hogy a kutatók és protézisgyártó cégek közös munka árán megbízhatóbb és hatékonyabb implantátumokat hoznak létre, számos esetben történik meg a protézis tönkrementele. A főbb okok, ami miatt protéziscsere indokolt, az ízület elfertőződése, implantátum kilazulása, valamint az implantátumban megjelenő nem megengedhető szintű kopás. A kopás több okból is kialakulhat az ízületben. Egyrészt magának az ízületnek az inkongruenciája (egybevágóságának hiánya) miatt, vagy az ízület természetes instabilitásából eredően. A kopás maga, egymással többszörösen összefüggő paraméterekkel leírható jelenség, amelyet rendszerként kell kezelni és nem anyagjellemzőként.<sup>1</sup>

Fontosságát ki kell emelni, mivel ez az a mechanikai faktor, amely legnagyobb mértékben befolyásolja az implantátum élettartamát,<sup>2,3</sup> valamint mértéke erősen függ az ízületben lejátszódó lokális kinematikától.<sup>4-6</sup> A kopás kísérleti vizsgálata során több paramétert is megfigyelnek, ezek közül egy, a csúszva-gördülési tényező. Ennek a tényezőnek a nagyságát általában 0 és 40% között alkalmazzák pin-on-disc, ball-on-disc vagy térdszimulátoron végzett tribológiai tesztek során.<sup>7-10</sup> Ciklikus tesztek alatt ennek a tényezőnek a nagyságát mindig állandónak tekintik McGloughlin és Kavanagh,<sup>11</sup> valamint Hollman és m.társai<sup>12</sup> tanulmányai alapján. McGloughlin és Kavanagh<sup>11</sup> kutatásai alapján az állandó csúszva-gördülési tényező használata abban az esetben ajánlott, ha egyszerű geometriájú felületek közötti kapcsolatot tekintünk, mint például a pin-on-disc és ball-on-disc típusú tesztek. Itt egy gömbfelület csúszik és gördül egy lemez felületén, így a konstans csúszva-gördülés feltétele megfelelő kinematikai leírást biztosít. Több szerző közölt olyan eredményeket, ami szerint térdprotézisek esetében az állandó csúszva-gördülési

tényező megközelítése már nem elégséges,<sup>13,14</sup> mivel az összetett geometria miatt a kinematika a kapcsolódó felületek között is roppant bonyolulttá válik.

Laurent és mtsai<sup>15</sup> kutatásai is azt mutatták ki, hogy a kopási mechanizmus nagymértékben függ nemcsak a kapcsolódó felületek terhelésétől, de az érintkezéskor lejátszódó kinematikától is, amely magába foglalja a ciklikus többirányú mozgást és a csúszva-gördülési arányt is.

Egy változó nagyságú, behajlítási szögtől függő, a mozgás fajtáját is figyelembe vevő (járás, guggolás) csúszva-gördülési tényező már sokkal pontosabb megközelítést adna a térdimplantátumok felszínei között fellépő kopás-mechanizmus lefutásáról és annak nagyságáról. Emellett, az új paraméternek a hatása válasz is lehet arra kérdésre, hogy miért olyan számottevő az eltérés a számolt, és a tesztelt minták kopása alapján mért értékek között.<sup>16,17</sup>

Ennek a tanulmánynak az a célja, hogy egy új paraméter bevezetésével pontosabb leírást adjon a tibio-femorális kapcsolat során létrejövő kopás kialakulásáról. Az elemzéshez egy általánosan alkalmazott kopásmodellt használunk fel, az Archard modellt.<sup>18</sup> Ez a modell egyrészt magában foglalja a lokális kinetika hatását, vagyis a felületeket összeszorító erő modellezését, valamint az új paraméterrel, a változó csúszva-gördülési aránnyal kiegészítve egy pontosabb kinematikai hatást is az eredeti modellhez képest. Az Archard modellt egyszerűsége ellenére, széles körben használják a mértékadó irodalomban,<sup>19,20</sup> mivel összemérhető pontossággal becsüli a kopás nagyságát más bonyolultabb, például Turel és mtsai<sup>21</sup> vagy Abdelgaied és mtsai<sup>22</sup> modelljeivel szemben.

