



AZ EGÉSZSÉGES EMBERI TÉRDÍZÜLET KINEMATIKÁJÁNAK LEÍRÁSA KÍSÉRLETEK ALAPJÁN

Doktori (Ph.D.) értekezés tézisei

Katona Gábor

Gödöllő
2015.

A doktori iskola megnevezése: Műszaki Tudományi Doktori Iskola

tudományága: Agrárműszaki tudományok

vezetője: Prof. Dr. Farkas István
egyetemi tanár, DSc
SZIE, Gépészmérnöki Kar

témavezető: Prof. Dr. M. Csizmadia Béla
professor emeritus, CSc
SZIE, Gépészmérnöki Kar,
Mechanikai és Géptani Intézet

.....
az iskolavezető jóváhagyása

.....
a témavezető jóváhagyása

TARTALOMJEGYZÉK

JELÖLÉSJEGYZÉK.....	2
1. BEVEZETÉS, CÉLKITŰZÉSEK.....	4
2. ANYAG ÉS MÓDSZER.....	5
2.1. Kísérleti modell és berendezés.....	5
2.1.1. <i>A cadaver térd, mint kísérleti modell.....</i>	<i>5</i>
2.1.2. <i>A kísérletek alanyai.....</i>	<i>6</i>
2.1.3. <i>A kísérleti berendezés kialakításának szempontjai.....</i>	<i>6</i>
2.1.4. <i>A berendezés leírása.....</i>	<i>6</i>
2.1.4.1. <i>A mérőrendszer.....</i>	<i>7</i>
2.1.4.2. <i>A készülék hitelesítése.....</i>	<i>8</i>
2.2. A mérési protokoll az anatómiai koordináta-rendszer létrehozásához.....	10
3. EREDMÉNYEK.....	11
3.1. A mérési adatok kiértékelésének lépései.....	11
3.2. A kísérleti vizsgálatok eredményei.....	13
3.2.1. <i>A vizsgálatok paraméterei.....</i>	<i>13</i>
3.2.2. <i>A hibaokozó tényezők.....</i>	<i>14</i>
3.2.3. <i>A mérések eredményei.....</i>	<i>15</i>
3.3. A célfüggvény létrehozása.....	16
3.3.1. <i>A kinematikai függvények közelítése trilineáris függvénnyel.....</i>	<i>16</i>
3.3.2. <i>A kényszerített végrotáció határának meghatározási módszere.....</i>	<i>17</i>
3.3.3. <i>A célfüggvény meghatározása.....</i>	<i>20</i>
4. ÚJ TUDOMÁNYOS EREDMÉNYEK.....	21
5. KÖVETKEZTETÉSEK ÉS JAVASLATOK.....	24
6. ÖSSZEFOGLALÁS.....	25
7. AZ ÉRTEKEZÉS TÉMAKÖRÉHEZ KAPCSOLÓDÓ KIEMELT PUBLIKÁCIÓK.....	26

JELÖLÉSJEGYZÉK

A_t	A tibiális jeladó koordináta-rendszer transzformációs mátrixa az abszolút koordináta-rendszerben
A_f	A femorális jeladó koordináta-rendszer transzformációs mátrixa az abszolút koordináta-rendszerben
$A_{t\acute{a}tv}$	A tibiális átviteli koordináta-rendszer transzformációs mátrixa az abszolút koordináta-rendszerben
$A_{f\acute{a}tv}$	A femorális átviteli koordináta-rendszer transzformációs mátrixa az abszolút koordináta-rendszerben
$C_{t,tanat}$	A tibiális anatómiai koordináta-rendszer transzformációs mátrixa a tibiális átviteli koordináta-rendszerben
$C_{f,fanat}$	A femorális anatómiai koordináta-rendszer transzformációs mátrixa a femorális átviteli koordináta-rendszerben
A_{tanat}	A tibiális anatómiai koordináta-rendszer transzformációs mátrixa az abszolút koordináta-rendszerben
A_{fanat}	A femorális anatómiai koordináta-rendszer transzformációs mátrixa az abszolút koordináta-rendszerben
$B_{t,tanat}$	A tibiális anatómiai koordináta-rendszer transzformációs mátrixa a tibiális jeladó koordináta-rendszerében
$B_{f,fanat}$	A femorális anatómiai koordináta-rendszer transzformációs mátrixa a femorális jeladó koordináta-rendszerében
$B_{f,tjel}$	A tibiális jeladó koordináta-rendszerének transzformációs mátrixa a femorális jeladó koordináta-rendszerében
$B_{f,tanat}$	A tibiális anatómiai koordináta-rendszer transzformációs mátrixa a femorális jeladó koordináta-rendszerében
$D_{f,tanat}$	A tibiális anatómiai koordináta-rendszer transzformációs mátrixa a femorális anatómiai koordináta-rendszerben
φ	flexio-extensio szöge
γ	adductio-abductio szöge
ρ	rotatio szöge
a_1, a_2, a_3	Az illesztett trilineáris függvény meredeksége az első, a második és a harmadik szakaszon
φ_1	A passzív végrotáció (az első és második szakasz) határa
φ_2	A második és a harmadik szakasz határa
ρ_0	A trilineáris függvény tengelymetszete

ρ_{10}	A rotatio értéke a trilineáris függvény első és második szakaszának határán
ρ_{20}	A rotatio értéke a trilineáris függvény második és harmadik szakaszának határán
$a_{1,C}, a_{2,C}, a_{3,C}$	A célfüggvény meredeksége az első, a második és a harmadik szakaszon
$\rho_{10,C}$	A rotatio értéke a célfüggvény első és második szakaszának határán
$\rho_{20,C}$	A rotatio értéke a célfüggvény második és harmadik szakaszának határán
fh	A caput femoris középpontja
$mepi, lepi$	epicondylus medialis és lateralis
hf	caput fibulae
tt	tuberositas tibiae
mm, lm	malleolus medialis és lateralis
j	A mérési adatpontok sorszáma
l	Az összes mérési adatpont
n_1, n_2, n_3	A trilineáris függvény első, második és harmadik szakaszán lévő adatpontok száma
p	a cadaver alany száma
k	az alanyokhoz tartozó mérési adatsor száma
s_1, s_2, s_3, s_σ	a trilineáris illesztés, valamint a célfüggvény szórása az első, a második és a harmadik szakaszon, valamint az illesztés globális szórása

1. BEVEZETÉS, CÉLKITŰZÉSEK

Ma a számítógépek és a helymeghatározó rendszerek megjelenésével gyorsan és pontosan lehetséges a mozgások meghatározása, ennek megfelelően az emberi mozgások tanulmányozása is széles körben és alaposan kutatott téma lett. Ezek közül is az egyik legfontosabb a térdízület mozgásának megismerése, amely alapkutatásként hazánkban kevésbé kutatott téma, inkább a járás vizsgálatok, a protézisbeépítés következményeinek vizsgálata a kiemelt terület.

