

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

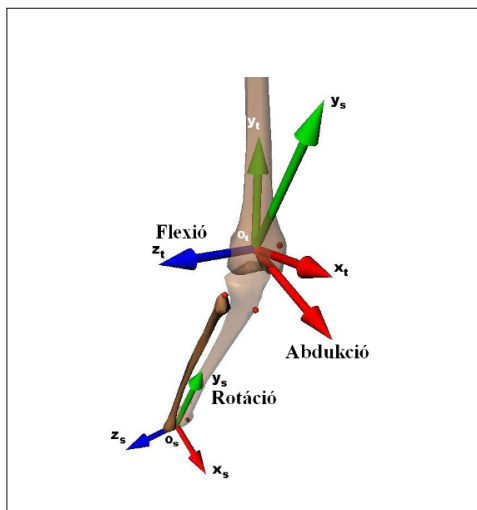
During our prosthesis tests we are controlling only the bending force. The geometry of the prosthesis and the implantation parameters creates the movements which are not limited by the device. Our measurements were performed in a flexion range of 0-120° where the flexion force is recorded. We demonstrated 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.

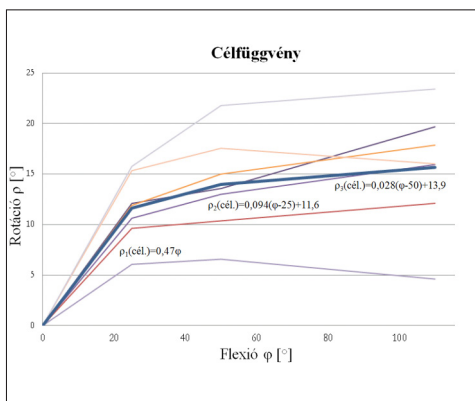
1.2. A térdprotézis minősítés alapja – célfüggvény

A Szent István Egyetem Biomechanikai Kutatócsoportjának kutatási munkája nyomán bemutatjuk a rotáció folyamatát a teljes behajlítás során. Az eredményeket cadaver térdek vizsgálatához kidolgozott mérőberendezésén 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 átme-

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 kivételéből adódóan nem volt alkalmas protézis vizsgálatra, hiszen a térdprotézis egy 3 különálló elemből álló rendszer, szemben a cadaverek esetén rendelkezésre álló zárt térd-

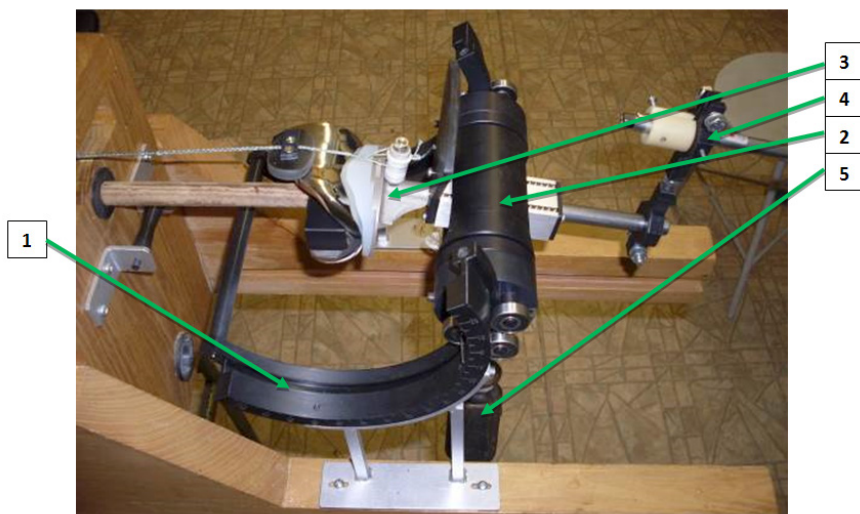
ízületi tokkal. Ebből adódóan egy olyan készüléket kellett fejleszteni, amely a protézis komponensek (femur, tibia és patella) folyamatos kapcsolatát tudta biztosítani a flexió-extenzió mozgások során.

