

A térdprotézis kopását leíró analitikus modellek: Lehetőségek és korlátok

Analytical models to describe wear in total knee arthroplasties: Possibilities and limitations

Dr. habil. FEKETE Gusztáv¹, tudományos főmunkatárs, Dr. habil. JÁNOSI Endre², egyetemi docens

¹ 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
Website: <https://att.sze.hu>

² 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
Website: smi.inf.elte.hu

Abstract

Different types of wear mechanisms (three-body wear, delamination, pitting, abrasive, etc.) can occur between the polymer-metal interface of total knee arthroplasties. In most cases, the mechanism of these types of wear has only been experimentally verified or approximately described. Analytical description for the majority of wear types is not yet available. One exception of these mechanisms is abrasive wear, for which a number of analytical studies have been developed. This wear type can be mathematically approximated by the so-called Archard equation. It must be noted that the original Archard equation must be extended by several parameters, due to the complex motion of the knee joint, to adequately describe the wear process. Such parameters are the cross-shear ratio, the coefficient of friction or the sliding-rolling ratio. The present study gives a broad overview about the currently available analytical wear models from the relevant literature and it also provides further suggestions how to bring these models closer to reality.

Keywords: analytical models, wear, cross-shear ratio, slide-roll ratio, coefficient of friction

Kivonat

A térdízülethez kapcsolódó protézisek műanyag-fém kapcsolata között különböző típusú (háromtest, réteges, kipattogzó, abrazív, etc.) kopás léphet fel. Ezeknek a kopástípusoknak a mechanizmusát a legtöbb esetben csak kísérleti úton igazolták illetve közelítőleg írták le. Az említett kopástípusok analitikus úton történő leírása az esetek többségére még nem született meg. Ezen mechanizmusok közül kivételt élvez az abrazív típusú kopás, amellyel kapcsolatban számos analitikus tanulmány született. Ez a kopástípus matematikailag jól közelíthető az Archard alapmodell felhasználásával. Az alapmodellt nagyszámú paraméterrel lehet és kell kiegészíteni, amelyek a térdízület bonyolult mozgása miatt nagymértékben befolyásolják a kopás folyamatát. Ilyen paraméterek a keresztirányú nyírás tényező, a súrlódási tényező vagy a csúszva-gördülési tényező. Jelen tanulmány egy széles áttekintést ad arról, hogy jelenleg milyen analitikus kopásmodellek érhetők el a mértékadó irodalomban, illetve milyen további lépésekkel lehet ezeket a modelleket a valósághoz közelebb vinni.

Kulcsszavak: analitikus modellek, kopás, keresztirányú nyírás tényező, csúszva-gördülési tényező, súrlódási tényező

1. BEVEZETÉS

A térdprotézisek élettartamát számos okra lehet visszavezetni, amelyek közül a legnagyobb mértékben a protézis beültetése után fellépő ízületi fertőzés (36%) áll. Ezt követi a kilazulás okozta tönkremenetel (21%), a periprotetikus törések (13-14%), a protézis instabilitásból adódó tönkremenetel (6-7%), míg végül a kopásból adódó tönkremenetel (kb. 5%) [1].

A 2000-es évek előtt a térdízületi protéziskopás a revíziós protetikai műtétek negyedéért felelt [2, 3], azonban az anyagok és a gyártástechnológia terén bekövetkezett fejlődés a 2010-es évekre ezt az arányt már a tizedére [4], majd ezt követően huszadára csökkentette [5].

Bár a protéziskopásból eredő problémát az anyagok és technológiák fejlődése nagyban csökkentette, teljes mértékben nem oldotta meg. Ezen okból kifolyólag a kopás mechanizmusának megértésére és annak pontosabb leírására irányuló matematikai modellek alkotása továbbra is fontos cél a kutatók körében.

Cikkünk célja, hogy egy teljes áttekintést adjunk a jelenleg elérhető olyan analitikus modellekről, amelyet a térd kopásának leírására lehet használni. Emellett rá kívánunk világítani a bemutatott modellek előnyeire (magasabb számú paraméterek, egyszerű alkalmazás) illetve hátrányaira (egyes fizikai paraméterek nehézkes meghatározása, körülményes alkalmazás).