A tanulmányban kétfajta mozgást vizsgálunk meg, amelyek közül az egyik a járás. Ezt a

mozgásfajta az emberek naponta több ezer alkalommal végzik, így az új paraméter hatásának e mozgás során, jól láthatónak kell lennie az idő múlásával. A tanulmányban figyelembe vett másik mozgás a guggolás, ahol a legmagasabb érintkezési erők<sup>23</sup> és a legnagyobb csúszva-gördülési arány van jelen.<sup>13,14</sup> Ezenkívül a guggolás széles körben alkalmazható rehabilitációra és a combizmok sport- vagy orvosi okokból történő erősítésére.<sup>24, 25</sup>

A felsorolt okok miatt elengedhetetlen további információt szerezni arról, hogy a kopás hosszú távon hogyan befolyásolja ezt a fajta mozgást.

## Módszer

### Csúszva-gördülés modellezése

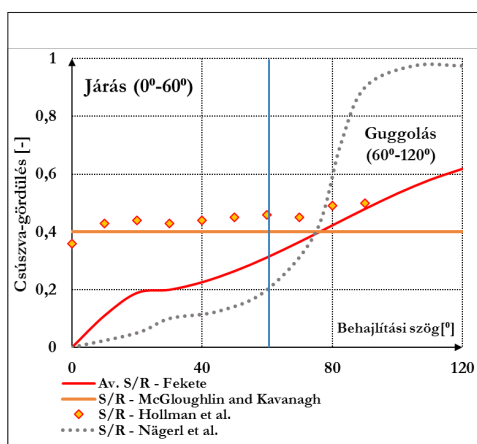
A csúszva-gördülési arányt Fekete<sup>14</sup> a következőképpen értelmezte:

$$S/R(t) = \frac{\Delta s_{tibia}(t) - \Delta s_{femur}(t)}{\Delta s_{tibia}(t)} \quad (1)$$

ahol

$$\Delta s_{femur}(t) = s_{femur}(t) - s_{femur}(t - \Delta t)$$

$$\Delta s_{tibia}(t) = s_{tibia}(t) - s_{tibia}(t - \Delta t)$$



1. ábra. Csúszva-gördülési függvények különböző szerzőktől

két időpillanat közötti legördülő, kapcsolódó ívhosszak nagysága. Az arány segítségével pontosan megállapítható a mozgás lefolyása. Ha az arány nulla, akkor tiszta gördülés áll fenn, ha pedig egy, akkor tisztán csúsznak a felületek egymáson. Amennyiben az érték nulla és egy közé esik, akkor a részleges csúszás és gördülés áll fenn. Például a 0.4-es arány azt jelenti, hogy 40% csúszásból és 60% gördülésből épül fel a mozgás. Ha az érték pozitív, akkor a femur csúszik meg a tibiához képest, amennyiben negatív, akkor ennek az ellentettje valósul meg. Fekete<sup>14</sup> 5 darab kísérleti és kereskedelmi forgalomban lévő térdprotézis alapján a következő csúszva-gördülési függvényt közölte a behajlítás függvényében:

$$\begin{aligned} S/R(\alpha) = & -5.16 \cdot 10^{-7} \cdot \alpha^3 + \\ & 1.235 \cdot 10^{-4} \cdot \alpha^2 - 4.113 \cdot 10^{-3} \cdot \alpha \\ & + 0.226 \pm SD = 0.136 \end{aligned} \quad (2)$$

Ezt a függvényt, mint átlagos csúszva-gördülési függvényt fogjuk a következőkben említeni. Feltételezzük, hogy a függvény alkalmazható, mind az extenzió, mind a flexió során.

### A kopás modellezése

Járás során a lendítési fázisban a láb behajlítás szöge elérheti a 65-67 fokot. Eddig a pontig bezárólag, a legtöbb korábbi szerző eredményei<sup>11,12</sup> egybevágóan egymással a csúszva-gördülési függvényt illetően.

