

A TÉRDPROTÉZISEK BEÜLTETÉSI TÉNYEZŐINEK HATÁSA AZ ÍZÜLET KINEMATIKÁJÁRA

Balassa Gábor Péter, M. Csizmadia Béla
Szent István Egyetem, Mechanikai és Géptani Intézet
balassag@gmail.com

DOI: 10.17489/biohun/2015/1/02

Absztrakt

A jelen tanulmány azt a kérdéskört vizsgálja, hogy a teljes felszínpótló térdprotézisek beültetése során alkalmazott beültetési protokoll jellemzői miként vannak hatással a létrejövő új ízületi kinematikára. A protézis beültetések száma egyre nő, azonban az operáló orvos csak a gyártót és a méretet választhatja meg a gyártó által ajánlott protokollal. A jó protézis elvárt tulajdonsága, hogy jól beépíthető és tartós legyen, illetve javítsa a páciens életminőségét az által, hogy megfelelő rotációt biztosít a térd behajlítása során. Ennek eredményeként a protézis által létrehozott mozgás mindinkább megfelelően a térd természetes kinematikájának. Az operáló orvos számára a protézis beültetési protokoll az egyes beültetési szögbeállításokra (a továbbiakban faktorokra) tartományokat, adott esetben javasolt értékeket ajánl. E beültetési tényezők rotációra gyakorolt együttes hatását mérjük fel és keressük az optimális beültetési értékeket annak érdekében, hogy a rotáció-flexió mozgás mindinkább közelítse az ízület valós mozgását.

Kulcsszavak: biomechanika, térd, protézis

Effects of TKR implantation methods on the kinematics of the knee joint

Abstract

The following study examines the issues that how the implanting protocol's features of TKR knee prosthesis affect the new knee kinematics. The number of implanted prostheses are increasing, but surgeons can only chose the manufacturer and the size of the prostheses with the recommended implanting protocol. From a good prosthesis it is required to be well implantable and durable, on the other side it should improve the patient's quality of life by ensuring the required knee rotation during the flexion movement. The movement, which is allowed by the knee prosthesis, should meet even more the human knee movement. For the surgeon the prosthesis implanting protocol offers angle ranges (further factors) or optionally recommended values to each implanting factors. Our aim is evaluate the common effect of the implanting factors to the rotation, and we are trying to determine the optimal implanting factors to the rotation-flexion movement that should approach the original movement of the knee joint.

Keywords: biomechanics, knee, prosthesis

1. Bevezetés

Napjaink egyik jelentős ortopédiai problémája a térdízületben keletkező elváltozások kezelése. Az ízületekben a csontok egymás közötti közel súrlódásmentes mozgását és gördülését az ízületi felszíneket borító porcszövet, és az ízületi üreget kitöltő ízületi folyadék biztosítja. A porcszövet kopása, vagyis az arthrosis több év alatt alakul ki. Gyógyíthatatlan arthrosis esetén teljes felszínpótló térdprotézis (TKR) beültetése válhat szükségessé. A jelenlegi térdprotézisek nem valósítják meg a térdízület valós mozgását és megváltoztatják az ízület eredeti kinematikáját.¹ Emellett az általuk megvalósított mozgást a szakirodalom még nem írta le megfelelően.

Kutatómunkánk általános célkitűzése a szakterülettel foglalkozó orvos- és kutatócsoportok számára a jelenleg beépítésre kerülő, illetve fejlesztés alatt álló kísérleti térdprotézisek által megvalósítható mozgás leírása, egy protézis minősítési eljárás kidolgozása. A megvalósítandó minősítési eljárás segítségével a térdprotézisek kinematikai szempontból egzaktul osztályozhatóak lennének. Ennek a munkának a részeként jelenleg azt vizsgáljuk, hogy *egy-egy konkrét protézis típusnál* melyek a legkedvezőbb beültetési faktorok.

Ehhez szükséges volt egy univerzálisan alkalmazható térdprotézis vizsgáló készülék megalkotása, amely bármely gyártó által készített

térdprotézis kinematikai minősítésére alkalmas. Ezt a készüléket már korábban létrehoztuk, amelyen jól megtervezett kísérletsorozatot hajtottunk végre a protézis beültetési paramétereinek rotációra gyakorolt hatásának megítélésére. A kapott eredmények alapján az operáló orvosok számára javaslattehető a protézis beültetési paramétereinek optimális beállítására. Ezen kívül esetlegesen egy egyedi protézisgeometria kialakításhoz kiindulási adatokat is biztosíthat.