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 terhelésselvitelt és a protézis komponensek összetartását biztosítja. A tibiális tengely lineáris és tügörgős 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.

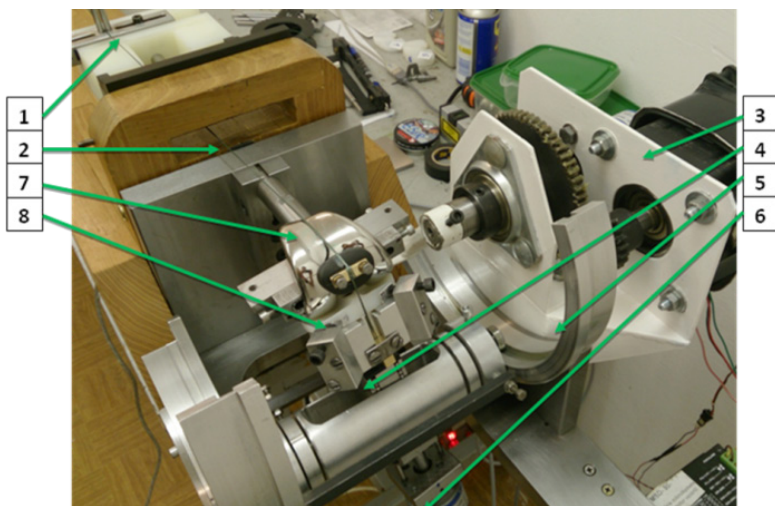
A vizsgálókészülék elemei:

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 fokok, 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.

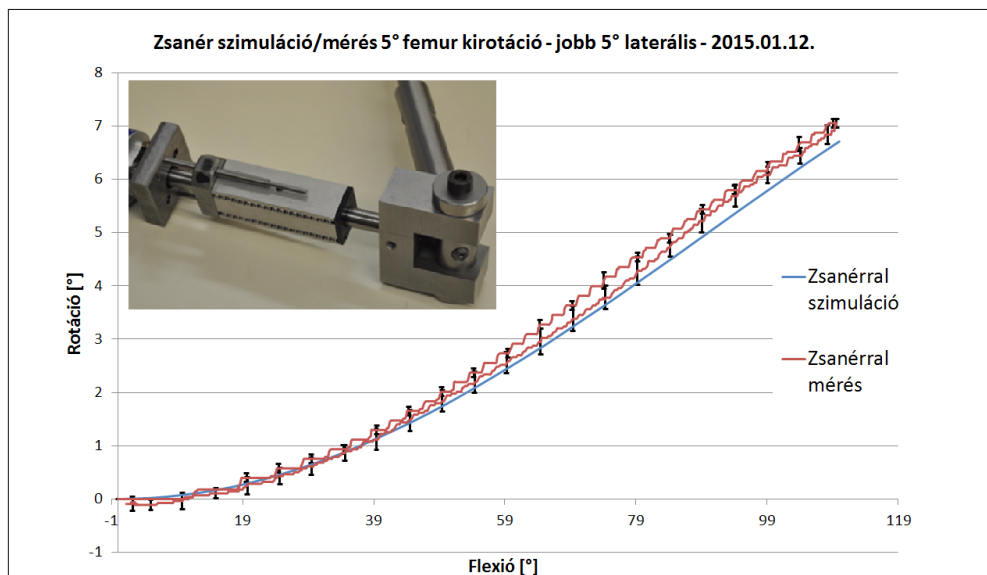
A kalibrálás során a készülékbe a csuklópántot behelyezzük és behajlításokat végzünk. Amennyiben a csuklópánt a készülékbe teljesen vízszintes helyzetbe kerül beépítésre, úgy egy behajlítási ciklus alatt a tibiális tengelyen teljesen nulla rotációt kell mérnünk (leszámítva a készülék saját nulla hibáját).