Nägerl és mtsai,<sup>13</sup> valamint Fekete<sup>14</sup> alacsonyabb arányt állapított meg a 0 és 65-67 behajlítás szöghöz tartozó tartományban (1. ábra). Az állandónak feltételezett csúszva-gördülési arány valószínűsíthetően a sokrétű egyszerűsítések folytán terjedt el, amely egyszerűsítések magukba foglalják a kétdimenziós geometriai megközelítést, valamint a súrlódás elhanyagolását.<sup>11,12</sup> Nägerl és mtsai<sup>13</sup> használtak először háromdimenziós modellt a csúszva-gördülési arány meghatározásához,

míg a térbeli (3D) megközelítés mellett Fekete<sup>14</sup> a súrlódás hatását is figyelembe vette modelljében. Ezen modellek segítségével a szerzők kimutatták a csúszva-gördülési függvény nem-linearitását.

Mivel ez a függvény már ismertnek tekinthető, figyelembe kell venni a kopás számításában, mint új paramétert. A csúszva-gördülést a tibio-femorális kapcsolat között állapítottuk meg, így az ezen kapcsolat során fellépő elméleti kopást fogjuk számítani. A térdimplántátum femorális és tibiális részének érintkezés során fellépő pillanatnyi kopástérfogat nagyságát Archard modelljével számítjuk:<sup>18</sup>

$$dV = k \cdot F_N \cdot ds \quad (3)$$

ahol  $k$  az ún. fajlagos kopási tényező ( $\text{mm}^3/\text{Nm}$ ) amely egy anyagfüggő állandó,  $F_N$  az összeszorított felületek között fellépő erő (N),  $ds$  pedig a pillanatnyi csúszó ívhossz (m) amelyet felírhatunk a csúszósebesség (m/s) és az idő (s) szorzataként is.

$$dV = k \cdot F_N \cdot v_{\text{csúszás}}(t) \cdot dt \quad (4)$$

Fekete<sup>14</sup> tanulmánya alapján a csúszva-gördülést, ha pillanatnyi ívhosszak helyett pillanatnyi sebességekre értelmezzük, a következő összefüggés szerint is használhatjuk:

$$S/R(t) = \frac{v_{CTt}(t) - v_{CFt}(t)}{v_{CTt}(t)} \quad (5)$$

ahol  $v_{CTt}$  és  $v_{CFt}$  a kontaktpontban értelmezett tangenciális sebesség a tibiára ( $v_{CTt}$ ), illetve a femorra ( $v_{CFt}$ ) nézve. Ezen sebességek különbsége adja a csúszási sebességet ( $v_{CTt} - v_{CFt} = v_{\text{csúszás}}$ ). Ha ezt a kifejezést rendezzük a csúszási sebességre és visszahelyettesítjük a (4) egyenletbe:

$$dV = k \cdot F_N \cdot v_{CTt} \cdot S/R(t) \cdot dt \quad (6)$$

akkor megkapjuk a kiegészített Archard egyenletet, amelyben a csúszva-gördülés hatását is figyelembe vesszük. A paraméterek értékeit az irodalomból vettük <sup>7</sup> (1. táblázat).

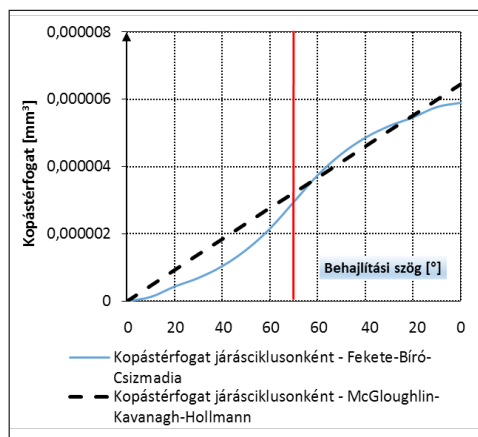
Paraméter	Érték	Mértékegység
$k$	1.3	$\text{mm}^3/\text{Nm}$
$F_N$	1000	N
$v_{CTt}$	30	$\text{mm/s}$
$t$	járás: 178 guggolás: 306	$\text{s}$