A térdízület mozgását leíró hat jellemzőből a legfontosabb a rotatio és a flexio-extensio. A rotatio a flexio-extensio függvénye. Céлом az egészséges emberi térdízület kinematikai jellemzőinek és azok közötti összefüggéseknek, az azt leíró matematikai modellnek a meghatározása in vitro kísérletek alapján, amely alapkutatási téma. Jelenleg ilyen matematikai modell nem áll rendelkezésre.

A térdízület az emberi test egyik legnagyobb és legösszetettebb ízülete, ugyanakkor nagyon sérülékeny. Idővel szükséges lehet térdprotézis beépítése, amelynél alapvető fontosságú a megfelelő protézis kialakítása. Ehhez pontosan kell ismerni eaz egészséges térdízület mozgását.

Cél lehet a protézisek tervezése során a hosszú élettartam. A protézis elhasználódását a kopás okozza, a kilazulást pedig a nem megfelelő mozgásviszonyok. Ennek biztosításához készítettem el a térd mechanikai elemzését, egy matematikai modell megalkotásával, ennek használatával a protézis által biztosított mozgás közelíti a valós ízület mozgását. A kutatás aktualitását az mutatja, hogy az ilyen értelmű beültetések száma nagy.

A matematikai modell létrehozásához célul tűztem ki egy kísérleti módszer kidolgozását, amely alapján hitelesített kísérleti berendezésen cadaver térdízületeken végrehajthatók a szükséges mérések és a mozgásjellemzők meghatározhatók. Ehhez szükséges annak megállapítása, hogy a térdízület mozgásait és annak vizsgálatát mely paraméterek befolyásolják legjobban. Ennek megfelelően kell kialakítani a kísérleti berendezést és azon a méréseket végrehajtani.

Ki kell dolgoznom továbbá az elvégzett kísérletek kiértékelési módszerét is. Ezek után legfőbb céloom egy olyan függvény megalkotása, amely alapvetően jellemzi egy *egészséges* emberi térdízület mozgását, és így alapul szolgálhat térdprotézisek tervezéséhez, és azok összehasonlító vizsgálatához.

2. ANYAG ÉS MÓDSZER

Ezen fejezetben ismertetem a dolgozat alapjául szolgáló kísérletekhez szükséges kísérleti berendezéssel szemben támasztott feltételrendszert, majd az ezek alapján megépített kísérleti berendezést és a kísérleti protokollt.

2.1. Kísérleti modell és berendezés

A vizsgálataim arra a szakirodalom által is leírt megállapításra épültek, hogy a térdízület mozgását az ízületet alkotó csontok felszínei határozzák meg. Az elvégzendő kísérletek modelljéül cadaver térdet választottam, mivel ez a vizsgálatok során a *geometria azonossága miatt* megfelelő modell.



2.1. ábra: A kísérleti modell

2.1.1. A cadaver térd, mint kísérleti modell

A *cadaver térd* (2.1 ábra) geometriája megegyezik az élő emberi térdízület geometriájával, az ízületi szalagok itt is jelen vannak, a modell alkalmazásakor etikai szabályok alapvetően nem befolyásolják a használható technikát sem. A cadaver térdén csupán az élő szervezet izmaiban természetes állapotban is létező *izomtónus* nincs meg, amelyek *modellelését* meg kellett oldani.

A cadaver térd mozgását, a 2.1.3 alfejezetben részletezett kísérleti berendezés alapképzésében, csak néhány mozgatási mód esetén vizsgálom. Ezek

- a vízszintesen tartott láb folyamatosan növekvő erővel történő lefeszítése (1. típusú mérés)
- a vízszintesen tartott láb önsúlya okozta behajlítása (2. típusú mérés)

A vizsgálataimban, a vízszintesen tartott láb behajlításánál, a m. quadriceps femoris az egyetlen modellezendő izom, amely a térdízület egyetlen feszítője. A kísérleti modellben az izmot gumi izommodellel modelleztem, amelynek az ál-

talam alkalmazott terhelési határok között a karakterisztikája lineáris, jól modellezi az élő emberben a térd behajlításakor keletkező *izomerőt*, és annak *változását* is. Az elvégzett vizsgálatok során az alkalmazott gumi rugóállandója: 1,9 N/mm.

2.1.2. A kísérletek alanyai

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, amely kísérleteket megelőzte a tetemek szakorvos általi standard fizikális vizsgálata. Az ízületek állapotát a kísérletek elvégzése után szakorvos szintén megvizsgálta és az ízületeken semmilyen elváltozás jele nem volt tapasztalható. A vizsgálatok kiértékeléséből ki kellett zárni az 5-ös alany bal (P09B) ízületét durva hiba miatt. A durva hibát a Polaris hibás működése okozta. Ezen kívül az 5-ös alany bal (P09J) ízületén végzett 1-es típusú mérést is ki kellett zárni a kiértékelésből, ugyanis ekkor az ízület mozgása nem teljesen nyújtott helyzetből indult.

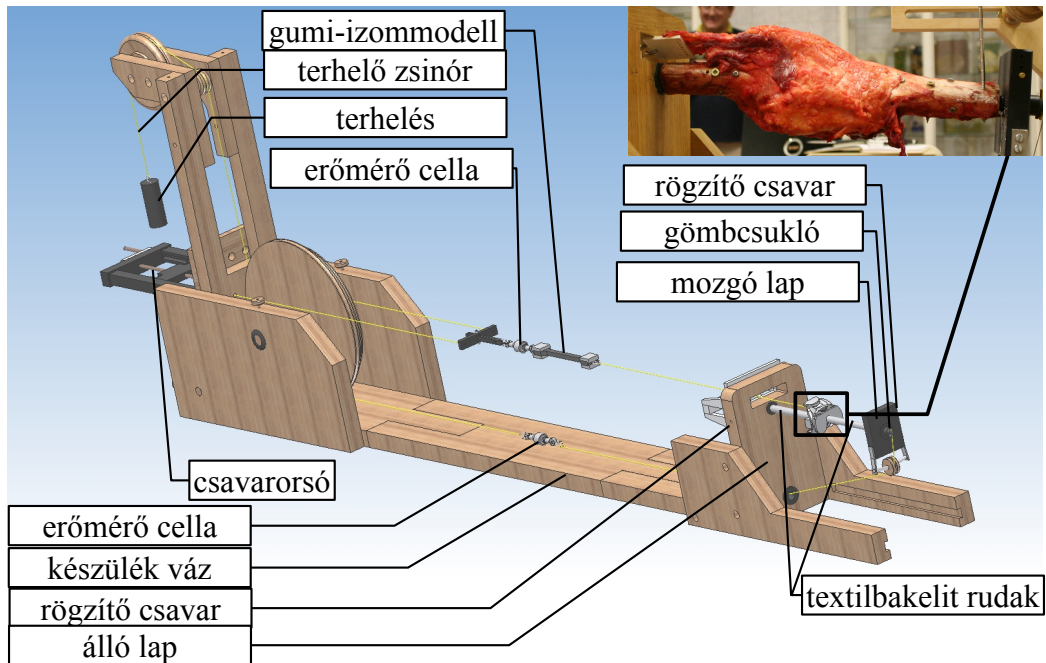
2.1.3. A kísérleti berendezés kialakításának szempontjai