2. MÓDSZEREK

A következőkben áttekintjük a mértékadó irodalomban publikált analitikus, térdprotézisek kopását leíró modelleket. Ahogy korábbi munkánkban is leírtuk, a kopást befolyásoló paramétereket közvetlen és közvetett módon lehet osztályozni [6]. Jelen cikkben csak olyan paraméterekkel foglalkozunk, amelyeket közvetlen módon lehet az analitikus modellekben figyelembe venni. Az összes egyenletet közöljük eredeti formájában, illetve átírjuk őket az egységes kopási térfogati alakra.

2.1. Analitikus modellek és főbb paraméterek

A legelső kopást leíró modellt Archard és Hirst tette közzé [7], amellyel az infinitezimális kopási térfogatot lehetett meghatározni két, mechanikai kapcsolatban lévő, gépelem (illetve később protézis) között.

$$dV = \frac{K}{H} \cdot F \cdot ds = k \cdot F \cdot ds \quad (1)$$

Amelyet gyakran átírnak az ún. kopásvastagság meghatározásához:

$$\frac{dV}{A} = k \cdot \frac{F}{A} \cdot ds \rightarrow dh = k \cdot p \cdot ds \quad (2)$$

Ahol dV az infinitezimális nagyságú lekopott térfogat [mm^3], $K = k \cdot H$: egy dimenzió nélküli állandó, amely a kopórészecske keletkezésének egységnyi találkozásonkénti valószínűségével függ össze [mm/m], k a kopási tényező [Nm/mm^3], H a puhább anyag keménysége [N/mm^2], ds az infinitezimális csúszási úthossz [m], p felületi nyomás [N/mm^2], A az érintkezési felület [mm^2], F az alkalmazott terhelő erő [N] míg dh az infinitezimális nagyságú lekopott felületréteg.

Elmondható az Archard modellről, hogy adhéziós-abráziós típusú kopások közelítésére alkalmas, és bemutatása óta ez lett a kiinduló egyenlet mindenfajta protéziskopás (csípő, térd) közelítő meghatározásához.

Negyven évvel később került módosításra a kiinduló egyenlet Maxian és mtársai által [8], akik a kopásvastagság meghatározásához felbontották az infinitezimális csúszási út hosszát és a csúszási sebességgel illetve az infinitezimális időtartammal írták azt le:

$$dh = k \cdot p \cdot v_{\text{csúszás}} \cdot dt \quad (3)$$

Amely átírva kopási térfogatra:

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

ahol $v_{\text{csúszás}}$ a két felület közötti relatív csúszási sebesség [m/s], és dt az infinitezimális idő [sec].

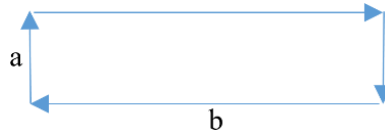
A Maxian modellel kapcsolatban fontos megjegyezni, hogy szintén alkalmas adhéziós-abráziós típusú kopások közelítésére (mivel az Archard modellből ered), azonban csak csípőprotézis kopásának közelítő meghatározásához alkalmazták. Turell és mtársai [9] egy új paraméterrel egészítették ki modelljüket, az úgynevezett keresztirányú-nyírási tényezővel (CS - cross-shear ratio), amelynek elméleti alapját Wang fektette le [10, 11]:

$$CS = \frac{a}{a + b} \quad (5)$$

így a kopási térfogat:

$$dV = k \cdot CS \cdot F \cdot ds = k \cdot \frac{a}{a + b} \cdot F \cdot ds \quad (6)$$

A keresztirányú-nyírási tényezőt egy komplett mozgási ciklusra kell értelmezni (1. ábra), amelyet Turell és mtársai [9] a (6)-os egyenletben definiált.



1. ábra. Teljes mozgási ciklus

A teljes mozgási ciklusra értelmezve „b” az elsődleges molekuláris orientációra (rövidítve PMO – Primary Molecular Orientation) eső elmozdulás [m], amely irányban történő mozgás során képlékeny alakváltozás léphet fel a felület makromolekuláris szerkezetében, illetve „a” a másodlagos molekuláris orientációba eső elmozdulás [m]. Ebben az (a) irányban történő mozgás során a felületen anyagleválás alakulhat ki az intermolekuláris hasadások miatt.

