



VEZÉRCIKK

M. Csizmadia Béla

vendégszerkesztő

csizmadia.bela@gek.szic.hu

DOI: 10.17489/biohun/2017/1/0h

A szokásostól eltérően ebben a számban nem a biomechanika szerteágazó területéről mutat be a folyóirat eredményeket, hanem csak egyetlen egy, a legbonyolultabb emberi ízülettel foglalkozik. Ezt is úgy teszi, hogy egyetlen kutatócsoport, a Szent István Egyetem Gépészmérnöki Karának Biomechanikai Kutatócsoportja munkáit mutatja be, amely több intézmény együttműködésének eredményeként jött létre. Ezen munkák bemutatásának alapvető indítéka, hogy a kutatás megindítását kezdeményező, nemrég elhunyt, Krakovits Gábor professzorról kívánunk így megemlékezni.

Hozzávetőlegesen húsz évvel ezelőtt a térd kinematikáját, mint egy mechanizmust, a szakirodalom úgy modellezte, hogy a szalagok határozzák meg a mozgását. Krakovits professzor szerint az ízfülek a meghatározók. Ezen hipotézis alapján indítottuk el a kutatást. Ezek eredményéről számolunk be jelen számunkban. Bevezetésként egy kutatási folyamatot mutatunk be itt – vázlatosan.

A térdízület, mint ismert, hat szabadságfokú mozgást végez. Ezek közül az emberi mozgás szempontjából a hajlítás feszítés, azaz a flexió és a flexió során az ízületi geometriából adódóan létrejövő rotáció a járás stabilitása szempontjából a leglényegesebb. Ahhoz, hogy a térd kinematikáját feltárjuk, első lépésben az emberi térdnél a két jellemző mozgás közötti átlagosnak modellezhető kapcsolatot kell feltárni. Tehát első lépésben meghatároztuk a térdízület rotáció-flexió függvényét, modelljét, amit a célfüggvénynek neveztünk el (Katona és mtsai cikke).

A tibia femurhoz viszonyított mozgása, mint két merev test egymáshoz viszonyított térbeli pillanatnyi forgómozgása sorozatának eredményeként jön létre. Tehát fontos ismerni, meghatározni ezeknek a forgástengelyeknek a helyzetét, ami a rotációra is utal (Bíró és mtsai cikke).

Az egészséges térdízület kinematikája megismerésének a célja, hogy szükség esetén a legjobban működő protézisekkel lehessen a mozgás lehetőségeit javítani. Az a jó protézis, amelynél beültetése után, a térd kinematikája egyezik az egészséges térd kinematikájával, azaz a „célfüggvény”. A protézis geometriák általában olyanok, hogy a flexió során rotáció nem jön létre, azaz síkbeli mozgást biztosítanak. Az orvosi gyakorlatban az operáló orvos valamilyen szöghelyzetben ülteti be a protézist, hogy a rotáció valamely mértékben megvalósuljon. Ezt a szöghelyzetet az anatómiai koordináta-rendszerhez viszonyítva kell biztosítani, operáció közben. Ennek egy új módszeréről számol be Andrónyi és mtsai cikke.

A protézisek egy része biztosít valamiféle rotációt, illetve a protézishez tartozhat egy megfelelő beültetési szöghelyzet, amit ismerni kell. Ennek meghatározására dolgoztak ki egy protézis minősítő mérő berendezést Balassa és mtsai.

A beültetett protézisek tartósságának egyik meghatározója a mozgás során a csúszva gördülés eredményeként létrejövő kopás mértéke (Fekete és mtsai cikke). A másik, nagyon fontos és meghatározó ismérv a szükséges rotáció biztosítása. Ehhez, a beépítési szöghelyzet mellett, alapvetően a rotációt biztosító megfelelő protézis geometria kell. Ennek kialakítási lehetőségére egy új módszer felhasználásával mutat be eljárást Oldal és mtsai cikke.

Természetesen a következőkben bemutatott eredmények egy sor új kérdést vetnek fel és a továbbiakban ezek megválaszolását teszik szükségessé. Ezt a munkát tehát folytatni kell!

DR. KRAKOVITS GÁBOR ORVOSPROFESSZOR ÉLETE ÉS SZELLEMI HAGYATÉKA

Andrónyi Kristóf

Uzsoki Utcai Kórház, Ortopéd-traumatológiai Osztály

andronyi@gmail.com

DOI: 10.17489/biohun/2017/1/01

Krakovits Gábor Budapesten született 1934-ben. Az orvostudomány iránti mély vonzalma már egyetemi tanulmányai előtt kitűnt, mivel már a Budapesti Orvostudományi Egyetemre való felvétele előtt egy évig dolgozott a János Kórház Ortopédiai Osztályán. 1953-ban kezdte meg orvosi tanulmányait. Az ortopédiát Horváth Boldizsár professzor előadásai alatt szerette meg és hatására, diplomája megszerzése után 1959-ben a János Kórház Ortopédiai Osztályára visszatérve kezdte meg orvosi és kutatói karrierjét.

Szakvizsgáját 1963-ban tette le ortopédiából, majd a János Kórház Ortopédiai Osztályán Dr. Peer Gyula (*A kéz betegségei* c. alapmű szerzője) vezetése alatt felismerte az ortopédia és traumatológia együttműködéséből adódó előnyöket. Az orvostudomány egyes ágainak összekapcsolásának gondolata karrierje későbbi pontján elvezette őt az orvostudomány és a mérnöki tudományok szoros együttműködéséhez is. A kórházban kiemelkedő orvosi és szervezői aktivitást mutatott. 1966-ig marad az ortopédia osztályon, majd két évet tölt a János Kórház sebészeti osztályán is, ahol tudását kiegészíti. Ezen alapok segítségével későbbi orvostechnikai újításokat vezet be a csípőprotézisek beültetéséhez kapcsolódóan.

1968-ban a Magyar Tudományos Akadémia ösztöndíjas aspiránsaként elkezdte felkészülését kandidátusi disszertációjának elkészítéséhez. Fő érdeklődési területének a biomechanikát választotta, amely határtudomány mind orvosi, mind mérnöki szempontból új és komoly

kihívást jelentő területnek számított. Ennek a tudományterületnek szűkebb témakörében védte meg kandidátusi disszertációját 1972-ben, amelynek témája az ízületi porc porc biomechanikája volt.

1971. és 1977. között a Honvéd Kórházban ortopéd főorvosként tevékenykedik, majd visszakérül élete legfontosabb és legszeretettebb munkahelyére, a János Kórház Ortopéd–Traumatológiai Osztályára. Itt 1977. február 1-től osztályvezető főorvosi kinevezést nyer el. Pályafutása során számos tanulmányúton és konferencián vett részt vagy küldött fiatal kollégákat Európa különböző részeire, az USA-ba illetve Japánba, ahonnan a képzések mellett új módszereket is magukkal hoztak. Egyik ilyen jelentős módszertani eredménye az általa vezetett osztálynak a cement nélküli artroplasztikai műtét bevezetése volt. A másik fontos eredmény, hogy tanítványai közül négyen nyertek osztályvezetői kinevezést. 1982-től az egyetemi oktatásban is részt vesz. A Semmelweis Orvostudományi Egyetemen tart speciál kollégiumot negyedéves orvostanhallgatónak „*Mozgásszervi sebészeti műtéttan*” címen. Óráit magyarul, illetve a külföldi hallgatók miatt angolul és németül adja elő.

Fontos eredményei közé sorolandó, hogy 1994-ben, részben javaslatára, elindul a Műszaki Egyetemen az orvos-mérnöki képzés a Semmelweis Orvostudományi Egyetemen közösen. A BME-n biomechanikát oktatott így vállalva szerepet a közös oktatásban.

Tudományos előrehaladásának fontos mérföldkövei közé sorolható, hogy 1994-ben sikeresen habilitált a Semmelweis Orvostudományi Egyetemen, majd 1995-ben megvédte nagydoktori értekezését, s elnyerte az orvostudomány doktora címet.

Tudományos érdeklődése mindig a műszaki és orvostudományok határterületén mozgott. Részt vett egy hazai csípőprotézis rendszer megtervezésében, amelyet róla is neveztek el (Metrimed KR szár). A csípőprotézis innovatív, előremutató termék volt, Krakovits Professzor Úr az akkor széles körben elterjedt három pontos feltámaszkodás helyett a szár kitöltő protézis szárban látta a jövőt, ma már szinte kizárólag ilyen csípőprotézis szárak készülnek.

A 90-es évek végén tudományos érdeklődése a térdízület biomechanikájának jobb megismerése irányába fordult. Krakovits Professzor Úr alapvető tézise volt, hogy a szalagrendszer a térd mozgásait csak követi, a mozgáspálya határait szabja meg. A mozgáspályát az ízületek geometriája irányítja. A térd mozgásainak leírására akkoriban az ún. négy rudas rendszer volt a legelterjedtebb, ahol a négy rúd a térd négy fő szalagja (külső és belső oldalszalag, elülső és hátsó keresztzalag). Mostanra széles körben elfogadott, hogy a térd nem így működik, a fenti szalagok nem pontokat összekötő merev szerkezetek, hanem több kötegből álló komplex rendszerek, ahol az egyes kötegek a mozgástatómány különböző szakaszaiban feszesek vagy lazák. A térd protéziseket viszont a hagyományos négy rudas biomechanikai szemlélet alapján tervezték, emiatt protézis beültetés után paradox mozgások jönnek létre az ízületben, a hajlítás során a femur előre gördül, miközben fiziológiásan hátra menne. Ez csökkenti az elérhető maximális flexiót, valamint a quadriceps ereje is csökken az erőkar csökkenése miatt. Krakovits Professzor Úr felismerte az anatómiai térdprotézis fejlesztésének szükségességét, munkacsoportjával lét-

rehoztak egy szabadalmaztatott eljárást, amely egy új anatómiai térdprotézis-rendszer létrehozásának alapját jelentette. Az idő ismét őt látszik igazolni, ma már egyre szélesebb körben válnak elérhetővé az anatómiai és "medial pivot" térdprotézis rendszerek, amelyekkel kapcsolatban már kiváló közép és hosszú távú eredmények is rendelkezésre állnak. A térdprotézis fejlesztés miatt nagy figyelmet fordított a térd biomechanikájának jobb megismerésére is, számos kutatócsoporttal, kutató intézettel összefogva folytatott komplex biomechanikai kutatásokat. 2004-ben felkereste a Szent István Egyetem Mechanika és Műszaki Ábrázolás Tanszékét, ahol Prof. M. Csizmadia Béla közreműködésével elindult egy új biomechanikai kutatás, így valósulva meg egy kölcsönösen előnyös együttműködés orvosok és mérnökök között. A program a térdízület kinetikájával és kinematikájával foglalkozik a mai napig is, és az elmúlt tizenhárom év alatt több OTDK 1., 2., 3. helyezés, rangos folyóiratokban publikált tanulmányok mellett két tanszéki kolléga PhD fokozata is ezen kutatásból nőtte ki magát, valamint egy doktorjelölt is fémjelzi az eredményeket. Mára a Kutatócsoport tagjai három különböző nagy egyetemen, a Szent István Egyetemen, a Szegedi Tudományegyetemen és az Eötvös Loránd Tudományegyetemen, valamint az Uzsoki utcai Kórházban dolgoznak együtt ezen a tudományterületen, egymáshoz szorosan kapcsolódó és kiegészülő kutatási célokkal.

A *Biomechanica Hungarica* ezen számát Krakovits professzor emlékének szentelve bemutatjuk az előbb említett Kutatócsoport néhány eredményét.

AZ EGÉSZSÉGES EMBERI TÉRDÍZÜLET KINEMATIKÁJÁT LEÍRÓ „CÉL-FÜGGVÉNY” LÉTREHOZÁSA

Katona Gábor, M. Csizmadia Béla, Balassa Gábor

Szent István Egyetem, Gépészmérnöki Kar, Mechanikai és Géptani Intézet

katona.gabor@gek.szie.hu

DOI: 10.17489/biohun/2017/1/02

Absztrakt

A térdprotézisek fejlesztése folyamatos napjainkban. Ennek célja elsősorban az, hogy a beültetett protézis az eredeti ízületi mozgást hozza létre. De milyen az emberi ízület által vezérelt mozgás? Ismert, hogy a térd behajlítása során rotáció és abduktió is létrejön. Ezek közül a mozgás stabilitása szempontjából a flexio-rotáció függvénykapcsolat ismerete a leglényegesebb. Az irodalomban bemutatott vizsgálati eredmények sokasága rendkívüli különbségeket mutat. Jelen cikk az átlagos emberi térdízület által létrehozott ezen függvénykapcsolat, az ún. célfüggvény létrehozását mutatja be. Ez azért fontos, mert ez teszi lehetővé a különböző protézisek jóságának megítélését és a protézisgeometria javítását is.

Kulcsszavak: térdprotézis, cadaver mérések, vég-rotáció, anatómiai koordináta-rendszer

Creating an „objective function” to describe the kinematics of the healthy human knee joint

Abstract

The development of knee prostheses is ongoing today. The original joint movement has to be created by the implanted prosthesis. This is the primary intent. But what is human-joint-driven motion? It is known that rotation and abduction are created during knee bending. From these, the knowledge of the flexio-rotation function is the most important for the stability of motion. The multitude of test results are presented in the literature shows extreme differences. This article describes the creation of the so-called objective function created by the normal human knee joint. This is important because it makes it possible to evaluate the goodness of different prostheses and improve the prosthesis geometry.

Keywords: knee prosthesis, cadaver measurements, screw-home motion, anatomical coordinate system

1. Bevezetés

A protézis elhasználódásának és kilazulásának megakadályozásában alapvető fontosságú a megfelelő protézis kialakítása úgy, hogy az az eredetihez közel hasonló mozgást biztosítson. Ennek leírása érdekében a jelen cikkben bemutatott kutatás az egészséges emberi térdízület kinematikai jellemzőinek és azok közötti összefüggéseket leíró matematikai modell meghatározásáról számol be in vitro kísérletek

alapján. Az egészséges emberi térdízület rotációs-flexios mozgását leíró matematikai modellt a továbbiakban „célfüggvény”-nek neveztük.

A térdízület működése közben a tibia, mint merev test, a femurhoz képest hat szabadságfokú mozgást végez.^{1,2} A térdízület az ízületi felületek között fennálló kényszerkapcsolat révén azonban egy egyszabadságfokú nyitott kinematikai láncot alkot³ a mozgás bizonyos szakaszában. A térdízület esetében ez azt jelenti, hogy a járás stabilitása szempontjából

legfontosabb rotatio (ρ) felírható a flexio-extensio (φ) függvényeként (1. ábra).

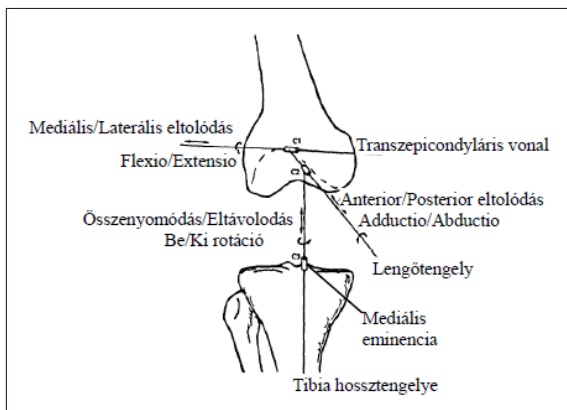
Általánosságban elmondható, hogy a flexio-extensionak, mint szögelfordulásnak a tengelye a sagittalis síkra hozzávetőlegesen merőleges tengely, azonban a valós flexio-extensio tengely helye és iránya is változik a flexio folyamán.^{2,4} A kinematika leírására szolgáló közelítő tengelynek kiválasztását elsősorban az befolyásolja, melyik tengely határozható meg a legpontosabban, hiszen ezen tengely pontos meghatározásának a klinikumban is nagy szerepe van^{5,6} a protézisbeépítések során. A két legsűrűbben használt tengely a transepicondylaris (EPI) és a transzcilindrikus (FFC)⁷ tengely.

A rotatio általánosságban a tibia hossz tengelye körüli szögelfordulása. Az akaratlagos rotatio, a térden belüli kényszerkapcsolatok miatt, csak a térd bizonyos mértékű behajlított állapota után lehetséges. Az akaratlagos rotation kívül létezik egy *passzív vég-rotáció* is,⁸ amely a térd teljesen kinyújtott helyzetét megelőző szakaszban jön létre, köszönhetően a condylusok közötti geometriai kényszerkapcsolatnak.⁹ A passzív vég-rotáció tartományáról és mértékéről megoszlanak a vélemények, tartománya különböző szerzők szerint más és más. Freeman

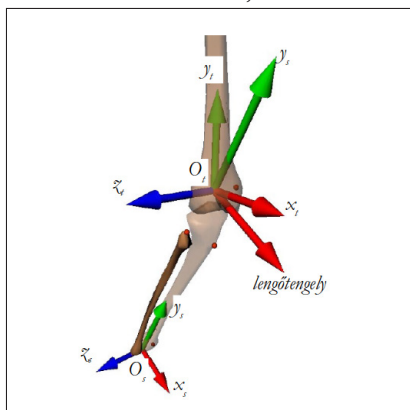
szerint a passzív végrotáció tartománya 10° - 30° behajlított szögtől a térd nyújtott állapotáig terjed,¹⁰ mértéke Varadarajan et al. szerint 4° és 13° közé esik.¹¹

Az ezen célfüggvény matematikai leírásának részét alkotó szögek nagyságának meghatározásához viszonyítási alapként koordináta-rendszert kell értelmeznünk. Az ízületet alkotó femuron és tibián elhelyezkedő anatómiai pontokhoz rögzített koordináta-rendszer nevezi a szakirodalom anatómiai koordináta-rendszernek. Pennock és Clark, valamint Walker et al. bizonyították, hogy ugyanazon mérési eredményeket különböző anatómiai koordináta-rendszerben kiértékelve eltérő eredményeket kapunk.^{2,7} Fontos megjegyezni, hogy a használt koordináta-rendszereknek nem csupán anatómiaiaknak, hanem ugyanazon anatómiai pontokhoz rendelt koordináta-rendszereknek kellene lenniük a különböző kutatások összehasonlíthatósága érdekében. Bíró, valamint Andrónyi számszerűen bemutatja ezen felületen kijelölt pontok bizonytalanságának hatását a kinematikai jellemzőkre.^{12,13}

Általában a szerzők^{1,9,16-25} a mai kutatásoknál többségében a Grood és Suntay-féle anatómiai koordináta-rendszert,¹⁶ vagy ennek valamilyen módosított változatát használják.



1. ábra. Elmozdulások és elfordulások értelmezése a térdízület esetén



2. ábra. Hilal et al. koordináta-rendszere

Hilal et al. a tibia femurhoz viszonyított helyzetét az általuk módosított Grood és Suntay-féle anatómiai koordináta-rendszerben írják le¹⁷ (2. ábra). A továbbiakban a kutatás során mi is ezt a módosított koordináta-rendszert használjuk. Itt a flexio-extensio tengelye a femorális z_f tengely, a rotatio tengelye a tibiális y_s tengely, míg az adductio-abductio tengelye az előbbi két koordináta-tengelyre merőleges (lengő) tengely. A koordináta-rendszer origója az O_f pont. Az elmozdulásokat szintén ezen három koordináta-tengely mentén definiálták.

Az ízület mozgását leginkább in vitro kísérletek során lehet vizsgálni. A kísérletekhez az ízületi tokot és az ízületet körülvevő szalagokat sértetlenül hagyják,³ majd a kísérletek céljának megfelelő készülékbe rögzítik azokat.

A mozgásvizsgálatokhoz szükséges berendezéseket, készülékeket úgy próbálják kialakítani, hogy a lehető legtöbb elmozdulási lehetőséget hagyjanak az ízületnek. Általánosan elmondható, hogy az alkalmazott készülékek legnagyobb hiányossága, ha nem teszik lehetővé a teljesen kényszerítetlen mozgást. Fontos, hogy a mozgást és a mozgásjellemzőket maga az ízület vezérelje és korlátozza. Vizsgáló berendezésünket ennek figyelembe vételével kellett kialakítani, kiküszöbölendő a fentebb említett hibákat.²⁶

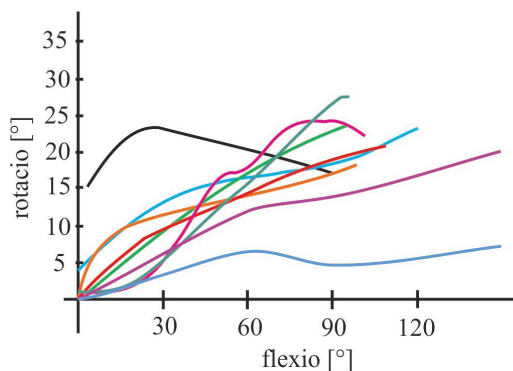
Wilson et al. in vitro vizsgálatokat végeztek,²⁰ a kísérletek értékeléséhez a Grood és Suntay-féle ízületi koordináta-rendszert használva. Fontos azon megállapításuk, hogy az ízület készülékbe való rögzítésének módja befolyásolja a mérhető kinematikai jellemzőket. Walker et al. és Most et al. szintén in vitro méréseket végeztek.^{2,21} Bizonyították, hogy a flexio-extensio tengelyének megválasztása kvantitatív módon jelenik meg a kialakuló mozgásjellemzőkben.

Bull et al. publikációjában látható, hogy az eltérő kinematikai diagramok oka az eltérő referenciapont és az eltérő készülék.¹⁸ A 3. ábrán láthatók a különböző kutatók eredményei.

Az ábrában a vizsgálatok feltételeitől függetlenül kerültek megjelenítésre a kapott rotatio eredmények. Jól látszik, hogy csupán néhány általános következtetés vonható le, a kutatók eredményei között szinte semmilyen megegyező eredmény nincs. A különböző szerzők által kapott rotatio-flexio függvény jellege és nagysága is jelentősen különbözik.

A fentiekben leírtakból következően a „cél-függvény” megalkotásához

- ki kellett alakítani egy jól definiált kísérleti eljárást,
- egyértelműen meg kellett határozni azo-



Lu et al. 2008 (élő)
 Wilson et al. 2000 (cadaver)
 Wilson et al. 1998 (cadaver)
 Wilson et al. 1998 (model)
 Bull et al. 2008 (cadaver)
 Akalan et al. 2008 (reference model)
 Akalan et al. 2008 (constraint based model)
 Most et al. 2004 (TEA, cadaver)
 Most et al. 2004 (GCA, cadaver)

3. ábra. Összefoglaló diagram a térdízület mozgásvizsgálatairól

- kat a feltételeket, amelyek befolyásolják a mérési eredményeket, hogy a mért kinematikai jellemzők egzaktak legyenek,
- ki kellett jelölni azt az általánosan ismert, de egyszerűen meghatározható *anatómiai koordináta-rendszert*, amelyben a kiértékelés elvégezhető,
 - ki kellett dolgozni a *mérések kiértékelési eljárását*,
 - fel kellett írni a mozgás *matematikai modelljét*,
 - ki kellett dolgozni egy általános módszert, amellyel a mérési eredményekre legjobban illeszkedő közelítő *függvényben* meghatározhatók a kényszerített (passzív) végrotáció és az akaratlan mozgás határai.

2. Módszerek

2.1. Kísérletek

Az ízület kinematikájának leírására és az ízület mechanikai modelljének keresésére az elvégzendő kísérletek modelljéül cadaver térdet választottunk, mivel ez a *geometria azonossága miatt* a vizsgálatokhoz megfelelő modell. A cadaver térden csupán az élő szervezet izmaiban természetes állapotban létező *izomtonus* nincs meg, ezek *modellezését* megoldottuk a készülékben.²⁶

A cadaver térd mozgását Szakál cikkében ismertett kísérleti berendezésben²⁶ vizsgáltuk. A mért jellemzők: a vízszintesen tartott láb folyamatosan növekvő erővel történő lefeszítése (1. típusú mérés), illetve a vízszintesen tartott láb önsúlya okozta behajlítása (2. típusú mérés). Ezekben a mozgásoknál nem az izmok, hanem külső terhelés, vagy a testrés és a test önsúlya okozza a térdízület behajlítását.

A kísérleteket hat férfi (életkor: 40–68 év, átlag: 54,5 év), cadaver alany összesen tíz ízületén (6 db jobb, 4 db bal térdízület) végeztük. A

laboratóriumi méréseket a tetemek szakorvos általi standard fizikális vizsgálata előzte meg, illetve követte. Ezen vizsgálatok alapján mind a hat alany ízülete alkalmas volt a kísérletekre. A mérések helyszíne a Semmelweis Egyetem II.sz. Patológiai Intézete (H-1091 Budapest, Üllői út 93.) volt. Az alanyokat a kísérleteket megelőzően standard hullaházi körülmények között tárolták (hullakamra, háton fekvő helyzet, nyújtott térd, átlagos tárolási idő: 10 nap). A készülékben végzett kísérleteket megelőzően a bőr- és zsírszövetet eltávolítottuk. A resectiot megelőző előkészítő mérések időtartama körülbelül 2 óra volt, így az ízület hőmérséklete elérte a szobahőmérsékletet a készülékben végzett mérések kezdetére.

A kísérletet megelőzően a térdízület resectálása során biztosítani kellett, hogy a koordináta-rendszerek és az anatómiai pontok helyzetének transzformálásához szükséges markerek hiánytalanul rajta legyenek a csontokon. Az előkészített ízületet a készülékbe rögzítettük, majd csatlakoztattuk a gumiizom modellt és a terhelést. A készülék használata előtt felhelyeztük a helymeghatározó rendszer jeladóit, és az ízületet nyújtott helyzetbe állítottuk. A helymeghatározó rendszer által szolgáltatott adatok feldolgozására kidolgozott kiértékelő módszer segítségével megkaptuk a kívánt kinematikai jellemzőket.

A meghatározáshoz szükséges orvosi protokollt Dr. Andrónyi Kristóf dolgozta ki.¹⁵ A kísérletek során elsőként az egész emberi lábón kellett méréseket végezni a resectálás során eltávolítandó anatómiai pontok helyzetének rögzítése érdekében. Kihhasználva azt, hogy a femur gömbi mozgást végez, a caput femoris középpontjának, mint a gömbi mozgás középpontjának helyzete a mért adatokból meghatározható. A többi anatómiai pont helyzete közvetlenül mérhető volt. Az anatómiai koordináta-rendszert a resectálás előtt kellett felvenni, majd az anatómiai koordináta-rend-

szert kellett transzformálni a resectált ízületre.

A továbbiakban röviden összefoglaljuk Renner és Andrónyi cikkében részletezett mérési folyamat²⁷ lépéseit. Az anatómiai koordináta-rendszer létrehozásához, annak transzformálásához, valamint a kinematikai jellemzők meghatározásához a következők a mért adatok:

- az anatómiai pontok helyzete: malleolus medialis és lateralis, tuberositas tibiae, caput fibulae, epicondylus medialis és lateralis,
- markerek helyzete,
- a femorális jeladó helyzetének változása a gömbi mozgás során a caput femoris középpontjának meghatározásához,
- a femorális és a tibiális jeladóhoz rögzített koordináta-rendszer helyzetének változása a folytonos mérés során a kinematikai jellemzők meghatározásához.

A mérések két fő csoportra bonthatók:

1. Az anatómiai koordináta-rendszerek létrehozása:
 - a. a caput femoris középpontjának meghatározása,
 - b. transzformációs koordináta-rendszerek létrehozása a markerek segítségével, amelyekhez viszonyítva az anatómiai pontok helyzete állandó,
 - c. az anatómiai koordináta-rendszerek leírása a transzformációs koordináta-rendszerekben.
2. A mérési adatok kiértékelése:
 - a. több lépésben az anatómiai koordináta-rendszerek egymáshoz viszonyított helyzetének meghatározása,
 - b. a helyzetleíró mátrix elemeiből a tibia helyzetét leíró szögek kiszámítása.

2.2 Mérési adatok kiértékelési módszere²⁸

A folyamatos mérés során a térbeli helymeghatározó rendszer a femurra és a tibiára helye-

zett jeladói koordináta-rendszerek helyzetét adja meg az abszolút koordináta-rendszerben $A_{t,j}; A_{f,j}$, ahol $j=1..l$, t a tibia, f a femur jele az indexekben, j pedig az adatpárok sorszáma. A továbbiakban is a tenzorokat vastag, dőlt nagy betűkkel, a skalár mennyiségeket dőlt kisbetűkkel jelölöm. A kísérlet időtartamától függően ez az adatállomány $l=800-1500$ adatpárt tartalmaz, időpontokhoz rendelve.

A készülékbe rögzítés során a jeladók helyzete megváltozik, így az *átviteli* koordináta-rendszerek forgatási mátrixait újra kell számolni az abszolút koordináta-rendszerben ($A_{t,átv,j}; A_{f,átv,j}$). Ezen átviteli koordináta-rendszerek biztosítják a cadaver személyen rögzített, illetve a készülékbe helyezett ízületre rögzített anatómiai koordináta-rendszerek matematikai azonosságát. A femur és a tibia *anatómiai* koordináta-rendszereinek helyzetét a két csonton elhelyezett markerek átviteli koordináta-rendszereiben ismerjük azok forgatási tenzoraival ($C_{t,tanat}; C_{f,fanat}$).

Ezek ismeretében a számítás lépései összefoglalva a következők:

- a tibia és a femur anatómiai koordináta-rendszere transzformációs mátrixának meghatározása az abszolút koordináta-rendszerben, majd
- az anatómiai koordináta-rendszerek transzformációs mátrixainak leírása a jeladók koordináta-rendszerében, amelyek ismeretében
- minden egyes időpillanathoz tartozóan meghatározandó a jeladók egymáshoz viszonyított helyzete, vagyis a tibia jeladójának transzformációs mátrixa a femur jeladójának koordináta-rendszerében, amelyet
- a tibia anatómiai koordináta-rendszerének a femur jeladójának koordináta-rendszerbeli forgatási mátrixának meghatározása követ, így
- ezen számítások elvégzése után az ana-

tómiai koordináta-rendszerek egymáshoz viszonyított helyzete meghatározható.