Olyan készüléket kellett építeni, amely lehetővé teszi a térdízület egyes részeinek a mozgás során bekövetkező *szabad mozgását*. A vizsgált mozgásformánál a kényszerített flexio-extensio függvényeként, a porcfelszínek geometriája hatásként jön létre a további öt kinematikai jellemző. Ezeket a mozgásokat kell a készüléknek lehetővé tennie oly módon, hogy közben a mozgást előidéző terhelések a térd ízfelszínek által vezérelt mozgásait ne akadályozzák. A készülék tervezésének és létrehozásának célja az volt, hogy cadaver térdízületeken kinematikai adatokat szolgáltató méréseket lehessen végezni. Az izmok a cadaver térden nem működnek, ezért azok modelljét létre kell hozni. A készülék tervezésekor az első feladat a szükséges izmok modellezése volt. Az ízület kinematikájának vizsgálatakor fontos lehet a condylusok közötti érintkezési felületek ismerete. Ezek meghatározása pl. MRI vagy CT készülékkel lehetséges. Így a készüléknek nem mágnesezhető anyagból kellett készülnie, olyan geometriai méretekkel, hogy ezáltal alkalmassá váljon az ilyen mérések elvégzésére. A készüléknek alkalmasnak kellett lennie a térdízület diszkrét helyzeteinek hosszabb időtartamú, állandó biztosítására a folyamatos mozgás létrehozásán felül.

2.1.4. A berendezés leírása

Az izommodell (2.2. ábra) egyik végével a kísérleti modellhez csatlakozik, míg a másik végével a készülék fából készült vázához egy csavarorsón keresztül. Ezzel beállítható a térd helyzete és az izommodellben keletkező feszítő erő nagysá-

ga, és megoldható tibia mozgatása. Az ízület csatlakoztatása a készülékhez a ve-lőűrökbe rögzített textilbakelit rudakon keresztül történik. A femurba ragasztott rudat a készüléktest álló lapjához rögzítjük. A befogott femur vízszintesen helyezkedik el. A tibiába ragasztott rúdra, arra merőlegesen, egy szabadon mozgó lapot rögzítünk. A terhelés mindig súlyterhelés, amely a gömbcsuklóval a tibia tengelyvonalában csatlakozik a kísérleti modellhez, így biztosított a térdízület szabad mozgása a súlyterhelés során. A terhelést a kívánt behajlításig majd kinyújtásig kétféleképpen adjuk a szerkezetre.

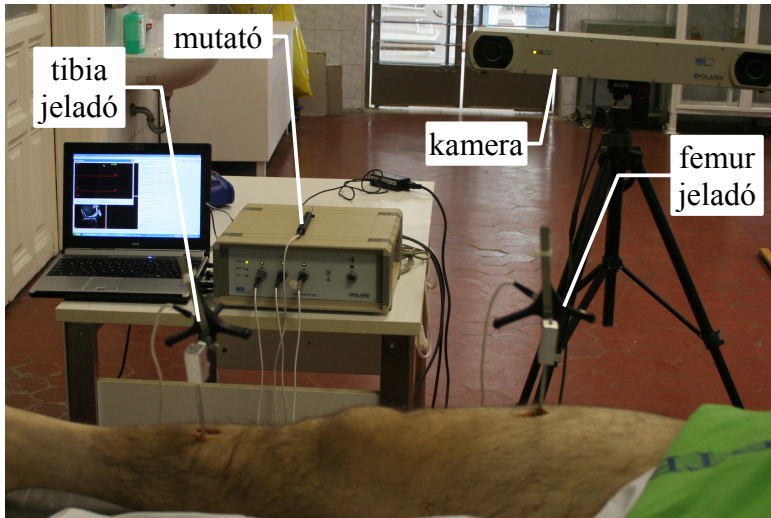


2.2. ábra: A kísérleti berendezés háromdimenziós modellje

Az 1-es típusú mérés során állandó tömegáramú, a terhelő zsinórra akasztott edénybe felfogott vízszugárral és a víz kiengedésével biztosítható a térd mozgása. A 2-es típusú mérés során a térd kinyújtott állapotából indulva az izomerőnek a csavarorsó általi csökkentésével, majd növelésével biztosítható a térd mozgása. Az ízület mozgatását mindannyiszor háromszori ismétléssel végeztük el.

2.1.4.1. A mérőrendszer

A tibia helyzetének változását a térd kinyújtott állapotához viszonyítva Polaris (Northern Digital Inc., Waterloo, Ontario, Canada) optikai helymeghatározó mérőrendszer (2.3. ábra) felhasználásával határoztam meg (a Polaris validálási hibája a