Turell és mtársai mellett Kang és mtársai [12] egy pontosabb közelítést fogalmaztak meg:

$$CS = \frac{W_T}{W_T + W_P} \quad (7)$$

ahol W_P a PMO irányában ható súrlódó erőből származó munka, míg a W_T a PMO-ra merőleges irányra ható súrlódó erőből származó munka.

A keresztirányú nyírással kapcsolatban Wang levezette, hogy ha egy ultra-nagy molekulásúlyú polietilén felület mechanikai kapcsolatba lép egy másik, keményebb fémes felülettel úgy, hogy a felületek közötti relatív csúszási sebesség iránya megegyezik az anyag elsődleges molekuláris orientációjával akkor ez kapcsolat a kopófelület keményedéséhez vezet, ami a csúszás előrehaladtával növekvő kopásállóságot hoz létre. Azonban, ha a mozgás többirányú, mint pl. a csípő és térdprotézisek felületén, akkor az elsődleges molekuláris orientáció irányában történő kopásállóság erősödés a rá merőleges irányban gyengülést eredményez. Ezt a jelenséget lehet jellemezni a keresztirányú-nyírási tényezővel, amelynek elméleti maximuma 0.5, azonban kísérleti eredmények azt mutatták, hogy a valóságban 0.3-nál éri el a maximális értékét [9], ahol a legnagyobb mértékben növeli a kopási tényező (k) értékét.

A kopás meghatározását új alapra helyezték Liu és mtársai [13], akik egyrészt a dimenzió nélküli kopási tényezőt (K) a CS függvényében adták meg, másrészt a kopást az érintkezési felület (A) és az infinitezimális csúszási úthosszal (ds) közelítették:

$$dV = K(CS) \cdot A \cdot ds \quad (8)$$

Ebben az egyenletben a dimenzió nélküli kopási tényezőt (K) CS -nek a bilineáris függvényeként adták meg:

$$K(CS) = (32 \cdot CS + 0.3) \cdot 10^{-9} \quad \text{ha } CS \leq 0.04$$

Illetve (9)

$$K(CS) = (1.9 \cdot CS + 1.6) \cdot 10^{-9} \quad \text{ha } 0.04 < CS < 0.5$$

Fontos kiemelni, hogy ezt az egyenletet csípőízületi protéziskopáshoz fejlesztették. Ennek ellenére többen is alkalmazták térdprotézis kopásának meghatározására, mint például Abdelgaied és mtársai [14] is, akik azzal egészítették ki egyenletüket, hogy a dimenzió nélküli kopási tényezőt (K) CS hatványfüggvényeként definiálták:

$$dV = K(CS) \cdot A \cdot ds \quad (10)$$

ahol

$$K(CS) = (8.51 \cdot 10^{-65} + 9.36 \cdot 10^{-60} \cdot CS)^{1/6.74} \quad (11)$$

A keresztirányú-nyírási tényező figyelembe vételét nem mindenki tartotta az egyetlen iránynak, így Innocenti és mtársai [15] visszatértek a hagyományos Archard-féle megközelítéshez, kiegészítve azt azzal, hogy nem az összeszorító (normál irányú) terhelést alkalmazták modelljükben, hanem a súrlódó erőt:

$$dV = k \cdot F_s \cdot ds = k \cdot \sqrt{1 + 3 \cdot \mu^2} \cdot F \cdot ds \quad (12)$$

Innocenti-vel egyidőben közölte előremutató kopásmodelljét O'Brien és mtársai [16], akik figyelembe vették a keresztirányú nyírás időfüggését, a súrlódási tényezőt valamint a csúszva-gördülés egy formáját is:

$$V = R_w \cdot \left[\left(1 - e^{-(C_w + B_w)/M_{mc}} \right) - \left(1 - e^{-B_w/M_{mc}} \right) \right] \quad (13)$$

