

# Térdimplantátumok kopásának modellezése

## Wear Modelling of Total Knee Replacements

Fekete Gusztáv,<sup>1</sup> Tej Singh,<sup>2</sup> Jánosi Endre<sup>3</sup>

*Eötvös Loránd Tudományegyetem, Informatikai Kar, Savaria Műszaki Intézet, Szombathely, Magyarország*

<sup>1</sup>fg@inf.elte.hu <sup>2</sup>sht@inf.elte.hu <sup>3</sup>je@inf.elte.hu

### Abstract

Beside prosthesis loosening, wear is the mechanical factor that most significantly influences the lifetime of total knee replacements (TKRs), which can only be described by a number of interrelated parameters. The examination of the wear occurring in TKRs is mostly carried out as a combination of experiments and mathematical modeling. The experiment can provide the real magnitude of wear, while the model is intended to mathematically describe the relationship between wear and the wear-inducing parameters. On the one hand, this study focuses on the mathematical description of wear as a natural-technical phenomenon, presenting the most important analytical and numerical models, while also providing an open view on exciting questions that still await answers.

**Keywords:** wear, knee joint, prosthesis, Archard wear model.

### Összefoglalás

A protéziskilazulást követően a kopás a térdízületi implantátumok élettartamát legjelentősebben befolyásoló mechanikai faktor, amelyet csupán számos, egymással összefüggő paraméterrel lehet leírni. Implantátumok kapcsolatakor létrejövő kopás vizsgálatát célszerűen kísérletekkel és matematikai modellezéssel végzik, ahol a kísérlet kimutathatja a valóságos kopás nagyságát, míg a modell a paraméterek és a kopás közötti kapcsolatot hivatott matematikailag leírni. E tanulmány egyrészt a kopás mint természeti-műszaki jelenség matematikai leírására helyezi a hangsúlyt, bemutatva a legfontosabb analitikus és numerikus modelleket, másrészt olyan nyitott, izgalmas kérdéseket ismertet, amelyek még válaszra várnak.

**Kulcsszavak:** kopás, térdízület, protézis, Archard-modell.

### 1. Bevezetés

Annak ellenére, hogy a kutatók és protézisgyártó cégek közös munka árán megbízhatóbb és hatékonyabb implantátumokat hoznak létre, számos esetben megy tönkre a protézis. A főbb okok, amelyek miatt protéziscsere indokolt, az ízület elfertőződése, az 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 csupán egy anyagjellemzőként [1].

Fontosságát ki kell emelni, mivel ez az a mechanikai faktor, amely legnagyobb mértékben befolyásolja az implantátum élettartamát [2, 3], valamint mértéke erősen függ az ízületben lejátszódó lokális kinematikától [4, 5].

A kopást direkt módon számos paraméter befolyásolja. Ezek közül a legfontosabbak a súrlódási út hossza, a terhelés és a relatív kopási tényező.

A kopást mint jelenséget komplex módon, kísérletekkel és matematikai modellek kombinációjával a legcélszerűbb vizsgálni. Fontos megemlíteni a kísérletekhez tartozóan, hogy vannak olyan paraméterek, amik a mérések során szerepelnek, mint az állítható paraméterek, azonban a mate-

matikai modellek nem veszik őket figyelembe.

Ilyen például a csúszva-gördülési tényező (S/R), amely egy 0 és 1 között változó érték. Ha értéke 0, akkor tisztán gördül a két felület egymáson, ha 1, akkor tisztán csúszik. A kettő között pedig a csúszás és gördülés egyenesen jelenik meg.

Ennek a tényezőnek a nagyságát általában 0 és 40% között alkalmazzák pin-on-disc, ball-on-disc vagy térdszimulátoron végzett tribológiai tesztek során [6, 7], mivel a korábbi elméleti modellek eredményei ezt sejtették [8, 9].

Ezen munkák eredményei egyszerű geometriájú kapcsolatok esetén, mint például a pin-on-disc és ball-on-disc típusú tesztek, jól alkalmazható, mivel itt egy sima lapos felület (pin) vagy egy gömbfelület (ball) csúszik és gördül egy lemez felületén, így a konstans csúszva-gördülés feltétele megfelelő kinematikai leírást biztosít.