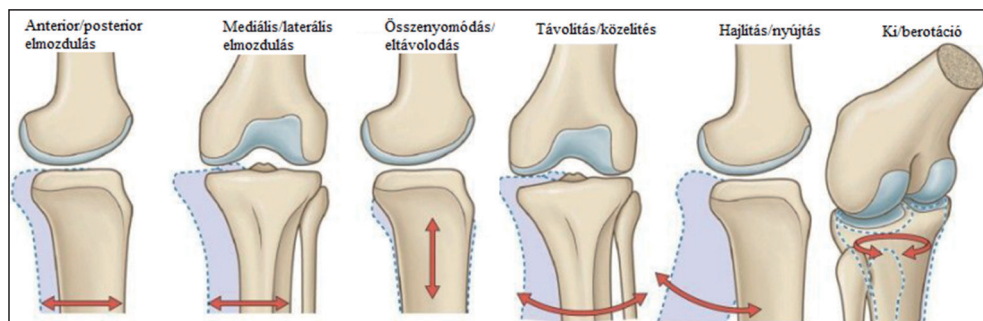
2. Előzmények

2.1. A térdmozgásokról röviden

A térdprotézisek minősítése kapcsán elengedhetetlen a lehetséges térdmozgások összefoglalása. A térd mechanizmusa csukló-forgó ízület, három fő része: femur, tibia és a patella. Valójában a **térdízület egy 6 szabadságfokú rendszer (1. ábra)**, a következő mozgási lehetőségekkel:

- flexió / extensio
- adductio / abductio
- kifelé / befelé rotáció
- anterior / posterior elmozdulás
- mediális / laterális elmozdulás
- összenyomódás / eltávolodás

Az említett mozgásformák közül a rotációflexió mozgások kapcsolatát vizsgáltuk a kiválasztott protéziseken, hiszen ez a mozgás stabilitása és a protézis tartóssága szempontjából is meghatározó. A rotációs mozgásnak két



1. ábra. A térdízület 6 szabadságfokú mozgása²

szakaszát különböztetjük meg: az önkéntelen forgatást és a szándékosat.

Az önkéntelen forgatás:

Az önkéntelen forgatás, más néven kezdeti és végrotáció nem izomműködés eredménye.³ A hajlító (flexiós) mozgás elején és a feszítő (extenziós) mozgások végén keletkezik ez a rotáció, amelyet az ízületi felszínnek és az ízületi szalagok felépítésbeli sajátosságai eredményeznek a mozgató akaratától függetlenül. Más szerzők szerint⁴ az ép térdízületben az extensio végén csekély, kb. 10° -os passzív végrotáció következik be. Ebben a helyzetben a passzív stabilizátorok feszülnek, az aktívak (izmok) ellazulnak. Tehát nyújtott helyzetben való álláshoz nem szükséges különösebb izommunka, ilyenkor az ízület stabil (úgynevezett „screw home” alapállapot mechanizmus).²⁴ A térd hajlítása ezért a lábszár kisfokú befelé forgatásával kezdődik, ugyanakkor a térd feszítése a lábszár kisfokú kifelé forgatásával végződik. A végrotáció kapcsán fontos megjegyezni, hogy lengő láb esetén a végrotáció a tibia kifelé rotációjában nyilvánul meg, álló lábon pedig a femur befelé rotációjában (kb. 5°).

Akaratlagos vagy szándékos forgatás:

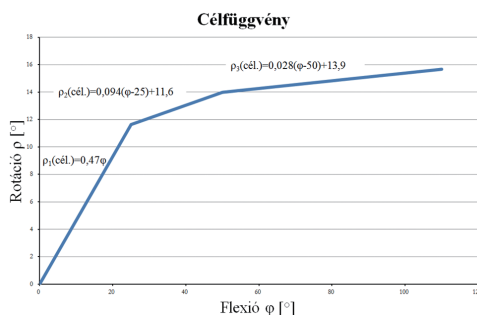
Az akaratlagos forgató mozgás csak hajlított térdízület mellett mehet végbe, ilyenkor lazulnak el az oldalszalagok kellően. Akaratlagos mozgás esetén a térdet felépítő bonyolult rendszer kb. 20° -os berotációt és kb. 40° -os kirotációt biztosít 90° -ban hajlított térd esetében. A rotáció maximális terjedelme 45 - 60° közé tehető.