3)

ahol R_w az anyag kopásállóságának mértéke: $3 \cdot 10^{-6}$ [-], M_{mc} a molekuláris láncok mozgékonyságának mértéke: $1 \cdot 10^{-4}$ [-], B_w a keresztnyírás eléréséhez szükséges elméleti munka az időintervallum kezdeténél:

$$B_w = -M_{mc} \cdot \ln(CS_{kezdeti}) \quad (14)$$

ahol a $CS_{kezdeti} = 45^\circ$ vagyis közelítőleg 0.7853 radián. Legvégül C_w a nyíróerő egy adott időintervallumra és adott területre kifejtett munkája:

$$C_w = \mu(v_{csúszás}) \cdot p \cdot A \cdot s = \mu(v_{csúszás}) \cdot F \cdot s \quad (15)$$

ahol

$$\mu(v_{csúszás}) = 0.19 \cdot e^{-\frac{v_{csúszás}^2}{0.5}} \cdot 0.4 \quad (16)$$

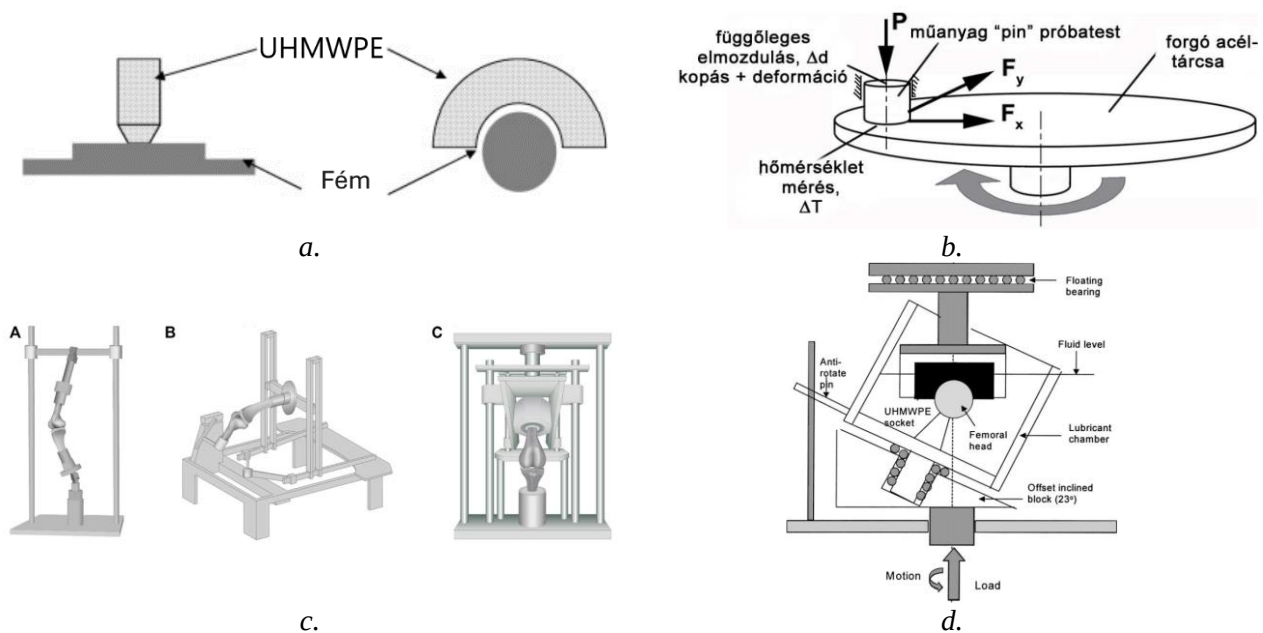
Az utolsó módosított Archard modellen alapuló közelítést Fekete és mtársai [17] közzétették, akik Maxian és mtársaihoz hasonlóan felbontották a csúszási úthosszat és így vették figyelembe a csúszva-gördülést (S/R) valamint súrlódási tényezőt:

$$dV = k \cdot \mu \cdot F \cdot S/R \cdot v_{csúszás} \cdot dt \quad (17)$$

Ahol S/R (slide/roll – csúszva-gördülés) egy dimenzió nélküli függvény, amelyet a behajlítás függvényében változik. Ha értéke nulla, akkor tiszta gördülés lép fel, ha egy, akkor tiszta csúszás.