Azonban ez a feltétel már nem áll fenn, ha a geometria összetett. A témához kapcsolódó legfrissebb eredmények azt mutatják, hogy térdprotézisekre nem alkalmazható az állandó csúszva-gördülési tényező [10, 11], mivel az összetett geometria a lokális mozgásokat is roppant kaotikussá teszi.

Egy másik, különösen fontos paraméter, amelyet mindenképpen ki kell emelni, az ún. keresztirányú nyírási tényező (cross-shear ratio, röviden CSR). Ez a paraméter az ultranagy molekuláris súlyú polietilének (UHMWPE) protézisekben való alkalmazásánál jelent meg, mivel egy speciális „mozgásfüggő” tulajdonsággal bír. A tibiális részt a térdprotéziseknél UHMWPE-ből hozzák létre, míg a femorális részt rozsdamentes acélból. Amikor a femorális és a tibiális rész kapcsolatba kerül egymással, akkor a csúszás hatására a polietilén molekuláinak orientációja, irányultsága megváltozik, és a csúszás iránya felé rendeződik. A molekulák ilyenfajta rendeződése felületi keményedést okoz, ami miatt ebben a kiténtetett irányban az anyag kopási ellenállása megnő.

Azonban míg az egyik irányban az anyag kopási ellenállása megnő, a rá merőleges irányban erősen lecsökken. Ezt az arányt fejezi ki a keresztirányú nyírási tényező, ami az irodalomban gyakran a relatív kopási tényezővel van függvénykapcsolatban [12].

Ennek a tanulmánynak a célja, hogy betekintést nyújtson a protézisek kopásának matematikai modellezésébe. A cikkben áttekintjük az irodalomban leggyakrabban alkalmazott modelleket, valamint egy már alkalmazásban lévő modell létrehozásának leírását.

## 2. Modellek

A legtöbb szerző egy általánosan alkalmazott kopásmodellből indul ki vizsgálódásai kezdetén. Ez az ún. Archard-modell [13].

$$dW = k \cdot F_N \cdot ds, \quad (1)$$

ahol a  $k$  az ún. fajlagos kopási tényező ( $\text{mm}^3/\text{Nm}$ ), amely egy anyagtól függő állandó,  $F_N$  az összeszorított felületek között fellépő erő,  $ds$  pedig a pillanatnyi csúszó ívhossz.

Az Archard-modellt egyszerűsége ellenére továbbra is széles körben használják a mértékadó irodalomban mint kiinduló modellt.

Természetesen ezen formájában még csak távoli becslést képes adni, emiatt a szerzők további paraméterekkel egészítik ki a modellt, mint pl. a korábban említett keresztnyírási tényező, csúszva-gördülési tényező vagy súrlódási tényező. Megjegyzendő, hogy egyes szerzők, terhelés gyanánt nem koncentrált erőt ( $F$ ) definiáltak a modelljükben, hanem felületi nyomást ( $p$ ).

Az 1. táblázatban összefoglaltuk az utóbbi idők leggyakrabban alkalmazott és hivatkozott kopásmodelljeit, amelyeket protézisek kapcsolatakor használtak.

### 1. táblázat. Kopásmodellek

Modell	$p/F$	$s$	CSR	S/R	$\mu$
Archard [13]	$P$	o	x	x	x
Hussin [14]	$P$	o	x	x	x
Innocenti [15]	$P$	o	x	x	o
Turell [16]	$p$	o	o	x	o
O'Brien [17]	$p$	o	o	x	o
Abdelgaied [18]	$F$	o	o	x	o
Fekete [19]	$F$	o	x	o	o

A táblázatban összegyűjtve láthatjuk, hogy a szerzők többsége nem minden paramétert vett figyelembe (x), hanem a legjobb esetben három paraméterrel egészítette ki a modelljét az eredeti Archard-egyenlethez képest.