A forgatási mátrix elemeit a tibia anatómiai koordináta-rendszer tengelyeihez rendelt egységvektorok skalárvetületei adják a femur anatómiai koordináta-rendszerében. A mátrix elemeiből a kinematikai jellemzők visszazámíthatók (flexio-extensio - φ a z_i tengely körül, adductio-abductio - γ az elforgatott x_i tengely körül, rotatio - ρ a kétszer elforgatott y_i tengely körül – 2. ábra) ezen jellemzők definícióinak ismeretében.

2.3. A célfüggvény létrehozása a mérési adatokból

A célfüggvény meghatározásának fő lépései a következők:

A korábban kapott mérési adatsorokra a legkisebb négyzetek módszerével trilineáris függvényt illesztünk úgy, hogy a szakaszhatárok becsléssel 10-30° és 35-70° közé essenek, és a trilineáris függvény szakadásmentes legyen.

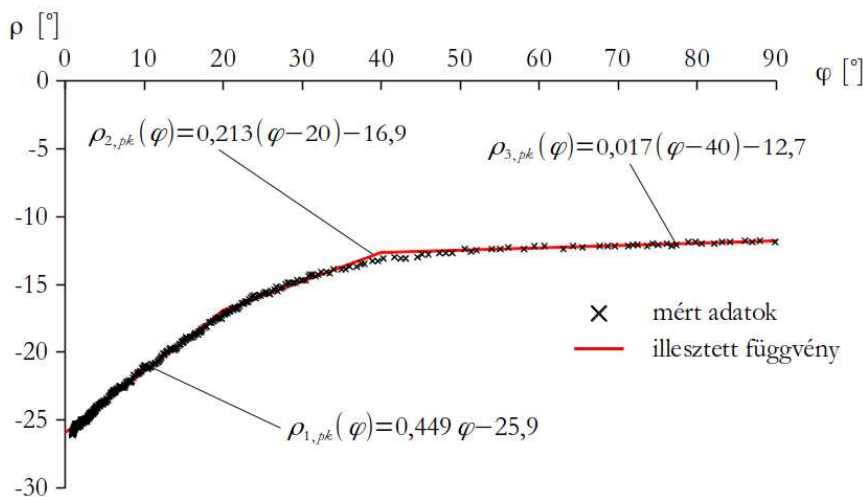
- Az illesztések teljes szórásnégyzetének a szakaszhatárok szerinti minimumhelyét

keressük, így megkapjuk minden mérési adatsorhoz tartozóan a szakaszhatárokat.

- Ezen szakaszhatárok átlagai lesznek a célfüggvény szakaszhatárai.
- A célfüggvény meghatározott szakaszhatárainak figyelembe vételével trilineáris függvényt illesztünk minden mérési adatsorra.
- Az illesztett trilineáris függvények tengelymetszetével eltoljuk a mérési adatsorokat a rotáció tengelye mentén az origóba.
- Az így előálló adatfelhőre az ismert szakaszhatárok figyelembevételével illesztjük a szintén trilineáris célfüggvényt.

Tekintettel arra, hogy a szakirodalom szerint is a flexio első szakaszában kényszerített rotatio van, a végső szakaszban viszont teljesen szabad a mozgás, a közbülső szakasz pedig egy átmeneti szakasznak tekinthető, így a rotatio-flexio függvény valóban három elkülönült szakaszra bontható.

Ha az egyes szakaszokat a legegyszerűbb függvénnyel közelíthetjük, a célfüggvény egy



4. ábra. Példa a trilineáris illesztésre ($p=6$; $k=1$)

trilineáris függvénnyel modellezhető, ugyanakkor a szakaszhatárok ismeretlenek. Jelöljük ezeket φ_1 és φ_2 -vel, az illesztés teljes tartománya pedig legyen $\varphi = 0-90^\circ$.

Ezen határok által kijelölt szakaszokon a mért adatokat egy-egy lineáris függvénnyel közelítjük úgy, hogy folytonos függvényt kapjunk:

$$\begin{aligned}\rho_{1,pk}(\varphi) &= a_{1,pk}\varphi + \rho_{0,pk}, \\ \rho_{2,pk}(\varphi) &= a_{2,pk}(\varphi - \varphi_1) + \rho_{10,pk}, \\ \rho_{3,pk}(\varphi) &= a_{3,pk}(\varphi - \varphi_2) + \rho_{20,pk},\end{aligned}\quad (1)$$

ahol a pk index az egyes konkrét adathalmazt azonosító változó (a p index a vizsgált ízületet azonosítja, míg a k index a femorális anatómiai koordináta-rendszert és a vizsgálat módját együttesen). A függvények folytonosságát biztosítják az illesztés során a $\varrho_{10,pk}$ és $\varrho_{20,pk}$ rotáció paraméterek. Ezek a

$$\begin{aligned}\rho_{10,pk} &= a_{1,pk}\varphi_1 + \rho_{0,pk}, \\ \rho_{20,pk} &= a_{2,pk}(\varphi_2 - \varphi_1) + \rho_{10,pk}\end{aligned}$$

összefüggésekkel számíthatók.

A szakaszhatárok meghatározása során mindhárom tartományra külön-külön meghatároztuk a szórás-négyzeteket:

$$\begin{aligned}S_{1,pk}^2 &= \frac{\sum_{j=1}^{n_{1,pk}} [\rho_{j,pk} - (a_{1,pk}\varphi_{j,pk} + \rho_{0,pk})]^2}{n_{1,pk} - 2}, \\ S_{2,pk}^2 &= \frac{\sum_{j=n_{1,pk}+1}^{n_{2,pk}} [\rho_{j,pk} - (a_{2,pk}(\varphi_{j,pk} - \varphi_1) + \rho_{10,pk})]^2}{n_{2,pk} - n_{1,pk} - 2}, \\ S_{3,pk}^2 &= \frac{\sum_{j=n_{2,pk}+1}^{n_{3,pk}} [\rho_{j,pk} - (a_{3,pk}(\varphi_{j,pk} - \varphi_2) + \rho_{20,pk})]^2}{n_{3,pk} - n_{2,pk} - 2}.\end{aligned}$$

A számítás során abból az elvből indultunk ki, hogy a teljes tartományban úgy kell a trilineáris függvényt illeszteni a mért adatokra, hogy a lehető legkisebb legyen a teljes szórás. Ennek érdekében meghatároztuk az illesztés teljes szórását (2) a φ_1 és a φ_2 szakaszhatárok függvényében. Ennek a függvénynek a φ_1 és φ_2 szerinti minimumhelyét keresve határozható meg a

kényszerített végrotációnak, valamint a szabad mozgásának a határa.

$$S_{\delta_0,pk}^2 = \frac{\Delta}{n_{3,pk} - 4}, \quad (2)$$

ahol

$$\begin{aligned}\Delta &= \sum_{j=1}^{n_{1,pk}} [\rho_{j,pk} - (a_{1,pk}\varphi_{j,pk} + \rho_{0,pk})]^2 \\ &+ \sum_{j=n_{1,pk}+1}^{n_{2,pk}} [\rho_{j,pk} - (a_{2,pk}(\varphi_{j,pk} - \varphi_1) + \rho_{10,pk})]^2 \\ &+ \sum_{j=n_{2,pk}+1}^{n_{3,pk}} [\rho_{j,pk} - (a_{3,pk}(\varphi_{j,pk} - \varphi_2) + \rho_{20,pk})]^2.\end{aligned}$$

A minimumhely meghatározásával kiszámítható az a (φ_1, φ_2) adatpár, amelyek a trilineáris függvény szakaszhatárai lesznek.

A célfüggvény meghatározásához az egyes rotatio-flexio mérési adatsorokat eltoljuk az előzőekben kiszámított $\varrho_{0,pk}$ -val. Ennek célja az, hogy egységesen minden mérési adatsor a rotatio-flexio koordináta-rendszer origójából induljon, ezáltal a mérések összehasonlíthatóvá váljanak. Ezt az eltolást azért tehetjük meg, mert a Bíró és Fekete cikkében leírtak alapján a függvény ϱ koordináta menti helyzete elsősorban a boka pontoknál meghatározott koordináta-tengelyek helyzetétől függ.²⁹ A függvény alakját, lefutását ezen koordináta-tengely minimálisan módosítja.³⁰

Az adatsorok eltolása után egy olyan adatfelhő áll rendelkezésre, amelyre meghatározott határok között kell illeszteni egy trilineáris függvényt. Az illesztés menete itt is a korábbiakhoz hasonló. Először az első szakaszra, a kényszerített végrotatio szakaszára kell egyenest illeszteni. Ezen egyenes az origón megy keresztül, így egyenlete:

$$\rho_{1,kc}(\varphi) = a_{1,kc}\varphi. \quad (3)$$

A második szakasz kezdeti rotatio értékét az első szakaszra illesztett függvény φ_1 -beli értéke adja.

A második szakaszra illesztett függvény tehát a következő:

$$\rho_{2,kC}(\varphi) = a_{2,kC}\varphi + \rho_{10,kC}. \quad (4)$$

A harmadik szakaszra illesztett lineáris függvény konstans tagja a második szakaszra illesztett lineáris függvény φ_2 -beli értéke. A harmadik szakaszra illesztett függvény így:

$$\rho_{3,kC}(\varphi) = a_{3,kC}\varphi + \rho_{20,kC}. \quad (5)$$

A $\rho_{10,kC}$ és $\rho_{20,kC}$ az adott szakaszt megelőző szakasz φ_1 , illetve φ_2 -höz tartozó rotatio értéke.

3. Eredmények

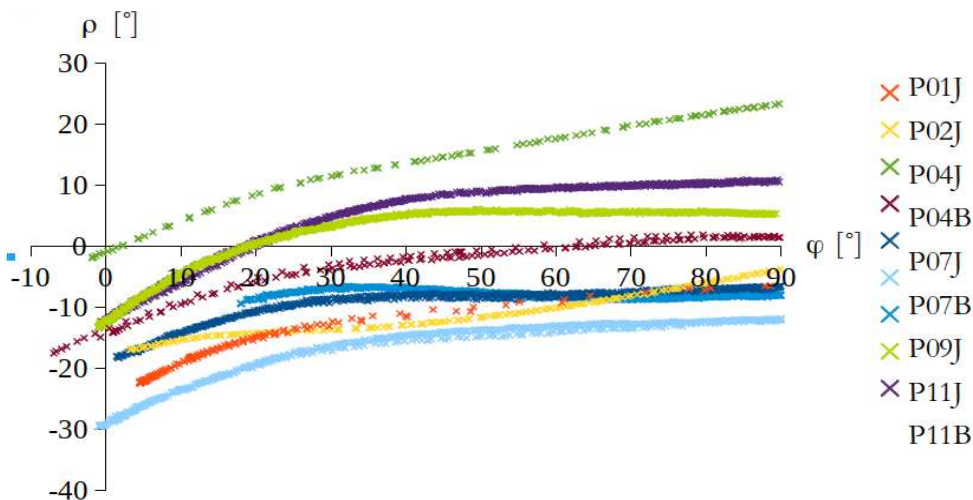
Az 5. ábrán látható mérési eredményeink különböző rotáció értékekkel kezdődnek. Ezt a tibiális kereszttengety (bokapontok által meghatározott) felvételének esetlegessége okozza. Az ismertettek alapján a tibiális kereszttengety (amelynek helyzete befolyásolja a rotáció mértékét) hibaokozó hatásának kiküszöbölésére a rotatio-flexio függvényeket a koordináta-rendszer origójába toltuk, ezáltal a mérés-

eket összehasonlíthatóvá tettük úgy, hogy a kapott mérési adatsorra illesztett függvények 0° flexiohoz tartozó rotatio értékét kivontuk a mérési adatokból. A fent elmondottak alapján a 4. ábrán bemutatotthoz hasonlóan meghatároztuk a rotatio-flexio görbéket, most már a 0° rotációhoz redukálva.

A femorális anatómiai koordináta-rendszer pontosabb felvétele érdekében annak definícióját módosítottuk úgy, hogy az epicondyláris (EPI) pontok helyett az FFC pontokat használtuk fel a koordináta-rendszer felvételénél, mivel a femorális condylusokra illesztett körök középpontjai pontosabban határozhatók¹³ meg Andrónyinak ezen folyóirat jelen számában megjelent cikke szerint. Ezen változtatással a rotatio-flexio görbék a következőképpen néznek ki (5. ábra).

A kényszerített végrotáció határa

Minden mérési adatsorra elvégeztük a korábban ismertetett trilineáris függvény illesztését a $\varphi_1=10-30^\circ$, és $\varphi_2=35-70^\circ$ -os tartományt alapul véve (4. ábra). Így a szórásnégyzet a φ_1 és φ_2



5. ábra. A rotatio – flexio mérési eredmények ($k=4-1$. terhelési típus, FFC-vel felvett femorális koordináta-rendszer)

szakaszhatárok függvényében a 2-es szórás-függvény felhasználásával a 6. ábrán látható módon alakul.

A durva hibák kizárása után képeztük a mérési sorozatokhoz tartozó végrotáció értékek átlagát, amellyel meghatároztuk a kényszerített végrotációk értékét.

$$\bar{\varphi}_1 = \frac{\sum_{k=1}^4 \varphi_{1,k}}{4} = 17,75^\circ.$$

A mérési sorozat kényszerített végrotációjának szórása az elvégzett számítások után:

$$s_1 = \sqrt{\frac{\sum_{k=1}^4 (\varphi_{1,k} - \bar{\varphi}_1)^2}{3}} = 0,43^\circ.$$

A kényszerített végrotáció határa 95%-os valószínűséggel:

$$\varphi_1 = \bar{\varphi}_1 \pm 2,5s_1 = 17,75 \pm 1,075^\circ.$$

A mérések számának növelésével az érték pontosítható, az anatómia sajátosságait figyelembe véve azonban a kényszerített végrotáció határa kerekítéssel 20° -nak tekinthető (10%-os kerekítés).

Ezek után meg kell határozni a φ_2 határ értékét is. Ez az illesztések átlagaként adódik az előzőekben alkalmazottakhoz hasonlóan. A szabad mozgás határa:

$$\bar{\varphi}_2 = \frac{\sum_{k=1}^4 \varphi_{2,k}}{4} = 42,28^\circ.$$

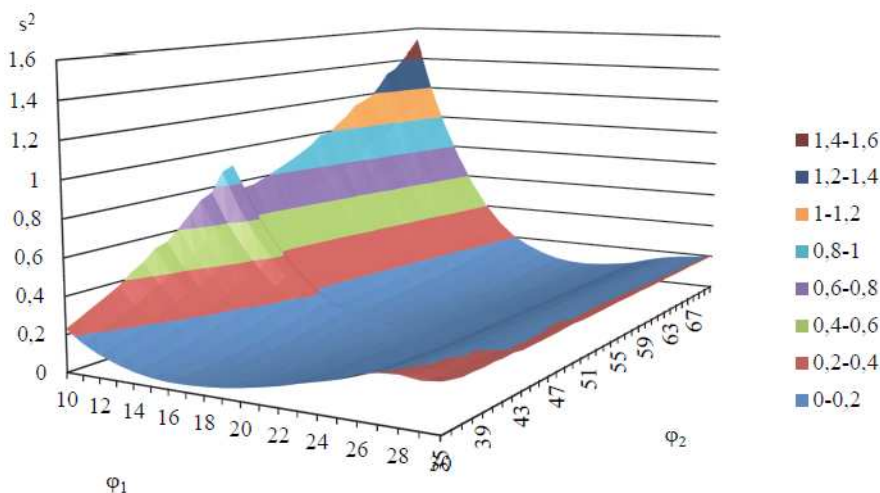
Az átlagok szórása:

$$s_2 = \sqrt{\frac{\sum_{k=1}^4 (\varphi_{2,k} - \bar{\varphi}_2)^2}{4}} = 1,92^\circ.$$

A szabad mozgás határa 95%-os valószínűséggel:

$$\varphi_2 = \bar{\varphi}_2 \pm 2,5s_2 = 42,28 \pm 4,8^\circ.$$

A számítások eredményeként, figyelembe véve az anatómia sajátosságait, a szabad mozgás határa kerekítéssel $\varphi_2 = 40^\circ$ (5%-os kerekítés). A célfüggvények együtthatóit a számított középértékekkel ($\varphi_1 = 18^\circ, \varphi_2 = 42^\circ$) is meghatároztuk a kerekített értékek mellett. Ennek eredményeként megállapítható, hogy a kényszerített végrotáció szakaszán a 10% kerekítés átlagosan 2,6%-os illesztési hibát okoz. Ezért – az anatómiai különbözőségek miatt – célszerű



6. ábra. Szakaszhatárok meghatározása a szórásnégyzet minimuma alapján ($p=1 - P01J$ ízület; $k=1 - 2.$ terhelési típus, EPI-vel felvett femorális koordináta-rendszer φ_1 – kényszerített végrotáció határának vizsgálati tartománya, φ_2 – a szabad mozgás határának vizsgálati tartománya)

a határokat kerek számban megadni.

A korábbiakban meghatároztuk a rotatio-flexio függvény trilineáris közelítéséhez szükséges három szakasz határát. A szakaszhatárok:

$$\varphi_0 = 0^\circ; \varphi_1 = 20^\circ; \varphi_2 = 40^\circ.$$

Ezen értékek figyelembevételével, az illesztett függvények együtthatói a 1. táblázatban összefoglaltak szerint alakulnak (a táblázat tartalmazza az együtthatókat a térdízület-koordináta-rendszerfelvétel-mérési típus szerint).

p	k	alany	kr. tip	terh. tip	$a_{1,pk}$	$a_{2,pk}$	$a_{3,pk}$	$Q_{0,pk}$	$Q_{10,pk}$	$Q_{20,pk}$
1	1	P01J	EPI	2. típus	0,460	0,148	0,069	-22,1	-12,9	-9,9
	2			1. típus	0,541	0,125	0,070	-22,7	-11,9	-9,4
	3		FFC	2. típus	0,459	0,151	0,111	-24,2	-15,0	-11,9
	4			1. típus	0,532	0,132	0,110	-24,6	-14,0	-11,3
2	1	P02J	EPI	2. típus						
	2			1. típus	0,163	-0,010	0,097	-12,2	-9,0	-9,2
	3		FFC	2. típus						
	4			1. típus	0,177	0,030	0,177	-17,4	-13,8	-13,2
3	1	P04J	EPI	2. típus	0,434	0,208	0,168	1,6	10,3	14,5
	2			1. típus	0,477	0,247	0,134	1,8	11,4	16,3
	3		FFC	2. típus	0,442	0,221	0,226	-1,2	7,7	12,1
	4			1. típus	0,488	0,253	0,192	-0,9	8,9	13,9
4	1	P04B	EPI	2. típus	0,397	0,119	0,096	-13,4	-5,4	-3,1
	2			1. típus	0,447	0,149	0,062	-13,3	-4,4	-1,4
	3		FFC	2. típus	0,403	0,128	0,118	-14,3	-6,2	-3,7
	4			1. típus	0,449	0,163	0,082	-14,2	-5,2	-2,0
5	1	P07J	EPI	2. típus	0,367	0,087	-0,038	-14,2	-6,9	-5,2
	2			1. típus	0,415	0,096	-0,052	-14,7	-6,4	-4,5
	3		FFC	2. típus	0,377	0,112	0,027	-18,2	-10,7	-8,4
	4			1. típus	0,424	0,120	0,014	-18,6	-10,2	-7,8
6	1	P07B	EPI	2. típus	0,449	0,213	0,017	-25,9	-16,9	-12,7
	2			1. típus	0,493	0,194	0,018	-26,5	-16,6	-12,7
	3		FFC	2. típus	0,459	0,234	0,052	-28,3	-19,1	-14,4
	4			1. típus	0,501	0,217	0,053	-28,8	-18,8	-14,5
7	1	P09J	EPI	2. típus	0,364	-0,043	-0,162	-7,1	0,2	-0,7
	2			1. típus						
	3		FFC	2. típus	0,378	0,015	-0,044	-14,5	-6,9	-6,6
	4			1. típus						
8	1	P11J	EPI	2. típus	0,627	0,186	0,017	-14,3	-1,8	1,9
	2			1. típus	0,689	0,205	0,034	-14,0	-0,2	3,9
	3		FFC	2. típus	0,621	0,157	-0,004	-12,4	0,0	3,2
	4			1. típus	0,680	0,178	0,011	-12,0	1,6	5,2
9	1	P11B	EPI	2. típus	0,600	0,286	0,027	-11,6	0,4	6,2
	2			1. típus	0,652	0,340	0,046	-11,7	1,4	8,2
	3		FFC	2. típus	0,609	0,294	0,042	-12,0	0,2	6,1
	4			1. típus	0,661	0,347	0,060	-12,1	1,1	8,1

1. táblázat. A trilineáris függvények együtthatói

Meghatároztuk minden ízületre vonatkozóan mindkét mérési típus mindkét kiértékelési módszeréhez tartozóan az illesztés globális szórását (2. táblázat). A szórások ismeretében az F-próba eredményeként megállapítható, hogy a P04J ízület 1. típusú mérését ki kell zárni a célfüggvény meghatározása során.

Ezek ismeretében határozhatók meg az átlagos trilineáris függvények együtthatói (3. táblázat). Ezek a függvények láthatók a 7. ábrán.

4. Következtetések

Az előzőekben bemutatott célfüggvény eredményeként a különböző kutatók különböző módszerekkel végzett kísérleteinek eredményei összehasonlíthatókká válnak. Megjegyezzük, hogy ez a matematikai modell más ízületekre is alkalmazható.

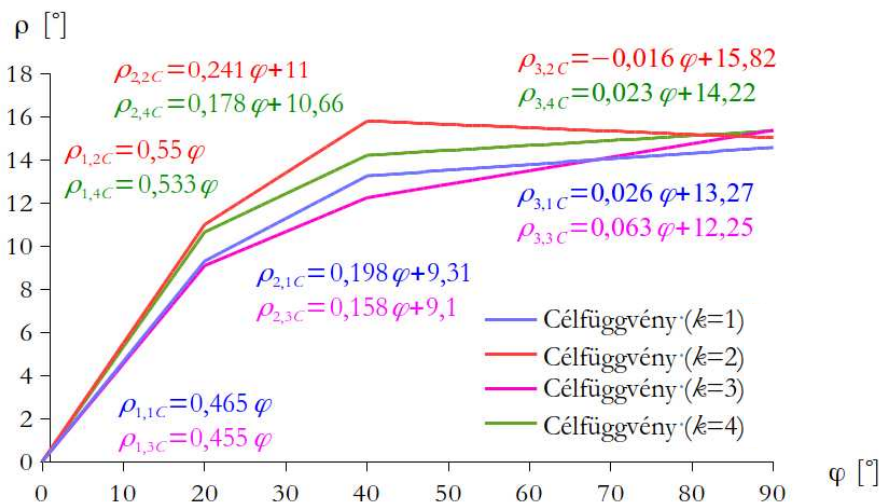
A célfüggvény fölhasználható a protézis minősítésekre és a protézisek általános beépí-

k	alany		P01J	P02J	P04J	P04B	P07J	P07B	P09J	P11J	P11B
	p		1	2	3	4	5	6	7	8	9
1	EPI	Tip. 2	0,221		0,157	0,305	0,276	0,195	0,345	0,350	0,291
2		Tip. 1.	0,299	0,325	0,165	0,392	0,351	0,345		0,380	0,370
3	FFC	Tip. 2	0,242		0,168	0,332	0,272	0,190	0,367	0,362	0,293
4		Tip. 1.	0,325	0,325	0,140	0,394	0,367	0,338		0,410	0,368

2. táblázat. A trilineáris illesztések globális szórása ($\sigma_{\text{ö,pk}}$ [°])

k	alany		$a_{1,kC}$ [-]	$a_{2,kC}$ [-]	$a_{3,kC}$ [-]	$\varrho_{10,kC}$ [°]	$\varrho_{20,kC}$ [°]	s_{kC} [°]
1	EPI	Tip. 2	0,221		0,157	0,305	0,276	0,195
2		Tip. 1.	0,299	0,325	0,165	0,392	0,351	0,345
3	FFC	Tip. 2	0,242		0,168	0,332	0,272	0,190
4		Tip. 1.	0,325	0,325	0,140	0,394	0,367	0,338

3. táblázat. A célfüggvények együtthatói a kerekített szakaszhatárokkal



7. ábra. A célfüggvények különböző anatómiai koordináta-rendszer és mérési típus esetén

tési módszerének optimalizálására, amellyel Kopcsányi et al. foglalkozik a folyóirat jelen számában megjelent cikkében.³¹

A meghatározott célfüggvény alkalmas arra is, hogy segítségével a protézisfejlesztéssel foglalkozó mérnökök jobb protézist fejlesszenek, mivel célfüggvény használatával fejlesztett protézisek által biztosított mozgásformák sokkal közelebb állnak a valós ízület mozgásához, mint azt a mostani protézisek biztosítják.⁶

A kísérleti berendezést felhasználva az egészséges emberi térdízületben lezajló csúszó-gördülő mozgások elemezhetők, ezzel Fekete et al. foglalkozik cikkében.³² További vizsgálatokkal a csúszás-gördülés eredményeit felhasználva a protézisek egy másik szempont szerinti minősítésére is lehetőség nyílik.

Ugyanezen eredmények lehetőséget teremtenek arra is, hogy az itt megfogalmazott rotatioflexio célfüggvény és a csúszó-gördülő mozgás közötti kapcsolat megteremthető legyen.

A megfogalmazott matematikai modell általánosan alkalmazható, ugyanakkor a célfüggvény konkrét értékei mozgásformától és koordináta-rendszertől is függhetnek. Ezért további kutatás szükséges a matematikai modell koordináta-rendszertől való függetlenségének kidolgozása. Ugyanilyen továbblépés lehet a mozgásformától való függőség vagy függetlenség bizonyítása.

Orvosi szempontból fontos lehet a rotatioflexio függvény anatómiai koordináta-rendszertől való függetlenségének megteremtése. Ez a protézisek beültetése szempontjából lehet lényeges kérdés.

IRODALOM

1. *Good ES, Suntay WJ.* A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee. *Journal of Biomechanical Engineering* 1983;105:136-44.
2. *Walker PS, Heller Y, Yildirim G, Immerman I.* Reference axes for comparing the motion of knee replacements with the anatomic knee. *The Knee* 2011;18(5):312-6.
3. *Blaah JD, Mancinelli CA, Simons WH, Kish VL, Thyagarajan G.* Kinematics of the human knee using an open chain cadaver model. *Clin Orthop Relat Res* 2003;410:25-34.
4. *Hollister AM, Jatana S, Singh AK, Sullivan WW, Lupichuk AG.* The axes of rotation of the knee. *Clin Orthop Relat Res* 1993;290:259-68.
5. *Eckhoff D, Hogan C, DiMatteo L, Robinson M, Bach J.* Difference between the epicondylar and cylindrical axis of the knee. *Clin Orthop Relat Res* 2007;461:238-44.
6. *Csizmadia BM, Balassa G, Katona G.* The first steps to the development of the knee prosthesis rating method. *Biomechanica Hungarica* 2013;6(1):39-45.
7. *Pennock GR, Clark KJ.* An anatomy-based coordinate system for the description of the kinematic displacements in the human knee. *Journal of Biomechanics* 1990;23(12):1209-18.
8. *Platzer W.* SH atlas – Anatómia I. Budapest: Springer Hungarica, 1996.
9. *Piazza SJ, Cavanagh PR.* Measurement of the screw-home motion of the knee is sensitive to errors in axis alignment. *Journal of Biomechanics* 2000;33(8):1029-34.
10. *Freeman MAR.* How the knee moves. *Current Orthopaedics* 2001;15(6):444-50.
11. *Varadarajan KM, Harry RE, Johnson T, Li G.* Can in vitro systems capture the characteristic differences between the flexion–extension kinematics of the healthy and TKA knee? *Med Eng Phys* 2009;31(8):899-906.
12. *Bíró I, Csizmadia BM, Katona G.* Sensitivity investigation of three cylinder model of human knee joint. *Biomechanica Hungarica* 2010;3(1):33-42.
13. *Andrónyi K, Katona G, Krakovits G.* A térdízület reprodukálható flexiós tengelyének megha-

- tározási módszere. *Biomechanica Hungarica* 2017;10(1):23-33.
14. *Akalan NE, Özkan M, Temelli Y.* Three-dimensional knee model: Constrained by isometric ligament bundles and experimentally obtained tibio-femoral contacts. *Journal of Biomechanics* 2008;41(4):890-6.
 15. *Andrónyi K.* Újabb vizsgálatok a térdízület biomechanikájának megismeréséhez [szakdolgozat]. Budapest: Semmelweis Egyetem; 2010.
 16. *Baldwin MA, Clary C, Maletsky LP, Rullkoetter PJ.* Verification of predicted specimen-specific natural and implanted patellofemoral kinematics during simulated deep knee bend. *Journal of Biomechanics* 2009;42(14):2341-8.
 17. *Hilal I, Van Sint Jan S, Leardini A, Croce UD.* Virtual animation of the kinematics of the human for industrial, educational and research purposes. D3.2 Technical report on data collection procedure. ANNEX I, 2002, Available from URL: http://www.ulb.ac.be/project/vakhum/public_dataset/Doc/VAKHUM-3-Frame_Convention.pdf
 18. *Bull AMJ, Kessler O, Alam M, Amis AA.* Changes in knee kinematics reflect the articular geometry after arthroplast. *Clin Orthop Relat Res* 2008;466:2491-9.
 19. *Zürcher AW, Wolterbeek N, Harlaar J, Pöll RG.* Knee rotation during a weight bearing activity: Influence of turning. *Gait & Posture* 2008;28(3):472-77.
 20. *Wilson DR, Feikes JD, Zavatsky AB, O'Connor JJ.* The components of passive knee movement are coupled to flexion angle. *Journal of Biomechanics* 2000;33(4):465-73.
 21. *Most E, Axe J, Rubash H, Li G.* Sensitivity of the knee joint kinematics calculation to selection of flexion axes. *Journal of Biomechanics* 2004;37(11):1743-8.
 22. *Mesfar W, Shirazi-Adl A.* Biomechanics of the knee joint in flexion under various quadriceps forces. *The Knee* 2005;12(6):424-34.
 23. *Blanckevoort L, Huiskes R.* Validation of a three-dimensional model of the knee. *Journal of Biomechanics* 1996;29(7):955-61.
 24. *Barrance PJ, Williams GN, Novotny JE, Buchanan TS.* A method for measurement of joint kinematics in vivo by registration of 3-D geometric models with cine phase contrast magnetic resonance imaging data. *Journal of Biomechanical Engineering* 2005;127:829-37.
 25. *Benoit DL, Ramsey DK, Lamontagne M, Xu L, Wretenberg P, Renström P.* Effect of skin movement artifact on knee kinematics during gait and cutting motions measured in vivo. *Gait & Posture* 2006;24(2):152-64.
 26. *Szakál Z.* Measuring apparatus for motion analysis of the knee joint (in Hungarian), *GÉP* 2006;LVII(1):37-40.
 27. *Renner G, Andrónyi K.* Measuring motion and shape in biomechanics. In: Bittanti S, editor. *Proceedings of the 18th IFAC World Congress*; 2011 Aug 28-Sep 2; Milan, Italy. Red Hook (NY): Curran Associates; 2011. p. 13855-61.
 28. *Katona G.* Az egészséges emberi térdízület kinematikájának leírása kísérletek alapján [PhD értekezés], Gödöllő: Szent István Egyetem; 2015.
 29. *Bíró I, Fekete G.* Approximate method for determining axis of finite rotation of human knee joint. *Acta Polytechnica Hungarica* 2014;11(9):61-74.
 30. *Bíró I, Csizmadia BM, Fekete G.* Numerical sensitivity analysis on anatomical landmarks with regard to the human knee joint. *Acta Polytechnica Hungarica* 2016;13(5):7-26.
 31. *Kopcsányi G, Balassa GP, Oldal I.* Térdprotézis geometriájának javítása evolúciós algoritmus alkalmazásával. *Biomechanica Hungarica* 2017;10(1):65-73.
 32. *Fekete G, Csizmadia BM, Wahab MA, De Baets P, Katona G, Vanegas-Useche JV, Solanilla JA.* Sliding-rolling ratio during deep squat with regard to different knee prostheses. *Acta Polytechnica Hungarica* 2012;9(5):5-24.