2.2. A térdprotézis minősítésének alapja

A Szent István Egyetem Biomechanikai Kutatócsoportja kutatási munkája során cadaver térddek vizsgálatához kidolgozott egy mérőberendezést.⁵ A kísérleti berendezés alapvető célja az volt, hogy a cadaver térdet kísérleti modellként felhasználhassák az élő emberi térdízület

mozgás- és erőviszonyainak modellezésére. A készülék oly módon vizsgálta a térdet, hogy egyedül a behajlításhoz szükséges erőt vezérelte, majd az ennek hatására létrejövő mozgás során a tibiának a femurhoz viszonyított térbeli mozgási jellemzőit rögzítette.

A Biomechanikai Kutatócsoport munkája során, sok cadaver térdízület vizsgálata eredményeként, meghatározta az emberi térdízületre jellemző rotáció-flexió függvényt, amelyet egy trilineáris függvényvel, úgynevezett célfüggvényvel közelített.⁶ A mérések és azok kiértékelése során igazolta, hogy a térd behajlítása alatt a mozgás két részre bontható. Az első 20 - 30° -os szakasz a kényszerített végrotáció szakasza. Ezen szakasz után, egy átmeneti állapotban, 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 illesztettek.⁶ Az első szakasz a 0 - 25° -os flexióig tartó, 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 trilineáris illesztéssel kapott célfüggvényt a 2. ábra mutatja.



2. ábra. A protézis minősítés alapját képező rotáció-flexió célfüggvény⁶

A cadaver térden végzett mérési eredmények, a meghatározott célfüggvény, kiindulási alapként, egyfajta bemeneti paraméterként szolgál a protézisek minősítéséhez. A következőkben vázlatosan bemutatjuk azt a vizsgálókészüléket, amelyet térdprotézis minősítéshez alakítottunk ki. Célunk ezzel az volt, hogy egy olyan térdprotézisek mozgatására alkalmas készüléket fejlesszünk ki, amellyel a cadaver méréssel azonos körülmények között lehet a protézissel létrehozott flexió-rotáció függvényt meghatározni.

2.3. A protézis minősítés eszközszerkezete

A kifejlesztett vizsgálókészülék célját és előnyét tekintve két részre bontható. Célja szerint egy olyan készülék létrehozása volt, amely a térdprotézisek flexióját automatizált módon hajtja végre, és a készülék alkalmas a protézisgeometria által vezérelt rotáció értékek rögzítésére (digitális módon). A pontos mérések biztosításához a vizsgálókészülék kalibrálhatóságát biztosítani lehet.

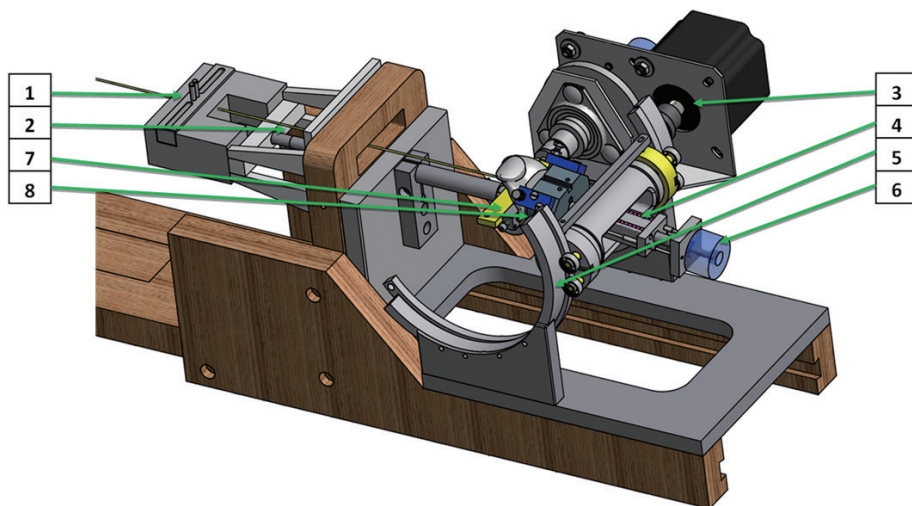
Vizsgálatainkhoz az említett cadaver térd vizsgálatára kialakított készülék⁵ nyújtotta a

kiindulási lehetőséget. A készülékünk előnye egyrészt abban rejlik, hogy a cadaver vizsgálókészülék kiegészítéseként hoztuk létre, így a mérési eredmények nagyobb fokú összehasonlíthatósága az azonos készülék felépítés miatt biztosított. Másrészt olyan készüléket készítettünk, amely képes vizsgálni a térdprotézisek beültetési paramétereinek flexió-rotáció mozgásfüggvényre gyakorolt hatását.