A következő részben bemutatjuk egy módját, hogy miként lehet bővíteni, továbbfejleszteni egy alapmodellt.

## 3. Modellalkotás

### 3.1. Analitikus modell létrehozása

Első lépésként kezdjük a csúszva-gördülési tényező figyelembevételét a kopási egyenletben. A pillanatnyi csúszási ívhosszat fel lehet írni a csúszási sebesség és az idő szorzataként is.

$$ds = v_{csúszás}(t) \cdot dt \quad (2)$$

Korábbi tanulmányunk [20] alapján a csúszva-gördülést, ha pillanatnyi ívhosszak helyett pillanatnyi sebességekre értelmezzük, a következő összefüggés szerint is használhatjuk:

$$S/R(t) = \frac{v_{CTt}(t) - v_{CFt}(t)}{v_{CTt}(t)}, \quad (3)$$

ahol  $v_{CTt}$  és  $v_{CFt}$  a kontaktpontban értelmezett tangenciális sebesség a tibiára, illetve a femorra nézve. Ezen sebességek különbsége adja a csúszási sebességet ( $v_{CTt} - v_{CFt} = v_{csúszás}$ ). Ha ezt a kifejezést rendezzük a csúszási sebességre, és visszahelyettesítjük az (1) egyenletbe:

$$dW = k \cdot F_N \cdot v_{CTt} \cdot S/R(t) \cdot dt, \quad (4)$$

akkor megkapjuk a kiegészített Archard-egyenletet, amelyben a csúszva-gördülés hatását is figyelembe vesszük.

Vegyük most figyelembe a súrlódási tényező hatását is a következőképpen. A femorális és tibiális felületek közötti kopási mechanizmusát abrazív felületkezelés során a keményebb fém femorális része belevájódik a lágyabb polietilén felszínbe (1. ábra).

Abrazív kopás esetén a súrlódó erőkomponens olyan nagyságú nyírófeszültséget okoz a felületen, amely miatt apró darabok válnak le a felületről. Emiatt a kényszererő súrlódási komponense az, amit figyelembe kell venni a kopási egyenletnél. Ezt a komponenst az egyszerű Coulomb-törvény segítségével közelíthetjük:

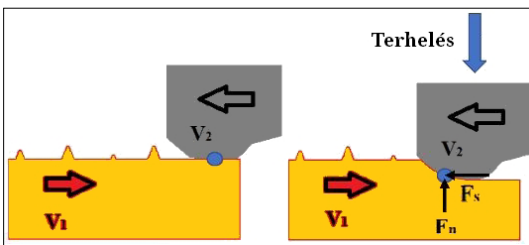
$$F_s = \mu_k \cdot F_N, \quad (5)$$

amit ha visszahelyettesítünk a (4) egyenletbe, a következő összefüggést kapjuk:

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

Ezáltal létrehoztunk egy olyan modellt, amely rendelkezik a kopást legerősebben befolyásoló tényezőkkel, kivéve a keresztirányú nyírási tényezőt.

Ezt a tényezőt is figyelembe kívánjuk venni a jövőben egy következő modellezési lépésként.



1. ábra. Abrazív kopás ábrázolása

### 3.1. Numerikus modell létrehozása

Ahhoz, hogy egy térdprotézis két oldalán (laterális és mediális) meghatározhassuk a kopás alakulását, szükséges figyelembe venni a geometriát is. Ezt analitikus módon roppant nehéz kezelni, mivel meg kell határozni a femorális és tibiális rész kapcsolata között fellépő összeszorító erő függvényét a protézis mozgása során.

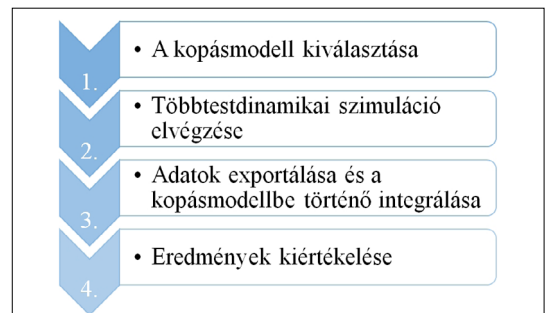
Ezen nehézség miatt célszerű létrehozni egy többtestdinamikai rendszert, és egy célszoftver segítségével meghatározni a szóban forgó erőket. Ezt a következő lépésekben lehet elvégezni (2. ábra).