Katona Gábor

Szent István Egyetem, Gépészmérnöki Kar, Mechanikai és Géptani Intézet
H-2100 Gödöllő, Páter Károly út 1.
Tel.: (+36) 30 929-4675

A TÉRDÍZÜLET REPRODUKÁLHATÓ FLEXIÓS TENGELYÉNEK MEGHATÁROZÁSI MÓDSZERE

Andrónyi Kristóf¹, Katona Gábor², Krakovits Gábor^{2†}

¹ Uzsoki Utcai Kórház, Ortopéd-traumatológiai Osztály

² Szent István Egyetem, Mechanikai és Géptani Intézet

andronyi@gmail.com

DOI: 10.17489/biohun/2017/1/03

Absztrakt

A térdízület flexiós tengelyének a pontos meghatározása mind a mozgáselemzések, mind a protézis beültetések szempontjából kiemelten fontos, ugyanakkor a rendelkezésre álló flexiós tengely meghatározási módszerek sokszor pontatlanok, nem reprodukálhatók. Célunk volt egy megbízható tengelymeghatározási módszer megalkotása, valamint ennek a különböző módszerekkel való összehasonlítása relevancia és reprodukálhatóság szempontjából. A femur condylusok hátsú görbülő felszínein alapuló flexiós tengely meghatározási módszer, a transzcylindrikus tengely (TCA) képes lehet a bizonytalan transepicondylaris tengely (TEA), hátsú condylaris vonal (PCL) és Whiteside vonal (WHL) helyett egy pontosabb támpontot nyújtani a térdprotézis rotációs beállításra vonatkozóan. A modellkísérlet során ezen tengely 4° alatti hibával volt meghatározható, szemben a PCL és TEA 7° -ot, WHL 16° -ot is meghaladó hibájával.

Kulcsszavak: térd, mozgásvizsgálat, flexiós tengely, transzcylindrikus tengely, interobszerver reprodukálhatóság

Determination of a reproducible flexion axis of the knee joint

Abstract

The precise determination of the knee joint flexion axis is crucial for both kinematic analysis and prosthesis implantation. However current methods for flexion axis determination are inaccurate and irreproducible. Our goal was to create a reliable method for determining the flexion axis and to compare it with different methods for relevance and reproducibility. The flexion axis determination method based on the posterior surfaces of the femoral condyles, the transycylindrical axis (TCA) may be able to provide a more accurate basis for the rotation setting of the knee prosthesis instead of the uncertain transepicondylar axis (TEA), the posterior condylar line (PCL) and the Whiteside line (WHL). In the model experiment, this axis had a variability under 4° , compared with PCL and TEA 7° , WHL exceeding 16° .

Keywords: knee, motion analysis, flexion axis, transycylindrical axis, interobserver reproducibility

1. Bevezetés

A térdízület mozgásainak elemzéséhez elengedhetetlen a mozgást leíró tengelyek ismerete. Mivel a térdízület mozgásának legnagyobb része a hajlítás (flexió) tengelye mentén jön létre a mozgások elemzése szempontjából ennek a tengelynek a pontos meghatározása bír a legnagyobb jelentőséggel. A flexió tengely a combcsont (femur) kötétt, annak anatómiai pontjai alapján határozható meg. Ennek eredményeképpen a distális femur geometriájának leírása, modellezése, orientációs pontjainak, tengelyeinek meghatározása hosszú ideje a térdízületi kutatások középpontjában áll.^{1,2}

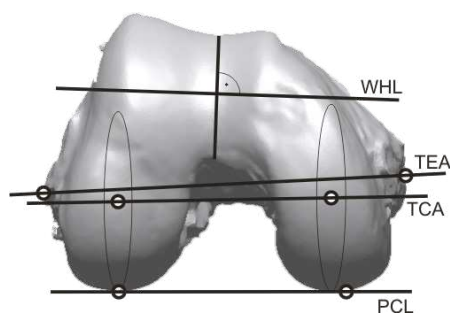
A térdízületi protetikai szempontjából is kiemelten fontos ennek a tengelynek a pontos ismerete, mert csak ezzel biztosítható az eredeti kinematika helyreállítása, ami a későbbi panaszmentes mozgás és hosszú implantátum élettartam alapja. A nem megfelelően beállított komponens számos probléma forrása lehet, úgy mint megváltozott tibiofemorális kinematika, felborult lágyrész egyensúly, instabilitás, megnövekedett nyíróerők és a térdkalács illeszkedési zavarai.

A térd flexió tengelyét hagyományosan a tapintott transepicondylaris tengellyel (anatomical transepicondylar axis) közelítjük,³ ennek oka, hogy a térdízület oldalszalagjai innen erednek. Mivel azt oldalszalagok a teljes mozgástartományban biztosítják az ízület oldalirányú stabilitását logikus a feltételezés, hogy a flexió tengelyéből erednek. Ugyanakkor több tanulmány² is rámutat ennek pontatlanságára, aminek oka, hogy valójában nem pontszerű eredéstről van szó, hanem több köteges, nagyobb területen eredő és tapadó szalag rendszerekről. Az anatómiai epicondylaris tengely még pontos meghatározás esetén sem a flexió tengelyt adja, ezért helyette a térd protetikában a sebészi epicondylaris tengelyt használják, mely a mediális oldalon az epicondylus csúcsa helyett

az alatta lévő csontos árkot (sulcus) veszi alapul.

A térd protetika során a flexió tengelyének meghatározására, a femorális komponens pozícionálására leggyakrabban a hátulsó condylaris vonalat (posterior condylar line – PCL) használják, mely a két condylus leghátulsó pontjait összekötő egyenes (1. ábra). A protetika során a mechanikai tengely szerint resécált distális femur végre egy olyan sablont helyeznek fel, amelynek hátulsó nyúlványai feltámaszkodnak a condylusok hátulsó pontjain, így a tengely meglehetősen jól reprodukálható. Ugyanakkor a térd flexió mozgástartományának mindössze egyetlen, a 90°-ban érintkező pontjait veszi figyelembe, így biomechanikai értelemben korlátozottan alkalmas a flexió tengely meghatározására, különösen arthrotikus térdekben rosszul közelíti a flexió valódi tengelyét.

A flexió tengely meghatározásához támpontot jelenhet a Whiteside vonal (Whiteside's line – WHL), amit a két condylus közti vályú határoz meg (1. ábra). Ebben a vályúban csúszik a térdkalács (patella) a flexió során, ennek megfelelően ez a tengely a flexió tengelyére merőleges és közvetlen biomechanikai kapcsolat nincs is a két tengely között. A két condylus közti árok rövidege miatt ez a tengely rendkívül bizonytalanul határozható csak meg, és nem is feltétlenül merőleges a flexió tengelyére.



1. ábra. A femur distális nézetből, rajta a különböző flexió tengely-meghatározási módszerek

Elsősorban biomechanikai vizsgálatok során használatos az ún. cylindrikus tengely (transcylindrical axis – TCA),⁴ amely a femur condylusok hátulsó sagitális, kört formáló görbületén alapul. Ezen felszín mentén történik a térd flexiós mozgása, így biomechanikai értelemben ideális módszernek tekinthető. Ezen módszer legfőbb hátránya, amely klinikai elterjedését is akadályozta, hogy csak számítógépen, CT illetve MR felvételeken volt meghatározható.

Biomechanikai vizsgálatok során széles körben használatos még a geometriai központ tengelye (geometric centre axis – GCA).⁵ Ezen tengely meghatározási módszer rendkívül hasonlít a TCA meghatározási módszeréhez, itt a condylusokat legjobban kitöltő henger alapján történik a flexiós tengely meghatározása, ennek illesztése a rendszer lényegéből adódóan csak virtuális térben lehetséges. A két módszer között lényegében annyi a különbség, hogy a GCA esetében a két condylusra csak azonos nagyságú kör illeszhető, míg TCA esetén nincs ilyen megkötés. Megítélésünk szerint a két meghatározási módszer rendkívül hasonló eredményre vezet, ezért nem indokolt itt külön vizsgálni őket.

A térd protetika pontosabbá tételére fejlesztették ki a 90-es évek végén a navigációs rendszereket, ahol a vágási síkokat, és így a protézis végző helyzetét 3D számítógépes rendszer segíti. A navigációs rendszerek a fenti anatómiai pontok alapján határozzák meg a protézis helyzetét, így hiába pontos maga a rendszer, ha a bemenő adatok jelentős hibával terheltek. Ez magyarázhatja a navigációs rendszer használata mellett is előforduló helytelen protézis beültetéseket, ami miatt a navigációs rendszerek a technika gyors fejlődése és olcsóbbá válása ellenére sem tudtak széles körben elterjedni.⁶

Az implantátum pozicionálása során három szinten fordulhat elő hiba:⁷

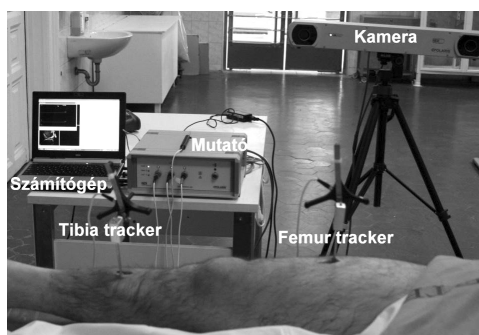
1. Egyéni variációk: az adott személy számára ideális tengelyállás a műtét során közvetlenül nem határozható meg, ezért másodlagos tengelyeket definiálunk, mint például a femur velőúr tengelye, amely alapján a mechanikai tengelyállásra következtetünk. Optimális esetben a valós és másodlagos tengelyek viszonya állandó, de a gyakorlatban számolni kell egyéni variációkkal.
2. Intraoperatív meghatározás: az anatómiai referencia pontok, amelyek alapján a pozicionálás történik, nem pontszerűek, ezek meghatározása pontatlan. Közismert például az epicondylusok meghatározásának bizonytalansága.
3. Technikai kivitelezés: a vágósablon pozicionálása, rögzítése, a fűrészelés kivitelezése, a protézis felhelyezése szintén hatással van az implantátum végző helyzetére.

Jelen tanulmány az első két szinttel foglalkozik, ugyanis a distális femur referenciapontjainak mind anatómiai helyzete variábilis, mind azok meghatározása bizonytalan. Összehasonlítottuk a fentiekben említett négyféle flexiós tengely (transepicondylaris tengely, Whiteside vonal, hátsó condyláris vonal, cylindrikus tengely) reprodukálhatóságát, valamint ezek változásának hatását a mozgásleíró függvényekre. További célunk volt a transcylindrikus (TCA) tengely meghatározására egy olyan módszer megalkotása, mellyel ezt intraoperatív körülmények közt is használni lehet.

A vizsgálatok valóságos cadaver mérések adatai alapján készült számítógépes modellel történtek. A modern számítógépes rendszerekben a modell élethűen ábrázolható, egyszerűen mozgatható, így a vizsgáló ezen a modellen is jól tájékozódhat.

Módszer

Öt ép cadaver térdízületen végeztünk mozgásvizsgálatokat. A vizsgálatok friss, 25-53 éves férfi tetemeken történtek a Semmelweis Egyetem Igazságügyi Orvostani Intézetében (TUKEB 165-1/2002). A navigációs rendszer érzékelőit (tracker) 4 mm-es Schanz csavarral a femurhoz illetve a tibiához rögzítettük. A mozgási adatok detektálásához Polaris (Northern Digital Inc., Waterloo, Canada) infravörös elven működő navigációs rendszert használtunk. A csontokhoz rögzített érzékelőkön darabonként három infravörös led található, melyek térbeli pozícióját egy sztereo kamera 0,35 mm pontossággal meghatározza. A vizsgálóterben egy mutatóval lehet bázispontokat kijelölni (2. ábra).



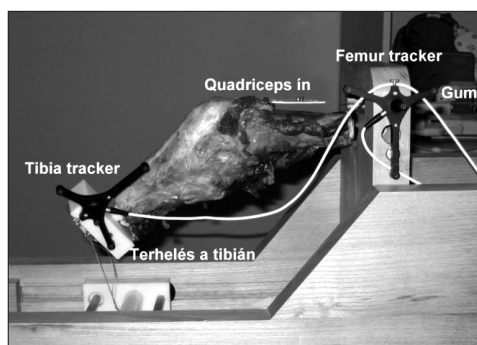
2. ábra. A femurhoz és tibiához rögzített érzékelők mozgásait a navigációs rendszer kamerája detektálta, és továbbította a számítógépnek

A bőr és az izomzat részleges lefejtése révén szabaddá tettük a csontfelszínt, ahová csontonként hat db markert helyeztünk el a későbbi regisztráció céljából, majd az ízületől 16 cm-es távolságra resecáltuk a csontokat. A kivett ízületet intracorticális rudak segítségével rögzítettük egy speciálisan erre a célra kialakított mozgató szerkezetbe, melyben a flexiót a tibiára helyezett változtatható irányú terhelés fokozásával hoztuk létre. Az extenziót a quadriceps inához varrt gumiszalagban létrejövő feszülés indukálta. Ily módon modellezni tudtuk a térd hajlítását terhelt állapotban (3. ábra).

A mozgásvizsgálatok után a térdízületről a lágyrészeket eltávolítottuk, és a porcos felszínt 3D lézer szkennelrel (ModelMaker H40, 3D Scanners LTD, UK) digitalizáltuk. A digitalizálás során nyert térbeli pontokra háromszögeléssel folytonos felületet illesztettünk, így a femur és tibia mint 3D objektum megjeleníthetővé vált. A korábban rögzített markerek segítségével a mozgási és geometriai adatokat összerendeztráltuk, így a két csont virtuális modellje ugyanazt a mozgáspályát írta le, mint a cadaver kísérlet során a valódi csontok.

A cylindrikus tengely (TCA)

Régi megfigyelés, hogy a femur condylusok hátsó részének sagittális metszete jól közelíthető egy körívvel.⁴ A bonyolult háromdimenziós anatómiának ez a leegyszerűsítése modellalkotásra nem alkalmas, hiszen sem a femur nem egyszerű henger, sem a tibia plató nem sík, valamint ez a körív csak a flexió második szakaszában, hozzávetőlegesen a 30°-120°-ig terjedő szögtartományban vesz részt a mozgásban. Ugyanakkor ez átöleli a mozgástartomány jelentős részét, és a flexiós mozgások ezen felület mentén történnek, így a mozgások leírására kiválóan alkalmas. Az ezen alapuló tengely a funkcionális geometriát tükröző, tényleges flexiós tengelyt adja.⁴



3. ábra. A mozgató szerkezet. A quadriceps inhoz rögzített gumiszalaggal extendáltuk, a tibiához kapcsolt terheléssel pedig flektáltuk az ízületet

Ezen körök meghatározása jellemzően MR illetve CT felvételeken történik. Az általunk alkalmazott metodika esetén a vizsgáló a számítógépes modellen kijelöl egy-egy görbét a femur condylusok hátulsó felén vezérpontok segítségével. Ezen görbékre a program iterációs eljárással egy-egy kört illeszt, és ezen köröknek a középpontjai határozzák meg a térd flexiós tengelyét, a cilindrikus tengelyt. Az általunk alkalmazott módszer előnye a CT-n és MR-en alapuló eljárásokkal szemben, hogy műtéti környezetben is alkalmazható navigációs rendszer használata esetén (5. ábra).

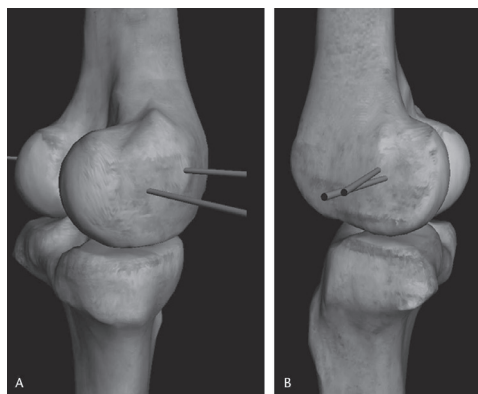
A térd biomechanikai vizsgálatánál legszélesebb körben alkalmazott Grood and Sunday szögértelmezést használtuk.⁸ Ezen szögértelmezésnél a flexió a femur koordináta-rendszer keresztirányú tengelye (TEA/TCA), a rotáció a tibia mechanikai tengelye, az abdukción pedig az un. lengőtengely körül történik, ez utóbbi a mozgás minden pillanatában vándorol, és kölcsönösen merőleges a fenti két tengelyre. A tibia keresztirányú tengelye a rotáció kiindulási állapotát határozza meg, viszont a görbék alakjára nincs hatással,^{8,9} ezért nem okozott

problémát a vizsgálataink során, hogy ennek meghatározása hasonlóan bizonytalan, mint a TEA.

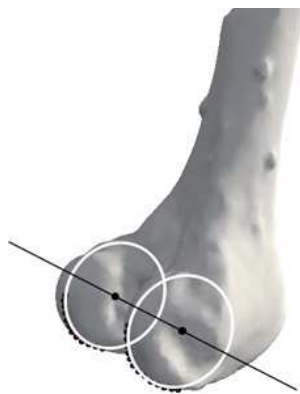
Tengelyek definiálása a csontokon

A tibia mechanikai tengelyét a boka középpontja (külboka-belboka tengely felezőpontja), valamint a mediális eminencia pont határozza meg, a keresztirányú tengely pedig a külboka-belboka tengely.

A femur mechanikai tengelye a combfej középpontját az intercondylaris notchal összekötő egyenes. A combfej középpontjának meghatározásához combkörzéseket végeztünk a tetemen, így a femur tracker a combfej körül egy gömbfelület mentén mozgott, ebből matematikai módszerrel számítható a combfej középpontja, a módszer 3 mm alatti szórással detektálta a combfejközéppontot. Mivel a femur flexiós tengelye kiemelt jelentőséggel bír az adatok értelmezése szempontjából, ezért itt a hagyományosan használt transepicondylaris tengely (TEA) mellett a hátulsó condylaris tengelyt (PCL), a Whiteside's line-t (WHL)



4. ábra. A transepicondylaris (felső) és cilindrikus (alsó) tengely mediális (A) és laterális (B) nézetben.⁴ A cilindrikus tengely a condylusok ívét követve a flexió tengelyét adja, míg a transepicondylaris tengely ettől anterior és proximális irányban helyezkedik el, az egyenesek kitérők.



5. ábra. A transzcylindrikus tengely meghatározásának módja: a vizsgáló a femur condylusok hátulsó felén egy-egy ívet kijelöl, melyre a program kört illeszt. A két kör középpontja határozza meg a cilindrikus tengelyt (TCA).

és a transzcylindrikus tengelyt (TCA) (1. ábra) is teszteltünk a tengelyek reprodukálhatósági pontosságának az érdekében.

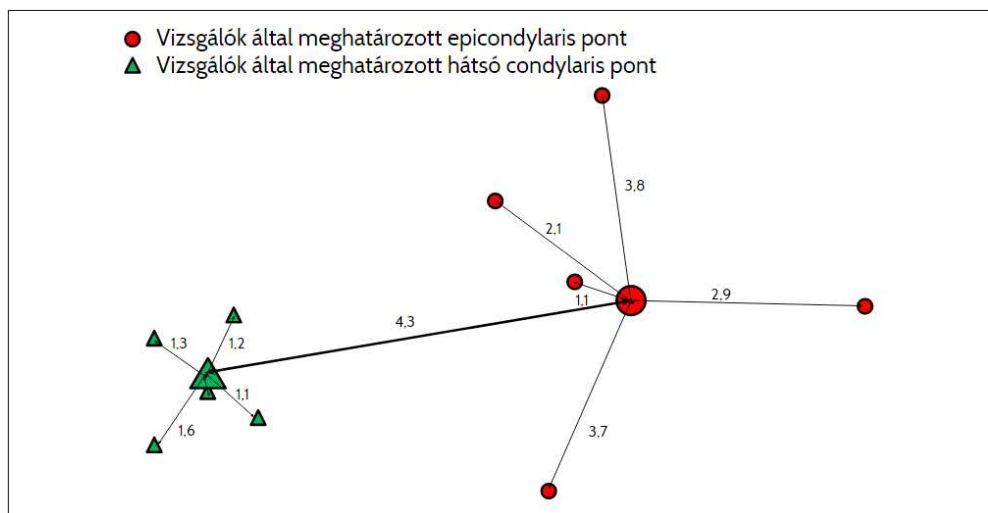
Kilenc, a térd sebészi anatómiájában jártas orvost illetve kutatót kértünk fel, hogy a számítógépes modellen azonosítsa a következő struktúrákat:

1. mediális és laterális epicondylus (transepicondylaris tengely – TEA)
2. condylusok leghátulsó pontjai (hátsó condylaris vonal – PCL)
3. intercondylaris trochlea legmélyebb pontjai (Whiteside's line – WHL)
4. femur condylusok hátsó sagittális görbülete (transzcylindrikus tengely – TCA)

A tengelyek meghatározása a csontok 3D számítógépes modelljén történt Rapidform XOR2 (INUS Technology, Inc., Seoul, KOREA) szoftverrel. A modell a program segítségével tetszőlegesen forgatható, illetve zoomolható. A TEA és PCL esetében a vizsgáló pontokat jelölt ki a felületen, míg a TCA és WHL esetében a condylusok hátsó felszínén, illetve a trochleában referenciapontokat jelölt ki, amelyekre a szoftver a modell felszínét követő görbét (spline-t) illeszt.

Végeredményben tehát mind az öt térdizületen a kilenc vizsgáló által meghatározott, négy-négy különböző koordináta rendszert azonosítottunk (térdenként harminchat koordináta-rendszer), de ezek egymástól csak a flexiós tengely irányában különböztek. Az adatok összehasonlítására statisztikai számítást végeztünk, minden vizsgált pontra vonatkozóan kiszámoltunk a pontok átlagos helyzetét (középállását), és ehhez viszonyítottuk az egyes vizsgálok pontjait. A pontok helyzetének számolása Microsoft Excel 2007 szoftverben történt.

A vizsgálok által megadott különböző típusú referenciapontokból, típusonként számítottuk az átlagos helyzetet, ezt hívtuk középállású pontnak. Ettől a középállású ponttól való távolságot tekintettük annak a mérőszámunk, amely jellemezte a reprodukálhatóságot. A fenti módszerrel analóg módon vizsgáltuk a tengelyeket is, ebben az esetben nem távolságot, hanem a középállású tengely és a vizsgáló által meghatározott tengely által bezárt szöget vizsgáltuk. Néztük még továbbá, hogy a középállású pontok, illetve tengelyek milyen viszonyban vannak egymással (6. ábra).



6. ábra. Az adatok statisztikai értékelése

Eredmények

A különböző flexiós-tengely meghatározási módszerek reprodukálhatósága

A kilenc vizsgáló által kiértékelt öt térdízületen minden egyes tengelytípus összesen 45 alkalommal határoztuk meg. Az 1. táblázatban a térdenként számított középállású ponttól való távolságoknál láthatjuk, hogy a condylusok középpontjait átlagosan 1,62 illetve 1,73 mm-es pontossággal lehetett meghatározni. Ezzel szemben az epicondylusokat 4,15 illetve 3,98, a hátulsó condyláris pontokat pedig 3,1 illetve 3,35 mm-es pontossággal. A Whiteside vonal esetében ez a paraméter értelmezhetetlen, hiszen ott nem két diszkrét pont határozza meg a tengelyt.

A tengelyek irányának összehasonlításakor azt láthatjuk, hogy a transzcylindrikus tengely (TCA) átlagosan alig 1° -ot tér el a középállástól, és a legnagyobb eltérés is 4° alatt marad. A reprodukálhatóság szempontjából ezt a hátulsó condyláris vonal (PCL) követi, de már itt is hozzávetőlegesen dupla hibával számolhatunk. A Whiteside vonal (WHL) és a transepicondylaris tengely (TEA) átlagosan kicsit több mint 3° -kal tér el a középállástól, de a WHL esetében rendkívül nagy szórást látunk, a legnagyobb eltérés a 16° -ot is meghaladja. Az összes tengely közül tehát a TCA a

leginkább pontosan meghatározható (2. szintű hiba - reprodukálhatóság).

Jelentőséggel bír továbbá, hogy a fentiekben meghatározott tengelyek a sok vizsgáló átlagában végül is azonos flexiós tengelyt definiálnak-e egy adott térden, vagy az anatómiai különbségek miatt különböző módszerekkel más és más irányú tengelyt kapunk. Ezért minden térden a legmegbízhatóbbnak ítélt középállású TCA-hoz hasonlítottuk az adott térden a kilenc vizsgáló által meghatározott középállású tengelyeket. Azt látjuk, hogy a PCL közelíti legjobban ezt a tengelyirányt, átlagosan $1,38^\circ$ -kal tér el, és a legnagyobb eltérés is csak $2,43^\circ$. Ezzel szemben a TEA esetében $2,62^\circ$ és $5,79^\circ$ közt, a WHL esetében pedig $1,66^\circ$ és $9,22^\circ$ közt változott az eltérés, jelezve, hogy ezen meghatározási módszerek nagyon különböző eredményre vezetnek az egyéni anatómiától függően.

Nincs tehát olyan állandó szögérték, amivel a TEA-t vagy WHL-t korrigálva a flexió tengelyét kapnánk (1. szintű hiba – megbízhatóság, 1. táblázat).

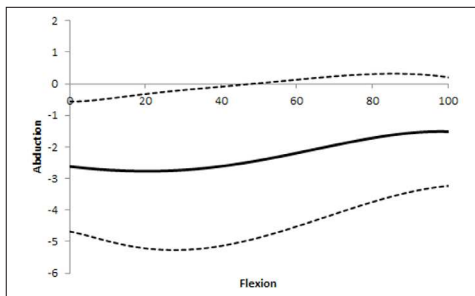
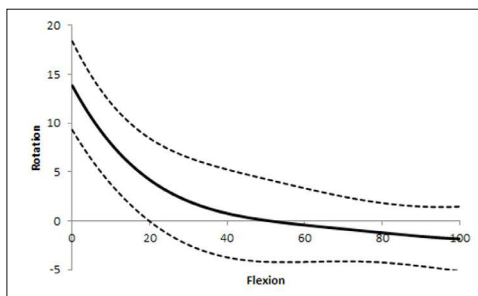
A térd mozgása terhelt állapotban

Az öt térdízület mozgásait kiszámítottuk a legmegbízhatóbbnak bizonyult középállású

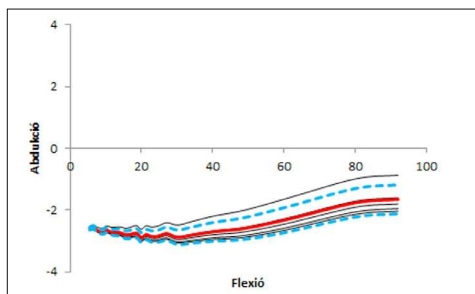
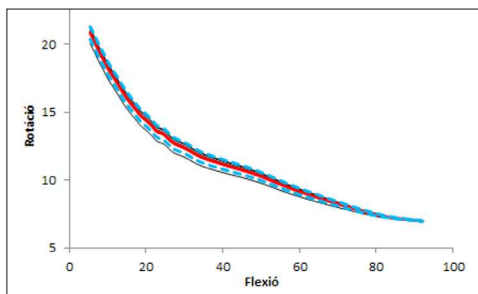
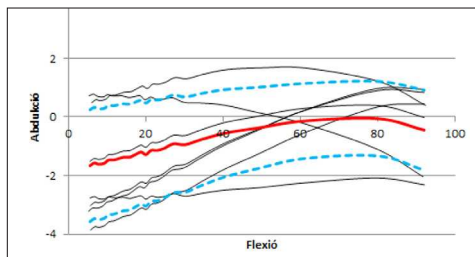
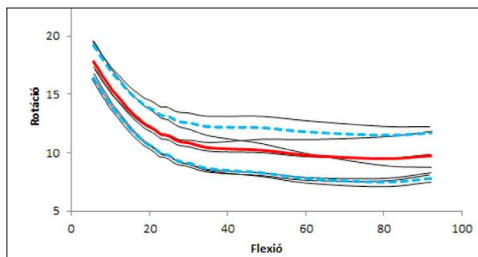
Egyenes	Irány	Középállású ponttól való távolság (mm)			Középállású tengellyel bezárt szög			Középállású tengely középállású TCA-val bezárt szöge			
		átlag	szórás	max	átlag	szórás	max	átlag	szórás	min	max
TCA	lat	1,62	2,28	4,93	1,04°	0,75°	3,81°	-			
	med	1,73	2,25	4,59							
PCL	lat	3,10	1,98	8,50	2,20°	1,87°	7,38°	1,38°	0,85°	0,29°	2,43°
	med	3,35	1,66	6,99							
TEA	lat	4,15	1,04	11,44	3,23°	1,78°	7,87°	4,32°	1,15°	2,62°	5,79°
	med	3,98	1,00	9,89							
WHL	-	-			3,12°	2,95°	16,12°	4,69°	3,39°	1,66°	9,22°

1. táblázat. A transzcylindrikus (TCA), transepicondylaris tengely (TEA), a hátulsó condyláris vonal (PCL) és a Whiteside vonal (WHL) reprodukálhatósága, illetve egymással bezárt szögük.