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 rögzítése forgácsoló jeladókkal
7. Femur rögzítése
8. Tibia rögzítése

A kifejlesztett készülék (3. ábra) két fő részegységre tagolható: a protézisvizsgáló részre, illetve a protézis mozgatását végző mozgató mechanizmusra. A készüléket úgy alakítottuk ki, hogy a korábban említett térdmozgásokat



3 ábra. A létrehozott térdprotézis vizsgáló berendezés

teljes egészben lehetővé tegye, ne korlátozza. A térdprotézisek mozgását egy léptetőmotoros hajtás biztosítja. A készülékbe egy 3-as áttételi viszonyt nyújtó fogaskerék-hajtást terveztünk és építettünk be. Így a hajtás maximális nyomatéka 30 Nm, amely akár 500 N-os quadriceps izomerő terhelés esetén is lehetőséget biztosít mérések elvégzésére. Mivel a rotáció az átlagos protéziseknél jelenleg csupán néhány fokos, a készülék pontossága különösen fontos kérdés, hiszen a minősítésben a rotációnak nagy szerepe van. A készüléket digitális jelfeldolgozó rendszerrel szereltük fel. Két forgás-jeladóval és egy mérőelektronikával láttuk el a készüléket. A számítógépbe egyidejűleg bevitt adatok – flexió, rotáció – azonos időben történnek, így pontosan meghatározható az adott időpontban a protézis helyzete. A készülék nagy pontosságú és jól ismételhető mérések elvégzésére alkalmas, a jövőben akár egy akkreditációs folyamatnak is alávethető. A készülékről egy korábbi állapotában a Biomechanica Hungarica folyóiratban adtunk számot.⁷

3. A kísérleti terv és a mérési módszer

A kísérletekkel kettős célt kívántunk elérni. *Egyrészt* a protézissel létrejövő rotáció-függvény valamilyen jellemzőjének a következőkben felsorolt faktoroktól való függését kívánjuk meghatározni. Ezen függvény birtokában kiválasztjuk a legnagyobb rotációt adó beültetési faktorokat, a műtétet végző orvos számára ajánlást adva. *Másrészt* a legkedvezőbb beültetési faktorhoz tartozó flexió-rotáció függvényt kívánjuk összevetni a célfüggvényvel.

Az első cél érdekében először ezért beszéljünk a protézis beültetési faktorokról!

3.1. A térdprotézis beültetési faktorok értelmezése

Térdprotézis beültetés során az operáló orvos egy beültetési protokoll szerint jár el, amely-

ben a protézis beültetési helyzetét a protézis gyártója tartományszerű értékekkel adja meg. Az orvos ezt a protokollt követve végzi el a protézis beültetést, illetve a saját tapasztalatát 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 (*4. ábra*) 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 hatása jellegének és mértékének megítélése érdekében egy konkrét gyártó cég protéziseit elemeztük, egyre vonatkozó eredmények bemutatásával.