1. táblázat. A kiegészített Archard egyenlet paraméterei

A kontaktpontban értelmezett tangenciális sebességet a tibiára vonatkoztatva ( $v_{CTt}$ ) a tribológiai tesztek során a tárgyasztal ciklikus sebességeként értelmezve vesszük figyelembe az irodalomból.<sup>7</sup> Az idő értékeit Fekete<sup>14</sup> tanulmányából származtattuk, amelyek a guggolás szimulációja esetén adódtak, majd járáshoz ezen időtartamok felét feltételeztük. Ezekkel a paraméterekkel kétfajta kopástérfogatot fogunk számolni, mind a járás mind a guggolás során. Először a csúszva-gördülési tényezőt állandónak vesszük fel 0,4-es értékkel McGloughlin-Kavanagh<sup>11</sup> és Hollmann és mtsai<sup>12</sup> tanulmányai alapján, majd egy teljes járásciklusra (extenzió és flexió 70 fokig bezárólag) meghatározzuk a leváló kopott térfogatot.

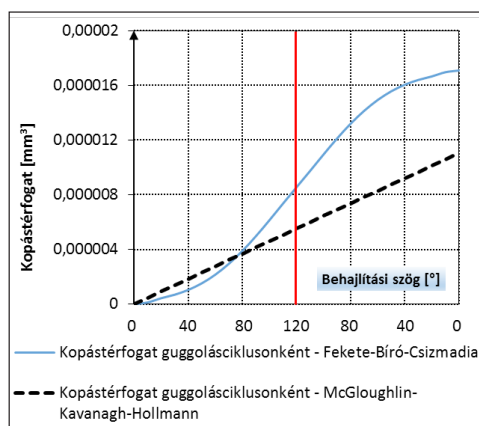
Másodjára, a csúszva-gördülési tényezőt a behajlítási szög függvénye alapján változónak értelmezzük Fekete<sup>14</sup> tanulmánya alapján, majd ismét egy teljes járásciklusra (extenzió és flexió 70 fokig bezárólag) meghatározzuk a leváló kopott térfogatot. Ugyanezeket a számításokat elvégezzük guggolás során is, ahol 120 fokos behajlításig történik a mozgás, majd onnan vissza nulla fokig. A Fekete<sup>14</sup> által meghatározott csúszva-gördülési függvényt átszámoltuk behajlítási szögtartományról időtartományra.

A kopástérfogat nagyságának alakulását járás esetén a 2. ábra szemlélteti, amelyet az Archard-egyenlet (6) ad meg.



2. ábra. A kopástérfogat alakulása egy járásciklus alatt

A teljes kopástérfogatot a ciklus során a függvény alatti terület meghatározásával kapjuk meg. Ez jelenti a flexió és az extenzió alatt felgyülemelő kopás nagyságát, vagyis egy behajlítási és kinyújtási ciklus alatt értelmezett kopástérfogat mennyiségét. Ezt a mennyiséget az Archard-függvénnyel tudjuk kiszámítani, ahol járás során a teljes ciklus 1,78 s-ig



3. ábra. A kopástérfogat alakulása egy guggolásciklus alatt

tart. McGloughlin-Kavanagh-Hollmann<sup>11,12</sup> alapján, ha a csúszva-gördülés állandó nagyságú, akkor a pillanatnyi kopásfüggvény lineárisan változik, míg az új modellben, változó csúszva-gördülés esetén, harmadfokú polinommal közelíthetjük:

$$dV_{MKH} = c \cdot t + d \quad (7)$$

illetve

$$dV_{FCS} = a \cdot t^3 + b \cdot t^2 + c \cdot t + d \quad (8)$$

A függvények együtthatóit a 2. táblázat tartalmazza.