Első lépésként kiválasztjuk a kopásmodellt, amely jelen esetben a (6)-os egyenlet lesz. Ez egy lineáris, elsőrendű, közönséges differenciálegyenlet. Az egyenlet megoldásához, vagyis a kopástérfigat számításához szükségünk van a többtestdinamikai szimulációkból a meghatározott összeszorító erőre a tibia laterális és mediális oldalán.

Vizsgálódásainkhoz három különböző protézisgeometriát használtunk, amelyeknél cél volt egyrészt megállapítani a kopás nagyságát a protézisek tibiális részén, másrészt osztályozni, hogy melyik protézis esetén magasabb a tönkremenetel esélye (3. ábra).

A protézisgeometriákat felhasználva létrehoztunk a többtestdinamikai modelleket az MSC ADAMS-ben (4. ábra).

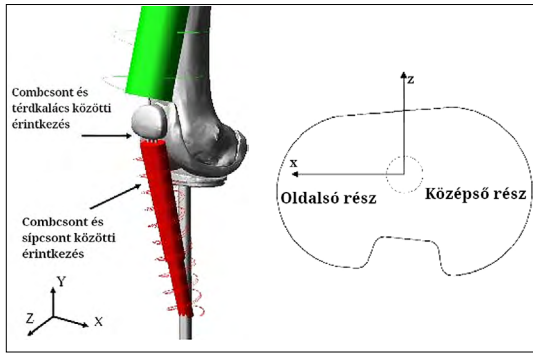
A peremfeltételeket minden modellre azonosan alkalmaztuk.



2. ábra. A kopás számítási algoritmus



3. ábra. A protézisgeometriák



4. ábra. A többtestdinamikai modell

A szimuláció elindítása után a tibiális rész laterális és mediális oldala érintkezik a femorális rész felületével. Az MSC.ADAMS egyidejűleg tárolja az érintkezési pontokat és erőket a későbbi kiértékelés céljából.

A kapott helyvektorok lehetővé teszik a laterális és a mediális oldalak, valamint az érintkezési erők elhelyezkedésének megkülönböztetését a felületeken.

Ezek az erőfüggvények, az idő függvényében, bemenetként szolgálnak a (6)-os egyenlethez, amelynek a számítását a következőképpen végeztük el:

$$dW_{lat.} = k \cdot \mu_k \cdot F_{cn,lat.}(t) \cdot v_{CTt}(t) \cdot S/R(t) \cdot dt \quad (7)$$

$$dW_{med} = k \cdot \mu_k \cdot F_{cn,med}(t) \cdot v_{CTt}(t) \cdot S/R(t) \cdot dt, \quad (8)$$

ahol az  $F_{cn,med}$  és  $F_{cn,lat}$  a szimulációkból kapott erők. A kopásfüggvények létrehozása után az időt mint változót felcseréltük a behajlítási szögre ( $\alpha$ ).

#### 4. Eredmények

Az eredmények kiértékeléséhez létrehozunk olyan paramétereket, amelyekkel a kopás nem csak számszerűsíthető, hanem mélyebb betekintést nyújt a kopás térdre gyakorolt fiziológiai hatásába.