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),

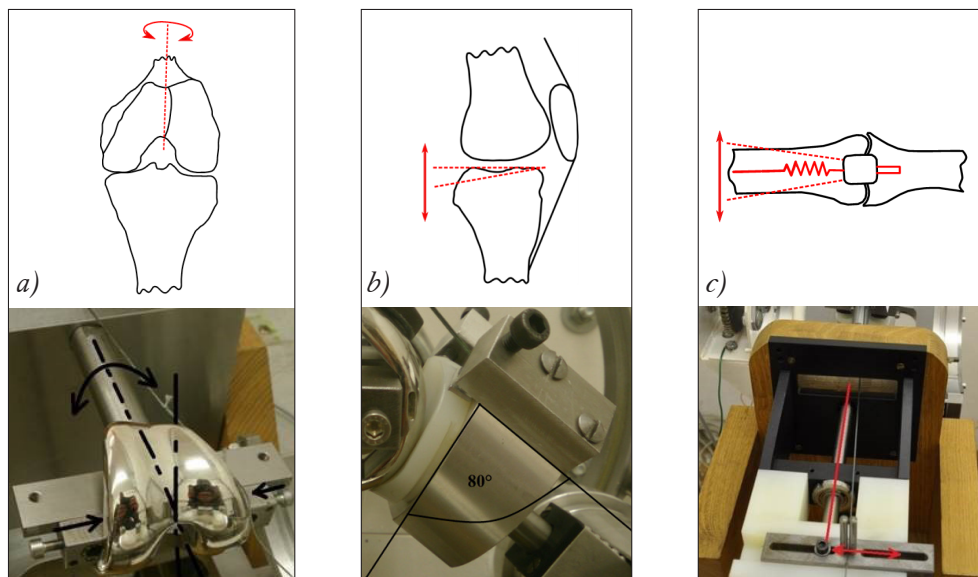
- tibia plató döntése (β),
- és a quadriceps hatásvonalának iránya (γ).

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

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



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

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).

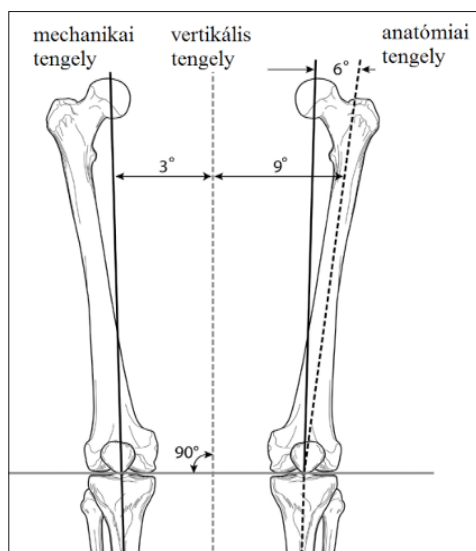
Quadriceps hatásvonal (6.c ábra): emberenként eltérő, a combcsonti protézis komponens beültetésével lehet befolyásolni. A quadriceps izomerő hatásvonal a combcsont velőűr tengelyirányú, a térdprotézis azonban az említett mechanikai tengely irányához van illesztve.

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 prizmaszorító 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:

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

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

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

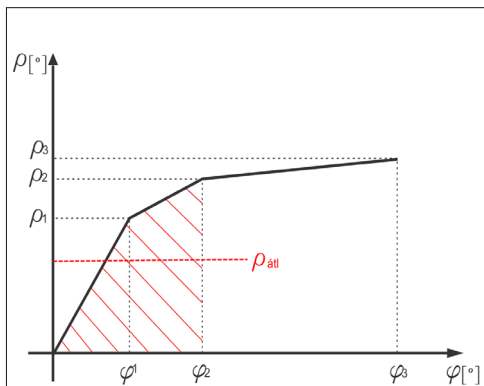
Faktorokban lineáris közelítő matematikai modell a transzformált koordináta-rendszerben:

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

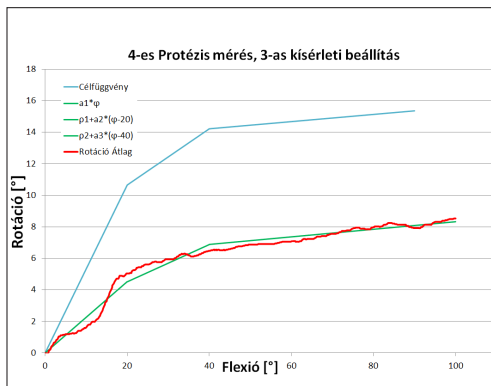
3.1. A teljes vizsgálati tartomány eredményei

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 szórásnégyzetek 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:

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

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

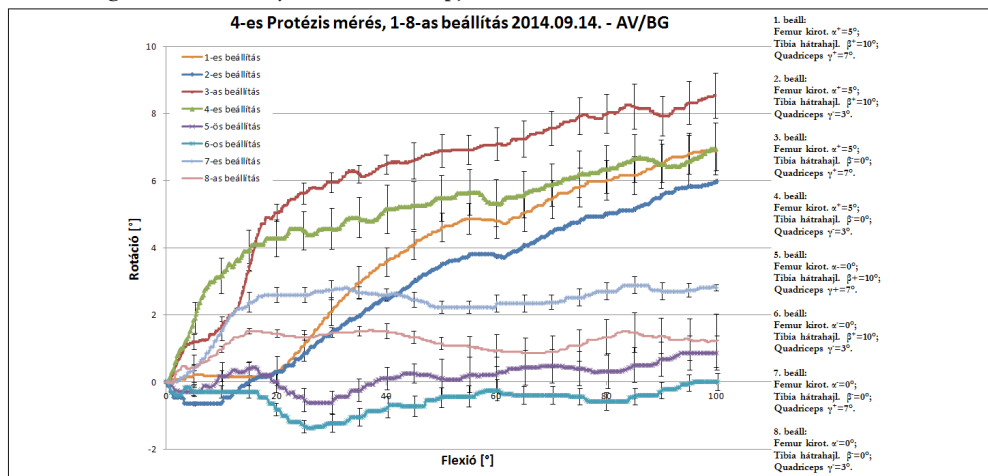
További feladatunk az ismertetett kísérleti beállításokkal még több gyártó térdprotézisének mérése. Ezen adatok alapján az egyes protézistípusok egzaktul viszonyíthatóak egymáshoz is. A kapott eredmények akár egy saját fejlesztésű térdprotézis tervezési alapjául is szolgálhatnak.

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

1. Katona G, Csizmadia BM, Andrónyi K. Determination of reference function to knee prosthesis rating. *Biomechanica Hungarica* 2013;6(1): 293-301.
2. Csizmadia BM, Katona G, Szakál Z, Bíró I. Kísérleti berendezés cadaver térdízület mozgásanalíziséhez, kísérleti mérésorozat értékelése. *Gödöllő*; 2005.
3. 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.
4. *Biotech*. Total Knee Minimal Invasive (and classic) Surgical technique. Garbsen-Berenbostel: Biotech; 2015.
5. *Miltényi M*. A sportmozgások anatómiai alapjai. Budapest: TF; 1980. p. 164-85.
6. Hamill J, Knutzen MK, Derrick RT. *Biomechanical Basis of Human Movement*. Fourth Edition. Wolters Kluwer; 2015. p. 193-209.
7. *Standring S*. Gray's Anatomy, The anatomical basis of clinical practice. 40th Edition. Churchill-Livingstone-Elsevier Press; 2008.p4300-54.
8. 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.
9. Balassa GP, Csizmadia BM. A térdprotézisek beültetési tényezőinek hatása az ízület kinematikájára. *Biomechanica Hungarica* 2015;8(1):17-26.
10. *Pickering S, Armstrong D*. Focus on alignment in total knee replacement. *Journal of Bone & Joint Surgery* 2012;(1):1-3.
11. *Kapandji IA*. The physiology of the joints. Volume two: Lower limb. 1987; p. 65-147.
12. *Szendrői M*. Ortopédia. Budapest: Semmelweis Kiadó; 2009. p. 355-82.
13. 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