Konstans (járás)	Fekete-Bíró-Csizmadia érték ( $10^{-8}$ )	M-K-H Érték ( $10^{-8}$ )
<i>a</i>	-244.6273	0
<i>b</i>	656.2626	0
<i>c</i>	-70.3422	360
<i>d</i>	7.81020	0

2. táblázat. A járás-kopás függvény együtthatói

A kopástérfogatot egy ciklusra a következőképpen értelmezzük:

$$V = \int_0^T dV \cdot dt = \int_0^T k \cdot F_N \cdot v_{CTt} \cdot S/R(t) \cdot dt \quad (9)$$

Ezek alapján Fekete-Bíró-Csizmadia szerint a teljes kopástérfogat:

$$V_{FCS} = \int_0^{1.78} dV_{F-CS} dt = 5.2 \cdot 10^{-6} \quad (10)$$

[mm<sup>3</sup>/ciklus]

Míg a teljes kopástérfogat McGloughlin-Kavanagh-Hollmann alapján:

$$V_{MKH} = \int_0^{1.78} dV_{MKH} dt = 5.7 \cdot 10^{-6} \quad (11)$$

[mm<sup>3</sup>/ciklus]

Guggolás során a teljes ciklus 120°-ig tart, majd onnan az extenzió során vissza nulla fokba. A kopástérfogat nagyságának alakulása guggolás esetén a 3. ábrán látható.

A számításhoz szükséges függvények együtthatói a 3. táblázatban találhatóak meg.

Konstans (guggolás)	Fekete-Bíró-Csizmadia érték ( $10^{-8}$ )	M-K-H Érték ( $10^{-8}$ )
<i>a</i>	-158.2968	0
<i>b</i>	727.7927	0
<i>c</i>	-202.2123	360
<i>d</i>	24.5527	0

3. táblázat. A guggolás-kopás függvény együtthatói

A teljes kopástérfogat Fekete-Bíró-Csizmadia alapján guggolás esetén:

$$V_{FCS} = \int_0^{3.06} dV_{F-CS} dt = 2.6 \cdot 10^{-5} \text{ [mm}^3/\text{ciklus]} \quad (12)$$

Míg a teljes kopástérfogat McGloughlin-Kavanagh-Hollmann alapján:

$$V_{MKH} = \int_0^{3.06} dV_{MKH} dt = 1.7 \cdot 10^{-5} \text{ [mm}^3/\text{ciklus]} \quad (13)$$

## Eredmények

Az integrálokból számított teljes kopástérfogatok alapján a 4. táblázatban foglaltuk össze az eredményeket és azok egymáshoz viszonyított százalékos különbségét.

Mozgás	Teljes kopás ( $\times 10^{-5} \text{ mm}^3/\text{ciklus}$ )	Különbség
Járás	$V_{F-Cs} = 0,52$	9%
	$V_{MKH} = 0,57$	
Guggolás	$V_{F-Cs} = 2,60$	65%
	$V_{MKH} = 1,70$	

4. táblázat. Összesített eredmények a kopás ciklusonkénti mértékéről

Egyértelműen látható, hogy a változó csúszva-gördülési arány figyelembevételével radikálisan nőtt a kopás mértéke is.

Ez az eredmény bizonyítja a korábbi sejtéseket, miszerint a 20-30°-os behajlítási szögnél még főleg gördülés van jelen a tibio-femorális kapcsolatban, majd a guggolási fázist elérve, 90° felett már a csúszás értéke a mérvadó,<sup>13,14</sup> ami természetesen a kopás erőteljes megjelenését vonja magával. Ez azzal magyarázható, hogy a nagymértékű csúszás miatt a felületen kialakuló nyírófeszültség hatására apró implantdarabok kezdenek leválni, amint lokálisan elérik a kritikus nyírószilárdságot.<sup>26</sup> Ha csak magát a járás közbeni kopást tekintjük, akkor a teljes ciklusra nézve mindössze 9%-os a különbség a két modell között, vagyis McGloughlin-Kavanagh<sup>11</sup> és Hollmann<sup>12</sup> konstans csúszva-gördülésből adódó eredményei nem esnek messze Fekete-Bíró-Csizmadia változó modelljéhez képest.