A laterális és mediális oldali kopás mellett bevezettünk egy új mennyiséget, az ún. teljes kopás nagyságát:

$$TW(\alpha) = (W_{med.}(\alpha) + W_{lat.}(\alpha)) \quad (9)$$

továbbá a relatív laterális és mediális kopás nagyságát:

$$RW_{lat.}(\alpha) = \frac{W_{lat.}(\alpha)}{TW(\alpha)} \cdot 100 \quad (10)$$

$$RW_{med.}(\alpha) = \frac{W_{med.}(\alpha)}{TW(\alpha)} \cdot 100 \quad (11)$$

Ezeknek a mennyiségeknek a felhasználásával lehet kifejezni a kopási egyensúlytalanságot (wear imbalance):

$$WIB(\alpha) = RW_{medial}(\alpha) - RW_{lateral}(\alpha) \quad (12)$$

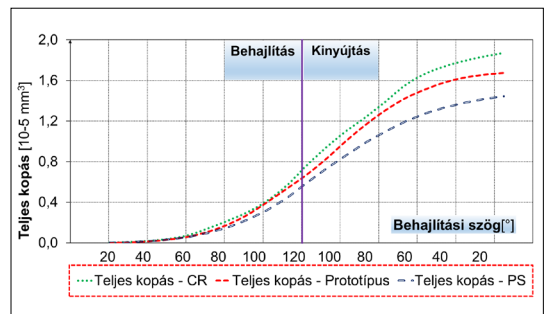
A kopási egyensúlytalanság százalékban mutatja meg, hogy mennyivel tér el a mediális oldali kopás a laterális oldali kopáshoz képest. Ez azt is jelenti, hogy ha egy protézis egyenletlen mediális terhelésnek (és kopásnak) van kitéve, akkor a fent említett protézis tibiális felületén egy úgynevezett öblösödés vagy vályúsodási (hollowing) mechanizmus indulhat el.

Hosszú távon az öblösödés vagy vályúsodás odáig vezethet, hogy a protézis fiziológiás tibio-femorális tengelye megbillen, és ez a kóros dőlés egy kopást indukáló tényezővé válik [21].

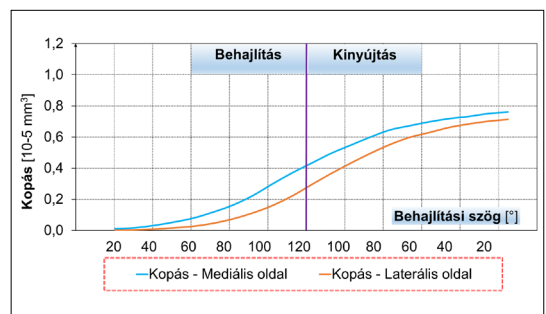
A bevezetett kopási tényezők után tekintsük át az eredményeket. Először meghatároztuk a teljes kopás nagyságát az összes protézisre vonatkozóan (5. ábra):

Majd külön-külön is meghatároztuk a laterális és mediális kopások nagyságát mindegyik protézisre (6., 7. és 8. ábra).

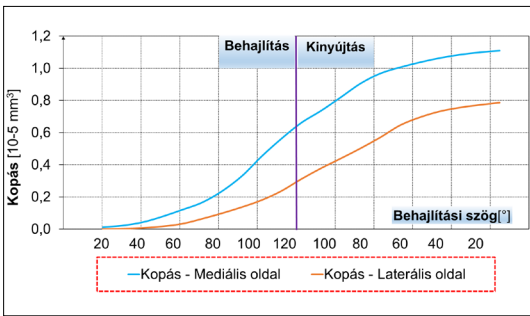
Végül, de nem utolsósorban ezen eredmények felhasználásával létrehoztuk a legfontosabb eredményt: a kopási egyensúlytalanság függvényét (9. ábra):



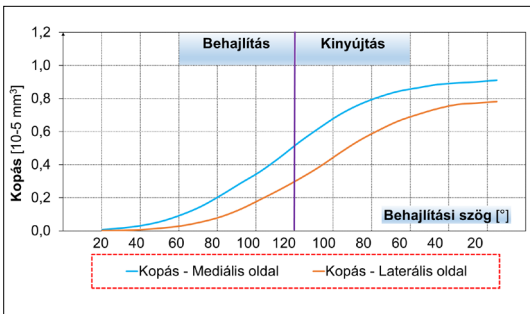
5. ábra. A teljes kopás nagysága



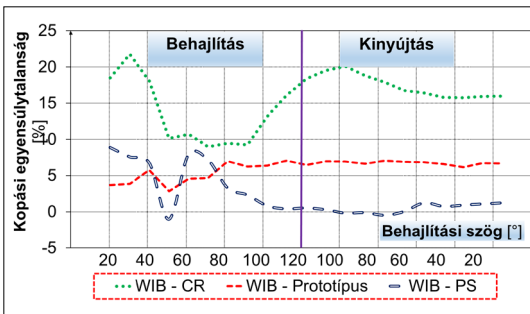
6. ábra. Laterális és mediális kopás (PS)