2.3. ábra: A Polaris mérőrendszer készülékbe helyezés előtt

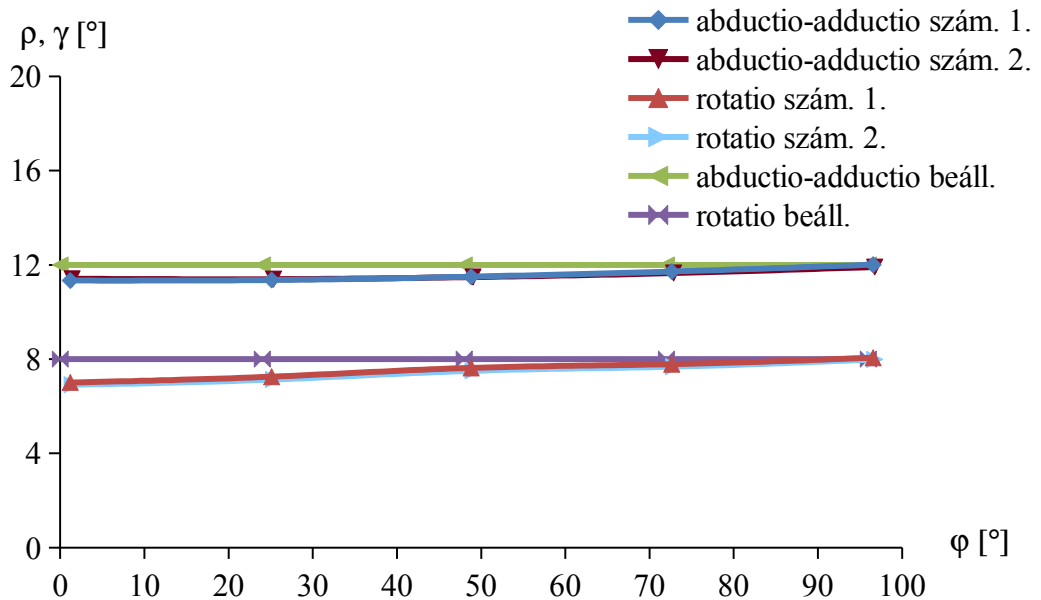
gyártó adatai szerint 0,35 mm) – a 2.1.4.2. alfejezetben leírt hitelesítés után. A rendszer két mozgó jeladóját az álló femurhoz és a mozgó tibiához mereven rögzítettem. A tibia helyzetét meghatározó VAKHUM típusú ízületi koordináta-rendszerbeli szögek a Polaris mérőrendszer által mért, a csontok térbeli helyzetét leíró koordinátákból számíthatók. A terhelő zsinórhoz rögzített erőmérő cellával (2.2. ábra) (HBM U9B 0,5kN) a terhelő erő, a izommodellhez csatlakoztatott erőmérő cellával (2.2. ábra) (HBM U9B 0,5 kN) a izommodellben keletkező erő értéke mérhető. A mért erőértékeket a Spider 8 (Hottinger Baldwin Messtechnik GmbH, Darmstadt, Germany,) mérő-adatgyűjtő rendszerrel rögzítettem, és dolgoztam föl.

2.1.4.2. A készülék hitelesítése

A készülék hitelesítése során a cadaver ízület modellezésére a 2.4. ábrán látható kardáncsuklót használtam. A kardáncsukló azért megfelelő a hitelesítéshez, mert annak kialakítása miatt az elfordulási lehetőséget biztosító tengelyei megegyeznek az általam is használt ízületi koordináta-rendszer tengelyeivel. A kardáncsukló tengelyei mentén a helyzetleíró szögek beállíthatók.



2.4. ábra: Hitelesítő kardáncsukló



2.5. ábra: A mérőrendszer hitelesítő görbéje és ismétlési hibája (φ – flexio-extensio; γ – abductio-adductio; ρ – rotatio)

A Polaris rendszert elhelyeztem a gyártó által előírt módon. Miután a kardáncsukló tengelyei mentén beállítottam a flexio-extensio, adductio-abductio és a rotatio szögét, a Polarisszal mérést végeztem. Minden beállításhoz tartozóan a mérést kétszeri ismétléssel végeztem el, az ismétlési hiba meghatározása érdekében. A Polaris adatiból a kinematikai jellemzőket kiszámítottam. Egy beállítás esetén mutatja a hitelesítési görbét és az ismétlési hibát a 2.5. ábra.

2.2. A mérési protokoll az anatómiai koordináta-rendszer létrehozásához

A VAKHUM típusú anatómiai koordináta-rendszer használatához szükséges a definiálásához használt anatómiai pontok ismerete. A mérési protokollt úgy kellett kialakítani, hogy megoldható legyen ezek mérése, majd azok transzformálhatósága a resectált ízületre. A resectált ízülettel végeztem kísérleteket, amelyek mérési adatait ebben a koordináta-rendszerben értékeltem ki. *Összefoglalva a mérés lépései a következők:*

- A hullamerevség oldása
- Menetes szár csavarása a femurba és a tibiába
- A Polaris jeladóinak rögzítése a menetes szárakra
- A Polaris összeszerelése a gyári útmutatónak megfelelően
- Lábkörzés és folyamatos mérés a caput femoris (gömbdarab) középpontjának meghatározására (gömbi mozgás középpontját kell meghatározni)
- A comb és a lábszár boncolása, markerek (6-6 db) rögzítése a femurba és a tibiába (resectálás miatti átszámíthatóság biztosítása)
- A többi anatómiai pont és a markerek helyzetének mérése a Polaris mutatójának segítségével (diszkrét mérések)
- A térdízület resectálása, a menetes szárak eltávolítása
- Terhelőlap varrása a m. quadriceps femoris ínszalagjához
- Textilbakelit rúd ragasztása a csontok velőűrjébe
- A menetes szárak újbóli behelyezése a csontokba
- A térdízület rögzítése a készülékbe, az izommodell csatlakoztatása a terhelőlaphoz
- A Polaris jeladóinak felszerelése a menetes szárakra
- A Polaris összeszerelése a gyári útmutatónak megfelelően
- A térdízület alaphelyzetbe állítása (anatómiailag nyújtott helyzet) a gumi előfeszítő erő és a terhelő erő segítségével
- Az anatómiai pontok és a markerek helyzetének mérése a Polaris mutatójának segítségével (diszkrét mérések)
- Mérések végrehajtása (folyamatos mérés, háromszori ismétlés)
- Az ízület boncolása, elváltozások keresése, a csontok lézerszkennelése

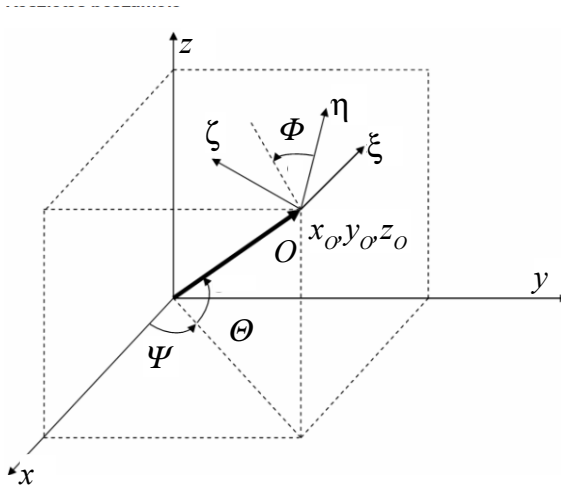
A mért adatok a következők:

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

3. EREDMÉNYEK

Ebben a fejezetben ismertetem az eredményeimet, a mérési adatokra illesztett trilineáris függvényeket, majd ezek alapján leírom a kísérleteim alapján definiálható célfüggvényt.