1. (α) vizsgálati faktor: Femur kirottáció

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

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 hatásvonala

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

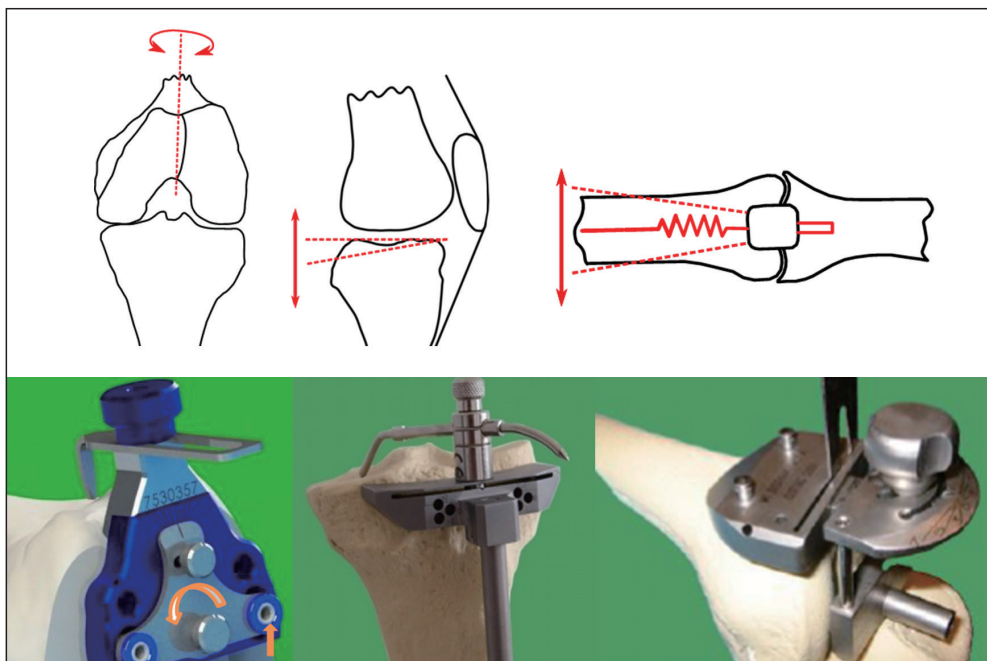
A combcsonti protézis komponens kirottációja (4. ábra): ez azt jelenti, hogy a beültetett combcsonti protézis komponens milyen mértékben van elforgatva laterális irányba az úgynevezett mechanikai tengelyhez képest. A mechanikai

tengely a combfejet a felső ugróízület közép-pontjával összekötő tengelyvonal.

A tibia hátrahajlása (4. ábra): a lábszárcsonti ízfelszín hátrafelé megdöntésének mértéke. Ennek legfőbb célja: a beteg be tudja hajlítani a lábát (90° flexió) és ki tudja azt nyújtani (0° flexió).

Quadriceps hatásvonala (4. ábra): emberenként eltérő lehet, a femoralis protézis komponens megfelelő helyzetben történő beültetésével lehet befolyásolni. A quadriceps izomerő hatásvonala combcsont velőúr tengelyirányú, a térdprotézist azonban az említett mechanikai tengely irányához illesztik.

Korábban a gyártók által javasolt beültetési paraméterekkel végeztünk méréseket, amelyeket korábban publikáltunk.⁷ Jelen tanulmány az egyes faktorok teljes tartományában vizsgálja a jelenséget, keresve az optimális értéket



4. ábra. A térdprotézis beültetési faktorok értelmezése (balról-jobbra):⁸ femoralis komponens kirottációja (α); tibia hátrahajlása (β); quadriceps izomerő hatásvonala (γ)

meghatározási módszerét és annak eredményét.

3.2 A függvénykapcsolat megállapítási módszere

A mérések megkezdése előtt egy kísérleti tervet készítettünk. Ezt a teljes faktoriális kísérlet tervezési módszer alapján határoztuk meg.⁹

Ez alapján minden protézis mérését nyolcnyolc kísérleti beállítással végeztük el a flexió-rotáció függvényt befolyásoló három, korábban ismertetett faktor különböző értékei mellett. A faktorok hatásának meghatározásához, azaz a fejezet elején megfogalmazott első cél érdekében, vizsgálati paraméterül a 40°-os flexiós tartományig, azaz az akaratlagos forgatás határáig, létrejövő átlagos rotációt választottuk ($Q_{\text{átl}}$) (5. ábra). Mivel a célfüggvény trilineáris függvény, így az itt kapott eredményekre is azonos határokkal rendelkező trilineáris függvényt illesztettünk. Az eredményeket egyszerű hányados képzéssel vetettük össze. Az ún. teljes faktoriális kísérlettel a több változós nem lineáris jelenség egy faktorokban lineáris matematikai modellel közelíthető. 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 három faktor esetén (1. egyenlet):

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

A faktortér középpontjába helyezett koordináta-rendszerben a transzformált faktorok értelmezése (2., 3., 4. egyenlet):

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

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

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

Faktorokban lineáris közelítő matematikai modell a transzformált koordináta-rendszerben (5. egyenlet):