Ezzel szemben, ha a guggolást tekintjük, a helyzet radikálisan megváltozik. A guggolás teljes ciklusára nézve 65%-al magasabb kopástérfogatot becsülhetünk, ha figyelembe vesszük a változó, és a magasabb behajlítási szögekben nagyobb mértékű csúszást. Ennél is fontosabb információt nyerhetünk a kopás mechanizmusáról, ha a mozgást részenként vizsgáljuk.

Először tekintsük a kopást a járásra nézve, vagyis integráljuk az extenzió során 0-20, 20-40, 40-60 behajlítási szögek között, majd az extenzió és flexió szakaszhatárában 70 foknál, végül a flexió alatt 60-40, 40-20 és 20-0 szakaszok között (4. ábra).

Ily módon képet alkothatunk a kopás geometriához kapcsolódó részleteiről. Látható, hogy a kopás, ha konstans csúszva-gördülést alkalmazunk, mindig valamivel nagyobb az alacsony behajlítási szöghöz tartozó régióban, mint ha a változó csúszva-gördülést vennénk figyelembe.

Részletekre bontás után is megállapítható, hogy nincs számottevő különbség, ha járás esetében állandó csúszva-gördülést feltételezünk.

Guggolás során már más irányt vesz a kopás mértéke. Amint elhagyjuk a 60-70°-os behajlítási szöveget, úgy a csúszva-gördülési arány Nägerl és mtsai<sup>13</sup> szerint igen meredeken, Fekete<sup>14</sup> szerint mérsékeltebben, de jóval túllép a 0,4-es határon, ami miatt a kopástérfogat mértéke is jelentősen megnő (5. ábra).

A 80-120°-os behajlítási szögben, extenzió során, már a számított értékek 27%-al magasabbak a változó csúszva-gördülési arány figyelembevételével. Ezt a különbséget a magas behajlítási szögeknél megállapított nagymértékű csúszások okozzák.

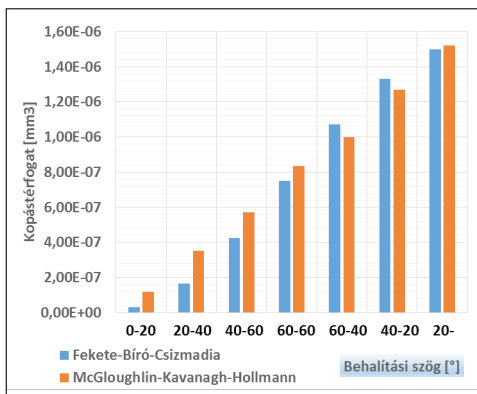
Ahogy a flexió során a térd a teljesen behajlított állapotából (120°) megindul visszafelé, az összeadó elméleti kopástérfogatok differenciája a két modell között, részenként eléri a 78%-ot, míg az egész mozgásciklusra nézve az átlagos különbség a 4. táblázatban közölt 65% körüli érték. Megállapítható, hogy magas behajlítási szögek esetében az állandó, 0,4 értékű csúszva-gördülési arány jócskán alulbecsli a kopástérfogat várható értékét. Az eredményekből az is megállapítható, hogy a Fekete-Bíró-

Csizmadia modell alapján a kopástérfogat 80%-a, a guggolás flexió fázisának 120°-ból való visszahajlítása során jelenik meg. Ebben a fázisban a fokozatos visszahajlás során átlagban 75%-al nagyobb az elméleti kopástérfogat nagysága a McGloughlin-Kavanagh-Hollmann<sup>11,12</sup> eredményeivel számolt modellhez képest.