3.1. A mérési adatok kiértékelésének lépései



3.1. ábra: A Polaris helyzetleíró adatainak értelmezése (x, y, z – abszolút koordináta-rendszer; ξ, η, ζ – jeladó koordináta-rendszer; O – jeladó koordináta-rendszerének origója, x_o, y_o, z_o – az origó koordinátái az abszolút koordináta-rendszerben; Ψ, Θ, Φ – a jeladó koordináta-rendszer helyzetét leíró, Euler-típusú szögek)

A kísérletek során csupán a Polaris helymeghatározó rendszer kamerájához kötött abszolút koordináta-rendszerében kapom meg a nyers adatokat (ezek értelmezését szemlélteti a 3.1. ábra). Az így megkapott nyers adatokból kell matematikai módszerekkel meghatározni a tibia mozgását leíró szögeket. Az általam kidolgozott módszer két fő lépésre bontható:

- Az anatómiai koordináta-rendszerek létrehozása:
 - Első lépésben a lábbal végzett lábkörzés alatt, a Polaris által rögzített, gömbi mozgást végző femorális jeladó helyzetadataiból a caput femoris középpontjának (fh) (gömbi mozgás középpontja) helyzetét meghatározom.
 - Második lépésben a femurhoz és a tibiához rögzített referencia (átviteli) koordináta-rendszert kell felírni az abszolút koordináta-rendszerbeli

transzformációs mátrixaikkal ($\mathbf{A}_{t\acute{a}tv}$, $\mathbf{A}_{f\acute{a}tv}$). Ezek a koordináta-rendszerek a csontokba rögzített markerekhez definiáltak és használatukat az teszi indokolttá, hogy a resectálás során az anatómiai koordináta-rendszerek definiálásához szükséges anatómiai pontok kerülnek eltávolításra, így az anatómiai koordináta-rendszerek nem lennének használhatók a resectálás után.

- Végül az átviteli koordináta-rendszerekben kell meghatározni a tibiális és femorális anatómiai koordináta-rendszert és leírni azokat az átviteli koordináta-rendszerbeli transzformációs mátrixaikkal ($\mathbf{C}_{t,tanat}$, $\mathbf{C}_{f,fanat}$).
- A mérési adatok kiértékelése:
- A resectio miatt minden egyes mérési adatponthoz tartozóan meg kell határozni újra az átviteli koordináta-rendszerek transzformációs mátrixát az abszolút koordináta-rendszerben ($\mathbf{A}_{t\acute{a}tv,j}$, $\mathbf{A}_{f\acute{a}tv,j}$), valamint a jeladókhöz rögzített koordináta-rendszerek transzformációs mátrixait szintén az abszolút koordináta-rendszerben ($\mathbf{A}_{t,j}$, $\mathbf{A}_{f,j}$).
 - Az anatómiai koordináta-rendszerek transzformációs mátrixai az abszolút koordináta-rendszerben a következőképpen számíthatók:

$$\mathbf{A}_{tanat,j} = \mathbf{C}_{t,tanat} \mathbf{A}_{t\acute{a}tv,j}; \mathbf{A}_{fanat,j} = \mathbf{C}_{f,fanat} \mathbf{A}_{f\acute{a}tv,j}.$$

- Az anatómiai koordináta-rendszerek transzformációs mátrixai a jeladók koordináta-rendszerében:

$$\mathbf{B}_{t,tanat,j} = \mathbf{A}_{tanat,j} \mathbf{A}_{t,j}^{-1}; \mathbf{B}_{f,fanat,j} = \mathbf{A}_{fanat,j} \mathbf{A}_{f,j}^{-1}.$$

- A tibia jeladó koordináta-rendszerének transzformációs mátrixa a femur jeladójának koordináta-rendszerében:

$$\mathbf{B}_{f,tjel,j} = \mathbf{A}_{t,j} \mathbf{A}_{f,j}^{-1}.$$

- A tibia anatómiai koordináta-rendszerének transzformációs mátrixa a femur jeladójának koordináta-rendszerében:

$$\mathbf{B}_{f,tanat,j} = \mathbf{B}_{t,tanat,j} \mathbf{B}_{f,tjel,j}.$$

- Végül a tibia anatómiai koordináta-rendszerének transzformációs mátrixa a femur anatómiai koordináta-rendszerében ($\mathbf{D}_{f,tanat,j}$ - amely a flexio-extensio, abductio-abductio és rotatio függvénye).

$$\mathbf{D}_{f, \text{tanat}, j} = \mathbf{B}_{f, \text{tanat}, j} \mathbf{B}_{f, \text{fanat}, j}^{-1}$$

- Az $\mathbf{D}_{f, \text{tanat}, j}$ transzformációs mátrix a következő formában írható fel:

$$\mathbf{D}_{f, \text{tanat}, j} = \begin{bmatrix} e_{x_s, x_t} & e_{x_s, y_t} & e_{x_s, z_t} \\ e_{y_s, x_t} & e_{y_s, y_t} & e_{y_s, z_t} \\ e_{z_s, x_t} & e_{z_s, y_t} & e_{z_s, z_t} \end{bmatrix}$$

- Mivel transzformációs mátrix elemei felírhatók a flexio-extensio (φ), adductio-abductio (γ), rotatio (ρ) szöghármas segítségével, így a mátrix ismeretében meghatározhatók a térd kinematikáját leíró szögek (mindhárom szög 0° , amennyiben a femorális és tibiális koordináta-rendszer párhuzamos). A flexio-extensio, adductio-abductio, rotatio rendre:

$$\varphi = \arctan\left(-\frac{e_{y_s, x_t}}{e_{y_s, y_t}}\right); \quad \gamma = \arcsin(e_{y_s, z_t}); \quad \rho = \arctan\left(-\frac{e_{x_s, z_t}}{e_{z_s, z_t}}\right)$$

3.2. A kísérleti vizsgálatok eredményei

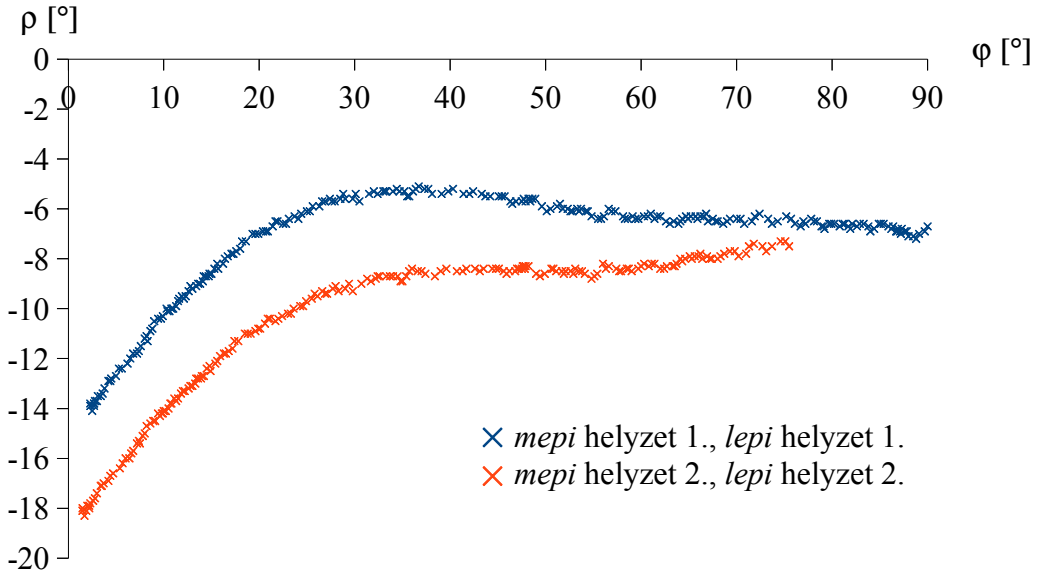
3.2.1. A vizsgálatok paraméterei

Az adductio-abductionak a klinikai gyakorlatban sokkal kisebb a jelentősége, mint a rotationak, ezért azzal a továbbiakban nem foglalkoztam. A rotatio-flexio értékekre sok paraméternek van hatása, így kísérleteimet a következő, jól definiált paraméterek rögzítése mellett végeztem el:

- a kísérleti modell cadaver térdízület,
- a vizsgálati módszer a 2.2. pontban részletezett,
- a kiértékelési módszer:
 - a kiértékeléshez használt koordináta-rendszer: VAKHUM típusú,
 - szögek és tengelyek értelmezése: VAKHUM típusú,
 - a koordináta-rendszerek átvitele: transzformációs módszer
- a vizsgált mozgásforma: nyújtott láb behajlítása,
- a vizsgált személy biológiai felépítése: egészséges térdízület,
- a mérési beállítás hibája: az ízület pozicionálása,
- a mérőrendszer hibája: a Polaris mérőrendszer mérési hibája.

3.2.2. A hibaokozó tényezők

Bemutatom, hogy az anatómiai koordináta-rendszer felvételének pontatlansága hogyan befolyásolja a kapott rotatio-flexio görbéket.

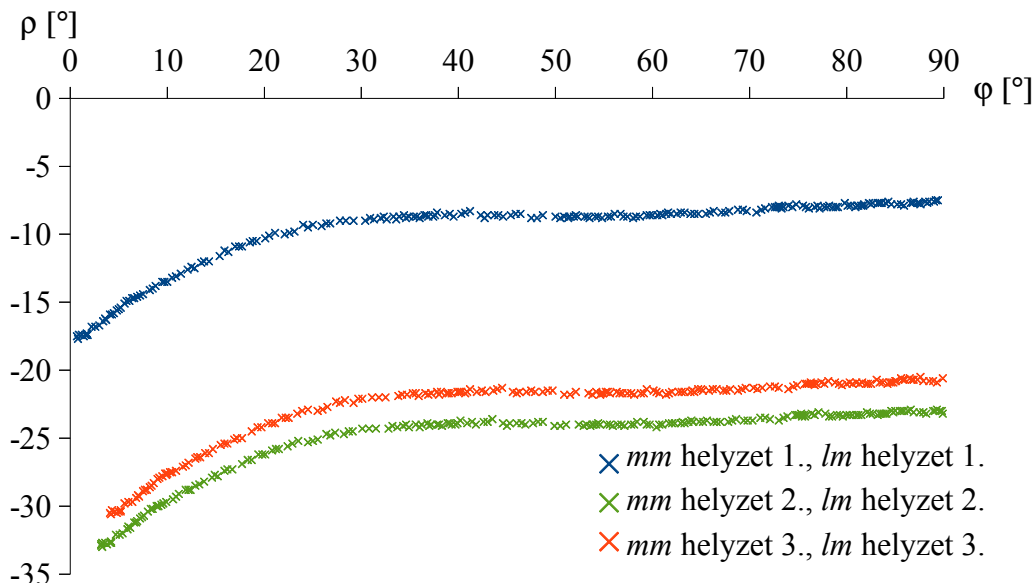


3.2. ábra: A femorális kereszttegyelt kijelölő pontok meghatározási pontatlanságának hatása a rotatio-flexio diagramra két-két mért helyzet alapján (*mepi* – epicondylus medialis; *lepi* – epicondylus lateralis; $p=5$; $k=4$; φ – flexio-extensio; ρ – rotatio)

Az epicondyláris pontok meghatározási pontatlansága, vagyis a femorális kereszttegyel irányának hibája jelentősen befolyásolja a rotatio mértékét. Mind ezen felül, mivel a flexio-extensio a VAKHUM típusú szögértelmezésben az első Euler típusú szög, és annak tengelyét a femorális kereszttegyel határozza meg, így ez a szöghiba nemcsak a rotatio nagyságára, hanem annak jellegére is hatással van (3.2. ábra). A pontosság növeléséhez kereshetők olyan anatómiai pontok (pl. FFC pontok) ezen epicondyláris pontok helyett, amelyek mérése ugyanolyan számú ismétlés mellett nagyobb pontosságot eredményez. Módosítva az eredeti femorális koordináta-rendszer definícióját a pontosabban meghatározható pontokat használom annak felvételére.

A malleolus medialis és a malleolus lateralis közel van az tibiális anatómiai koordináta-rendszer origójához, így azok meghatározási pontatlansága nagy hibát okoz azon tengelyek irányában, amelyekhez a rotatio értékét viszonyítom

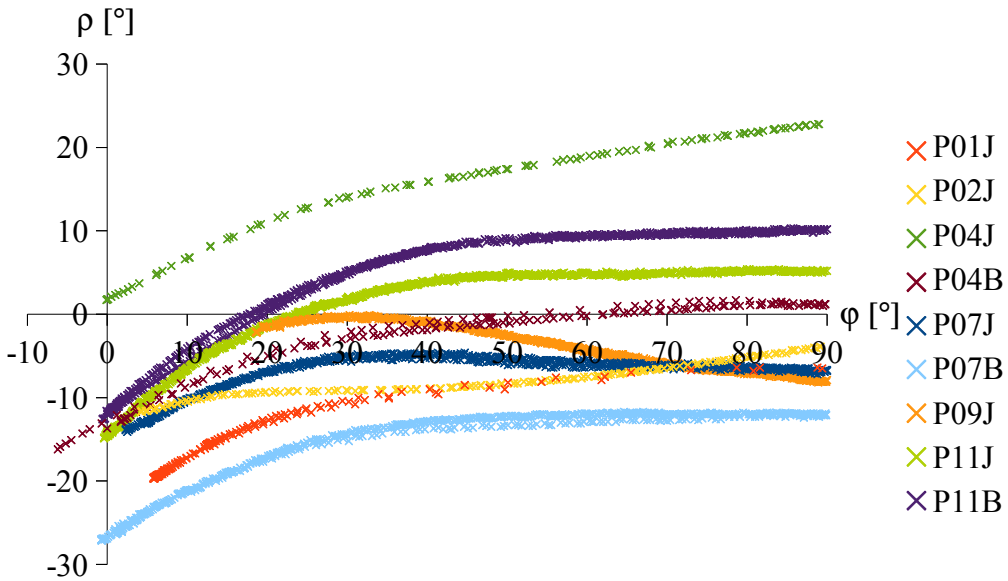
(3.3. ábra). A bokapontok meghatározási pontossága úgy befolyásolja a tengelyek irányát, hogy a rotatio-felxió függvények párhuzamosan tolódnak el.