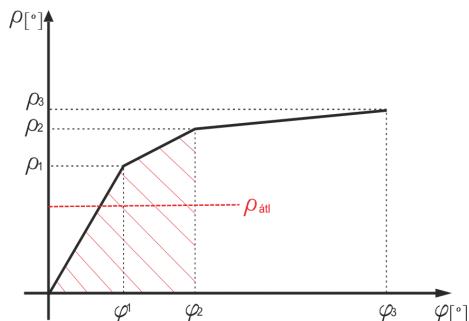
$$\rho_{\text{átl}} = b_0 + b_\alpha \cdot \alpha^* + b_\beta \cdot \beta^* + b_\gamma \cdot \gamma^* + b_{\alpha\beta} \cdot \alpha^* \beta^* + b_{\alpha\gamma} \cdot \alpha^* \gamma^* + b_{\beta\gamma} \cdot \beta^* \gamma^* + b_{\alpha\beta\gamma} \cdot \alpha^* \beta^* \gamma^* \quad (5)$$

A kísérletsorozat részletes értékelését a továbbiakban mellőzzük, a kapott empirikus függvényt a 4. pontban közöljük.

4. A vizsgálatok eredményei

A protézis vizsgálókészülék segítségével öt különböző méretű, valódi, cadaverekből eltávolított térdprotézisen végeztünk flexió-rotáció méréseket (1. táblázat). Méréseinket 0-120° flexió mellett 120-330 N-os quadriceps izom-erő terhelési tartományban végeztük el.

A hibahatárok meghatározása, a szórásnégyzetek megegyezőségének vizsgálata és az



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

együtthatók szignifikancia vizsgálatának elvégzése után a vizsgálati paraméterre az alábbi függvény adódott (6. egyenlet):

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

Jel	Femur méret	Tibia méret	Láb	Típus
0	L-Large	XLGE 12	bal	Keresztszalag megtartó
1	Medium Right B140	B105 M10	jobb	
3	B102 XL-L	B106 L10	bal	
4	M-Large	MED 10	bal	
5	Medium Right B146	B104 S10	jobb	

1. táblázat. Vizsgált térdprotézisek

A 2. táblázat utolsó oszlopában láthatóak az empirikus függvénnyel kiszámított rotáció értékek az egyes kísérleti beállításokra.

Mérési eredményeinkből egyet kiragadva, a 6. ábrán látható egy térdprotézis teljes faktoriális kísérlettel való vizsgálata 8 kísérleti beállítással.

Megállapítható, hogy az 5-8-as kísérleti beállításoknál a rotáció értéke megközelítőleg nulla. Ez a 0° -os femur kiroatációs értékkel indokolható, vagyis az eredményeket legjobban befolyásoló faktor a femur kiroatációja.

A faktoriális kísérlettel meghatározott legkedvezőbb beültetési faktorok az adott protézisre a következők voltak:

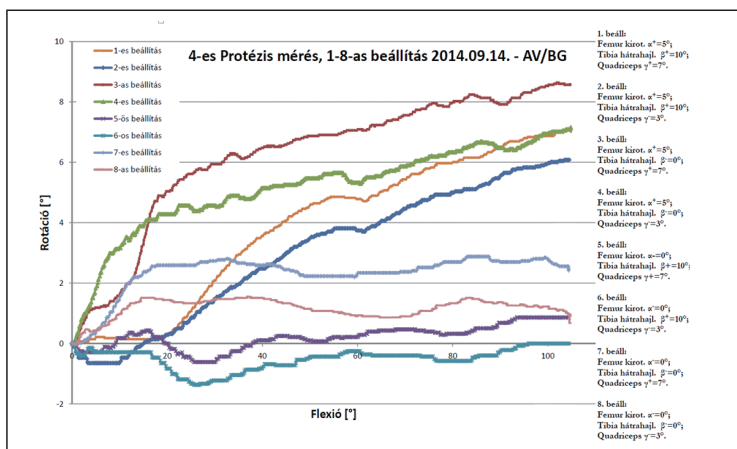
- Femur kiroatáció: $\alpha = 5^\circ$,
- Tibia hátrahajlás: $\beta = 0^\circ$,
- Quadriceps hatásvonala: $\gamma = 7^\circ$.

A 3. pont bevezetésében meghatározott második cél érdekében az optimális beültetési faktorokkal elvégzett mérések eredményeit a 7. ábrán közöltük (2. táblázatban is jelölve), amely a célfüggvényt a legjobban megközelíti.