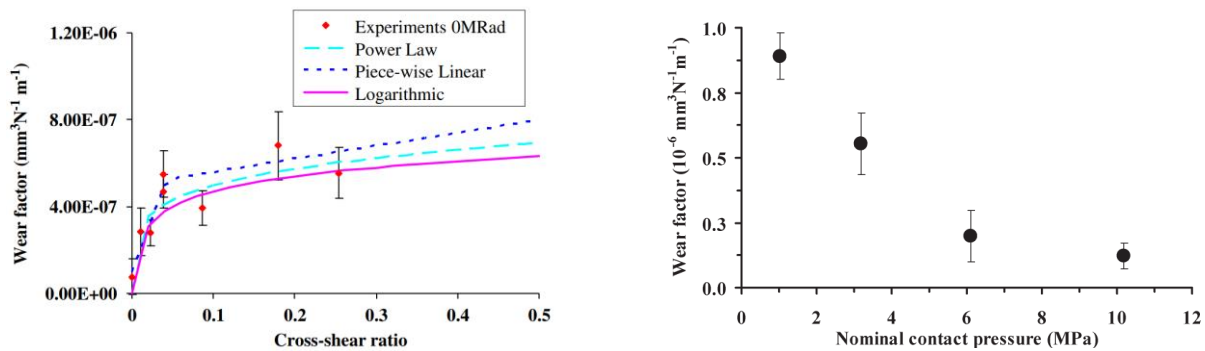
2.1. Paraméterek meghatározása és problematikája

A kopás meghatározásához a legalapvetőbb paraméter az ún. k kopási tényező [Nm/mm^3], amelyet pin-on-plate [12], pin-on-disc [18], ball-in-socket [12], vagy térdszimulátor [19] vizsgálatok során méréssel határoznak meg (2. ábra).



2. ábra. Tribológiai mérőberendezések: Pin-on-plate (a), Pin-on-Disc (b), Oxford típusú térdszimulátorok (A, B, C) (c), Ball-on-Socket (d)

A mérések során a szerzők [7, 9, 10, 12, 13] általában két fő paraméter változtatásával (CS , p) határozták meg a kopási tényezőt (3. ábra):



3. ábra. Kopási tényező a keresztnyírási tényező [20] illetve a felületi nyomás [13] függvényében

A mérések elvégzésével közelítő függvényt lehet illeszteni a mérési pontokra, majd az összes kopásmodell azonnal (O'Brien és társai kivételével) alkalmazható.

A mérésekből származó eredményekkel kapcsolatban három probléma fogalmazható meg.

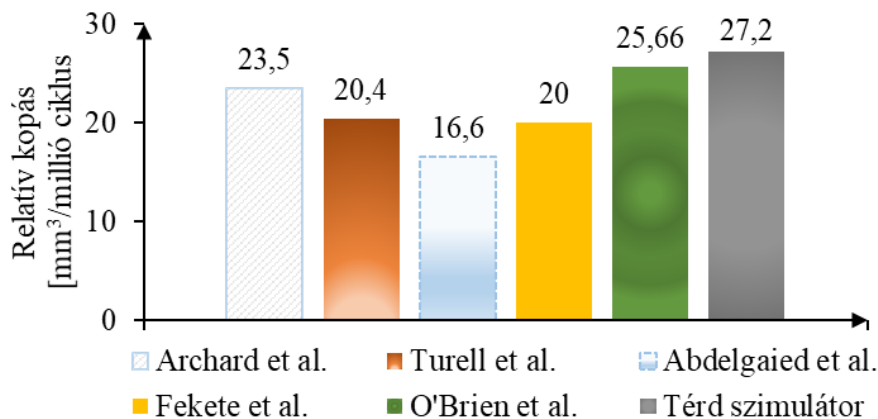
Egyrészt a tribológiai berendezések (pin-on-plate, pin-on-disc) amelyekkel meghatározták a $k(CS)$ - $K(CS)$ vagy $k(p)$ függvényeket nagyon távolról közelítik a térdízület (vagy akár a csípőízület) kinematikáját, mivel maximum két szabadságfokú mozgást képesek létrehozni szemben a térdízület hat szabadságfokával.