7. ábra. Laterális és mediális kopás (CR)



8. ábra. Laterális és mediális kopás (Prototípus)



9. ábra. Kopási egyensúlytalanság függvénye

#### 4. Következtetések

A kopási eredmények egyértelműen rámutattak arra, hogy a PS (6. ábra) protézis esetén volt a legalacsonyabb mind a teljes kopás, mind a kopási egyensúlytalanság nagysága (átlagosan körülbelül 2,3%). Az eredmények alapján kijelenthető, hogy a PS protézis esetén csekély eséllyel alakulhat ki öblösödés és abból következően tönkremenetel.

A CR típusú protézis esetén (7. ábra) a protézis ~23%-kal nagyobb kopást (TW) mutatott a PS típusúhoz képest. Ami még kevésbé kedvező, hogy az átlagos kopási egyensúlytalanság ~15,6% volt, ami a mediális oldalon súlyos kopáshoz és esetleges idő előtti tönkremenetelhez vezethet.

A vizsgálatokba bevontuk a néhai Krakovits Gábor professzor által tervezett prototípust is (7. ábra), amely a következő eredményeket hozta: ez a specifikus protézis mindössze 13,7%-kal több kopást produkált a referencia PS-hez képest, míg az átlagos kopási egyensúlytalanság mindössze 5,9% volt.

Fontos megjegyezni, hogy az ideális, kiegyensúlyozott kopáshoz a százalékos eltérés nem lenne szabad, hogy meghaladja mérnöki gyakorlatban általánosan elfogadott 5%-ot!

Mint látható, csak a PS protézis, illetve a prototípus protézis tudott ezen a határon belül vagy annak közelében elhelyezkedni.

Az eredmények alapján elmondható, hogy a CR típusú protézis geometriáját módosítani kell annak érdekében, hogy a mediális oldalán megengedtnél nagyobb kopás ne alakulhasson ki, amely idő előtti tönkremenetelhez vezethet.

#### Köszönetnyilvánítás

A tanulmány az Innovációs és Technológiai Minisztérium ÚNKP-21-5 Új Nemzeti Kiválósági Programja a Nemzeti Kutatási, Fejlesztési és Innovációs Alap forrásaiból és az MTA Bolyai János Kutatási Ösztöndíjából (BO/00047/21/6) valósult meg.

#### Szakirodalmi hivatkozások

- [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 S. M.: *UHMWPE Biomaterials handbook*. San Diego: Elsevier; 2009.
- [3] O'Brien S., Luo Y., Wu C., Petrak M., Bohm E., Brandt J. M.: *Computational development of polyethylene wear model for the articular backside surfaces in modular total knee replacements*. Tribology International, 59. (2013). 284–91. <https://doi.org/10.1016/j.triboint.2012.03.020>
- [4] Wimmer M. A., Andriacchi T. P.: *Tractive forces during rolling motion of the knee: Implications for wear in total knee replacement*. Journal of Biomechanics, 30. (1997) 131–137. [https://doi.org/10.1016/s0021-9290\(96\)00112-1](https://doi.org/10.1016/s0021-9290(96)00112-1)
- [5] Wimmer M. A., Andriacchi T. P., Natarajan R. N., Loos J., Karlhuber M., Petermann J., Schneider E., Rosenberg A. G.: *A striated pattern of wear in ultrahigh-molecular-weight polyethylene components of Miller-Galante total knee arthroplasty*. The Journal of Arthroplasty, 13. (1998) 8–16. [https://doi.org/10.1016/s0883-5403\(98\)90069-9](https://doi.org/10.1016/s0883-5403(98)90069-9)
- [6] Patten E. W., Van Citters D., Ries M. D., Pruitt L. A.: *Wear of UHMWPE from sliding, rolling, and rotation in a multidirectional tribo-system*. Wear, 304. (2013) 60–66. <https://doi.org/10.1016/j.wear.2013.04.017>