3.3. ábra: A tibiális keresztengelyt kijelölő pontok meghatározási pontatlanságának hatása a rotatio-felxió diagramra három-három mért helyzet alapján (*mm* – malleolus medialis; *lm* – malleolus lateralis; $p=5$; $k=4$; φ – flexio-extensio; ρ – rotatio)

3.2.3. A mérések eredményei

A kidolgozott kiértékelési módszerrel a tíz cadaver ízületen elvégzett mérésekből a 3.2.1. pontban leírt paraméterek rögzítése és a durva hibák kizárása után a 3.4. ábrán látható eredményeket kaptam. A 3.2.2. pontban ismertetettek szerint a tibiális keresztengely hibaokozó hatásának következtében a rotatio-flexio függvényt úgy tudjuk a koordináta-rendszer origójába tolni, ezáltal a méréseket összehasonlíthatóvá tenni, hogy a kapott mérési adatsorra illesztett függvények 0 flexiohoz tartozó rotatio értékét kivonjuk a mérési adatokból.



3.4. ábra: A rotatio – flexio mérési eredmények ($k=2$; φ – flexio-extensio; ρ – rotatio)

3.3. A célfüggvény létrehozása

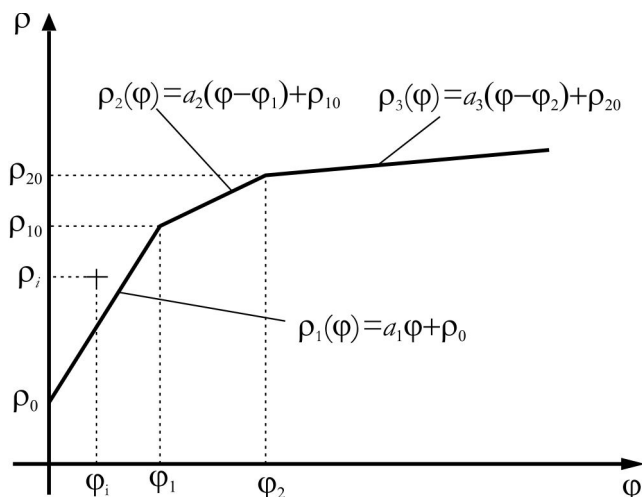
Az egészséges emberi térdízület rotatios-flexios mozgását leíró matematikai modellt célfüggvénynek nevezem. Tekintettel arra, hogy a szakirodalom szerint is a flexio első szakaszában kényszerített rotatio van, a végső szakaszban viszont teljesen szabad mozgás, a közbülső szakasz pedig egy átmeneti szakasznak tekinthetem, így a rotatio-flexio függvény három elkülönült szakaszra bontható, azaz ezt egy trilineáris függvénnyel modellezem.

3.3.1. A kinematikai függvények közelítése trilineáris függvénnyel

Az első szakasz a kényszerített végrotáció szakasza, amely a $0^\circ - \varphi_1$ tartomány (3.5. ábra). Itt φ_1 értékére nincs egységes álláspont. A szakirodalom ennek értékét 10° és 30° közé teszi. A harmadik szakasz a szabad mozgás szakasza, amely a φ_2 -től kezdődik. A két szakasz közötti átmeneti tartomány a $\varphi_1 - \varphi_2$ közötti flexiós szakasz. A szakaszhatárok tehát $\varphi_0 = 0^\circ$; φ_1 ; φ_2 , az illesztés teljes tartománya pedig $\varphi = 0 - 90^\circ$.

Ezen határok által kijelölt szakaszokon közelítem a kinematikai adatokat egy-egy lineáris függvénnyel valamennyi mérési adathalmazra (3.1). A behajlítás

szakaszaira illeszttem a függvényt a legkisebb négyzetek elve alapján, a szokásos módon, a folytonosság figyelembe vételével.



3.5. ábra: A trilineáris illesztés vázlatja

$$\begin{aligned}
 \rho_{1,pk}(\varphi) &= a_{1,pk} \varphi + \rho_{0,pk} \\
 \rho_{2,pk}(\varphi) &= a_{2,pk} (\varphi - \varphi_1) + \rho_{10,pk} \\
 \rho_{3,pk}(\varphi) &= a_{3,pk} (\varphi - \varphi_2) + \rho_{20,pk}
 \end{aligned}
 \tag{3.1}$$

3.3.2. A kényszerített végrotáció határának meghatározási módszere

A meghatározás során abból az elvből indulok ki, hogy a teljes tartományban úgy kell a trilineáris függvényt illeszteni a mért adatokra, hogy a lehető legkisebb legyen a teljes szórás (3.1). Meghatározom most az illesztés teljes szórását (3.1) a φ_1 és a φ_2 szakaszhatárok függvényében. Ennek a függvénynek a φ_1 és φ_2 szerinti minimumhelyét keresve megkapom a kényszerített végrotáció és a szabad mozgás határát.