TCA segítségével, majd átlagoltuk, és szórást számoltunk (7. ábra). A cadaver ízületek a szimulált terhelés mellett nyújtott helyzetben átlagosan 14°-os kirotációban álltak. A korai flexió szakaszán a végrotációnak megfelelően gyorsan rotálódik az ízület, majd kisebb mértékű, de folyamatos berotáció zajlik, és kb. 90°-os flexió mellett áll be az ízület 0°-os középállásba. A további hajlítás során már csak minimális mértékű berotáció következik. A vizsgálat térdízületek nyújtott állapotban átlagosan 2°-os varus állásban voltak és az egész mozgástartományban alig változott ez az érték. Az adatok szórása a rotáció esetén 1,7-3,7°, abdukciónál 0,2-1,1° közt változott.



7. ábra. Az öt térd rotációjának és abdukciónak átlaga és szórása



8. ábra. Az 1. mérés kiértékelése különböző vizsgálok által meghatározott epicondylaris (felül) és cylindrikus (alul) tengelyek esetén, feketével az egyes mérések, pirossal az átlag, kékkel a szórás

A TCA-t a különböző vizsgálók nagy biztonsággal tudták meghatározni, ennek megfelelően az adatok kiértékelésekor ugyanarra a mozgásra hasonló kinematikai leírást kaptuk, a szórások sem az abdukció, sem a rotáció esetében nem haladták meg a $0,5^\circ$ -ot. A flexió tengelyének módosítása jelentősen torzította a görbék alakját, ezért pontos meghatározása rendkívül fontos.

Diskusszió

A transzcylindrikus tengely (TCA) a térd funkcionális geometriáján alapuló valós flexió tengelyt adja, és lényegesen pontosabban meghatározható, mint a hagyományosan használt transepicondylaris tengely (TEA). Ennek különösen nagy jelentősége van a térd mozgásvizsgálatában, valamint a navigációs térdízületi arthroplastikában. A TCA-t több szerző is leírta,⁴ de ennek gyakorlati alkalmazása nem terjedt el,⁹ mivel hiányoztak azok a módszerek, amelyekkel műtéti környezetben alkalmazni lehetne.

Az általunk használt módszer a TCA meghatározására a korábbi módszerekkel szemben műtéti környezetben is alkalmazható, mivel nem igényel előzetes CT illetve MR felvételt. A korábbi módszerek a csontos felszín vették alapul, mivel a képpalkotó vizsgálatokból ez rekonstruálható jól, de a mozgás a porc felszínen történik. A térdízület porcvastagsága nem állandó, ezért a porc felszín alkalmazása jobban tükrözi a funkcionális geometriát.

A hagyományos CT illetve MR felvételeken történő tengely-meghatározás esetén az illesztett kör síkját a szeletelés iránya szabja meg, ezzel szemben az általunk definiált eljárással a vizsgáló maga választhatja ki az ideális ívet, amire a program egy iterációs eljárással illeszti a legjobban illeszkedő kört. A biomechanikai gyakorlatban elterjedt hasonló tengelymeghatározások esetében (GCA

- geometric centre axis)⁵ azonos sugarú kört illesztettek a két condylusra, így hengerként közelítve a femur geometriáját, holott a mediális condylus nagyobb, ezért nem tettünk olyan megszorítást, hogy a két kör sugara azonos legyen.

A TCA használatával a térdízületi endoprotézis a térd eredeti flexió tengelye szerint kerül beültetésre, ezért a mozgás az eredeti kinematikát követi, így várhatóan kisebb valószínűséggel következnek be olyan komplikációk, mint a nem megfelelő szalag egyensúly vagy térdkalács illeszkedés, ami elsősorban a femorális komponens nem megfelelő rotációban történt beültetésére vezethető vissza. Jól rávilágít a jelenség okára a különböző vizsgálók által meghatározott epicondylaris tengelyek szerinti mozgáskiértékelés, amelyekben a hibás tengelyállás az eredeti kinematikától jelentősen eltérő eredményeket adott. Egy ilyen helytelen tengely szerint beültetett protézisnek jóval a fiziológiai korlátokat meghaladó kényszermozgásokat kellene saját magához képest elviselnie, ahhoz, hogy a térd globális kinematikája megmaradjon. Mivel ez bizonyos határon túl nem lehetséges, az ízületre visszahatva a mozgásokat kényszerpályára viszi, ezzel megváltoztatva az eredeti kinematikát. A helyes beültetés önmagában csak az alapot teremti meg a kinematika helyreállítására, maga a mozgás elsősorban a protézisen múlik. A mai térdprotézisek többsége a végrotációt nem veszi figyelembe, és kétdimenziós csuklómozgássá redukálja a kinematikát. A rotációs mozgásokat nem irányítják, csak bizonyos korlátok közt engedik, vagy non-constrain geometriai kialakítással, vagy forgó tálcás tibiális komponenssel. A 90-es évek vége óta használják a modern biomechanikai elvek alapján fejlesztett "medial-pivot" térdprotéziseket, melyek az egyszerű csuklómozgás helyett a mediális femur condylus körüli elfordulást és végrotációt teszik lehetővé, bízható közép- és hosszú távú eredményeket felmutatva.¹⁰

A TCA meghatározás módszerének korlátai is vannak, a condylusok hátulsó ívére csak matematikai algoritmusokkal lehet kört illeszteni, ezért használatához navigációs rendszerre van szükség. A navigáció egyre inkább elérhetővé válik, de mivel a kezdeti rendszerek pont a beemelő adatok bizonytalansága miatt nem tudtak látványos előnyt felmutatni a hagyományos instrumentáriumokkal szemben, nem tudtak széles körben elterjedni.⁶ Ezen új funkció beépítésével a navigációs rendszerek pontosabbá tehetőek, így segítve a sebészt az optimális eredmény elérésében, ugyanakkor a klinikai alkalmazás előtt számos további tanulmány szükséges.

A cylindrikus tengely meghatározás a térd aktuális flexiós tengelyét adja meg, ami bizonyos esetekben nem azonos a térdprotézis beültetés során elért flexiós tengellyel. Bizonyos esetekben (pl. hypoplasiás laterális femur condylus okozta valgus tengelyállás esetén) a protézis beültetés során terápiás cél a hibás tengelyállás korrigálása, így a protézist nem a cylindrikus tengely alapján kell beültetni.

A kutatás során megalkotott újfajta flexiós tengely meghatározás (TCA) ígéretes lehetőségeket rejt a térdízületi endoprotetika pontosabbá tételében, de a navigációs rendszerekbe való beépítése előtt fontos megállapítani, hogy műtéti környezetben, arthrotikus térdízületeken is képes-e nagyobb pontosságot nyújtani a jelenleg használatos módszerekhez képest.

Összefoglalás

A térd flexiós tengelyének meghatározására alkotott módszer, a transzcylindrikus tengely (TCA), képes lehet a bizonytalan transepicondylaris tengely (TEA), hátulsó condylaris vonal (PCL) és Whiteside vonal (WHL) helyett egy pontosabb támpontot nyújtani a térdprotézis rotációs beállításra vonatkozóan. A modellkísérlet során ezen tengely 4° alatti hibával volt meghatározható, szemben a PCL és TEA 7° -ot, WHL 16° -ot is meghaladó hibájával. A módszernek a mozgásvizsgálatok során is nagy jelentősége lehet, mivel a kinematikai kiértékelés során kapott eredmények nagymértékben függenek a tengelyállástól.

IRODALOM

1. Freeman MAR, Pinskerova V. The movement of the normal tibio-femoral joint. *J Biomech* 2005; 38:197–208.
2. Berger RA, Rubash HE, Seel MJ, Thompson WH, Crosse LS. Determining the rotational alignment of the femoral component in total knee arthroplasty using the epicondylar axis. *Clin Orthop Relat Res &NA* 1993;40-7.
3. Churchill DL, Incavo SJ, Johnson CC, Beynon BD. The transepicondylar axis approximates the optimal flexion axis of the knee. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 1998;III-8.
4. Eckhoff D, Hogan C, DiMatteo L, Robinson M, Bach J. Difference between the epicondylar and cylindrical axis of the knee. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 2007; 461:238-244.
5. Most E, Axe J, Rubash H, Li G. Sensitivity of the knee joint kinematics calculation to selection of flexion axes. *Journal of Biomechanics* 2004;37:1743-8.
6. Mont MA, Banerjee S. Navigation in total knee arthroplasty: truth, myths, and controversies. *The American Journal of Orthopedics* 2013;42: 493–5.

7. Victor, J. et al. A common reference frame for describing rotation of the distal femur: a CT-based kinematic study using cadavers. J Bone Joint Surg Br 2009;91:683–90
8. Grood, ES, Suntay WJ. A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee. J Biomech Eng 1983;105:136
9. Morton NA, Maletsky LP, Pal S, Laz PJ. Effect of variability in anatomical landmark location on knee kinematic description. J Orthop Res 2007; 25:1221–30
10. Fitch DA, Sedacki K, Yang Y. Mid- to long-term outcomes of a medial-pivot system for primary total knee replacement: a systematic review and meta-analysis. Bone Joint Res 2014;3:297–304.

A szerzők szeretnének köszönetet mondani Renner Gábornak és Szántó Györgynek (MTA-SZTAKI) a programozási feladatok segítségével, M. Csizmadia Bélának (SZIE-GEK) a mozgató szerkezet tervezésében, Falk Györgynek (Varinex Zrt.) az adatfeldolgozás segítségével, és a vizsgálatban résztvevőknek.

Andrónyi Kristóf

Uzsoki Utcai Kórház, Ortopéd-traumatológiai Osztály
H-1145 Budapest, Uzsoki u. 29-41.
Tel.: (+36) 20 346-9101

KÖZELÍTŐ MÓDSZER KÉT TESTRÉS Z KÖZÖTTI VÉGES SZÖGELFORDULÁS TENGYELÉNEK MEGHATÁROZÁSÁRA

Bíró István¹, Fekete Gusztáv²

¹ Szegedi Tudományegyetem, Mérnöki Kar, Műszaki Intézet

² Eötvös Loránd Tudományegyetem, Informatikai Kar, Savaria Műszaki Intézet

biro-i@mk.u-szeged.hu

DOI: 10.17489/biohun/2017/1/03

Absztrakt

E tanulmány célja, humán ízületek véges szögelfordulás tengelye helyzetének és orientációjának meghatározására alkalmas közelítő módszer bemutatása. Humán ízületekben a translációs mozgáskomponensek kevésbé dominánsak a rotációs mozgáskomponensekhez viszonyítva. Ezért, ha a szögelfordulás tengelyének helyzete és orientációja a meghatározandó, a translációs mozgáskomponensek biztonsággal elhanyagolhatóak. Az adatok gyűjtéséhez a Polaris optikai helyzet-meghatározó rendszert alkalmaztuk. A helyzet érzékelőket mereven rögzítettük minden egyes cadaver testrészhez annak érdekében, hogy a testrészek közötti szögelfordulás tengelye helyzetét és irányítottságát minél pontosabban meghatározzuk. A szenzor által rögzített adatok: a szenzorhoz kötött koordináta-rendszer origójának három helyzetkoordinátája az abszolút koordináta-rendszerben, valamint a koordináta-rendszerek közötti három Euler-szög. Példaként a módszer bemutatásra kerül egy emberi térdízületen.

Kulcsszavak: véges szögelfordulás tengelye, Euler-paraméterek, optikai helyzet-meghatározás

Approximate method for determining axis of finite rotation between two body segments

Abstract

The aim of this paper is to present an approximate method for determining the position and orientation of the axis of finite rotation with regard to human joints. In human joints the translational motion components are less dominant compared to rotational motion components. For this reason, if the position and orientation of the axis of rotation have to be determined, the translational motion components can be safely neglected. For data acquisition, Polaris optical tracking system was used. Sensors were secured rigidly to each body parts of the cadaver specimen in order to determine accurately the position and orientation of the axis of rotation between body segments. The data was recorded by each sensor: three position components of the origin of reference frame, secured to the sensor in the absolute coordinate system, and three Euler-angles between the reference frame and the absolute coordinate system. As an example, the method is presented on a human knee joint.

Keywords: axis of finite rotation, Euler-parameters, optical positioning, rotation

1. Bevezetés

A biomechanikában kinematikai paraméterként a rotáció, vagy ad/abdukcio széles körben használt a relatív mozgás meghatározására/mérésére. A mai viszonyok között széles körben alkalmazott módszer a markerek, szegek, csavarok rögzítése a csontba,¹⁻³ amelynél a mozgást a markerek által meghatározott koordináta rendszer egymást követő helyzetei közötti változással követjük le.

Hasonló módszerek például a Plücker-vonalak,⁴ a duális vektor módszer,⁵ vagy a pillanatnyi csavartengely (IHA) megközelítés,⁶ amelyet szintén ajánl a Nemzetközi Biomechanikai Társaság. E kidolgozott módszerek természetesen rendelkeznek hátrányokkal és előnyökkel. A Plücker-vonalak módszere érzékeny az adatzajokra és problémát okoz, ha a szögelfordulás nagysága kicsi vagy nulla. Az IHA megközelítés leginkább nyak,⁶ gerinc,⁷ vagy váll⁸ vizsgálatánál alkalmazott, továbbá meg kell említeni, hogy számos tanulmányban, ahol ízületek mozgásvizsgálatát tárgyalják, feltételezik, hogy a vizsgált mozgás síkbeli. Közös hátránya az IHA és a Plücker-vonal módszernek, hogy meglehetősen érzékenyek alacsony szögsebességekre.⁹

A címben felvetett pillanatnyi forgástengelyek meghatározása a protézis beültetések szempontjából is lényeges. Andrónyi et al.¹⁰ arra hívja fel a figyelmet, hogy a térdízületi endoprotézisek sikeres beültetésének egyik legfontosabb feltétele a femorális komponens megfelelő helyzetbe történő beállítása, ami a forgástengelyek ismeretében lehetséges. Amennyiben az nem sikerül, annak számos nemkívánatos következménye lehet. Műtéti szempontból a térd flexiós tengelyének meghatározására a transzcylindrikus tengelyt (TCA) tartja a legalkalmasabbnak, annak alapján, hogy a szakirodalomban található kü-

lönféle módon meghatározott flexiós tengelyek milyen mértékű kinematikai eltéréseket eredményeznek.

Az ebben a tanulmányban javasolt új módszer kihasználja az Euler-paraméterek előnyös tulajdonságait és ráadásul ez a megközelítés nem korlátozódik sík mozgásokra, ugyanakkor tökéletesen stabil marad kis szögsebességek esetén is. A módszer alkalmazása a következő mért adatokat igényli: a szenzorhoz rögzített koordináta-rendszer és az abszolút koordináta-rendszer közötti Euler-szögek és helyzet koordináták az abszolút koordináta-rendszerben. A helyzetadatokat például a Polaris optikai helyzet-meghatározó rendszer rögzíti.¹¹ A koordináta-rendszer helyzetét a Polaris berendezés írja le, Euler-szögekkel és helyzet vektorokkal.

A tanulmány egy közelítő módszert ismertet emberi mozgások során megjelenő véges szögelfordulás tengelyek szöghelyzetének és irányítottságának meghatározásához. Ez a módszer alkalmas minden relatív mozgás kinematikai vizsgálatára és független a vizsgált mozgás szögsebességétől. A módszer alkalmazását elősősorban a térdnél mutatjuk be.

2. Módszer

2.1 Mérés és adatgyűjtés

A számításhoz szükséges input adatok gyűjtéséhez speciális mérőberendezést állítottunk össze, amelyben a cadaver térdízület rögzíthető.¹² E berendezés speciális jellemzője, hogy megvalósítja a cadaver térdízület (vagy protézis) természetes, kényszer nélküli hajlítását és feszítését. A tibia femurhoz viszonyított mozgását csupán az ízületi felszínnek határozzák meg. A vizsgált minta cadaver emberi térd volt, amelynél egy-egy szenzort rögzítettünk mereven, rendre a femurhoz és a tibiához.

2.2 Euler-paraméterek

Az Euler-paraméterek általános koordinátaként történő alkalmazása viszonylag ritka a kvaternió-elmélet miatt, jóllehet ez elterjedten alkalmazott a térbeli szögelfordulások elméletében.^{13,14} Az Euler-paraméterek egyszerű fizikai értelmezése az 1. ábrán látható.

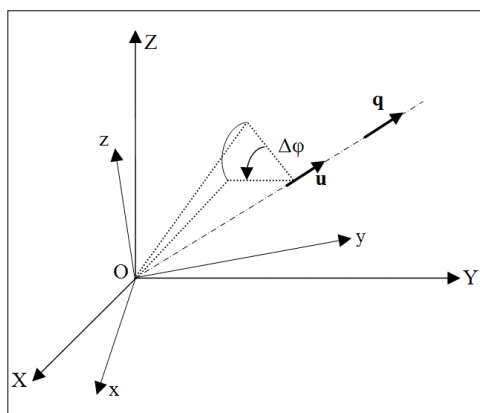
Az Euler-paraméterek képesek a mozgó merev testhez kötött xyz koordináta-rendszer helyzetének és irányítottságának meghatározására a nyugalomban lévőnek tekintett XYZ koordináta-rendszerben. Ha a két koordináta-rendszer origói egybeesnek, akkor – az Euler-elmélet szerint – a helyzetváltozás egyszerű szögelfordulás a forgástengely körül.

Az 1. ábrán a szögelfordulás tengelyének irányát az \mathbf{u} egységvektor jelöli, a szögelfordulás jele $\Delta\varphi$. Defináljuk a \mathbf{q} vektort a következő módon:

$$\mathbf{q} = \mathbf{u} \sin \frac{\Delta\varphi}{2} \quad (1)$$

A \mathbf{q} vektor komponensei q_1, q_2, q_3 . Bevezetve a

$$q_0 = \cos \frac{\Delta\varphi}{2} \quad (2)$$



1. ábra. A tengely körüli szögelfordulás, mint transzformáció

mennyiséget, az Euler-paraméterek kvaterniót képeznek, az alábbiak megfelelően:

$$\mathbf{p} = [q_0, q_1, q_2, q_3]. \quad (3)$$

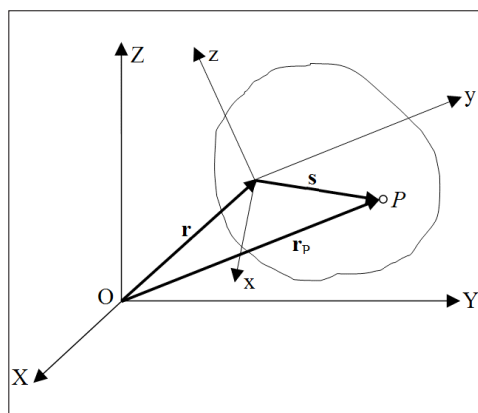
A kvaternió négy valós elemet tartalmaz, ahol az első elem (q_0) skalár érték, míg a további elemek (q_1, q_2, q_3) egy térbeli vektor komponensei. A \mathbf{p} kvaternió elemei az Euler-paraméterek, amelyekre nézve:

$$q_0^2 + q_1^2 + q_2^2 + q_3^2 = 1 \quad (4)$$

2.3 Egy merev test általános koordinátái

Bármilyen adott koordináta-rendszerben hat általános koordináta szükséges egy merev test helyzetének meghatározásához. A mozgásban lévő testhez rögzített koordináta-rendszer origója adja meg a test helyzetét (2. ábra). Az origó helyzetét három translációs koordináta írja le.

Az xyz koordináta-rendszer XYZ koordináta-rendszer tengelyeihez viszonyított szöghelyzete három további szögkoordinátával írható le. A továbbiakban a helyzet- és a szögkoordinátákat együtt általános koordinátáknak nevezzük. Ha



2. ábra. A P pont helyzetének meghatározása a merev test felszínén

a merev test általános koordinátái a mozgás során ismertek, akkor a test felszínén lévő P pont koordinátái az XYZ rendszerben (2. ábra) az alábbi módon írhatók le:

$$\mathbf{r}_p = \mathbf{r} + \mathbf{s} = \mathbf{r} + \mathbf{A}\mathbf{s}' \quad (5)$$

ahol

$$\mathbf{r}_p = [X_p, Y_p, Z_p]^T, \quad (6)$$

továbbá \mathbf{s} és \mathbf{s}' ugyanaz a vektor, rendre az abszolút és a mozgó koordináta-rendszerben (2. ábra). A mozgó és az álló koordináta-rendszer közötti (7) rotációs transzformáció megvalósítható az \mathbf{A} -val jelölt transzformációs mátrixszal:

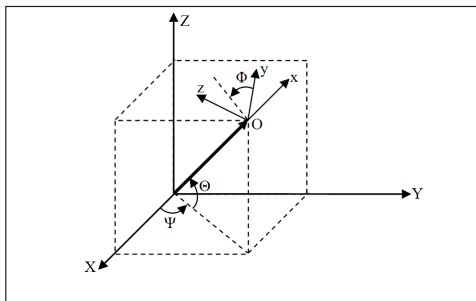
$$\mathbf{s} = \mathbf{A}\mathbf{s}', \quad (7)$$

ahol \mathbf{s}' ugyanaz a helyvektor a mozgó koordináta-rendszerben, valamint \mathbf{A} az Euler-paraméterekkel kifejezett (8) transzformációs mátrix.¹³

2.4. Az optikai helyzet-meghatározó rendszer és az általános koordináták

A mérésekhez a Polaris optikai helyzet-meghatározó rendszert használtuk. A rendszer a következő kinematikai változókat rögzítette: $X_O, Y_O, Z_O, \Psi, \Theta, \Phi$ (3. ábra). Az X_O, Y_O, Z_O a mozgó testhez kötött koordináta-rendszer origójának helyzet koordinátái az abszolút koordináta-rendszerben.

Az Euler-szögek egymást követő szögelfordulásokként, Ψ, Θ, Φ (Azimuth, Elevation and Roll) határozzák meg a mozgó test szög-helyzetét az abszolút, XYZ koordináta-rendszerben. Az Azimuth (Ψ) szög az X és az Y koordináták elfordulása a Z tengely körül, az Elevation (Θ) szög a Z és az elfordított X koordináták rotációja az elfordított Y tengely körül, végül a Roll (Φ) az elfordított Y és Z koordináták szögelfordulása az elfordított X tengely körül (3. ábra).¹¹



3. ábra. A Polaris optikai helyzet-meghatározó rendszer által rögzített kinematikai változók (X, Y, Z, Ψ, Θ, Φ)

A mozgó, testhez rögzített (xyz) koordináta-rendszer rotációja és translációja az abszolút (XYZ) koordináta-rendszerben egyszerű transzformációként leírható a következő módon:

$$\begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} T_{11} & T_{12} & T_{13} & 0 \\ T_{21} & T_{22} & T_{23} & 0 \\ T_{31} & T_{32} & T_{33} & 0 \\ X_O & Y_O & Z_O & 1 \end{bmatrix}^{-1} \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{bmatrix}, \quad (9)$$

ahol a \mathbf{T}^{-1} transzformációs mátrix elemei meghatározhatók az Euler-szögekkel (10).

$$\mathbf{A} = \begin{bmatrix} q_0^2 + q_1^2 - q_2^2 - q_3^2 & 2(q_1q_2 + q_0q_3) & 2(q_1q_3 - q_0q_2) \\ 2(q_1q_2 - q_0q_3) & q_0^2 - q_1^2 + q_2^2 - q_3^2 & 2(q_2q_3 + q_0q_1) \\ 2(q_1q_3 + q_0q_2) & 2(q_2q_3 - q_0q_1) & q_0^2 - q_1^2 - q_2^2 + q_3^2 \end{bmatrix} \quad (8)$$

$$\begin{bmatrix} \cos\Theta \cdot \cos\Psi & \cos\Theta \cdot \sin\Psi & -\sin\Theta & 0 \\ -\cos\Phi \cdot \sin\Psi + \sin\Phi \cdot \sin\Theta \cdot \cos\Psi & \cos\Phi \cdot \cos\Psi + \sin\Phi \cdot \sin\Theta \cdot \sin\Psi & \sin\Phi \cdot \cos\Theta & 0 \\ \sin\Phi \cdot \sin\Psi + \cos\Phi \cdot \sin\Theta \cdot \cos\Psi & -\sin\Phi \cdot \cos\Psi + \cos\Phi \cdot \sin\Theta \cdot \sin\Psi & \cos\Phi \cdot \cos\Theta & 0 \\ X_O & Y_O & Z_O & 1 \end{bmatrix}^{-1} \quad (10)$$

2.5. A véges rotáció tengelye irányítottságának és szöghelyzetének meghatározása

A 4. ábrán a mozgó xyz koordináta-rendszer első és második helyzete és szöghelyzete látható az $X_o Y_o Z_o$ vonatkoztatási rendszerben.

A szenzor koordináta-rendszere a mozgó tibiához rögzített. Meg kell jegyezni, hogy a – vázolttal ellentétben – a valóságban a mozgó koordináta-rendszerek egyes helyzetei közötti különbség viszonylag kicsi.

A tibia első és második helyzete közötti kapcsolat a (9) alapján a

$$\mathbf{T}_{1-2} = \mathbf{T}_2 \mathbf{T}_1^{-1} \quad (11)$$

mátrixegyenlettel írható le, ahol \mathbf{T}_2 a második helyzet Polaris térében értelmezett transzformációs mátrixa, valamint \mathbf{T}_1^{-1} az első helyzet inverz mátrixa.

A \mathbf{T}_{1-2} mátrix harmadrendű almatrixa és az \mathbf{A} (8) transzformációs mátrix kinematikailag egyenértékűek a tibia két helyzete közötti szögelfordulások szempontjából, aminek kö-

szönhetően az Euler-paraméterek számíthatóak. Az \mathbf{A} mátrix elemei az Euler-paraméterek, amelyek meghatározzák a merev test véges szögelfordulás tengelye körüli szögelfordulás mértékét (részletezve: az Euler-paraméterek meghatározzák a rotáció tengelyének egységvektorát, valamint előjelhelyesen a szögelfordulás nagyságát).

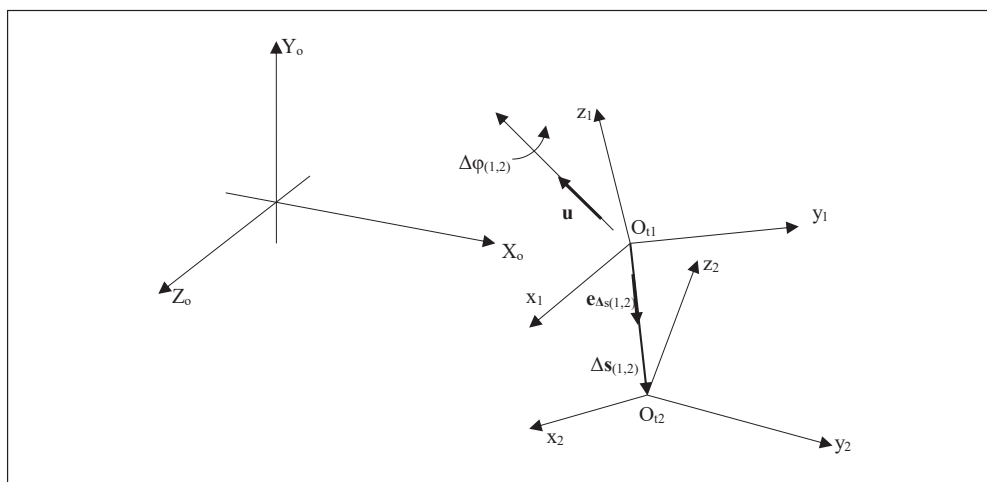
A keresett szögelfordulás az Euler-paraméterek egyikével

$$\Delta\varphi = 2 \cos^{-1} q_o, \quad (12)$$

míg a szögelfordulás tengelyével párhuzamos egység vektor komponensei

$$\mathbf{u} = \begin{bmatrix} q_i \\ \sin \frac{\Delta\varphi}{2} \end{bmatrix} \quad i = 1, 2, 3 \quad (13)$$

Most tehető fel a címben meghatározottak szerint megválaszolendő kérdés: mi a mozgó koordináta-rendszer két helyzete közötti véges szögelfordulás tengelyének irányítotttsága és szöghelyzete?



4. ábra. A mozgó koordináta-rendszer első és második helyzete és orientációja az $X_o Y_o Z_o$ vonatkoztatási rendszerben

Ez két lépésben határozható meg (5. ábra):

- Ha a mozgó koordináta-rendszer (O_{i1} és O_{i2}) origói (két egymást követő helyzetben) egybeesnek, akkor – a fentiek alapján – az Euler-paraméterekkel a $\Delta\varphi$ szögelfordulás tengelyének \mathbf{u} egység vektora meghatározható.
- Az O_{i1} és O_{i2} origók helyzete közötti $\Delta\mathbf{s}_{(1,2)}$ elmozdulás vektor képezi a translációs mozgás komponensét.