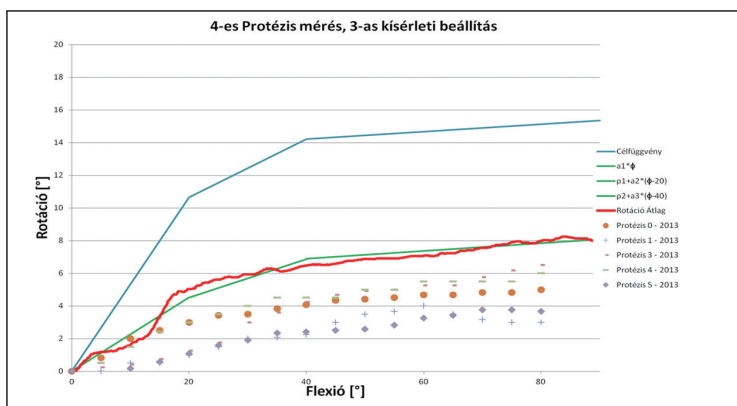
A 7. ábrán látható továbbá a korábban publikált⁴ kísérleti beállítás mérési eredményei, ahol a méréseket a gyártók által javasolt faktorértékekkel végeztük el. Látható, hogy az előzőekben meghatározott optimális beültetési faktorok alkalmazásával a rotáció jelentősen javítható.

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	+	+	-	+	+	-	-	-	0,0000	0,47
3	+	-	+	+	-	+	-	-	3,9858	3,93
4	+	-	-	+	-	-	+	+	3,8042	3,17
5	-	+	+	+	-	-	+	-	0,0000	-0,40
6	-	+	-	+	-	+	-	+	-0,9488	-1,10
7	-	-	+	+	+	-	-	+	2,0959	1,33
8	-	-	-	+	+	+	+	-	1,2368	0,57
Σ	0,8099	-1,3747	0,3829	1,4059	-0,3044	-0,0691	0,1227	0,1003		
Célf.									9,4563	

2. táblázat. Vizsgálati eredmények egy adott térdprotézisre (4. protézis)



6. ábra. Egy térdprotézis 8 kísérleti beállításainak átlagai



7. ábra. Egy térdprotézis 8 kísérleti beállításainak átlagai

5. Megbeszélés

A térdprotézis minősítés – jelenlegi álláspont szerinti – sarkalatos pontjai:

- a protézissel létrejött rotáció értéke a rendelkezésre álló célfüggvényhez⁶ képest,
- a protézisek csúszás-gördülési viszonya a behajlítás során a valós emberi térdhez képest.

Jelen tanulmányban az első kérdés egy részleteivel foglalkoztunk, és megállapítottuk, hogy a térdprotézis műtéti beültetési módjának jelentős hatása van a rotációra. Ezt a hatást, a femur kirotációjának (α), a tibia döntési szö-

gének (β) és a quadriceps irányszögének (γ) nagysága fejezi ki. A rotáció nagyságának több mint a felét adja a beültetési mód, a másik felét a tibia plató geometriája adhatja. A jövőben a vizsgálati tényezők kibővíthetők, mivel a protézist gyártók folyamatosan fejlesztenek, ami további méréseket tesz szükségessé.

Kifejlesztettünk egy rotáció-flexió mérésére alkalmas berendezést, alkalmazhatóságát kísérleti mérésekkel igazoltuk. A kapott eredményeket összehasonlítva a cadaver térden mért – az emberi térdízület mozgását leképező – eredményekkel a vizsgált protézis a teljes mozgástartományában minősíthető flexió-rotáció szempontjából.

IRODALOM

1. Ostermeier S, Hurschler C, Stukenborg-Colsman C. Quadriceps function after TKA – an in vitro study in a knee kinematic simulator. *Clinical Biomechanics* (Bristol, Avon) 2004 Mar;19(3):270-6. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2003.11.006.
2. Standring S. *Gray's Anatomy. The anatomical basis of clinical practice.* New York: Churchill-Livingstone: Elsevier Press; 2008. p. 4300-54.
3. Miltényi M. *A sportmozgások anatómiai alapjai.* Budapest: Sport; 1980. p. 164-85.
4. Szendrői M. *Ortopédia.* Budapest: Semmelweis Kiadó; 2009. p. 355-82.
5. M. Csizmadia B, Katona G, Szakál Z, Bíró I. Kísérleti berendezés cadaver térdízület mozgásanalíziséhez, kísérleti mérésorozat értékelése. *Gödöllő; 2005.*
6. Katona G, M. Csizmadia B, Andrónyi K. Determination of reference function to knee prosthesis rating. *Biomechanica Hungarica* 2013;6(1):293-301.
7. M. Csizmadia B, Balassa GP, Katona G. The first steps to the development of the knee prosthesis rating method. *Biomechanica Hungarica* 2013;6(1):39-45.
8. *Biotech.* Total Knee Minimal Invasive (and classic) Surgical technique. Garbsen-Berenbostel: Biotech; 2015.
9. M. Csizmadia B. Kísérletek tervezése. In: Csorba László (editor). *Bevezetés a kutatásba (Módszerek, etika, publikáció).* Gödöllő: Gödöllői Agrártudományi Egyetem Mezőgazdasági Gépészmérnöki Kar, Tudományos Diákköri Tanács; 1998. p. 54-88.