Másrészt a keresztnyírás jelenségének elméleti alapjait lefektető Wang eredményeit olyan kísérletekkel igazolta (Ball-on-Socket), amelyek elsősorban csípőízületi protézisek esetén lehetnek alkalmazhatók [11]. Ennek ellenére, ezeket az eredményeket a legtöbb szerző módosítások nélkül, vagy csak kisebb változtatással (lineáris vagy hatványfüggvény közelítés) alkalmazza a térdprotézisekben kialakuló kopás vizsgálatára is.

Harmadrészt, több szerző is rávilágított a kopási tényezővel kapcsolatban arra a problémára, hogy modelltől függően a k értéke nagymértékben ($1 \cdot 10^{-6}$ - $3.3 \cdot 10^{-6}$) vagy akár egy-két nagyságrenddel ($2 \cdot 10^{-7}$ illetve $1.8 \cdot 10^{-5}$) is különbözhet egymástól [16, 21].

3. EREDMÉNYEK

A korábban említett szerzők többsége úgy hozta létre numerikus modelljeiket, melyeknek számítási alapjait a fenti egyenletek szolgáltatják, hogy azok peremfeltételei és paraméterei hasonlóak legyenek az ISO 14243-3:2009 típusú kísérleti tesztekhez. Ily módon a kapott numerikus eredmények összehasonlíthatók a kísérleti eredményekkel.



4. ábra. Relatív kopás mértéke a különböző modellek által [16]

O'Brien és társai által közölt táblázatból, kiegészítve Fekete [22] legfrissebb eredményével, jól látható, hogy számos modell ad elfogadható közelítést a kopás terjedésére. A táblázatból kitűnik az is, hogy a kísérleti eredményeket legjobban az O'Brien-féle modell közelíti meg, amely mögött az egyszerű Archard-egyenlet áll. Ezeket követi harmadikként Turell és Fekete modelljei. Fontos megjegyezni, hogy O'Brien és társai az összehasonlítást képező kísérleti kopásértéket (Térd szimulátor) két forrás átlagolt adatai alapján adták meg, ám ezeknél a típusú kísérleti eredményeknél számos esetben jóval kisebb eredményeket [23, 24] is közöltek már szerzők.

4. KÖVETKEZTETÉSEK

Áttekintve a jelenleg elérhető analitikus kopásmodelleket, amelyek többsége egy elsőrendű szétválasztható változójú differenciálegyenletre alapul, elmondható, hogy nagyjából alkalmasak arra, hogy a kopás jelenségét, térdprotézisek esetén, megfelelően leírják.

Több olyan modell is van, amely magába foglalja a keresztirányú nyírás jelenségét [9, 13, 14, 16], azonban a protéziseken folytatott kísérleti eredmények nem tükrözik egyértelműen azt, hogy bonyolultságuk sokkal magasabb pontossággal is párosulna.

A keresztirányú nyírás jelensége bizonyosan jelentős mértékben befolyásolja a kopási tényező nagyságát és trendjét. Azonban, amíg ezeket a $k(CS)$ függvényeket továbbra is pin-on-plate vagy pin-on-disc típusú kísérleti berendezéseken határozzák meg, addig a térdprotézisekre jellemző valóságos függvények továbbra is rejtve maradnak.