- [7] Patten E. W., Van Citters D., Ries M. D., Pruitt L. A.: *Quantifying cross-shear under translation, rolling, and rotation, and its effect on UHMWPE wear*. *Wear*, 313. (2014) 125–134.  
<https://doi.org/10.1016/j.wear.2014.03.001>
- [8] 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*, 31. (1998) 8.  
[https://doi.org/10.1016/s0021-9290\(98\)80015-8](https://doi.org/10.1016/s0021-9290(98)80015-8)
- [9] Hollman J. H., Deusinger R. H., Van Dillen L. R., Matava M. J.: *Knee joint movements in subjects without knee pathology and subjects with injured anterior cruciate ligaments*. *Physical Therapy*, 82. (2002) 960–972.  
<https://doi.org/10.1093/ptj/82.10.960>
- [10] Nägerl H., Frosch K. H., Wachowski M. M., Dumont C., Abicht Ch., 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*, 10. (2008) 55–60.
- [11] Fekete G., Csizmadia B. M., Wahab M. A., De Baets P., Vanegas-Useche L. V., Biró I.: *Patellofemoral model of the knee joint under non-standard squatting*. *Dyna Colombia*, 81. (2014) 60–67.  
<https://doi.org/10.15446/dyna.v81n183.36171>
- [12] Mattei L., Di Puccio F., Ciulli E.: *A comparative study of wear laws for soft-on-hard hip implants using a mathematical wear model*. *Tribology International*, 63. (2013) 66–77.  
<https://doi.org/10.1016/j.triboint.2012.03.002>
- [13] Archard J. F., Hirst W.: *The wear of metals under unlubricated conditions*. *Proceedings of the Royal Society*, A 236. (1956) 397–410.  
<https://doi.org/10.1098/rspa.1956.0144>
- [14] Hussin M. S., Fernandez J., Ramezani M., Kumar P., Kelly P. A.: *Analytical and computational sliding wear prediction in a novel knee implant: a case study*. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 23/4. (2020) 1–13.  
<https://doi.org/10.1080/10255842.2019.1709118>
- [15] Innocenti B., Labey L., Kamali A., Pascale W., Pianigian S.: *Development and Validation of a Wear Model to Predict Polyethylene Wear in a Total Knee Arthroplasty: A Finite Element Analysis*. *Lubricants*, 2/4. (2014) 1–13.  
<https://doi.org/10.3390/lubricants2040193>
- [16] 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*, 255. (2003) 1034–1039.  
[https://doi.org/10.1016/S0043-1648\(03\)00357-0](https://doi.org/10.1016/S0043-1648(03)00357-0)
- [17] O'Brien S. T., Bohm E. R., Petrak M. J., Wyss U. P., Brandt J-M.: *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. (2014) 1127–1133.  
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.12.017>
- [18] 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*, 44. (2011) 1108–1116.  
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2011.01.027>
- [19] Fekete G.: *Computational study on lateral and medial wear characterization in knee implants by a multibody dynamic system*. *Acta Mechanica*, 232. (2021) 1075–1086.  
<https://doi.org/10.1007/s00707-020-02868-4>
- [20] Fekete G., De Baets P., Wahab M. A., Csizmadia B. M., Katona G., Vanegas-Useche L. V., Solanilla J. A.: *Sliding-rolling ratio during deep squat with regard to different knee prostheses*. *Acta Polytechnica Hungarica*, 9. (2012) 5–24.
- [21] Wasielewski R. C., Galante J. O., Leighty R. M., Natarajan R. N., Rosenberg A. G.: *Wear patterns on retrieved polyethylene tibial inserts and their relationship to technical considerations during total knee arthroplasty*. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 299. (1994) 31–43.