Balassa Gábor Péter

Szent István Egyetem, Mechanikai és Géptani Intézet
 2100 Gödöllő, Páter Károly út 1.
 Tel/fax: +36 (28) 522-080

A 6. MAGYAR BIOMECHANIKAI KONFERENCIA ABSZTRAKTJAI

A-0022	Fúrás által okozott intraossealis hőmérséklet-emelkedés nagyszámú csontfúrás után: in vitro vizsgálataink eredménye
A-0028	A térdprotézisek beültetési tényezőinek hatása az ízület kinematikájára
A-0042	Az emberi térdízület kényszerített rotációs mozgásának elemzése
A-0045	Az ínhártyát érintő látásjavító lézeres szemműtétek numerikus biomechanikai elemzése
A-0081	Vertebroplasztika és kifoplasztika in vitro biomechanikai összehasonlító vizsgálata nyomókísérletek alapján
A-0086	Elektronsugaras megolvasztással gyártott gyorsprototípus implantátum struktúra vizsgálata
A-0087	Célzott gyógytorna hatása a futás paramétereire
A-0094	„Az idő majd mindent megold”. Négy éves utánkövetéses tartásvizsgálat gyermekkorban
A-0113	Retinafelvételek számítógépes kiértékelése
A-0116	Teljes térdízületi protézis hatása a hirtelen irányváltoztatás utáni egyensúlyozó képességre, hagyományos módszerrel operált betegek esetén
A-0118	A kétoldali nagyfokú térdízületi kopás hatása a hirtelen irányváltoztatás utáni egyensúlyozó képességre
A-0127	Kis szabadsági fokú mechanikai modell az emberi futás során fellépő ütközések elemzésére
A-0128	Hasi aneurizmák anyagjellemzőinek indirekt, in-vivo meghatározása
A-0135	A szivacsos csont mechanikai anizotrópiájának mérése mikroszerkezeti végelelemes szimuláció segítségével, a szerkezeti anizotrópia figyelembevételével
A-0161	Emberi állkapocs csont (mandibula) CT alapján épített modelljének pontossági vizsgálata összehasonlító mérések segítségével
A-0165	Patello-femorális fájdalom szindróma: Adaptált mozgásprogram kontrollcsoportos vizsgálata, járásanalízis, funkcionális teszt
A-0188	Algináttal modifikált UHMWPE vizsgálata
A-0205	Az elülső gyűrű sérülés rögzítésének fontossága C típusú medence sérüléseknél, végelelemes medence modellel vizsgálva
A-0211	Az implantátumok anyagválasztása
A-0229	A gerincimplantátumok rögzítésekor alkalmazott rögzítő erő meghatározása
A-0235	Egyedi csontpótló implantátumok készítése 3D nyomtatás segítségével
A-0247	Összefüggés a funkcionális mozgásminta szűrés (FMS) eredményei és a járás paramétere között magyar élsportolók esetében
A-0266	Implantátum alapanyagaként alkalmazott titán Grade 2 elektropolírozása
A-0267	Titánkorongok felületének előkezelése kémiai maratással homogén nanocsöves felület kialakításának céljából
A-0271	Fogászati implantátumok primer stabilitását befolyásoló deformációs tartományok vizsgálata
A-0278	A Debreceni Egyetem Biomechanikai Laboratóriumában végzett legutóbbi fejlesztéseink
A-0279	Ültető-fektető többfunkciós elektromos beteggyógy kifejlesztése
A-0280	Egy új tesztelési lehetőség az alsóvégtag és a törzs dinamikus stabilitásának vizsgálatára
A-0285	Gerincalak matematikai leírása in-vivo elektromágnes- és ultrahang-alapú mérési eredmények felhasználásával
A-0286	Ujj ízületek flexiójának mérése goniométerrel és motion-capture rendszer alkalmazásával