KÖSZÖNETNYILVÁNÍTÁS

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

IRODALMI HIVATKOZÁSOK

- [1] Postler A, Lützner C, Beyer F, Lützner J. Analysis of Total Knee Arthroplasty revision causes. BMC Musculoskelet Disord 19:55, 2018.
- [2] Mulhall KJ, Ghomrawi HM, Scully S, Callaghan JJ, Saleh KJ. Current etiologies and modes of failure in total knee arthroplasty revision. Clin Orthop Relat Res 446:45–50, 2006.
- [3] Sharkey PF, Hozack WJ, Rothman RH, Shastri S, Jacoby SM. Why are total knee arthroplasties failing today? Clin Orthop Relat Res 404:7–13, 2002.
- [4] Epinette JA, Brunschweiler B, Mertl P, Mole D, Cazenave A. Unicompartmental knee arthroplasty modes of failure: Wear is not the main reason for failure: A multicentre study of 418 failed knees. Orthop Traumatol Surg Res 98:124–130, 2012.
- [5] Inui H, Hozack WJ, Yamagami R, Kono K, Kawaguchi K. What are the causes of failure after total knee arthroplasty? Clin Orthop Relat Res 404:7–13, 2002.
- [6] Fekete G, Jánosi E. Térdprotézis kopásának numerikus vizsgálata a protézis méretének függvényében. XXXII. Nemzetközi Gépészeti Konferencia, 100–105, 2024.
- [7] Archard JF, Hirst W. The wear of metals under unlubricated conditions. Proc R Soc (London) A 236: 397–410, 1956.
- [8] Maxian TA, Brown TD, Pederson DR, Callaghan JJ. Adaptive finite element modeling of long-term polyethylene wear in total hip arthroplasty. J. Orthop. Res 14:668–675, 1996.
- [9] 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 255:1034–1039, 2003.
- [10] Wang A, Stark C, Dumbleton JH. Mechanistic and morphological origins of ultra-high molecular weight polyethylene wear debris in total joint replacement prostheses. Proc Instn Mech Engrs 214:141–155, 1996.
- [11] Wang A. A unified theory of wear for ultra-high molecular weight polyethylene in multi-directional sliding. Wear 248(1–2):38–47, 2001.
- [12] Kang L, Galvin AL, Brown TD, Fisher J, Jin Z-M. Wear simulation of ultra-high molecular weight polyethylene hip implants by incorporating the effects of cross-shear and contact pressure. Proc. Inst. Mech. Eng. H: J. Eng. Med. 222:1049–1064, 2008.
- [13] Liu F, Galvin A, Jin Z, Fisher J. A new formulation for the prediction of polyethylene wear in artificial hip joints. Proc Inst Mech Eng H 225(1):16–24, 2011.
- [14] 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. J Biomech 44:1108–1116, 2011.
- [15] Innocenti B, Labey L, Kamali A, Pascale W, Pianigiani S. 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] O'Brien ST, Bohm ER, Petrak MJ, Wyss UP, Brandt J-M. An energy dissipation and cross shear time dependent computational wear model for the analysis of polyethylene wear in total knee replacements. *J Biomech* 47:1127-1133, 2014.
- [17] Fekete G, Sun D, Gu Y, Neis PD, Ferreira NF, Innocenti B, Csizmadia BM. Tibiofemoral wear in standard and non-standard squat: Implication for total knee arthroplasty. *MLTJ* 7:520-528, 2017.
- [18] Kalácska G. Polimer gépelem-anyagok tribológiai jellemzése. PhD, 2012.
- [19] Sukopp M, Schall F, Hacker SP, Ignatius A, Dürselen L, Seitz AM. Influence of Menisci on Tibiofemoral Contact Mechanics in Human Knees: A Systematic Review. *Front. Bioeng. Biotechnol* 9:765596, 2021.
- [20] Kang L, Galvin AL, Brown TD, Jin Z-M, Fisher J. Quantification of the effect of cross-shear on the wear of conventional and highly cross-linked UHMWPE. *J Biomech* 41:340-346, 2008.
- [21] Strickland MA, Taylor M. In-silico wear prediction for knee replacements – Methodology and Corroboration. *J Biomech* 42:1469-1474, 2009.
- [22] Fekete G. Numerical analysis of wear propagation in case of unconstrained, semi-constrained and high-constrained total knee arthroplasties. *J. Mech. Med. Biol.* Submitted, 2025.
- [23] Affatato S, Grillini L, Battaglia S, Taddei P, Modena E, Sudanese A. Does knee implant size affect wear variability? *Tribol. Int* 66:174-181, 2013.
- [24] Brockett CL, Carbone S, Fisher J, Jennings LM. Influence of conformity on wear of total knee replacement: An experimental study. *J. Eng. Med* 232:127-134, 2017.