Meg kell jegyezni, hogy emberi ízületekben a szögelfordulások sokkal inkább dominánsak, mint a translációs mozgás komponensek.¹⁶ Ez a tény a következőre használható fel: ha a térdízület egyszerű gömbcsuklónak tekinthető (rotáció transláció nélkül), akkor az \mathbf{u} és a $\Delta\mathbf{s}_{(1,2)}$ vektor iránya egymásra merőleges lesz. Ez alapján a véges rotáció tengelyének irányítottága és szöghelyzete meghatározható (4-5. ábra).

A véges szögelfordulás tengelye párhuzamos az \mathbf{u} egység vektorral, továbbá áthalad P ponton (5. ábra). A P pont a c egyenesen fekszik, amely merőleges az \mathbf{u} és $\Delta\mathbf{s}_{(1,2)}$ vektorok által kifeszített síkra.

Vezessük be az $\mathbf{e}_{\Delta\mathbf{s}_{(1,2)}}$ egységvektort, akkor ezen sík normálvektorának iránya meghatározható az

$$\mathbf{e}_t = \mathbf{e}_{\Delta\mathbf{s}_{(1,2)}} \times \mathbf{u} \quad (14)$$

vektor szorzással. A véges szögelfordulás tengely helyzetének meghatározásához jelöljük a véges rotáció tengely és a P pont közötti távolságot t -vel, vagyis

$$\overline{PO_{i1}} = t, \quad (15)$$

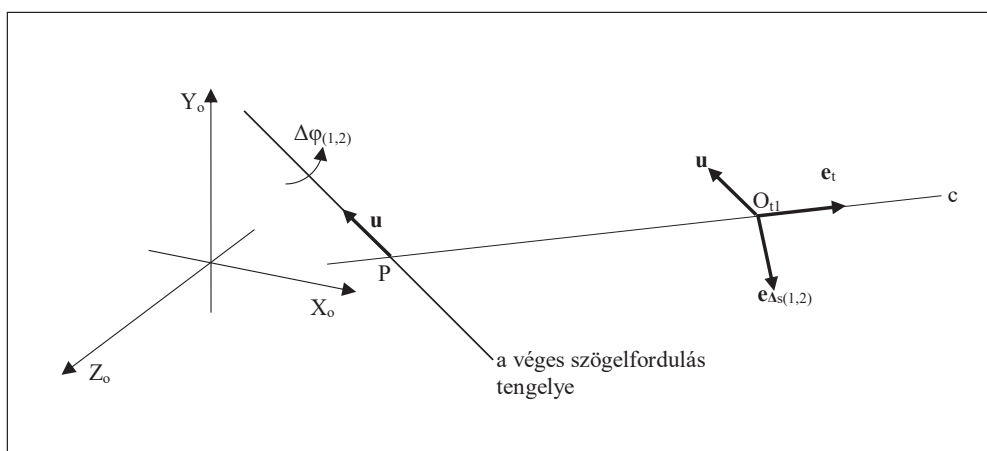
ahol a t szakasz hosszának számítási módja:

$$t = \frac{|\Delta\mathbf{s}_{(1,2)}|}{|\Delta\varphi|}. \quad (16)$$

Végül a c egyenesen fekvő P pont (P_x, P_y, P_z) koordinátái az alábbi egyenletekből adódnak:

$$(P_x - O_{ix})^2 + (P_y - O_{iy})^2 + (P_z - O_{iz})^2 = t^2, \quad (17)$$

$$\frac{P_x - O_{ix}}{e_{ix}} = \frac{P_y - O_{iy}}{e_{iy}} = \frac{P_z - O_{iz}}{e_{iz}}. \quad (18)$$



5. ábra. A véges szögelfordulás tengelye helyzetének meghatározása

2.6. Konklúzió

Ebben a tanulmányban az emberi mozgást leíró véges szögelfordulás tengelyek szöghelyzetének és irányítottágának meghatározására alkalmas közelítő módszert mutattunk be. A módszer alkalmas ízületek mindenféle relatív mozgásának kinematikai vizsgálatára, továbbá független a vizsgált mozgás szögsebességétől. E módszer használata különösen célszerű olyan ízületeknél, amelyeknél az ízületek által megvalósított mozgás során a forgástengely szöghelyzete változó. Erre jellemző példa az emberi térd.

A véges szögelfordulás tengelyek szöghelyzetének meghatározása további alkalmazásokhoz nyújt eszközt: az emberi térd mellett gerinc csigolyák közötti pillanatnyi forgástengely¹⁷ vagy alternatív megoldásként a femur és a tibia felületei közötti csúszva görbülés jelenségének vizsgálata.¹⁸ Ez a módszer úgy alkalmazható emberi ízületek bármilyen mozgásvizsgálatához, hogy független a testrészekhez rögzített koordináta-rendszerek helyzetétől. A szenzorok, ezzel együtt a koordináta-rendszerek tetszőleges helyzetben rögzíthetők a testrészekhez, nincs szükség anatómiailag jellemző pontok igénybevételére.

IRODALOM

1. Angeles J, Zaĥhariev E. Computational methods in mechanical systems. In: Mechanism analysis, synthesis, and optimization. Springer; 1998. p. 3-32.
2. Cheung RT, Mok NW, Chung PY, Ng GY. Non-invasive measurement of the patellofemoral movements during knee extension-flexion. A validation study. *The Knee* 2013;20:213-7.
3. Azmy C, Guérard S, Bonnet X, Gabrielle F, Skalli W. EOS orthopaedic imaging system to study the patellofemoral kinematics. Assessment of uncertainty. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research* 2010;96:28-36.
4. Teu K. K, Kim W. Estimation of the axis of screw motion from noisy data. A new method based on Plücker lines. *Journal of Biomechanics* 2006;39:2857-62.
5. Moon YM, Kota S. Automated synthesis of mechanisms using dual-vector algebra. *Mechanisms and Machine Theory* 2002;37:143-66.
6. Wolfiring HJ, Huisker R, de Lang A, Veldpaus FE. Finite centroid and helical axis estimation from noisy landmark measurements in the study of human joint kinematics. *Journal of Biomechanics* 1985; 18:379-389.
7. Page A, Galvez JA, Baydal-Bertomeu JM, Mata V, Belda-Lois JM. Functional degrees of freedom of neck movements: Linear models may overestimate variability. *Gait & Posture* 2008; 28:56.
8. Dempster WT. Space requirements of the seated operator. Geometrical, kinematic and mechanical aspects of the body with special references to the limbs. WADC Technical Report 1955; 55-159.
9. Bru B, Pasqui, V. A new method for determining the location of the instantaneous axis of rotation during human movements. *Computer Methods in Biomechanics and Medical Engineering* 2009;12:65-7.
10. Andrónyi K., Szobonya L. A térdízületi tengelyek meghatározásának jelentősége az emberi térd vizsgálatánál. III. Magyar Biomechanikai Konferencia; 2008. Júli 4-5; Budapest, Magyarország, absztraktkötet; 2008. p. 68.
11. Northern Digital Inc. Polaris Optical Tracking System, Application Programmer's Interface Guide 1999. Available from: URL: <http://www.ndigital.com/medical/polarisfamily-tech-specs.php>
12. Katona G, Csizmadia BM, Bíró I, Andrónyi K, Krakovits G. Motion analysis of human cadaver knee-joints using anatomical coordinate system. *Biomechanica Hungarica* 2010;3(1):93-100.
13. Nikravesh PE. Spatial kinematic and dynamic analysis with Euler parameters. *Computer*

-
- Aided Analysis and Optimization of Mechanical System Dynamics. Berlin: SpringerVerlag; 1984.
14. *Gürlebeck K, Sprössig W.* Quaternionic and Clifford calculus for physicists and engineers New York: Wiley; 1998.
 15. *Morton HS, Junkins JL, Blanton JL.* Analytical solutions for Euler parameters. *Celestial Mechanics* 1974;10:287-301.
 16. *Van Ingen Schenau GJ.* From rotation to translation: Constraints on multi-joint movements and the unique action of bi-articular muscle. *Human Movement Science* 1989;8:301-37.
 17. *Schmidt H, Heuer F, Claes L, Hans-Joachim W.* The relation between the instantaneous center of rotation and facet joint forces - A finite element analysis. *Clinical Biomechanics* 2008;23:270-8.
 18. *Fekete G, Csizmadia BM, Wahab MA, De Baets P, Katona G, Vanegas-Useche LV, Solanilla JA.* Sliding-rolling ratio during deep squat with regard to different knee prostheses. *Acta Polytechnica Hungarica* 2012; 9:5-24.
-

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

Bíró István

Szegedi Tudományegyetem, Mérnöki Kar, Műszaki Intézet

H-6724 Szeged, Mars tér 20.

Tel.: (+36) 62 546-021

TÉRDPROTÉZISEK KINEMATIKAI VIZSGÁLATÁHOZ KIFEJLESZTETT VIZSGÁLÓBERENDEZÉS ÖSSZEFOGLALÓ BEMUTATÁSA

Balassa Gábor Péter, M. Csizmadia Béla

Szent István Egyetem, Gépészmérnöki Kar, Mechanikai és Géptani Intézet

balassag@gmail.com

DOI: 10.17489/biohun/2017/1/05

Absztrakt

Jelen cikk célkitűzése, hogy egy, a teljes felszínpótló protézisek rotáció-flexió mozgásának vizsgálatához kifejlesztett mérési és minősítési módszert mutasson be.

A tanulmány kronológiai sorrendben részletezi a protézisvizsgáló készülék fejlesztését, Krakovits Profeszor úr témafelvetésétől egészen a napjainkban is üzemelő berendezés bemutatásáig.

A vizsgálókészülék fejlesztése során a kiindulási paraméter a kutatócsoport által egészséges emberi térdízületre meghatározott mozgásfüggvény volt, amelyet úgynevezett célfüggvénynek¹ nevezünk. A készülék a vizsgálandó térdprotézis mozgását egy léptetőmotorral hajtja végre, a létrejövő rotáció-flexió értékeket (protézis geometria által generált) pedig inkrementális forgásjeladókkal rögzíti. A protézisvizsgáló készüléket egybeépítettük a kutatócsoportunk által fejlesztett cadaver vizsgáló készülékkel,² ezáltal a cadaver és protézis mérési eredmények nagyfokúán összehasonlíthatóak.

A másik fő cél annak bemutatása, hogy a teljes felszínpótló térdprotézisek³ (TKR) beültetési protokolljában⁴ az egyes protézis komponensekre megszabott beültetési pozíciók milyen hatást gyakorolnak a rotáció-flexió mozgásfüggvényre.

A protézis vizsgálataink során egyedül a behajlító erőt vezéreljük, a protézis geometria és a beültetési paraméterek által létrehozott mozgásokat a készülék nem korlátozza. Méréseinket 0-120°-os flexiós tartományban, a quadriceps erő rögzítése mellett végeztük. Bebizonyítottuk, hogy azonos TKR geometria mellett az egyes beültetési paraméterek változtatása jelentősen befolyásolhatja a létrejövő kinematikát. A gyártók által javasolt optimális beültetési értékeket megvizsgáltuk, és matematikai háttérrel alátámasztottuk azokat.

Kulcsszavak: térdprotézis, térd, biomechanika

Overall presentation of a knee prosthesis kinematics test machine

Abstract

The main goal of this study is to present a measuring and qualification method which is developed to examine the rotation-flexion movement on total knee prostheses. The article chronologically presents the development of the knee prostheses examination machine. It starts from the topic suggestion from Professor Krakovits to the presentation of the nowadays still working machine. During the development of the knee prostheses test machine the start parameter was the motion function of the healthy human knee joint. We named it as a so called reference function.¹ The machine performs the movement of the knee prosthesis under the examination with a stepper motor and records the rotation-flexion results (made by the prosthesis geometry) with incremental rotary encoders. We integrated the prosthesis test machine to the cadaver test rig² which was made by our research team, therefore the cadaver and the prosthesis measurements are highly comparable.

The second main goal is to demonstrate the effect of the installation parameters to the TKR-s³ rotation-flexion movement which are defined in the knee prosthesis implantation protocol.⁴

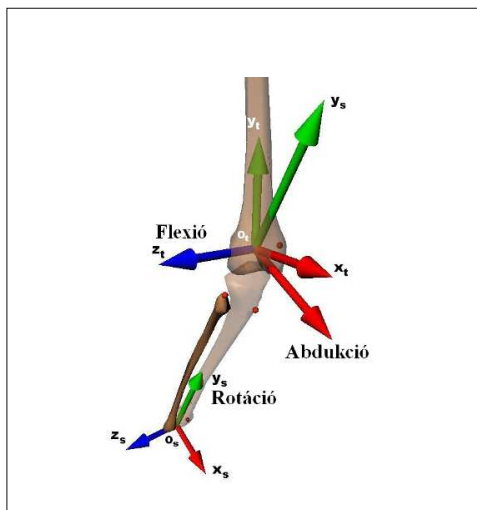
During our prosthesis tests we are controlling only the bending force. The geometry of the prosthesis and the implantation parameters creates the movements which are not limited by the device. Our measurements were performed in a flexion range of 0-120° where the flexion force is recorded. We demonstrated that under the same TKR geometry the change of the individual implantation parameters can significantly influence the outcome kinematics. We examined the optimal implantation parameters which are recommended by the manufacturers and we supported them with a mathematical background.

Keywords: knee prosthesis, knee, biomechanics

1. Bevezetés

A térdízület az emberi ízületek közül a legösszetettebb, elempárok együttese alkotja a megfelelő kinetikai és kinematikai működése érdekében. Az életkor előrehaladtával úgynevezett arthrosis alakulhat ki az ízületben, amely az ízületi porc felszínének degeneratív elváltozását jelenti. Súlyos ízületi kopás esetén a megfelelő megoldás a teljes felszínpótló térdprotézis beültetése lehet.

A jó protézis elvárt tulajdonsága, hogy könnyen beépíthető és tartós legyen, illetve javítsa a páciens életminőségét az által, hogy megfelelő rotációt biztosít a térd behajlítása során.



1. ábra. Térdmozgások ismertetése

A jelenlegi térdprotézisek többségének geometriája kopásra és élettartamra van optimalizálva, nem pedig a valós térdmozgás létrehozására. Ebből adódóan a protézisek kinematikájának jobbá tétele és vizsgálata jelentős probléma a mai orvoslásban. Mindemellett nincs minősítési módszer sem arra vonatkozóan, mik a jó protézis feltételei.

A téma jelentőségét az is jól mutatja, hogy csak a velünk kapcsolatban levő egyik kórházban napi 12-15 térdprotézist ültetnek be. A beültetési várólisták gyakran 4-5 évre nyúlhatnak a rendkívüli igény miatt.

1.1. Térdmozgások

Mint ismert, a térd flexiója során a tibia rotációs mozgást is végez. A hajlító mozgás elején, ill. a feszítő mozgás végén keletkezik a be- illetve kifelé fordulás (rotáció). Ez az úgynevezett önkéntelen forgatás, más néven kezdeti (flexió esetén) ill. végrotáció (extenzió esetén) nem izomműködés eredménye.⁵ Ezt az itt létrejövő rotációt alapvetően az ízületi felszínek geometriája⁶ határozza meg. A térd hajlítása ezért a lábszár kisfokú befelé forgatásával kezdődik, ugyanakkor a térd feszítése a lábszár kisfokú kifelé forgatásával végződik.⁵ A 6 szabadságfokú ízületi rendszer⁷ mozgáslehetőségeiből (1. ábra) tanulmányunkban csak a rotáció-flexió kapcsolatot vizsgáljuk.

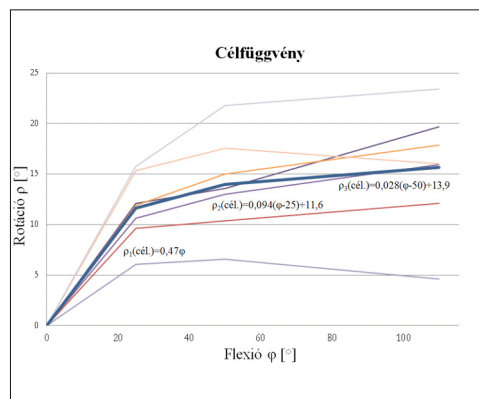
1.2. A térdprotézis minősítés alapja – célfüggvény

A Szent István Egyetem Biomechanikai Kutatócsoportjának kutatási munkája nyomán bemutatjuk a rotáció folyamatát a teljes behajlítás során. Az eredményeket cadaver térdek vizsgálatához kidolgozott mérőberendezésen végzett kísérletek alapján határozták meg.² A kísérleti berendezés alapvető célja az volt, hogy a cadaver térdet, mint kísérleti modellt használhatóvá tegye az élő emberi térdízület mozgás- és erőviszonyainak modellezésére. A készülék oly módon vizsgálta a térdet, hogy egyedül a behajlítást vezérelte, majd az ennek hatására létrejövő mozgás során a tibiának (lábszárcsont) a femurhoz (combcsont) viszonyított térbeli mozgási jellemzőit rögzítette.

A Biomechanikai Kutatócsoport munkája során meghatározta az emberi térdízületre jellemző rotáció-flexió függvényt, amelyet három lineáris függvénnyel, úgynevezett célfüggvénnyel közelített.¹ A mérések és azok kiértékelése során megállapította, hogy a térd behajlítása alatt a mozgás három részre bontható. A flexió 0-25°-os tartományában jön létre az említett végrotáció (5-10°), ahol az ízfelszínek geometriája határozza meg a kinematikát. E szakasz után a mozgás folyamatosan átmegy

szabad mozgásba, ahol már a külső és belső erők együttesen irányítják a térdízület mozgását. Ennek megfelelően a cadaver térden mért rotáció-flexió adatsorra három lineáris függvényt illesztett a kutatócsoport.¹ Az első szakasz a 0-25°-os flexióig tart, itt jön létre a kényszerített végrotáció. A második, 25-50°-ig tartó szakasz egy átmeneti szakasz a szabad mozgás tartománya felé. Az 50° feletti tartomány már a szabad mozgás tartománya, ahol a mozgás esetlegessé válhat. A lineáris illesztésekkel kapott célfüggvényt (vastagon szedve) a 2. ábra mutatja. Az említett tartományokat Katona Gábor¹ hét cadaver térdízület vizsgálata alapján határozta meg, melyek szóródása a 2. ábrán látható.

A cadaver térden végrehajtott mérések eredményeként megalkotott célfüggvény egyfajta bemeneti paraméter a térdprotézisek minősítése során. A következőkben ismertetjük azt a vizsgálókészüléket, amelyet térdprotézis minősítéshez alakítottunk ki. Célunk volt, hogy egy olyan térdprotézisek mozgására alkalmas készüléket fejlesszünk ki, amellyel a cadaver méréssel azonos körülmények között lehet a protézissel létrehozott rotáció függvényt meghatározni. Az így kapott mérési eredmények összevethetők a cadaver mérések eredményeivel, azaz az emberi térd valóságos mozgásával.



3. ábra. A protézis minősítés alapját képező rotáció-flexió célfüggvény¹

2. Anyag és módszer

2.1. A vizsgálóberendezés korai fázisa

Krakovits Professor Úr a kutatócsoport cadaver térden végzett mérései eredményeit is felhasználva egy új térdprotézist szabadalmaztatott. Ezáltal felmerült az igény az újonnan kifejlesztett térdprotézis kinematikai sajátosságai, és a cadaver mérési eredményeinek összevetésére. A cadaver vizsgálókészülék kiviteléből adódóan nem volt alkalmas protézis vizsgálatra, hiszen a térdprotézis egy 3 különálló elemből álló rendszer, szemben a cadaverek esetén rendelkezésre álló zárt térd-

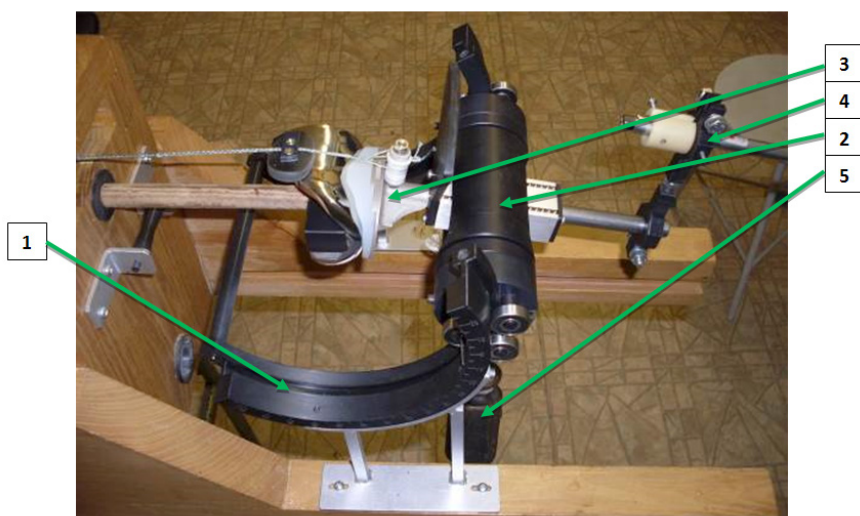
ízületi tokkal. Ebből adódóan egy olyan készüléket kellett fejleszteni, amely a protézis komponensek (femur, tibia és patella) folyamatos kapcsolatát tudta biztosítani a flexió-extenzió mozgások során.

A készülékfejlesztés alapját az említett cadaver térd vizsgálatára kialakított kísérleti berendezés nyújtotta.² Ez azt az előnyt eredményezte, hogy a cadaver vizsgálatára alkalmas kísérleti berendezés és a most bemutatott protézisvizsgáló-berendezés a mérési eredmények jobb összehasonlíthatóságát biztosítja. Ez szükséges is, mivel az előzőekben leírtak szerint, a flexió-rotáció célfüggvény képezi az alapját a protézis minősítésének, és így az eredmények készülékfüggése kiküszöbölhető.

Célkitűzésünk egy olyan készülék tervezése volt, amely a mozgást egyszerű mechanizmusok alkalmazásával valósítja meg, könnyen beállítható, diszkrét mérési értékeket tesz lehetővé, és a továbbfejlesztési lehetőséget is magában foglalja. A protézisnek egy – a felületek által – előre meghatározott mozgást kell követnie. A készülék kialakításának olyanok kell

lennie, hogy ezt az összetett mozgást szabadon megengedje, és ne akadályozza.

A feltételrendszer és a 6 szabadságfokú mozgás biztosítása érdekében egy kétoldali vezetőpályával (3. ábra/1) ellátott szimmetrikus berendezést hoztunk létre. A kétoldali vezetőpálya a folyamatos terhelésfelvitelt és a protézis komponensek összetartását biztosítja. A tibiális tengely lineáris és tűgörgős csapágyazással ellátott komponenseken keresztül kapcsolódik a mozgó bázisfelülethez (3. ábra/2), ezáltal a tibia szabad mozgása biztosított. Ez a tengely mereven kapcsolódik a tibiális protézis komponenshez (3. ábra/3). A flexiós mozgás során létrejövő rotáció közvetlenül e tengelyen mérhető a mozgó bázisfelületen elhelyezett lézermutató segítségével (3. ábra/4). Egy térdbehajlítás során egyedül a behajlító erőt vezéreljük (súlyterhelés segítségével: 3. ábra/5), a többi mozgás a konstrukcióból adódóan szabadon, a protézisfelszín által meghatározottan képes létrejönni. A vizsgálókészülék első generációs változatát a 3. ábra mutatja.



3. ábra. A protézisvizsgáló készülék első generációja

2.2. A jelenlegi vizsgálóberendezés^{8,9}

Az első generációs készülék használata nyomán felmerült az igény a készülék továbbfejlesztési és funkcióbővítési lehetőségeire. A súlyterheléssel létrehozott behajlítás korlátozott mozgástartományt biztosított, mintegy 60°-os flexiót. Az első generációs készülék esetén a rotáció-flexió értékek analóg módon, emberi leolvasással kerültek rögzítésre. A készülék felépítése és protézisrögzítő rendszere nem nyújtott lehetőséget a protézis beültetés során felmerülő állítási lehetőségek létrehozására. Az említett kérdések megoldására hoztuk létre a 4. ábrán látható vizsgálóberendezést.

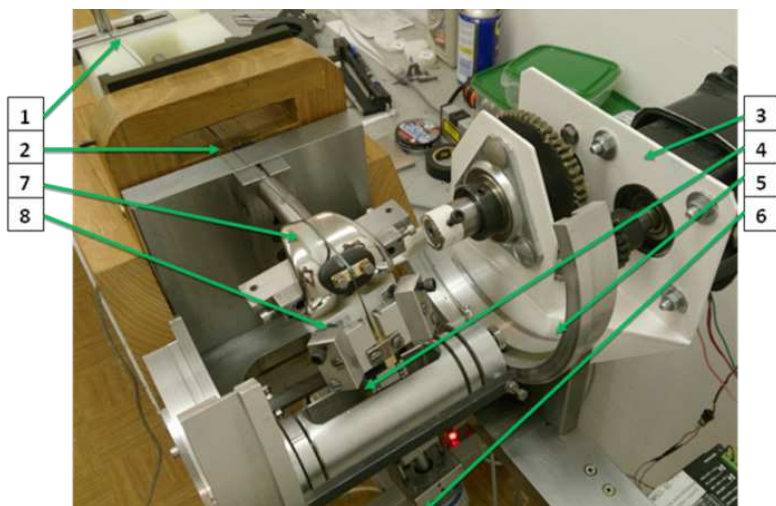
A vizsgálókészülék elemei:

1. Quadriceps erő hatásvonal beállítás
2. Quadriceps ín modell
3. Léptetőmotor és fogaskerék áttétel
4. Lineáris csapágyazás
5. T-keresztmetszetű vezetópálya (-10°-+120° flexiós tartomány)
6. Digitális rotáció és flexió rögzítés forgásjeladókkal
7. Femur rögzítése
8. Tibia rögzítése

A berendezés két fő részegységre tagolható: a protézisvizsgáló részre, illetve a protézis mozgatóját végző mechanizmusra. A térdprotézisek mozgatóját egy léptetőmotoros hajtás biztosítja. A beépített áttétel segítségével a hajtás maximális nyomatéka 30 Nm, amely akár 500 N-os quadriceps izomerő terhelés esetén is lehetőséget biztosít mérések elvégzésére automatizált behajlítás mellett.

Mivel a rotáció az átlagos protéziseknél jelenleg csupán néhány fokos, a készülék pontossága különösen fontos kérdés, hiszen a minősítésben a rotációnak nagy szerepe van. Az összetartozó rotáció-flexió értékpárok két inkrementális jeladó segítségével kerülnek rögzítésre 0,18°-os felbontással, a quadriceps izomerő folyamatos regisztrálásával együtt.

Másik célunk az volt, hogy olyan berendezést készítsünk, amely képes vizsgálni a térdprotézisek beültetési paramétereinek flexió-rotáció mozgásfüggvényre gyakorolt hatását is. Ennek jelentőségét az elkövetkező fejezetben részletezzük.



4. ábra. A protézisvizsgáló készülék napjainkban

2.3. A berendezés kalibrálása

A mérések megfelelő pontosságának biztosítása érdekében készítettünk egy nullpontkalibráló rendszert. A kísérleti mérések megkezdése előtt először a készülék beállítását kellett elvégezni. A kalibrálás tulajdonképpen a készülék nullázása, amely segítségével a készülék protézis nélkül alaphelyzetbe állítható. A kalibráló eszköz segítségével megállapítható, hogy a készülék milyen pontosan képes a nulla rotációt biztosítani a flexiós tartományban. Egy nagy pontossággal megmunkált csuklópánt segítségével a készülék nullázása biztosítható.

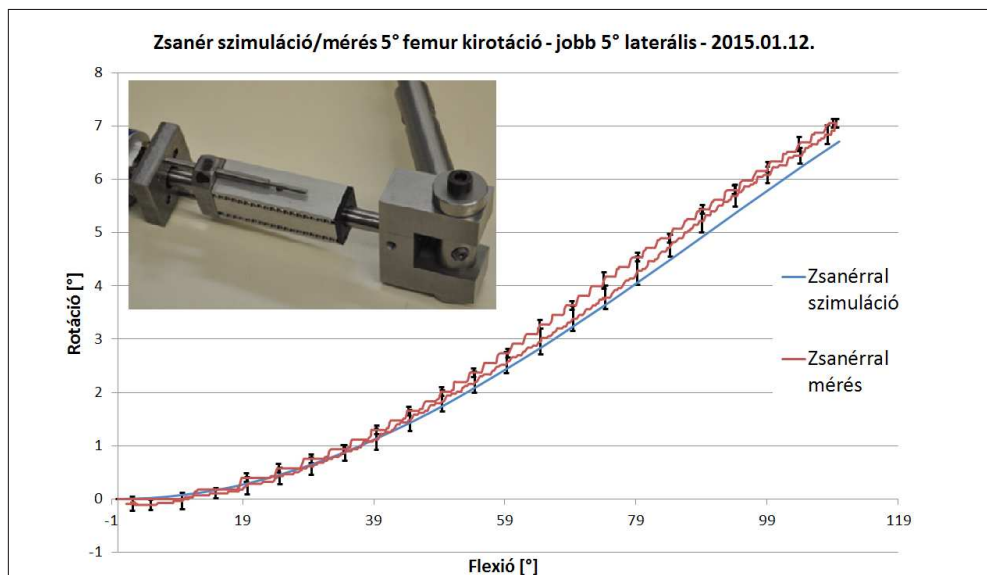
A kalibrálás során a készülékbe a csuklópántot behelyezzük és behajlításokat végzünk. Amennyiben a csuklópánt a készülékbe teljesen vízszintes helyzetbe kerül beépítésre, úgy egy behajlítási ciklus alatt a tibiális tengelyen teljesen nulla rotációt kell mérnünk (leszámítva a készülék saját nulla hibáját).

A vizsgáló berendezés nulla kalibrációját a csuklópánt mellett egy szimulációs eljárással is

elvégeztük. Ehhez a tervezés során létrehozott CAD modellt felhasználva a csuklópántot a berendezés modelljében egy kiválasztott femur kirotaációs értékre beállítottuk (jobb láb 5° laterális), és azt behajlítottuk. Ugyan ezt a mérést a valóságban is végrehajtván, a két összehasonlító mérés eredménye látható az 5. ábrán. A jobb szemléletesség érdekében nem 0°-os femur pozícióhoz tartozó mérést jelenítettük meg, ugyanis ott a flexiós tartomány mentén 0°-os rotációs értékek jelennének meg. Megfigyelhető, hogy a hajlítás-nyújtás között létrejövő hiszterézis minimális, valamint a szimuláció és a valós mérés közötti eltérés a készülék nulla hibája.