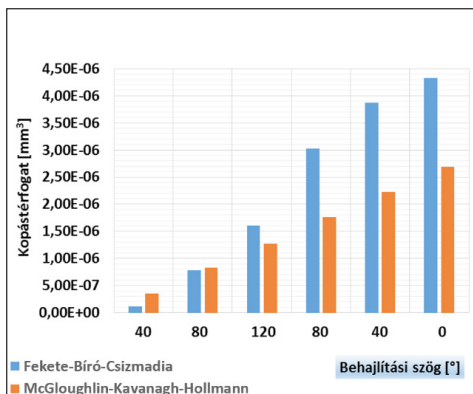
### Következtetések, további lehetőségek

A tanulmányban sikerült bizonyítani a változó nagyságú csúszva-gördülési arány jelenségének kopásra gyakorolt hatását. Sikerült kimutatni, hogy mind járás, mind guggolás során, alacsony behajlítási szögeknél az állandónak tekintett csúszva-gördüléssel 10% alatti különbség állapítható meg a két modell között. Magasabb behajlítási szögeknél, ahol a csúszás dominánsá válik, az elméleti kopástérfogat eltérése 78%-os is lehet, amely a változó csúszva-gördülési arány alkalmazását indokolja.

Természetesen a modell alkalmazhatósági határait és egyszerűsítéseit is meg kell említeni. A bemutatott matematikai modellben az érintkező felületek között fellépő normálerőt, az ún. tibio-femorális összeszorító erőt ( $F_{if}$ ), állandónak tételeztük fel, ahogy az eredeti modellben is megfogalmazták. Ellenben ez



4. ábra. A kopás szegmensenkénti növekménye járás során



5. ábra. A kopás szegmensenkénti növekménye guggolás során

az erő a behajlítás során, a behajlítás szögének függvényében változik, amit a későbbiekben beépítünk az itt bemutatott modellbe. További lépésként, az összeszorító erőnek célszerű

lenne a súrlódásból ébredő tangenciális komponensét figyelembe venni, első közelítésként, egy egyszerű Coulomb-törvényen alapuló kapcsolattal.

## IRODALOM

1. *Karlhuber M.* Development of a method for the analysis of the wear of retrieved polyethylene components of total knee arthroplasty. Thesis, Technical University of Hamburg, Germany, 1995.
2. *Kurtz SM, editor.* UHMWPE Biomaterials handbook. San Diego: Elsevier; 2009.
3. *O'Brien S, Luo Y, Wu C, Petrák M, Bohm E, Brandt JM.* Computational development of polyethylene wear model for the articular backside surfaces in modular total knee replacements. *Tribology International* 2013;59:284-91.
4. *Wimmer MA, Andriacchi TP, Natarajan RN, Loos J, Karlhuber M, Petermann J, Schneider E, Rosenberg AG.* A striated pattern of wear in ultrahigh-molecular-weight polyethylene components of Miller-Galante total knee arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty* 1998;13:8-16.
5. *Wimmer MA, Andriacchi TP.* Tractive forces during rolling motion of the knee: Implications for wear in total knee replacement. *Journal of Biomechanics* 1997;30:131-7.
6. *Renner G, Andrónyi K.* Measuring motion and shape in biomechanics. 18th IFAC World Congress; 2011 Aug 28-Sept 2, Milan, Italy. Volume 17: 13855-61.
7. *Patten EW, Van Citters D, Ries MD, Pruitt LA.* Wear of UHMWPE from sliding, rolling, and rotation in a multidirectional tribo-system. *Wear* 2013;304:60-6.
8. *Patten EW, Van Citters D, Ries MD, Pruitt LA.* Quantifying cross-shear under translation, rolling, and rotation, and its effect on UHMWPE wear. *Wear* 2014;313:125-34.
9. *Lopez-Cervantes A, Dominguez-Lopez I, Barcinas-Sanchez JDO, Garcia-Garcia AL.* Effects of surface texturing on the performance of biocompatible UHMWPE as a bearing material during in vitro lubricated sliding/rolling motion. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 2013;20:45-53.
10. *Rawal BR, Yadav A, Pare V.* Life estimation of knee joint prosthesis by combined effect of fatigue and wear. *Procedia Technology* 2016;23:60-7.
11. *McGloughlin T, Kavanagh A.* The influence of slip ratios in contemporary TKR on the wear of ultra-high molecular weight polyethylene (UHMWPE): An experimental view. *Journal of Biomechanics* 1998;31:8.
12. *Hollman JH, Deusinger RH, Van Dillen LR, Matawa MJ.* Knee joint movements in subjects without knee pathology and subjects with injured anterior cruciate ligaments. *Physical Therapy* 2002;82:960-72.
13. *Nägerl H, Frosch KH, Wachowski MM, Dumont C, Abicht C, Adam P, Kubein-Meesenburg D.* A novel total knee replacement by rolling articulating surfaces. In vivo functional measurements and tests. *Acta of Bioengineering and Biomechanics* 2008;10:55-60.
14. *G. Fekete.* Fundamental questions on the patello- and tibiofemoral knee joint: Modelling methods related to patello- and tibiofemoral kinetics and sliding-rolling ratio under squat movement. Saarbrücken: Scholar's Press; 2013. p. 1-254.
15. *Laurent MP, Johnson TS, Yao JQ, Blanchard CR, Crowninshield RD.* In vitro lateral versus medial wear of knee prosthesis. *Wear* 2003;255:1101-6.
16. *Blunn GW, Lilley AP, Walker PS.* Variability of the wear of ultra high molecular weight polyethylene in simulated TKR. *Transactions of the Orthopaedic Research Society* 1994;40:177.
17. *Davidson JA, Mishra AK, Poggie RA, Werr JJ.* Sliding friction and UHMWPE wear comparison between cobalt alloy and zirconia surfaces. *Transactions of the Orthopaedic Research Society* 1992;38:404.