2.4. Mérési módszer - Protézis beültetési paraméterek hatása¹³

Térdprotézis beültetés során az operáló orvos egy beültetési protokoll szerint jár el, amelyben a protézis egyes beültetési helyzeteit a protézis gyártója tartományszerű értékekkel adja meg. Az orvos ezt a protokollt követve végzi el a protézis beültetést, illetve a saját tapasztalatát



5. ábra. A protézisvizsgáló készülék kalibrálása

alkalmazva módosíthatja az ajánlott paramétereket.

Térdprotézis beültetés esetén a létrejövő új kinematikát két tényező fogja meghatározni:

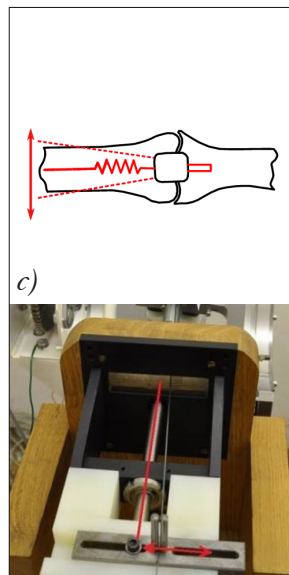
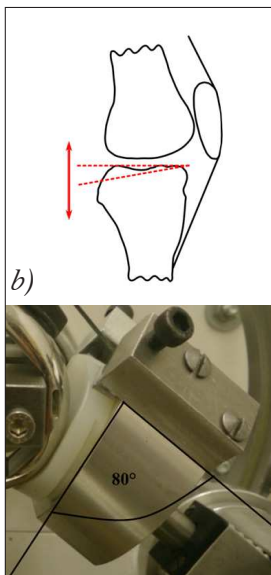
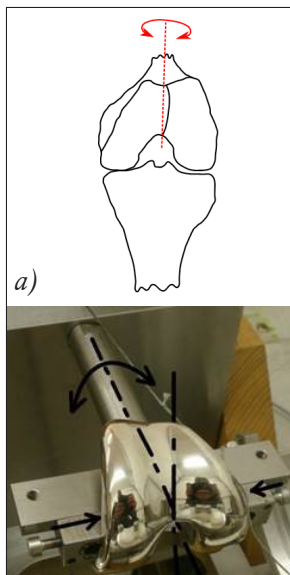
- a térdprotézis elemek (femorális és tibiális) geometriája,
- a protézis beültetésének módja.

Az említett beállítások részben az eredeti anatómiai állapotot hivatottak biztosítani (anatómiai tengely pozíciók), részben pedig az eredeti mozgás jellegét próbálják visszaállítani (szélső rotációs helyzet).

Az irodalomból és a személyesen kialakított orvosi kapcsolatokból nyert tapasztalatok alapján meghatároztuk, hogy a protézisek rotáció szerinti minősítése során milyen vizsgálati faktorokat vegyünk figyelembe a protézis beültetési tényezőkből.

Ezek alapján a következők hatását vizsgáltuk méréseink során:

- a femur kirotációja (α),



6. ábra. Vizsgálati faktorok beállítása a készüléken. a) femorális komponens kirotációja (α); b) tibia hátrahajlása (β); c) quadriceps izomerő hatásvonala (γ)

- tibia plató döntése (β),
- és a quadriceps hatásvonalának iránya (γ).

A három felsorolt faktornak (tényezőnek) tudományosan megalapozott, matematikai összefüggésekkel leírható függvénykapcsolata nincs a rotációval. Kutatásunk egyik célkitűzése, hogy az egyes beültetési faktorok rotációra gyakorolt hatását megállapítsuk, és meghatározzuk azok optimális értékét. A kiválasztott faktorok után orvosokkal konzultálva határoztuk meg azt a tartományt, amelyen belül ezeknek a paramétereknek a hatását elemezzük a rotációra.

A vizsgálati módszer kidolgozása és a beültetési faktorok meghatározása érdekében egy konkrét gyártó cég protéziseit elemeztük, egyre vonatkozó eredmények bemutatásával.

1. (α) vizsgálati faktor: Femur kirotáció

$$\alpha_{\min}=0^{\circ}; \alpha_{\max}=5^{\circ}; \alpha_{\text{javasolt}}=3^{\circ}$$

2. (β) vizsgálati faktor: Tibia plató döntése, hátrahajlás

$$\beta_{\min}=0^{\circ}; \beta_{\max}=10^{\circ}; \beta_{\text{javasolt}}=7^{\circ}$$

3. (γ) vizsgálati faktor: Quadriceps hatásvonal

$$\gamma_{\min}=3^{\circ}; \gamma_{\max}=7^{\circ}; \gamma_{\text{javasolt}}=5^{\circ}$$

A combcsonti protézis komponens kirotációja (6.a ábra): azt írja le, hogy a beültetett combcsonti protézis komponens milyen mértékben van elforgatva laterális irányba az úgynevezett mechanikai tengelyhez képest. A mechanikai tengely a combfejet az ízületi tokkal összekötő tengelyvonal.

A tibia hátrahajlása (6.b ábra): a lábszárcson-ti ízfelszín hátrafelé megdöntésének mértéke. Ennek legfőbb célja: a beteg be tudja hajlítani a lábát (90° flexió) és ki tudja azt nyújtani (0° flexió).

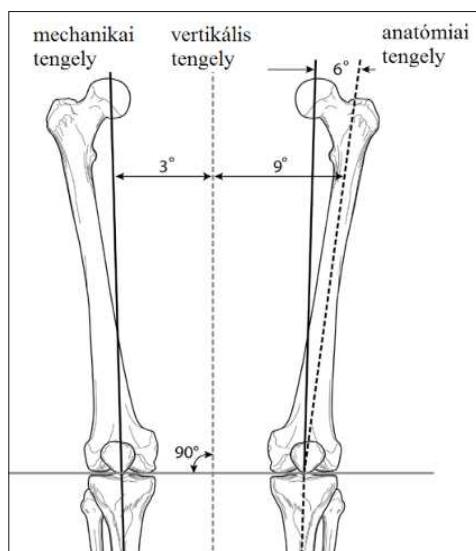
Quadriceps hatásvonal (6.c ábra): emberenként eltérő, a combcsonti protézis komponens beültetésével lehet befolyásolni. A quadriceps izomerő hatásvonal a combcsont velőűr tengelyirányú, a térdprotézis azonban az említett mechanikai tengely irányához van illesztve.

Az említett vizsgálati faktorok biztosítására a 6. ábrán látható befogó rendszert alakítottuk ki. Univerzális kivitelű, így bármely gyártó által készített protézis vizsgálatára alkalmas. A femur komponens befogó esetében a készülék minden esetben a femur komponens beültetést segítő két rögzítő csapját fogja meg egy prizmás szorító rendszer segítségével. Ez minden gyártó protézisén rendelkezésre áll.

A tibiális befogó rendszer a tibiális komponens közepén elhelyezkedő furatot használja elsődlegesen rögzítésre. Majd a protézis frontális felén mediális és laterális oldalról egy-egy szorító-támasztó csavar tartja a protézist megfelelő pozícióban. Amennyiben a középső rögzítő

furat nem áll rendelkezésre, további támasztó elemeket alkalmazunk a tibia rögzítésére.

A vizsgálókészülékbe rögzített protézis femorális komponense és a femur tengely egymással 90° -os szöget zárnak be (7. ábra), így ez a tengely a mechanikai tengelyt biztosítja. Protézis beültetés során a femurt az anatómiai tengelytől elállítják a mechanikai tengely pozíciójához, amely során rendszerint 5° -os döntést alkalmaznak, így létrehozva a femorális komponens és az anatómiai tengely merőlegességét.^{10,11} Ez lényeges tényező, ugyanis a cadaver mérésekkel megegyező koordináta-rendszerben kell méréseinket végrehajtani az összehasonlíthatóság érdekében.



7. ábra. Ízületi tengelyek¹⁰⁻¹²

3. Eredmények⁹

A következőkben azt a vizsgálati módszert mutatjuk be, amelyet az egyes protézis beültetési értékek (vizsgálati faktor) teljes tartományán alkalmaztunk. A mérések megkezdése előtt egy kísérleti tervet készítettünk a teljes faktoriális kísérlet tervezési módszer alapján.¹³

A három, korábban ismertetett vizsgálati paramétert befolyásoló faktor alapján minden protézis mérését 8-8 kísérleti beállítással végeztük el. Vizsgálati paraméterül a 40°-os flexiós tartományig létrejövő átlagos rotációt választottuk ($\rho_{\text{átl}}$) (8. ábra). Az ábra jobb oldalán egy kísérleti beállítás ötszöri ismétlésének átlagára illesztett lineáris függvények láthatóak. Mivel a célfüggvény is azonos határokkal rendelkezik, így egyszerű hányados képzéssel a kettő összevethető. Méréseink során az úgynevezett teljes faktoriális kísérlet szerint jártunk el, amely segítségével a nem lineáris jelenséget egy faktorokban lineáris matematikai modellel közelíthetjük. Ez a módszer a többváltozós függvények empirikus felírására ad lehetőséget. Segítségével minden térdprotézisre felírható az adott jelenséget közelítő matematikai modell. Ezáltal további mérések nélkül analitikusan meghatározhatók az egyes faktorok optimális beállításai a célfüggvényt legjobban közelítő eredmények elérése érdekében.

A jelenséget közelítő matematikai modell 3 faktor esetén:

$$\rho_{\text{átl}} = b_0 + b_\alpha \cdot \alpha + b_\beta \cdot \beta + b_\gamma \cdot \gamma + b_{\alpha\beta} \cdot \alpha\beta + b_{\alpha\gamma} \cdot \alpha\gamma + b_{\beta\gamma} \cdot \beta\gamma + b_{\alpha\beta\gamma} \cdot \alpha\beta\gamma \quad (1)$$

A faktortér középpontjába helyezett koordináta-rendszerben a transzformált faktorok értelmezése:

$$\alpha^* = \frac{\alpha - \bar{\alpha}}{\alpha_{\text{max}} - \bar{\alpha}} = \frac{\alpha - 2,5}{5 - 2,5} = 0,4\alpha - 1 \quad (2)$$

$$\beta^* = \frac{\beta - \bar{\beta}}{\beta_{\text{max}} - \bar{\beta}} = \frac{\beta - 5}{10 - 5} = 0,2\beta - 1 \quad (3)$$

$$\gamma^* = \frac{\gamma - \bar{\gamma}}{\gamma_{\text{max}} - \bar{\gamma}} = \frac{\gamma - 5}{7 - 5} = 0,5\gamma - 2,5 \quad (4)$$

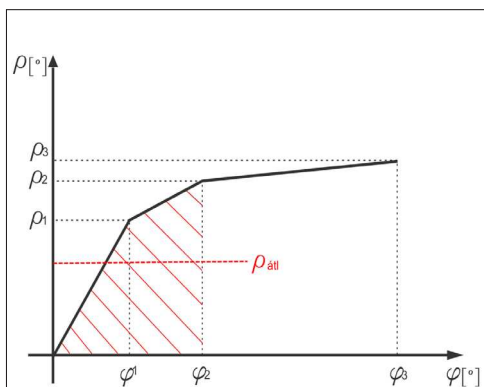
Faktorokban lineáris közelítő matematikai modell a transzformált koordináta-rendszerben:

$$\rho_{\text{átl}} = b_0 + b_{\alpha^*} \cdot \alpha^* + b_{\beta^*} \cdot \beta^* + b_{\gamma^*} \cdot \gamma^* + b_{\alpha\beta^*} \cdot \alpha^* \beta^* + b_{\alpha\gamma^*} \cdot \alpha^* \gamma^* + b_{\beta\gamma^*} \cdot \beta^* \gamma^* + b_{\alpha\beta\gamma^*} \cdot \alpha^* \beta^* \gamma^* \quad (5)$$

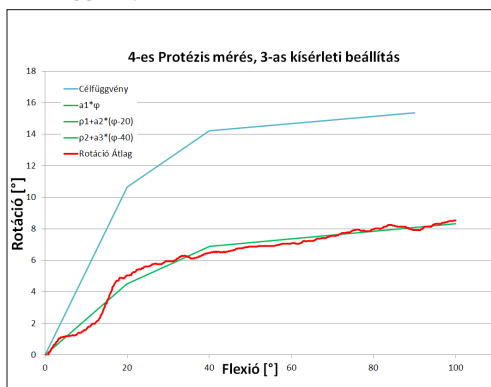
3.1. A teljes vizsgálati tartomány eredményei

A teljes faktoriális kísérlettel öt különböző méretű, de azonos gyártótól származó protézis vizsgálatát végeztük el, az eredmények nagyobb fokú összehasonlíthatósága érdekében. Méréseinket 0-120° flexió mellett 120-330 N-os quadriceps izomerő terhelési tartományban végeztük el.

A hibahatárok meghatározása, a szórásnéyszetek megegyezőségének vizsgálata és az együttthatók szignifikancia vizsgálatának elvégzése után a vizsgálati paraméterre az alábbi függvény adódott:



8. ábra. Átlagos rotáció ($\rho_{\text{átl}}$), mint vizsgálati paraméter



$$\rho_{ait} = 0,32\alpha - 0,274\beta + 0,19\gamma + 1,02 \quad (6)$$

Az 1. táblázat utolsó oszlopában láthatóak az empirikus függvényvel kiszámított rotáció értékek az egyes kísérleti beállításokra.

Mérési eredményeinkből egyet kiragadva, a 9. ábrán látható egy térdprotézis teljes faktoriális kísérlettel való vizsgálata 8 kísérleti beállítással.

A 8. ábrán ebből a mérési adatsorból ismertettük a 3-as kísérleti beállítást (1. táblázatban is jelölve), amely a célfüggvényt a legjobban megközelíti. Látható, hogy az 5-8-as kísérleti beállításoknál a rotáció értéke megközelítőleg nulla. Ez a 0° -os femur kirotációs értékkel indokolható, az az eredményeket legjobban befolyásoló paraméter.

A 3-as beállítás esetén alkalmazott vizsgálati faktorok:

1. Vizsgálati faktor (α): Femur kirotáció
 $\alpha = 5^\circ$; ($\alpha_{\text{javasolt}} = 3^\circ$)
2. Vizsgálati faktor (β): Tibia hátrahajlás
 $\beta = 0^\circ$; ($\beta_{\text{javasolt}} = 7^\circ$)
3. Vizsgálati faktor (γ): Quadriceps hatásvonala
 $\gamma = 7^\circ$; ($\gamma_{\text{javasolt}} = 5^\circ$)

4. Összefoglalás

Az eddigi kutatási eredmények alapján a következő következtetések vonhatóak le:

- Az általunk létrehozott vizsgáló-minősítő berendezés általánosan használható, ezért további tudományos kutatások alapjául szolgálhat,
- Bizonyítottuk hipotézisünket, miszerint a protézis beültetési tényezőinek jelentős befolyásoló hatása van a létrejövő ízületi kinematikára,
- Mérésekkel igazoltuk és megerősítettük a szakorvosok által javasolt beültetési határtartományokat az egyes protézis paraméterekre,
- Az általánosan elfogadott és javasolt protézis beültetési paraméter kombinációkhoz képest egy jobb kinematikát biztosító beállítást határoztunk meg az elfogadott határtartományon belül.

5. További feladatok

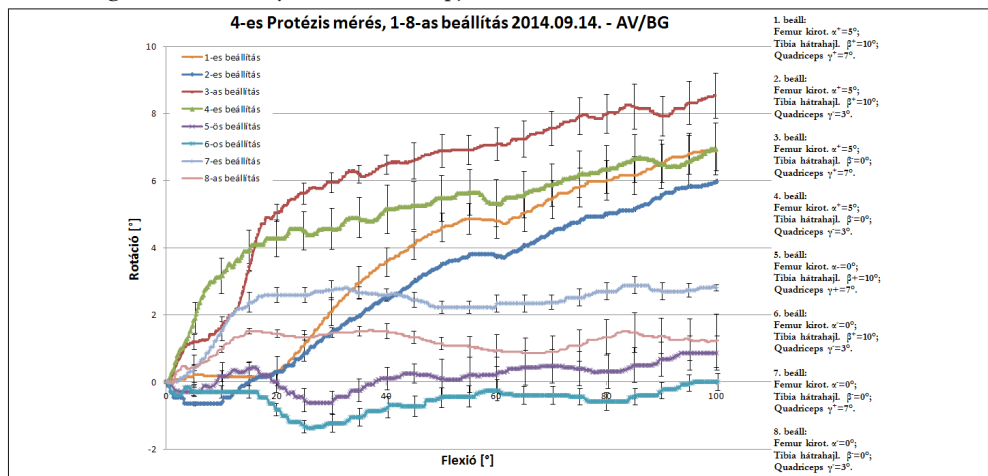
További feladatunk az ismertett kísérleti beállításokkal még több gyártó térdprotézisének mérése. Ezen adatok alapján az egyes protézistípusok egzaktul viszonyíthatóak egymáshoz is. A kapott eredmények akár egy saját fejlesztésű térdprotézis tervezési alapjául is szolgálhatnak.

S.sz	b_α	b_β	b_γ	b_0	$b_{\alpha\beta}$	$b_{\alpha\gamma}$	$b_{\beta\gamma}$	$b_{\alpha\beta\gamma}$	$Q_{\text{átlag}}$	Q_{emp}
	α^*	β^*	γ^*	-	$\alpha^*\beta^*$	$\alpha^*\gamma^*$	$\beta^*\gamma^*$	$\alpha^*\beta^*\gamma^*$		
1	+	+	+	+	+	+	+	+	1,0735	1,23
2	+	+	-	+	+	-	-	-	0	0,47
3	+	-	+	+	-	+	-	-	3,9858	3,93
4	+	-	-	+	-	-	+	+	3,8042	3,17
5	-	+	+	+	-	-	+	-	0	-0,40
6	-	+	-	+	-	+	-	+	-0,9488	-1,10
7	-	-	+	+	+	-	-	+	2,0959	1,33
8	-	-	-	+	+	+	+	-	1,2368	0,57
Σ	0,809	-1,374	0,382	1,405	-0,304	-0,069	0,122	0,1003	-	-
Célf.									9,4563	-

1. táblázat. Vizsgálati eredmények egy adott térdprotézisre

Továbbá szükséges a csúszva gördülés kérdés-körének vizsgálata; szakirodalmi adatokra támaszkodva egy célfüggvény meghatározása a csúszva gördülésre, amely a minősítés alapját

képezné ebben a problémakörben. Ezen kívül célunk járásvizsgálat végzése élő betegeken, protézis revíziós műtétrel ellátott betegek esetében.



9. ábra. Egy térdprotézis 8 kísérleti beállításainak átlagai

IRODALOM

- Katona G, Csizmadia BM, Andrónyi K. Determination of reference function to knee prosthesis rating. *Biomechanica Hungarica* 2013;6(1): 293-301.
- Csizmadia BM, Katona G, Szakál Z, Bíró I. Kísérleti berendezés cadaver térdízület mozgásanalíziséhez, kísérleti mérésorozat értékelése. *Gödöllő*; 2005.
- Ostermeier S, Hurschler C, Stukenborg-Colsman C. Quadriceps function after TKA – an in vitro study in a knee kinematic simulator. *Clinical Biomechanics* 2004;(19):270-6.
- Biotech. Total Knee Minimal Invasive (and classic) Surgical technique. Garbsen-Berenbostel: Biotech; 2015.
- Miltényi M. A sportmozgások anatómiai alapjai. Budapest: TF; 1980. p. 164-85.
- Hamill J, Knutzen MK, Derrick RT. *Biomechanical Basis of Human Movement*. Fourth Edition. Wolters Kluwer; 2015. p. 193-209.
- Standring S. *Gray's Anatomy, The anatomical basis of clinical practice*. 40th Edition. Churchill-Livingstone-Elsevier Press; 2008.p4300-54.
- Csizmadia BM, Balassa GP, Katona G. The first steps to the development of the knee prosthesis rating method. *Biomechanica Hungarica* 2013;6(1):39-45.
- Balassa GP, Csizmadia BM. A térdprotézisek beültetési tényezőinek hatása az ízület kinematikájára. *Biomechanica Hungarica* 2015;8(1):17-26.
- Pickering S, Armstrong D. Focus on alignment in total knee replacement. *Journal of Bone & Joint Surgery* 2012;(1):1-3.
- Kapandji IA. *The physiology of the joints*. Volume two: Lower limb. 1987; p. 65-147.
- Szendrői M. *Ortopédia*. Budapest: Semmelweis Kiadó; 2009. p. 355-82.
- Csizmadia BM. *Kísérletek tervezése*. Gödöllő: Szent István Egyetemi Kiadó; 2016.

Balassa Gábor

Szent István Egyetem, Gépészmérnöki Kar, Mechanikai és Géptani Intézet

H-2100 Gödöllő, Páter Károly út 1.

Tel.: (+36) 20 530-0158

**MÉCHANIKAI MODELL A TIBIO-FEMORÁLIS KAPCSOLAT SORÁN FEL-
LÉPŐ KOPÁS MEGHATÁROZÁSÁRA TÉRDIMPLANTÁTUMOKBAN**Fekete Gusztáv¹, Bíró István², M. Csizmadia Béla³¹ Eötvös Loránd Tudományegyetem, Informatikai Kar, Savaria Műszaki Intézet² Szegedi Tudományegyetem, Mérnöki Kar, Műszaki Intézet³ Szent István Egyetem, Gépészmérnöki Kar, Mechanikai és Géptani Intézetfg@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.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.⁴⁻⁶ 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.⁷⁻¹⁰ Ciklikus tesztek alatt ennek a tényezőnek a nagyságát mindig állandónak tekintik McGloughlin és Kavanagh,¹¹ valamint Hollman és m.társai¹² tanulmányai alapján. McGloughlin és Kavanagh¹¹ 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,^{13,14} mivel az összetett geometria miatt a kinematika a kapcsolódó felületek között is roppant bonyolulttá válik.

Laurent és mtsai¹⁵ 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.^{16,17}

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.¹⁸ 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,^{19,20} mivel összemérhető pontossággal becsüli a kopás nagyságát más bonyolultabb, például Turel és mtsai²¹ vagy Abdelgaied és mtsai²² 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 erők²³ és a legnagyobb csúszva-gördülési arány van jelen.^{13,14} Ezenkívül a guggolás széles körben alkalmazható rehabilitációra és a combizmok sport- vagy orvosi okokból történő erősítésére.^{24, 25}

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

Módszer

Csúszva-gördülés modellezése

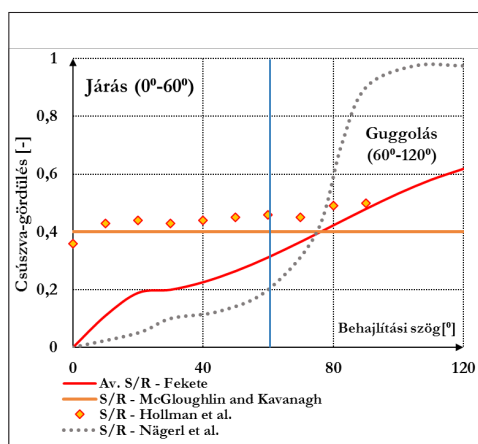
A csúszva-gördülési arányt Fekete¹⁴ a következőképpen értelmezte:

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

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. Fekete¹⁴ 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 behajlítási szöge elérheti a 65-67 fokot. Eddig a pontig bezárólag, a legtöbb korábbi szerző eredményei^{11,12} egybevágnak egymással a csúszva-gördülési függvényt illetően.

Nägerl és mtsai,¹³ valamint Fekete¹⁴ alacsonyabb arányt állapított meg a 0 és 65-67 behajlítási 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.^{11,12} Nägerl és mtsai¹³ használtak először háromdimenziós modellt a csúszva-gördülési arány meghatározásához,

míg a térbeli (3D) megközelítés mellett Fekete¹⁴ 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:¹⁸

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

ahol k az ún. fajlagos kopási tényező (mm^3/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.

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

Fekete¹⁴ 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 ⁷ (1. táblázat).

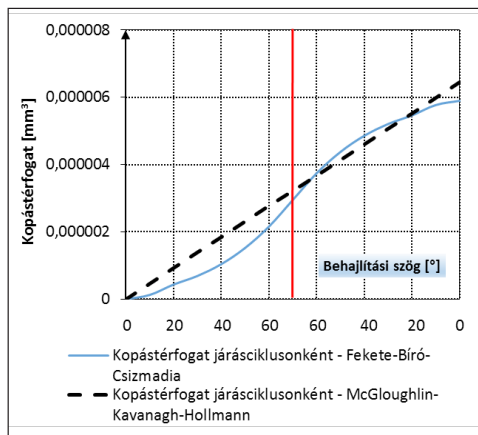
Paraméter	Érték	Mértékegység
k	1.3	mm^3/Nm
F_N	1000	N
v_{CTt}	30	mm/s
t	járás: 178 guggolás: 306	s

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.⁷ Az idő értékeit Fekete¹⁴ 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-Kavanagh¹¹ és Hollmann és mtsai¹² tanulmányai alapján, majd egy teljes járásciklusra (extenzió és flexió 70 fokig bezárólag) meghatározzuk a leváló kopott térfogatot.

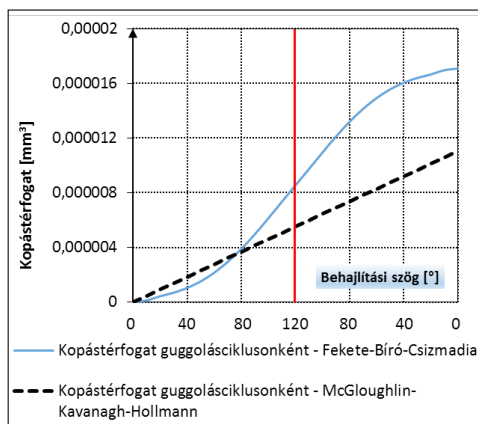
Másodjára, a csúszva-gördülési tényezőt a behajlítási szög függvénye alapján változónak értelmezzük Fekete¹⁴ tanulmánya alapján, majd ismét egy teljes járásciklusra (extenzió és flexió 70 fokig bezárólag) meghatározzuk a leváló kopott térfogatot. Ugyanezeket a számításokat elvégezzük guggolás során is, ahol 120 fokos behajlításig történik a mozgás, majd onnan vissza nulla fokig. A Fekete¹⁴ 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^{11,12} 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:

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

[mm³/ciklus]

Míg a teljes kopástérfogat McGloughlin-Kavanagh-Hollmann alapján:

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

[mm³/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 $20-30^\circ$ -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,^{13,14} 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.²⁶ Ha csak magát a járás közbeni kopást tekintjük, akkor a teljes ciklusra nézve mindössze 9%-os a különbség a két modell között, vagyis McGloughlin-Kavanagh¹¹ és Hollmann¹² 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 mtsai¹³ szerint igen meredeken, Fekete¹⁴ 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 szögeknek megállapított nagymértékű csúszások okozzák.

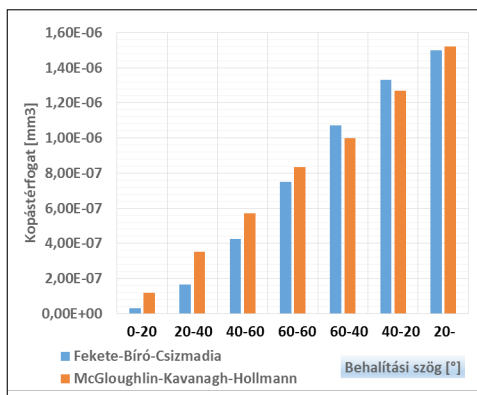
Ahogy a flexió során a térd a teljesen behajlított állapotából (120°) megindul visszafelé, az összeadódó elméleti kopástérfogatok differenciája a két modell között, részenként eléri a 78%-ot, míg az egész mozgásciklusra nézve az átlagos különbség a 4. táblázatban közölt 65% körüli érték. Megállapítható, 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^{11,12} eredményeivel számolt modellhez képest.

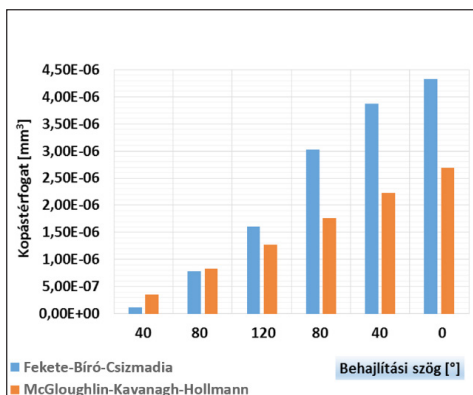
Következtetések, további lehetőségek

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

TÉRDPROTÉZIS KINEMATIKÁJÁNAK JAVÍTÁSA EVOLÚCIÓS ALGORITMUS ALKALMAZÁSÁVAL

Kopcsányi Gergő, Balassa Gábor Péter, Oldal István

Szent István Egyetem, Gépészmérnöki Kar, Mechanikai és Géptani Intézet

oldal.istvan@gek.szie.hu

DOI: 10.17489/biohun/2017/1/07

Absztrakt

A térdprotéziseknek számos követelménynek meg kell felelniük, amelyek a szilárdsági, funkcionális, gyárthatósági, tartóssági és kompatibilitási szempontok. A gyártóknak ezeket a – sokszor egymásnak ellentmondó – feltételeket kell kielégíteni. A fejlesztés alapja a megfelelő geometria kiválasztása, amelyben az eredeti térdgeometriát nem lehet alapul venni, mert olyan bonyolultságú, annyi elemből álló és olyan anyagtulajdonságú protézis nem gyártható. Ezért a protézisek a valós térdnél egyszerűbbek, a mozgást két egymáson elmozduló elemmel biztosítják.¹ A megfelelő geometria kiválasztása kulcsfontosságú, mert a tibia mozgását ezen két elem felületével kell biztosítani. A mozgást ismertnek feltételezzük (mérhető), és keressük az ezt létrehozó felületeket. Az ilyen jellegű problémák megoldására jól alkalmazható az evolúciós algoritmus valamelyik típusa. A munkánk során kidolgoztunk egy eljárást, amely genetikai algoritmus segítségével a térdprotézisek, mint egyedek „virtuális tenyésztését” teszi lehetővé. A tenyésztést bármelyik tulajdonság fejlesztésének céljából elvégezhetjük, jelen tanulmányban az említett mozgásfüggvény ismeretéből indulunk ki.

Kulcsszavak: biomechanika, térd, térdprotézis, 3D nyomtatás, evolúciós algoritmus

Improving the knee prosthesis kinematics with the use of the evolutionary algorithm

Abstract

The knee prostheses have to meet lots of requirements, which are: strength, function, manufacturability, durability and compatibility. The manufacturers have to meet with these - often contradictory conditions. The basis for the development of knee prosthesis is the choice of the appropriate geometry. The original human knee geometry cannot be taken as a base for the prosthesis development because a prosthesis with so complexity, so many components and materials cannot be manufactured. Therefore the prostheses are simpler than the real knee joint. They can realize the movement with two on each other movable components.¹ The movement of the tibia must be ensured by the two prosthesis components therefore it is really important to choose the right geometry. We are hypothesizing the motion (measurable) and we are looking for the surfaces that create it. For those tasks to solve one of the evolutionary algorithm types is a good choice. During our work we elaborated a process that allows the „virtual breeding” of knee prostheses as individuals with the use of genetically algorithm. The breeding can be carried out for the development for either of the properties. In this study we are starting from the knowledge of the so called motion function.

Keywords: biomechanics, knee, knee prosthesis, 3D printing, evolutionary algorithm

1. Bevezetés

Jelenleg nem ismerjük az optimális térdprotézist, fejlesztésük folyamatos, egyre több problémát sikerül megoldani az idők folyamán. Egyik lehetséges problémája a mai térdprotéziseknek, hogy esetenként velőüreg-gyulladás okoznak. Ennek kiváltó oka lehet a nem megfelelő mozgás, pontosabban a járáshoz nem igazodó mozgás. Egészséges térd esetében a járás és a térd mozgása összehangolt módon történik.^{2,3} Ha a protézis által létrehozott mozgás nem közelíti eléggé az egészséges térd mozgását, járás közben, akkor is erre a mozgásra van kényszerítve az ideg- és izomrendszer által. A kényszer többletterhelést okoz a protézisen, és – ami a problémát okozza – a protézis-csontkapcsolatokon is. Ez minden lépésnél jelentkező ismétlődő terhelés, ami hosszabb távon problémákat okozhat. A megfelelő geometriájú térdprotézissel ezt a többletterhelést minimalisra tudjuk csökkenteni.

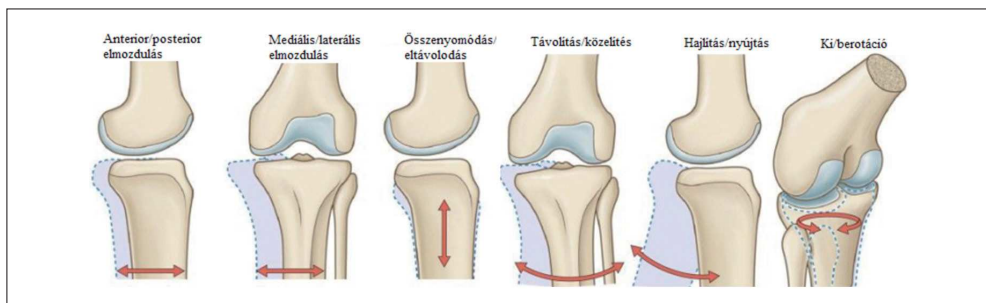
Mint ismert, a térdízület hat szabadságfokkal rendelkezik. Mozcáslehetőségeit az 1. ábra mutatja.

Ezek közül a flexió és a rotáció egymáshoz viszonyított értékei a legfontosabbak. A rotációs mozgást két részre lehet bontani, az akaratlagos, és a kényszerített rotációra. Ez utóbbi nem izomműködés eredménye. A kinyújtott lábszár hajlítása kismértékű befelé forgató rotációval kezdődik, ez önkéntelen rotáció. Az akaratla-

gos rotáció a behajlított térdízület sajátossága. A térdízület ekkor körülbelül 20° berotációt és 40° kirotációt enged.^{5,6} A 2. ábrán az egyes kutatók által meghatározott különböző rotáció-flexió függvények nagy szórása azt mutatja, hogy ezek a függvények jelenleg nem általánosíthatóak, sok tényező van rájuk hatással. Mérésükben nagy a bizonytalanság, valamint természetesen egyéenként változnak.

A két elemből álló térdprotézis esetében a megfelelő mozgást a lábszárcsontfej és/vagy combcsontfej geometriai módosításával tudjuk elérni. A későbbiekben a combcsonthoz rögzített protéziselem geometriáját tekintjük állandónak, és a lábszár sípcsontjába épülő elem geometriáját fogjuk optimalizálni a mozgásfüggvény megfelelő pontosságú közelítése érdekében.

Munkánk során bemutatjuk, hogy az evolúciós algoritmusok közül a genetikus algoritmust hogyan lehet használni a sípcsont enyhén homorú ízületi lapjainak geometriájának optimalizálására. Az algoritmus egy, már ismert és eddig jól alkalmazott protézis alapján generálja a kezdőpopulációt, melynek egyedei sajátos módon közelítik a szükséges mozgásfüggvényt (célfüggvény), majd elvégzi a szükséges evolúciós műveleteket (mutáció, keresztezés, stb.) az egyedeken. A létrehozott egyedek automatizált parametrikus tervezéssel Solid Edge ST9 környezetben 3D modellként készülnek, melyeket 3D nyomtatással legyártunk és egy protézisimi-



1. ábra. A térdízület mozgáslehetőségei⁴

nősítő berendezéssel minősítjük. A minősítés alapja, természetesen a produkált mozgásfüggvény és a későbbiekben bemutatott célfüggvény különbsége, minél jobban közelítjük a célfüggvényt, annál kisebb lesz a kilazulás és egyéb komplikációk veszélye.

Eljárás a protézisgeometria fejlesztésére

A protézisfejlesztést a következő lépésekben valósítjuk meg (3. ábra):

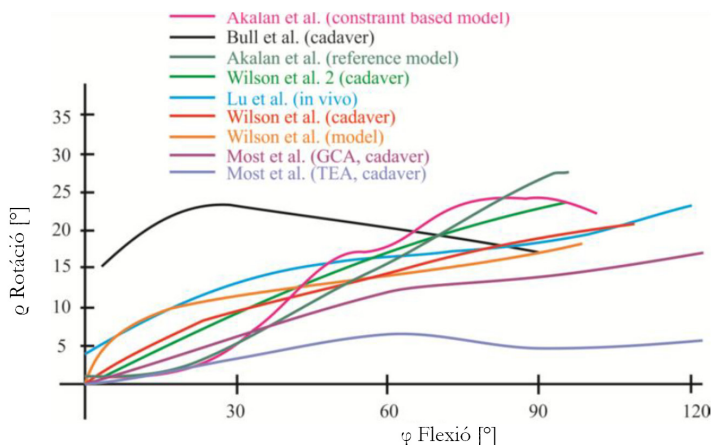
- célfüggvény meghatározása emberi térdmozgás alapján,
- egy jelenleg használt protézis vizsgálata és digitalizálása,
- evolúciós (azon belül genetikus) algoritmus alkalmazása új protézisgeometria létrehozására,

- a geometria szerinti protézis gyártása 3D nyomtatással,
- az új geometria minősítése,
- a minősítés alapján a geometria elfogadása vagy újabb evolúciós ciklus indítása.

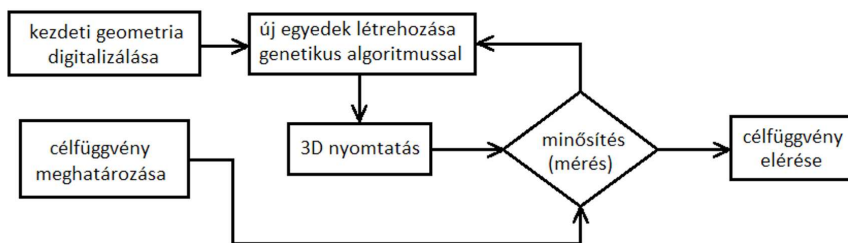
A fejlesztés során alkalmazott eszközök, eljárások

Térdvizsgáló berendezés

A Szent István Egyetem Biomechanikai Kutatócsoportja által kifejlesztett térdvizsgáló berendezést használtuk,⁸ amely alkalmas cadaver térden rotáció-flexió függvény – a vizsgálatunkban célfüggvény – mérésére. A berendezések különbségeiből adódó hibákat elkerülhetjük, ha a célfüggvényt és a vizsgált protéziseket is ugyanazon készüléken mérjük.



2. ábra. Különböző rotáció-flexió függvények⁷



3. ábra. Az eljárás blokkvázlata

Ennek érdekében az eszközhöz készült egy ki-gészítő protézisminősítő berendezés.^{9,10}

Evolúciós algoritmus – genetikus algoritmus

Az evolúciós algoritmusok az mesterséges intelligenca (MI) jellegzetes problémamegoldó eljárásai. Az evolúció – Darwin által leírt – mechanizmusára épülő problémamegoldó rendszer. Az MI-re épülő algoritmusokban a megoldások mindig közelítőek, pontos megoldást csak a probléma összes tényezőjének figyelembe vételével kaphatnánk, ami a legtöbb esetben a vizsgált paraméterekre ható befolyásoló tényezők sokasága miatt nem lehetséges.¹¹ Ezen algoritmusok megoldásai az „egyedek”, minden egyed egy-egy megoldást jelent az adott problémára. Az egyedek mindegyike a környezetükkel szemben sajátos viselkedést mutatnak, és populációkat alkotnak, viselkedésük szerint hasonlóak az állatokhoz, populáción belül szaporodnak és kereszteződnek egymással, mutálódnak és meghalnak.^{12,13} Az MI-eket akkor szokták alkalmazni, amikor nem ismert a problémátér szabályrendszere, így a megoldás sem ismert. A mesterséges intelligencia kis hatósugarú, lokális szabályok segítségével, elemi lépésekből állítja fel a megoldó rendszert kereséssel.¹⁴

Az evolúciós algoritmusok egyik típusa a genetikus algoritmus. Az evolúciós algoritmusok közül ez hasonlít a legjobban az ivaros szaporodásra, mivel a populációkban egy-egy egyed párosítunk szülőpárrá, minden szülőpár kettő utódot generál. Az új populációba kerülés itt a legegyszerűbb, mivel minden szülő meghal, az utódok pedig tovább élnek. A genetikus algoritmusokban nem közvetlenül az egyedeken végzünk műveleteket, hanem lekódozzuk őket, és a kódokon végezzük el a kívánt műveletet.

Jelen kutatásunk célja, hogy olyan genetikus algoritmust hozzunk létre, amely alkalmas térdprotézis geometriájának fejlesztésére.

Munkánk eredménye egy-egy protézisgeometria egyedként való kódolása, amely alkalmas az algoritmus alkalmazásával szaporodásra és új populációk létrehozására, amelyek evolúciója egyre jobb egyedeket (protézis geometriákat) eredményez. Az egyes egyedek és populációk minősítését, azaz az evolúció irányát a fitnessfüggvény jelöli ki.

Fitneszfüggvény: Az optimalizálási feladatok során egy adott halmazon definiált függvény, amelynek szélsőértékét keressük.^{14,15} Esetünkben a célfüggvény megállapítása után az ettől való eltérést választjuk fitneszfüggvénynek, amely minimuma esetén az adott egyed (protézis) a legjobban közelíti a célunkat.

3D nyomtatás

A 3D nyomtatás a XXI. század egyik legújabb gyártástechnológiája. Használata igen elterjedt a prototípus modellek készítésében. A technológiát a Massachusetts Institute of Technology (MIT) fejlesztette. A legelső 3D nyomtató 1994-ben került forgalomba. Munkánk során a modelleket FDM (Fused Deposition Modeling) technológiával készítettük. Az FDM technológia alapanyaga tekerceselt, vékony, hőre lágyuló műanyag huzal, a legáltalánosabb huzalátmérő 1,75mm, a legáltalánosabban használt anyagok pedig az ABS- (akrinitril-butadién-sztírol) és a PLA-(politejsav). A gyártás során a léptetőmotor tengelyén lévő fogaskerék hajítja a polimerszálat. A polimerszál az extruderfejben ellenállásmelegítéssel felmelegszik, megolvad, majd az extruder végén kialakított injektor ad alakot a nyomtatott rétegnek.¹³ A teljes geometria az egyes rétegek összességéből épül fel.

Eredmények

Cadaver térd és protézis mozgása

A 2. ábrán bemutattuk, hogy a rotáció-flexió függvények mérésében nagyon nagy bizonytalanságok vannak. Ezek két fő okra vezethetők vissza. Egyik oka, hogy az emberi térdek nem

egyformák, így eleve különbözőek a mérendő függvények, a másik ok a feldolgozás különbözősége (mérőeszközök, beállítások és kiértékelés módszere).

Az emberi térdek különbözőségéből adódó hibát két módon küszöbölhetjük ki. Az egyik megoldás, hogy több térdet vizsgálunk és egy átlagos célfüggvényt állapítunk meg, a másik hogy egy adott térdet tekintünk célnak, így a térdprotézis egyénre szabott lesz. Jelenleg élő emberen nem lehet megfelelő pontosságú mérést végezni, így az egyedi protézis kifejlesztésének ez akadálya. Munkánk során cadaver térdeken mért az átlagolt célfüggvényt⁷ választottuk.

Az eszközök, beállítások, feldolgozás módszereiből adódó hibát úgy csökkentettük minimálisra, hogy ugyanazon gépen és beállítások mellett vizsgáltuk a cadaver térd és a protézis mozgását.

A 4. ábrán látható egy használt protézis rotáció-flexió függvénye és a cadaver térden mért célfüggvény. A két függvény különbségéből jól látszik, hogy az eddigiek során a térdprotézisek megfelelő mozgásfüggvényeivel keveset foglalkoztak. A protézis szinte semmilyen rotációt nem végez.

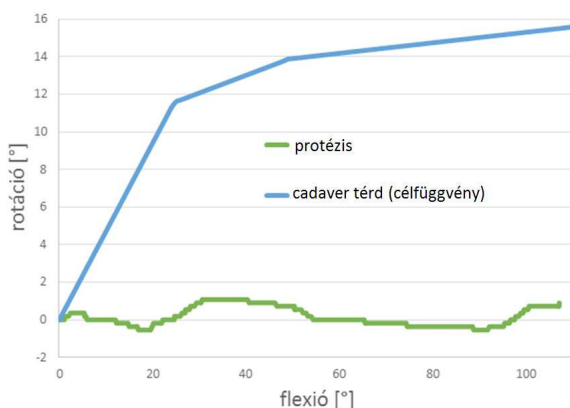
A tibia geometriájának genetikai kódolása

A genetikus algoritmus alkalmazásához a tibia paraméterezett modelljére van szükség. Egy használt, jobb láb szimmetrikus tibiális térdprotézis komponensét választottuk a modellezés kezdeti geometriájaként (a mérések során a hozzá tartozó femurt használtuk fel, amin nem volt használatból eredő kimutatható kopás).

A szkennelt felületeken látható az aszimmetrikus kopás, amely azt mutatja, hogy a térdprotézis ugyan szimmetrikus, de járás közben az eredeti, aszimmetrikus mozgás jön létre. Ha ez a geometriával is segítene, akkor csökkenhetne a kopás és kilazulás esélye.

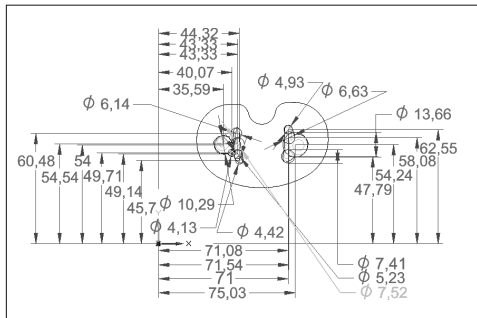
A szkennelt modell nem szerkeszthető, nem tartalmaz kijelölhető és módosítható felületeket, nem paraméterezhető, így közvetlenül a kapott modelleket nem tudtuk felhasználni a folytatáshoz.

A modell paraméterezésére több eljárást is kipróbáltunk, de csak egy módszer volt megfelelő, amely a 3D nyomtatás „layer by layer” technológiáján alapul. A virtuális paraméterezhető modellt 0,1 mm vastagságú rétegekből hoztuk létre, rétegenként körökkel közelítve a



4. ábra. A célfüggvény^{7,9} és az eredeti protézis mért mozgásfüggvénye

metszett kontúrt. (6. ábra) Az eljárás eredményeképp 68 réteggel és 1150 paraméterrel leírt modellt kaptunk. Az 1150 paraméter értékei, mint gének alkotják az adott geometria, mint egyed genomját.



6. ábra. Egy réteg paraméterezett metszete

A generált modell felületét, a kiugró rétegek miatt a Autodesk Meshmixer nevű szoftver segítségével simítottuk el. Az elsimítás csupán a felületrétegek átfedését csökkenti, a modellezési felbontásból (0,1mm) adódó lépcsőket eltüntet, helyette egységesebb felületet ad. A

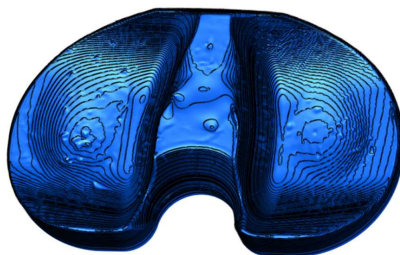
módosítatlan felület és az elsimított felület a 7. ábrán látható.

A következő lépés az egyes egyedek 3D nyomtatása. A protézisek egyenként FDM technológiával, 1,75 mm átmérőjű PLA anyagból készültek. A nyomtatást követően a felületi érdességet csiszolással csökkentettük (8. ábra).

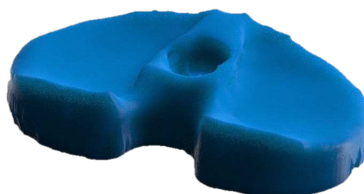
A szükséges szoftveres és mechanikus beavatkozásokkal a feladat céljaul megfogalmazott alakelemek alakjai nem változtak, csupán a méréshez szükséges felületi érdesség elérése volt a beavatkozások célja. A nyomtatást és felületkezelést követően a protézisek minősítése következett, a korábban bemutatott kísérleti mérőberendezésen.⁹

Tibiageometria-generáló genetikus algoritmus – tenyésztési program

A protézis geometriájának létrehozására alkalmas speciális algoritmust hoztunk létre. A program Visual Basic modulban készült,

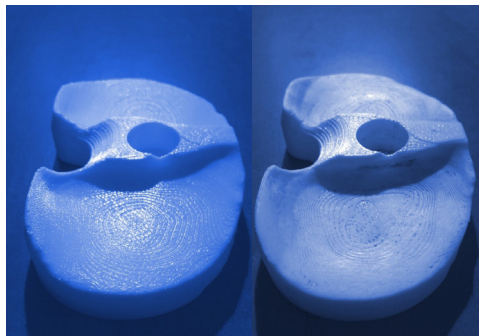


5. ábra. A 3D szkennelt modell és a létrehozott metszetgörbék



7. ábra. A létrehozott paraméterezhető virtuális modell eredeti és simított felületekkel

amely Microsoft Excel munkafüzetbe épült be.¹⁶ Az algoritmus megoldásai a generált virtuális modellek. Egy generálás esetén létrejött megoldások populációt alkotnak (populációként 4 egyed). A létrehozott program nem fut le felhasználói beavatkozás nélkül, hiszen az egyes protéziseket egy protézisminősítésre alkalmas mérőberendezésen szükséges lemérni, így félautomatikus.



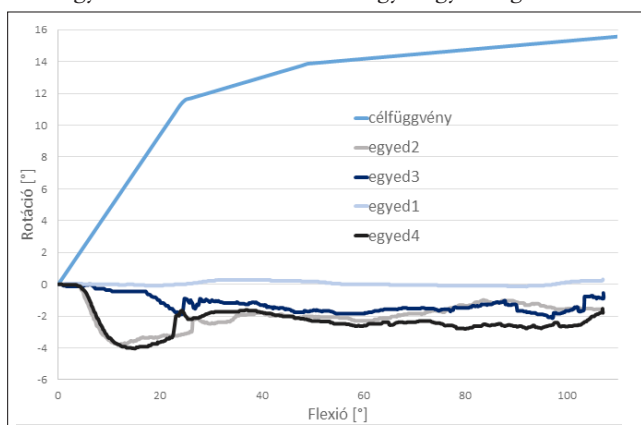
8. ábra. 3D nyomtatott protézis ciszolás előtt és után

A virtuális modellből a korábban ismertett módon elkészítjük az egyed valós geometriáját, majd következik a mérés. A mérés során minden egyes egyedet külön-külön minősítünk, a mérés eredménye pedig minden esetben a vizsgálókészülékkel mért – az egyes egyedekre jellemző – flexió-rotáció függvény. Programunk az adott egyed mért értékeit és

a célfüggvényként kiválasztott flexió-rotáció függvényt a legkisebb négyzetek elve alapján összehasonlítja, és az átlagos eltérésüket kiszámítja. Ezt – a genetikai algoritmusoknál szokásos módon – fitnessértéknek nevezünk. Minden egyed rendelkezik fitnessértékkel. A generáció egyedeinek minősítése után az új populáció létrehozása következik.

A következő populáció létrehozásához szülőpárokat kell választani a fitness értéküknek megfelelően a rulettkerék-módszert alkalmazva. A fitnesszek értékeit összeadjuk és egyesével leosztjuk az egyedek saját fitnessértékével, a kapott értékeket felkeresítjük egész számra, így meghatározott az egyedek fitnesszeinek egymástól való eltérése, vagyis, hogy az összes közül az egyes egyedeket mekkora eséllyel választjuk ki a következő generáció szülőválasztása esetén.

A szülőválasztás befejeztével szükséges a második populáció egyedeinek generálása. Az első szülő választott paraméterváltozóit és paramétereit a program kettévágja és vagy az első, vagy a második felét kijelöli, majd beilleszti az egyes egyed kromoszómájának választott helyére. A program ugyanezen lépéseket elvégzi a második választott szülőre is, ez esetben természetesen a szétvágott kromoszóma másik felét másolja át az egyes egyedek generált kromoszómaiba.



9. ábra. Az első populáció rotáció-flexió függvényei

Populációk vizsgálata

A fenti programmal létrehoztuk az első generációt. A populáció négy egyedből áll. Az egyes egyedek genomja alapján 3D nyomtatással létrehoztuk az egyedek valóságos modelljét, amelyeken a térdvizsgáló berendezéssel megmértük a rotáció-flexió értékeket behajlítás közben. A mért eredmények a 9. ábrán láthatók. A populáció genetikai változatossága és a célfüggvény távolsága alapján megállapíthatjuk, hogy sok generáció után várható, hogy elérjük a célt.

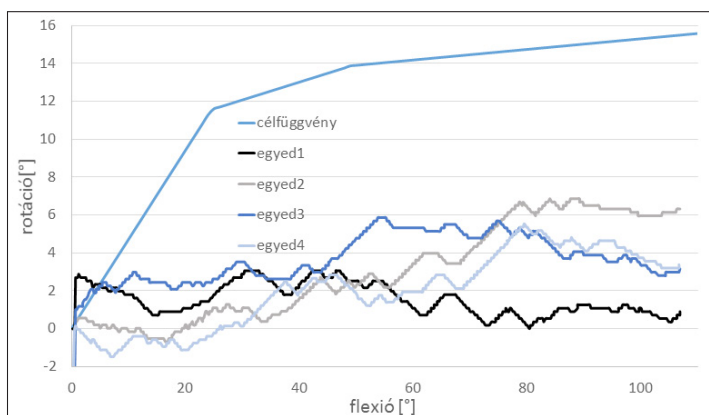
Az eljárást gyorsíthatjuk, ha az egyes populációk létrehozásakor génmódosítást alkalmazunk. Természetesen a génmódosítás ronthatja is az adott populáció tulajdonságait, de ha célzottan végezzük, akkor az evolúciós folyamatot gyorsíthatjuk. A második generáció esetében aszimmetriát^{17,18} hoztunk létre a geometriában, amely módosítás sikeres volt, a populáció tulajdonságai jó irányban és nagymértékben változtak az első generációhoz képest (10. ábra).

Az eredmények alapján megállapíthatjuk, hogy a virtuális tenyésztés adott tulajdonságok javítására alkalmas. Az eljáráshoz szükségesek a fizikai modellek, mert a minősítést azokon tudjuk elvégezni. Ez a módszer előnye és hátránya is egyben. Előny, mert így nem szükséges validáció, minden egyedet valóságban mérünk, a tulajdonságok biztonsággal leírhatók. Hátrány, mert a fizikai modellek létrehozása és mérése lassítja és költségesebbé teszi az eljárást egy tisztán virtuális eljáráshoz képest.

Továbblépési lehetőségek

Az első és legfontosabb továbblépés a következő generációk létrehozása, amellyel egy adott célfüggvényt elérünk, így derül ki, hogy mennyi idő és munka szükséges egy adott tulajdonság eléréséhez.

Amennyiben sikerül kiváltani a mérést annak numerikus modellezésével, elhagyható a 3D nyomtatás és mérés, ami nagyban meggyorsítja a folyamatot, nagyobb egyedszám és több generáció alkalmazható. Ugyanakkor az eredmények méréssel történő ellenőrzése ekkor is szükséges.



10. ábra. A második populáció rotáció-flexió függvényei

IRODALOM

1. *Than P.* A gonarthrosis modern endoprotetikai kezelése különös tekintettel a patellofemorális ízületre és a szövődményekre Doktori (PhD) értekezés. 2000; p. 17-36.
2. *Fekete G, Csizmadia MB, Wahab MA, De Baets P, Katona G, Vánegas-Useche LV, Solanilla JA.* Sliding-rolling ratio during deep squat with regard to different knee prostheses. *Acta Polytechnica Hungarica* 2012; 9(5):5-24.
3. *Fekete G, Csizmadia MB, Wahab MA, De Baets P, Vánegas-Useche LV, Bíró I.* Patellofemoral model of the knee joint under non-standard squatting. *Dyna Colombia* 2014;81(183):60-7.
4. *Standring S.* *Gray's Anatomy.* The anatomical basis of clinical practice. New York: Churchill-Livingstone: Elsevier Press; 2008. p. 4300-54.
5. *Miltényi MA.* Sportmozgások anatómiai alapjai. Budapest: TF; 1980. p. 164-85.
6. *Donáth T.* *Anatómia – Élettan.* Budapest: Medicina Könyvkiadó Zrt; 2005. p. 57-71.
7. *Katona G, Csizmadia MB, Andrónyi K.* Determination of reference function to knee prosthesis rating. *Biomechanica Hungarica* 2013;6(1): 293-301.
8. *Csizmadia MB, Katona G, Szakál Z, Bíró I.* Kísérleti berendezés cadaver térdízület mozgásanalíziséhez, kísérleti mérésorozat értékelése. Gödöllő; 2005.
9. *Csizmadia MB, Balassa GP, Katona G.* The first steps to the development of the knee prosthesis rating method. *Biomechanica Hungarica* 2013;6(1): 39-45.
10. *Balassa GP, Csizmadia MB.* Térdprotézisek beültetési tényezőinek hatása az ízület kinematikájára. *Biomechanica Hungarica* 2015;8(1):17-26.
11. *Házy A, Nagy F.* Adatstruktúrák és algoritmusok. Miskolci Egyetem; 2009. p. 5-10.
12. *Sivanandam SN, et. al.* Introduction to Genetic Algorithms. Springer; 2008. p. 2-36.
13. *Kovács NK.* Prototípus fröccsöntő szerszámozás technológiájának fejlesztése [PhD értekezés]. 2004. p. 11-40.
14. *Salamon A.* Genetikai algoritmusok [Egyetemi jegyzet]. Budapest: ELTE TTK; 2003. p. 16-54.
15. *Haupt RL, Haupt SE.* Practical Genetic Algorithms. New Jersey: John Wiley & Sons; 2004. p. 1-65.
16. *Bártfai B.* Makróhasználat Excelben. Budapest: BBS-INFO Kiadó; 2010. p. 51-72.
17. *Walker PS, Arro S.* Characterising knee motion and laxity in a testing machine for application to total knee evaluation. *Journal of Biomechanics.* 2015;48:3551-8.
18. *Walker PS, Heller Y, Yildirim G, Immerman I.* Reference axes for comparing the motion of knee replacements with the anatomic knee. *The Knee.* 2010;18:312-6.

A 3D technológiát a Poly-D-Mérnöki Kft. biztosította a kutatáshoz..

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

Oldal István

Szent István Egyetem, Gépészmérnöki Kar, Mechanikai és Géptani Intézet

H-2100 Gödöllő, Páter Károly út 1.

Tel.: (+36) 30 475 0158

IMPACT BIOMECHANICS OF BRAIN INJURIES: A PROPOSAL FOR EVALUATING VULNERABILITY BASED ON RELIABILITY ANALYSIS

Máté Hazay, Imre Bojtár

Budapest University of Technology and Economics, Faculty of Civil Engineering

matchazay@hotmail.com

DOI: 10.17489/biohun/2017/1/08

Abstract

Traumatic brain injuries (TBIs) contribute to a high degree of mortality and morbidity in society. From engineering point of view, the human brain can be considered as a mechanical system which is subjected to extreme effects, since every type of TBIs are derived from the large magnitude of mechanical loads. Impact biomechanics deals with the prevention of injuries via the suitable design of safety systems. It requires the quantification of limit values of the mechanical effects that humans can tolerate. The goal of this paper is twofold. Firstly, it contains a *brief literature review* where some of the most important milestones and major conclusions of previous researches are mentioned. Secondly, it presents a *proposal* about the *applicability of reliability analysis* to assess the vulnerability of the human brain.