18. Archard JF, Hirst W. The wear of metals under unlubricated conditions. Proceedings of the Royal Society A 1956;236:397–410.
19. Pal S, Haider H, Laz PJ, Knight LA, Rullkoetter PJ. Probabilistic computational modeling of total knee replacement wear. Wear 2008;264:701-7.
20. O'Brien ST, Bohm ER, Petrák MJ, Wyss UP, Brandt JM. An energy dissipation and cross shear time dependent computational wear model for the analysis of polyethylene wear in total knee replacements. Journal of Biomechanics 2014;47:1127-33.
21. Turell M, Wang A, Bellare A. Quantification of the effect of cross-path motion on the wear rate of ultra-high molecular weight polyethylene. Wear 2003;255:1034–39.
22. Abdelgaied A, Liu F, Brockett C, Jennings L, Fisher J, Jin Z. Computational wear prediction of artificial knee joints based on a new wear law and formulation. Journal of Biomechanics 2011;44:1108–16.
23. Fekete G, Csizmadia BM, Wahab MA, De Baets P, Vanegas-Useche LV, Bíró I. Patellofemoral model of the knee joint under non-standard squatting. Dyna Colombia 2014;81:60-7.
24. Slater LV, Hart JM. Muscle activation patterns during different squat techniques. Journal of Strength and Conditioning Research 2017;31:667-76.
25. Slater LV, Hart JM. The influence of knee alignment on lower extremity kinetics during squats. Journal of Electromyography and Kinesiology 2016;31:96-103.
26. Blunn GW, Walker PS, Joshi A, Hardinge K. The dominance of cyclic sliding in producing wear in total knee replacements. Clinical Orthopaedics and Related Research 1991;273:253-60.

*A cikket a szerzők Prof. Dr. Krakovits Gábor életének és munkásságának emlékére szánják.*

*Továbbá köszönetet mondunk az Eötvös Loránd Tudományegyetem, a Szegedi Tudományegyetem és a Szent István Egyetem támogatásának a cikk létrehozásához.*

*A közlemény az Emberi Erőforrások Minisztériuma ÚNKP-17-4 kódszámú Új Nemzeti Kiválóság Programjának támogatásával készült.*

**Fekete Gusztáv**

Eötvös Loránd Tudományegyetem, Informatikai Kar, Savaria Műszaki Intézet

H-9700 Szombathely, Károlyi Gáspár tér 4.

Tel.: (+36) 70 405-2082