Keywords: traumatic brain injuries, vulnerability of the human brain, reliability analysis, injury risk curves

Introduction

Injury biomechanics covers several areas of study involving different parts of the human body. Among these fields the investigation of traumatic brain injuries (TBIs) can be considered as a special area due to the epidemiological importance of TBIs. TBIs contribute to a high degree of mortality and morbidity in society, and motor vehicle accidents are the leading source of blunt impact-induced head injuries.^{1,2} As it was reported in the middle of the 1990s, approximately 1,7 million TBIs occurred in the United States every year.³

The main aim of impact biomechanics is the prevention of injuries via the suitable design of passive restraint systems. This procedure requires the quantification of limit values of the mechanical effects that humans can tolerate. Intensive research work has been carried out for decades to determine such tolerance levels, however, this work is far from finished yet. The

human brain can be considered as a mechanical system which is subjected to mechanical loads which could cause injuries. These loads can be considered as extreme effects in a sense that they have large magnitude (comparing to those loads which arise every day), relatively rare occurrence and extreme consequences (brain injury). The determination of tolerance values can be considered as a fragility analysis where those effects are quantified which would cause the failure of the mechanical system.

Early researches have led to the development of several head injury predictors which could be adopted into motor vehicle safety standards around the world. Indeed, due to the development of safety systems in cars over the last 20 years, the number of TBIs have been reduced, however there are indications that this trend is slowing down and TBIs still represent major diseases worldwide.⁴ One possible reason for that is the roughness of existing injury criteria. Nowadays the evaluation of passive safety

system of cars is based on the Head Injury Criteria (HIC), which was originally proposed by Versace⁵ at the beginning of the 1970s. HIC takes into account the integral of the linear acceleration pulse $a(t)$, measured at the centre of gravity of the head. The evaluation is performed in a way that a HIC value is calculated according to Equation 1:

$$HIC = \left[\frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} a(t) dt \right]^{2.5} (t_2 - t_1), \quad (1)$$

where t_1 and t_2 are arbitrary initial and final times during the acceleration pulse, are chosen to maximize HIC, and this value is compared to a limit value which is prescribed in the particular standard. Although the evaluation methodology of restraint systems based on HIC has been used for more than forty years, several doubts exist corresponding to the applicability of the currently used procedure which indicates the necessity of further research. In the next section a brief literature review is presented where some of the most important milestones and conclusions of previous researches are shown. These conclusions help understand the potential weaknesses of the currently used safety standards which initiated new research methodologies, including the determination of tissue-level tolerances with finite element analyses based on accident reconstructions and experiments performed on living cell cultures. Afterwards a proposal is made about the applicability of reliability analysis which may be an appropriate tool in the future for performing a detailed vulnerability analysis of the human brain.

Previous methods and main results

At the beginning, impact biomechanical researches started with experimental investigations on cadavers, animals or certain type of physical models. The main goals were to iden-

tify and describe injury mechanisms and to determine tolerance limits. In these researches the occurrence of injury was connected to a certain value of so-called *input parameters* which are characteristics of the external mechanical load which acts on the human head. Among the first efforts the skull fracture experiments of Wayne State University should be mentioned which have led to the development of the first tolerance curve⁶ with regards to the occurrence of head injury. Furthermore, researches have been performed where the injury mechanisms of different types of brain injuries have been analyzed. After experiments, *contusions* have been associated with the *increase of intracranial pressure* due to the relative motion between the skull and the brain and the local bending of the skull.^{7,8} Contusion may occur not just at the site of the impact (coup) but at areas distal to the loading site (contrecoup)^{9,10} (Figure 1).

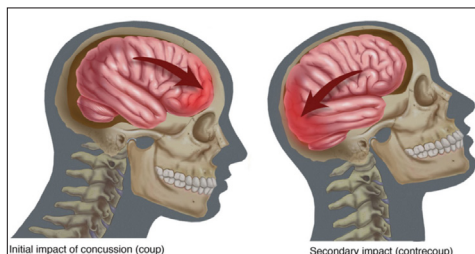


Figure 1. Coup and contrecoup injuries¹¹

Later, contusion was identified as a possible outcome of the movements of the brain against rough and irregular skull surfaces.¹² Subdural and epidural hematoma can also occur due to the relative motion between the brain and the skull which causes shear strains, elongation and the rupture of bridging veins.¹³ After the vein rupture, neural tissue is compressed due to the increased pressure which can cause cell death. Injury mechanisms of intracerebral hematoma (Figure 2) are similar to those which have been mentioned for contusions.^{14,15} Furthermore, since different pressure values arise at the coup and contrecoup locations, a pressure gradient exists which creates shear stress-

es in neural tissue which can also cause focal injuries.^{16,17}

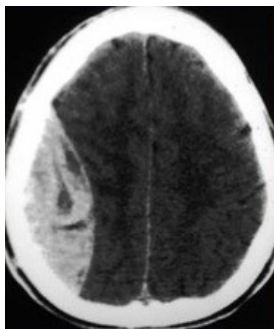


Figure 2. Epidural hematoma¹⁸

Diffuse injuries form a spectrum of injuries ranging from mild *concussion* to *diffuse axonal injury* (DAI). Axonal damage is thought to occur due to shear strains and stresses (Figure 3) which occurs in the neural tissue during the trauma.¹⁹ However, by now it is known that the axonal damage does not necessarily occur at the moment of the trauma, but the shear effects cause an axolemmal permeability dysfunction which can lead to axonal damage through different phenomena.²⁰

After the identification of injury mechanism, *injury thresholds* should be quantified. In or-

der to achieve that it is important to determine which kind of external effects can cause the previously described injury mechanisms. In early studies much attention was paid on the separate investigation of the effect of *linear* (translational) and *rotational* (angular) *accelerations*. It has led to a debate about which effect has the more important contribution to brain injury. Holbourn²² hypothesized that rotational acceleration has a greater effect than linear accelerations in the occurrence of injury and others supported this theory.²³ Two concepts existed how rotations cause injury: (i) *inability of the brain to rotate* within the skull causes injurious focal point shear strains and (ii) *diffuse shearing* of brain tissue normally located at zones of change in density. Further studies confirmed that rotational acceleration could induce severe brain injuries like concussion,⁹ DAI or acute subdural hematoma.²⁴ However other researchers²⁵ who put emphasize on the analysis of the effect of skull deformations and intracranial pressure gradients, emphasized the importance of translational accelerations in the development of head injury. As a conclusion it can be stated that both linear and rotational accelerations can cause brain injuries, and both effects have a specific role because they produce different injury mechanisms.²⁶

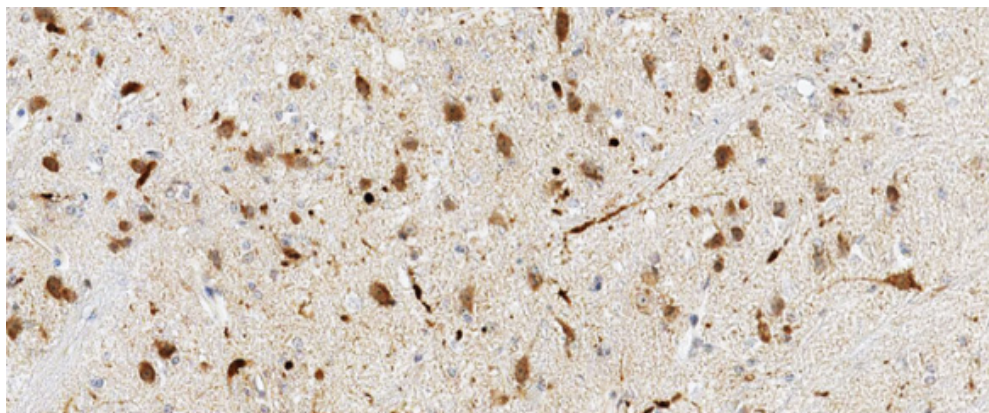


Figure 3. Axonal damage²¹

Now it is thought that axonal injury derived from axonal stretch due to rotational acceleration, while translational acceleration is responsible for intracranial pressure induced strains and contusions.

After the recognition of the complexity of injury mechanisms and that brain injuries are outcomes of the combination of translational and rotational accelerations several doubts arose with regard to the applicability of the currently used injury metrics. One of the biggest shortcoming of HIC is that it takes into account solely the linear accelerations,²⁷ however previously it has been shown that rotational accelerations have an important contribution to brain injuries. Furthermore, HIC is a so-called input variable based injury criterion, because it is based on linear accelerations which are the characteristics of the external load. However, it has been questioned whether it is enough to use a metric which takes into account only the external effects and does not consider the strains and stresses which arise in the highly deformable components of the brain.²⁸ Additionally, the believed contribution of HIC values to the failure probability is questionable. The currently used limits of HIC values are derived from the *risk curves* of Prasad and Mertz,²⁹ which were determined based on cadaver experiments. However, in these experiments only skull fracture and hematoma creation due to artery rupture were analyzed, and other types of brain injuries were not considered. Despite these doubts, HIC is widely used to evaluate the performance of passive restraint systems. In the past several changes have occurred in the safety standards where the acceptable HIC value and the time interval where the integral (in *Equation 1*) is calculated have been altered, but the main concept of HIC has remained unchanged. One major reason for that is its easy applicability. Such an input variable based metric has the advantage that the evaluation of crash tests is simple,

since the acceleration pulse is easily obtained due to the sensors placed on the dummies.

The above mentioned doubts motivated have researchers to continue the investigations in order to establish more robust injury metrics. A new trend has developed where *3D finite element head models* are used to perform numerical experiments. This approach allows us to work with relatively precise material parameters and geometry, while both linear and rotational accelerations can be considered. These kinematic variables serve as an input data of these simulations where so-called output (i.e. dependent) variables like stresses, strains and pressures are calculated. This possibility initiated a tremendous research effort in order to identify so-called tissue-level tolerances (i.e. threshold values of stresses, strains and pressures).

By now, many different models exist in the literature which differ in certain geometrical characteristics, material parameters and boundary conditions. Usually these numerical models are validated against cadaver experimental data.^{30,31} One of the most widely used models is the University College of Dublin Brain Trauma Model (UCDBTM) (*Figure 4*) of Horgan and Gilchrist^{32,33} which is freely available at BEL Repository.³⁴

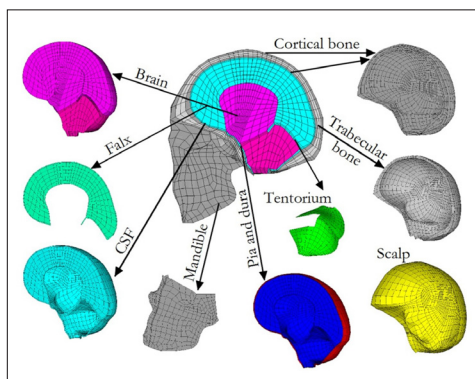


Figure 4. The University College of Dublin Brain Trauma Model

Researches for tissue-level tolerances usually involve accident reconstructions.³⁵⁻³⁷ Usually dynamic simulations are performed to calculate those kinematic variables which acted on the head and later these loads are placed to the finite element head model to calculate the output variables. Since the clinical outcome of these accidents are known, the calculated stresses, strains and pressure values can be used to *estimate human tissue-level tolerances*. As a result, several proposed threshold values were published,^{38,39} however these results have a large deviation which can be attributed partly to the natural variability among humans, uncertainty in the reconstruction process and modelling uncertainty due to the application of the particular finite element model and imperfect failure criteria. Due to the large deviation of results, it is not reasonable to adjust one specific tolerance value, therefore such a conclusion was made that future investigations should be based on a *probabilistic basis* where the possibility of brain injury is determined. The latest trend is to draw risk curves where a distribution is used to describe injury tolerance limit.³⁹⁻⁴² These curves express conditional probability, since they show that how large the injury probability is if the characteristics of the effect (which can be either an input or an output variable) has a specific intensity.

Discussion and proposal

The previous literature overview intends to outline three major conclusions:

- In order to perform a more reliable *vulnerability analysis* of the human brain, injury description should be based on tissue-level variables (i.e. stresses, strains, pressures) instead of kinematic variables.
- The vulnerability of the brain is affected by several parameters which have a large variability. It indicates that instead of a deterministic approach with the ap-

plication of one specific threshold value, *tolerance assessment* should be based on a stochastic approach where the probability of head injury is determined in terms of *risk curves*.

- Although the applicability of HIC is questionable, only some details have been changed in the previous decades while the main idea has remained unaltered. It suggests that even if further researches follow a tissue-level approach, the resulting criterion should be expressed in terms of input variables, because it would be easier applicable to evaluate passive restraint systems in the engineering practice

By now different techniques were recommended to determine risk curves, and in many impact biomechanical studies these curves have been developed for different body regions, injury types and severity classes.⁴¹ These techniques usually involve a regression analysis, where some kind of distribution function (e.g. normal, log-normal, Weibull or log-logistic) is fitted to sample points which were obtained from experiments. Although it is questionable, that such an analysis where patient specific kinematic loads were placed to the same head model is capable of describing the effect of major kinds of uncertainties which can affect the shape of the resulting risk curve. For example, since the same head model is used the effect of the natural variability of geometrical and material parameters among humans is neglected. Due to this variation, instead of a deterministic modelling approach, a *probabilistic approach* should be applied where a spectrum of output variables are determined.⁴³ Moreover, if the same finite element head model is used, then it is not possible to take into account the modelling uncertainty which may have an important effect on the shape of the risk curves, since several open questions exist corresponding to the biomechanical modelling of human brain.⁴³ Furthermore, in case of a risk curve where

injury probability is expressed in terms of an input variable, calculations should include that uncertainty which derives from the variability of the loading curve shape.

As a matter of fact, in case of the vulnerability analysis of mechanical systems exposed to extreme effects, there is a long tradition of expressing the fragility of the system in terms of fragility curves, where the probability of failure is shown in the function of intensity of the applied load. Injury risk curves mentioned above correspond to these fragility curves where the vulnerability of the human brain is analyzed. It is well known that the shape (e.g. the slope) of these curves highly affected by the amount of uncertainties which derive from several sources. In other engineering fields (e.g. earthquake engineering, nuclear engineering) the so-called *full probabilistic approach* is applied in many cases^{44,45} to consider the effect of different types of uncertainties during the calculation. This is accomplished via defining random variables whose standard deviation describe the variability of the considered parameter. In most cases these random variables can be characterized approximately which implies that the calculated failure probability is only an estimation, still the full probabilistic approach can be considered as a state-of-art technique to characterize the fragility of a mechanical system. With the application of random variables failure probability can be calculated by *reliability analysis*^{46,47} instead of the statistical evaluation of a limited number of sample points. During the *application of reliability analysis* different failure modes (e.g. injury types) can be considered through the definition of failure components where each component is characterized by a limit-state function. A limit-state function separates the sample space into a safety and a failure domain. Theoretically the failure probability can be calculated as the integral of the joint probability density function of the random variables over the failure domain.

However, instead of evaluating these integral analytically, usually numerical techniques are applied to calculate the probability of failure. The theoretical background of the different techniques and further details of the reliability analysis can be found elsewhere.^{46,47}

Our proposal is based on the idea that the previously mentioned *full probabilistic methodology* could be used to perform a more detailed *vulnerability analysis of the human brain*. Following this aim, some remarks are mentioned about the framework of the reliability analysis (*Figure 5*) which will serve as a starting point of our future research. It has already been mentioned that different failure components (and limit-state functions) should be defined for different types of injury. Then the question may arise that how the failure of the whole system should be defined. In case of brain injury, the application of a *series system* would be reasonable, where the mechanical system is considered to be already failed if one of the possible types of injury occurred. Another important question is the correlation among injury types, which could be answered based on clinical experiences. One of the most important conclusion of the previous studies was that the future investigations should be based on a tissue-level approach. Therefore, limit-state functions should include output parameters like calculated stresses (or strains) and limit stresses (or strains). For example *Equation 2* shows a possible limit-state function G :

$$G = \sigma_{\text{limit}} - \sigma_{\text{calculated}}, \quad (2)$$

where $\sigma_{\text{calculated}}$ is a stress value (effect) which was calculated from the finite element simulation and σ_{limit} is the limit value of stresses (resistance). The value of σ_{limit} should be a realization of a random variable Σ_{limit} which describes tissue-level tolerance. In order to perform a detailed vulnerability analysis, the application of such a variable which describes the

variability of tissue-level tolerance among humans is essential, since this variability was one of the major reasons for implementing probabilistic approach and risk curves. The characterization of these variables could be based on the results of previous studies where *accident reconstructions* were performed. Another important issue is to take into account the uncertainty which derives from the random shape of possible time-acceleration curves. Previous studies showed that this variability can highly influence the magnitude of brain deformation.⁴⁸ Analogously to earthquake engineering, this task could be obtained by *repeating finite element simulations* for several time-acceleration records which have been normalized in a way that these records represent approximately the same intensity. Such time-acceleration records for crash tests can be obtained from the National Highway Traffic Safety Administration (NHTSA) database. In future studies further random variables may be applied as well. In many cases, terms in the limit-state functions are multiplied by random variables which describe modelling uncertainties. Such

a variable could be characterized based on a detailed research work, where several finite element head models are used with different complexity, geometry, material parameters and boundary conditions to observe the variability of calculated results deriving from our modelling approach. By scaling time-acceleration records, the reliability analysis can be repeated for several times for different intensity (e.g. HIC) values in order to obtain discrete points (injury probabilities for given intensity values) on which distribution function can be fitted to obtain the injury risk curve.

Probably the application of the full probabilistic approach will produce many questions corresponding to the characterization and the number of the applied *random variables, selection and normalization of time-history records, definition of limit-state functions*, etc. However, this approach has the advantage that every type of uncertainties can be described by random variables, and there is a possibility that the most important variables can be characterized approximately based on results of previous and

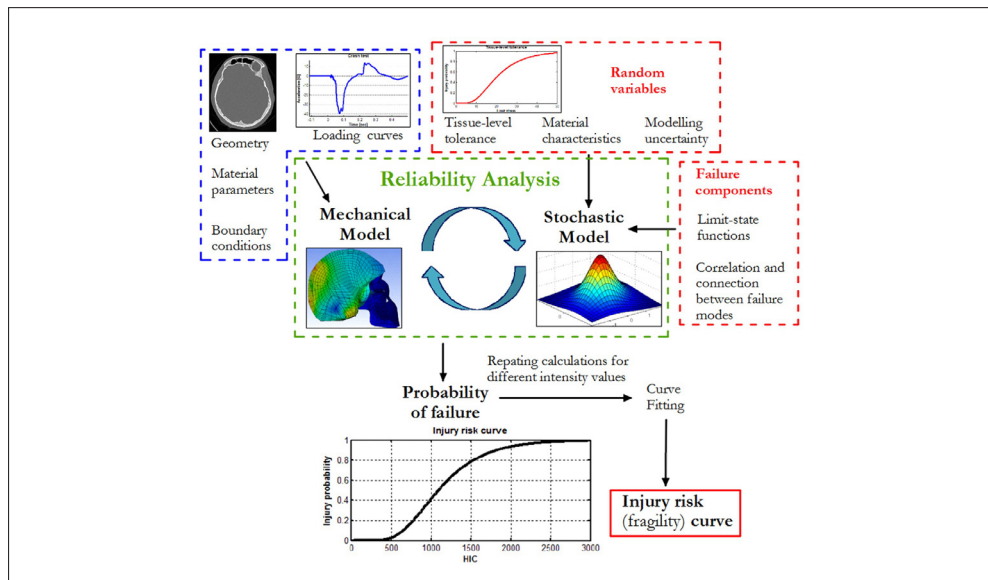


Figure 5. Framework of the reliability analysis

current researches. Furthermore, the proposed methodology fulfils those requirements that injury evaluation is based on a *tissue-level variables*, while injury risk curves are expressed in terms of *input variables* (e.g. HIC values). Obviously, there is a lot of work to do in order to

determine reliable risk curves for brain injuries and reliability analysis may become one of the state-of-art techniques in the future whose application will lead to the improvement of restraint systems and occupant safety.

REFERENCES

1. *B King AI*. Introduction to and applications of injury biomechanics. In: *Yoganandan N, Nahum AM, Melvin JW*, editors. *Accidental injury: biomechanics and prevention*. New York: Springer Science+Business Media; 2015. p. 1-31.
2. *Yoganandan N, Pintar FA, Zhang J, Gennarelli TA, Beuse N*. Biomechanical aspects of blunt and penetrating head injuries. In: *Gilchrist MD*, editor. *IUTAM proceedings on impact biomechanics: from fundamental insights to applications*. Dordrecht: Springer; 2005. p.173-84.
3. *Sosin DM, Sniezek JE, Thurman DJ*. Incidence of mild and moderate brain injury in the United States, 1991. *Brain Injury* 1996;10(1):47-54.
4. *Kleiven S*. Predictors for traumatic brain injuries evaluated through accident reconstruction. *Stapp Car Crash Journal* 2007;51:81-114.
5. *Versace J*. A Review of the Severity Index. In proceedings of the 15th Stapp Car Crash Conference. SAE Technical Paper 710881, 1971 DOI:10.4271/710881.
6. *Lissner HR, Lebow M, Evans FG*. Experimental studies on the relation between acceleration and intracranial pressure changes in man. *Surg Gynecol Obstet* 1960;111:329-38.
7. *Courville CB*. The mechanism of coup-contrecoup injuries of the brain: A critical review of recent experimental studies in the light of clinical observations. From: *Bulleting of the Los Angeles Neurological Society* 1950 Jun; 15(2):72-86.
8. *Gurdjian ES, Gurdjian ES*. Re-evaluation of the biomechanics of blunt impact injury of the head. *Surg Gynecol Obstet*, 1975 Jun; 140(6):845-50.
9. *Ommaya AK, Grubb RL Jr, Neumann RA*. Coup and contrecoup injury: observations on the mechanics of visible brain injuries in the rhesus monkey. *J Neurosurg* 1971; Nov; 35(5):503-16.
10. *Bandak FA, Eppinger RH*. A three-dimensional finite element analysis of the human brain under combined rotational and translational accelerations. Proceedings 38th Stapp Car Crash Conference; 1994 Oct 31 - Nov 2; Fort Lauderdale, FL, SAE Technical Paper 942215, 1994, DOI:10.4271/942215.
11. *Sport Performance Institute*. Retrieved August 15, 2016, Available from: URL: <http://www.spiutica.com/blog-article-concussion-in-sports>.
12. *Viano DC, King AI, Melvin JW, Weber K*. Injury biomechanics research: an essential element in the prevention of trauma. *Journal of Biomechanics* 1989; 22(5):403-17.
13. *Kleiven S*. Influence of impact direction on to the human head in prediction of subdural hematoma. *Journal of Neurotrauma*, 2003 Apr; 20(4):365-79.
14. *Gurdjian ES, Gurdjian ES*. Acute head injury: A review. *Surgery Annual* 1980;12:223-41.
15. *Gennarelli TA, Thibault LE*. Biomechanics of acute subdural hematoma. *Journal of Trauma* 1982 Aug; 22(8):680-6.
16. *Thomas LM, Roberts VL, Gurdjian ES*. Impact-induced pressure gradients along three orthogonal axes in the human skull. *Journal of Neurosurgery* 1967 Mar; 26(3):316-21.
17. *Ommaya AK, Gennarelli TA*. Cerebral concussion and traumatic unconsciousness: Correlation of experimental and clinical observations on blunt head injuries. *Brain* 1974 Dec; 97(4): 633-54.
18. *Wikipedia, The Free Encyclopedia*. (n. d.) Retrieved September 19, 2017, Available from: URL: https://en.wikipedia.org/wiki/Epidural_hematoma.

19. *Strich SJ*. Shearing of nerve fibers as a cause for brain damage due to head injury. *The Lancet* 1961 Aug; 278(7200):443-8.
20. *Povlishock JT, Buki A, Koizumi H, Stone J, Okonkwo DO*. Initiating mechanisms involved in the pathobiology of traumatically induced axonal injury and interventions targeted at blunting their progression. *Acta Neurochir Suppl* 1999; 73:15-20.
21. *Wikipedia, The Free Encyclopedia. (n. d.)* Retrieved September 19, 2017, Available from: URL: https://en.wikipedia.org/wiki/Diffuse_axonal_injury.
22. *Holbourn AHS*. Mechanics of head injuries. *The Lancet* 1943; 2:(6267):438-41.
23. *Gurdjian ES, Hodgson VR, Thomas LM, Patrick LM*. Significance of relative movements of scalp, skull, and intracranial contents during impact injury to the head. *Journal of Neurosurgery* 1968 Jul; 29(1):70-2.
24. *Gennarelli TA, Abel JM, Adams H, Graham D*. Differential tolerance of frontal and temporal lobes to contusion induced by rotational acceleration. In Proceedings of the 23rd Stapp Car Crash Conference, 1979 Oct 17-19, San Diego, CA. SAE Technical Paper 791022, 1979, DOI:104271/791022.
25. *Gurdjian ES, Lissner HR, Latimer FR, Haddad BF, Webster JE*. Quantitative determination of acceleration and intracranial pressure in experimental head injury; preliminary report. *Neurology* 1953 Jun; 3(6):417-23.
26. *Hardy WN, Foster CD, Mason MJ, Yang KH, King AI, Tashman S*. Investigation of head injury mechanisms using neutral density technology and high-speed biplanar X-ray. *Stapp Car Crash Journal* 2001 Nov; 45:337-68.
27. *Goldsmith W*. Current controversies in the stipulation of head injury criteria. *Journal of Biomechanics* 1981; 14(12):883-4.
28. *King AI, Yang KH, Zhang L, Hardy W, Viano DC*. Is head injury caused by linear or rotational acceleration? In Proceedings of the IRCOBI Conference, 2003 Sep 24-27, Lisbon, Portugal, 2003:1-12.
29. *Prasad P, Mertz HJ*. The position of the United States Delegation to the ISO working group 6 on the use of HIC in the automotive environment. SAE paper No. 851246, 1985.
30. *Nahum AM, Smith R, Ward CC*. Intracranial pressure dynamics during head impact. Proceedings 21st Stapp Car Crash Conference, 1977 Oct 19-21, SAE Technical Paper 770922, 1977, DOI:104271/770922.
31. *Trosseille X, Tarrière C, Lavaste F, Guillon F, Domont A*. Development of a FE.M. of the human head according to a specific test protocol. Proceedings of the 36th Stapp Car Crash Conference - 1992 Nov 2-4, Seattle, WA SAE Technical Paper 922527, 1992, DOI:104271/922527.
32. *Horgan TJ, Gilchrist MD*. The creation of three-dimensional finite element models for simulating head impact biomechanics. *International Journal Crash* 2003 Jan; 8(4):353-66.
33. *Horgan TJ, Gilchrist MD*. Influence of FE model variability in predicting brain motion and intracranial pressure changes in head impact simulations. *International Journal Crash* 2004 Aug; 9(4):401-18.
34. *Biomechanics European Laboratory*. Available from: URL: <http://www.tecno.ior.it/VRLAB/> through the BEL Repository managed by Istituti Ortopedici, Rizzoli, Bologna, Italy, 2004.
35. *Doorly MC, Horgan TJ, Gilchrist MD*. Reconstruction of Head Injury Cases Arising from Falls Using the UCD Brain Trauma Model. In: *Gilchrist MD, editor: IUTAM Proceedings on Impact Biomechanics: From Fundamental Insights to Applications*. Dordrecht: Springer, 2005: p. 431-40.
36. *Viano DC, Casson IR, Pellman EJ, Zhang L, King AI, Yang KH*. Concussion in professional football: Brain responses by finite element analysis: Part 9. *Neurosurgery* 2005;57(5):891-916.
37. *Kleiven S*. Predictors for traumatic brain injuries evaluated through accident reconstruction. *Stapp Car Crash Journal* 2007 Oct;51:81-114.
38. *Takhounts EG, Eppinger RH, Campbell JQ, Tannous RE, Power ED, Shook LS*. On the development of the SIMON Finite Element Head Model, 47th Stapp Car Crash Journal 2003;47:107-33.
39. *Viano DC*. Head Impact Biomechanics in Sport. In: *Gilchrist MD, editor: IUTAM Proceedings on Impact Biomechanics: From Fundamental Insights to Applications*. Dordrecht: Springer, 2005. p. 121-30.

-
40. Mertz HJ, Irwin AL. Anthropomorphic test devices and injury risk assessments. In: *Yoganandan N, Nahum AM, Melwin JW, editors. Accidental injury: biomechanics and prevention.* New York: Springer Science+Business Media, 2015:83-112.
 41. Petitjean A, Trosseille X, Yoganandan N, Pintar FA. Normalization and scaling for human response corridors and development of injury risk curves. In: *Yoganandan N, Nahum AM, Melwin JW, editors. Accidental injury: biomechanics and prevention.* New York: Springer Science+Business Media, 2015:769-92.
 42. Prasad P. Injury criteria and motor vehicle regulations. In: *Yoganandan N, Nahum AM, Melwin JW, editors. Accidental injury: biomechanics and prevention.* New York: Springer Science+Business Media, 2015. p. 793-810.
 43. Yang KH, King AI. Modeling of the brain for injury simulation and prevention. In: *Miller K, editor. Biomechanics of the brain.* New York: Springer Science+Business Media, 2011. p. 91-110.
 44. Shinozuka M, Huang H, Reich M. Reliability assessment of reinforced concrete containment structures. *Nuclear Engineering and Design* 1984;80:247-67.
 45. Pinto PE, Franchin P, Lupoi A, Lupoi G. Seismic fragility analysis of structural systems. *Journal of Engineering Mechanics* 2006;132(4):385-95.
 46. Nowak AS, Collins KR. *Reliability of structures.* New York: McGraw-Hill, 2000.
 47. Lemaire M. *Structural reliability.* London: ISTE Ltd and Hoboken: John Wiley & Sons, 2009.
 48. Post A, Hoshizaki TB, Gilchrist MD. Finite element analysis of the effect of loading curve shape on brain injury predictors. *Journal of Biomechanics*, 2012 Feb; 45:679-83.
-

Máté Hazay

Budapest University of Technology and Economics, Faculty of Civil Engineering

H-1111 Budapest, Műegyetem rkp. 3.

Tel.: (+36) 1 463-1434