$$s_{\sigma,pk} = \sqrt{\frac{\Delta}{n_{3,pk} - 4}},
 \tag{3.2}$$

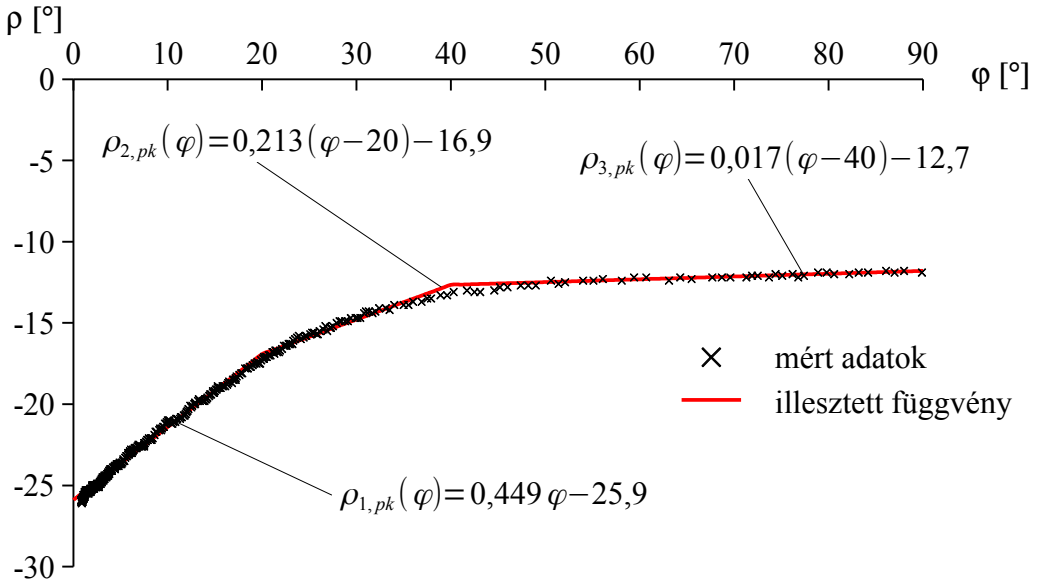
ahol

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

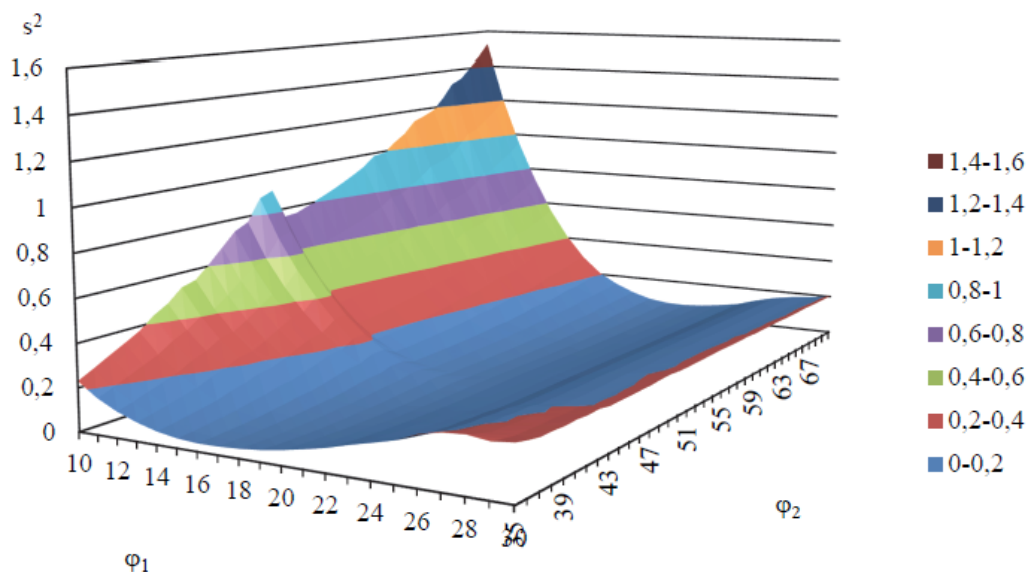
A minimumhelyet csak numerikus módszerrel lehet meghatározni. Ennek során a φ_1 -et 10° és 30° között, valamint a φ_2 -t 35° és 70° között változtatva kell kiszámítani a teljes szórást (3.2). Így kiszámítható az a φ_1, φ_2 adatpár, amelyek a trilineáris függvény szakaszhatárai lesznek.

A kényszerített végrotáció és a szabad mozgás határa

A mérési adatokból meghatározott rotatio adatokra illeszttem trilineáris függvényt (3.1). Erre látható egy példa a 3.6. ábrán. Így a szórásnégyzet a φ_1 és φ_2 szakaszhatárok függvényében a 3.2-es szórásfüggvény felhasználásával a 3.7. ábrán látható módon alakul.



3.6. ábra: Példa trilineáris illesztésre ($p=6; k=1;$
 φ – flexio-extensio; ρ – rotatio)



3.7. ábra: Szakaszhatárok meghatározása a szórásnégyzet minimuma alapján ($p=1, k=1, \varphi_1$ – kényszerített végrotáció határának vizsgálati tartománya, φ_2 – a szabad mozgás határának vizsgálati tartománya)

Elvégeztem φ_1 értékek durva hiba vizsgálatát F-próbával. A φ_2 értékek durva hiba vizsgálatát nem végzem el, a durva hiba szűrést csak φ_1 értéktől teszem függővé. A durva hibák kizárása után képeztem a mérési sorozatokhoz tartozó végrotáció értékek átlagát, majd kiszámítottam az átlagok szórását, így a kényszerített végrotáció határa 95%-os valószínűséggel:

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

Az anatómia sajátosságait figyelembe véve a kényszerített végrotáció határa kerekítéssel 20° -nak tekinthető. Ezek után meg kell határozni a φ_2 határ értékét is. A szabad mozgás határa 95%-os valószínűséggel:

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

A számítások eredményeként, figyelembe az anatómia sajátosságait, a szabad mozgás határa kerekítéssel $\varphi_2 = 40^\circ$.

3.3.3. A célfüggvény meghatározása

A méréssorozatok értékelése után megállapíthatóvá vált, hogy az egyes rotatio-flexio mérési adatsorok egy trilineáris függvénnyel jól közelíthetőek, így az egész jelenség, azaz az átlagos rotatio-flexio függvény is közelíthető trilineáris függvénnyel.

Az egyes rotatio-flexio mérési adatokat eltoljuk $\rho_{0, pk}$ -val. Ennek célja az, hogy egységesen minden mérési adatsor a rotatio-flexio koordináta-rendszer origójából induljon. Az eltolhatóság oka, hogy a VAKHUM típusú ízületi koordináta-rendszer szögértelmezése szerint a rotatio a harmadik Euler-típusú szög a flexio-extensio, adductio-abductio, rotatio szöghármasban, amelynek következtében a rotáció nulla helyzetének módosításával a másik két szög értéke nem változik. Az adatsorok eltolása után egy olyan adatfelhőt kapunk, amely adatfelhőre a meghatározott határok között kell illeszteni egy trilineáris függvényt.

A korábban meghatározott határok által kijelölt szakaszokon közelítem a kinematikai adatokat egy-egy lineáris függvénnyel valamennyi mérési adathalmazra:

$$\begin{aligned}\rho_{1,kC}(\varphi) &= a_{1,kC} \varphi, \\ \rho_{2,kC}(\varphi) &= a_{2,kC}(\varphi - \varphi_1) + \rho_{10,kC}, \\ \rho_{3,kC}(\varphi) &= a_{3,kC}(\varphi - \varphi_2) + \rho_{20,kC}.\end{aligned}\tag{3.3}$$

Az illesztést a összes mérési adatsorra hajtom végre, a legkisebb négyzetek elve alapján.

A célfüggvény együtthatói

A korábbiakban meghatároztam a rotatio-flexio függvény trilineáris közelítéséhez szükséges három szakasznak a határát. A szakaszhatárok:

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

Ezen szakaszhatárok figyelembe vételével, elvégeztem a trilineáris függvények illesztését a mérési adatsorokra. Ezek ismeretében határozhatók meg az átlagos trilineáris függvények (célfüggvények – 3.3) együtthatói. Ezek a függvények láthatók a 3. tézis ábráján a 23. oldalon.

4. ÚJ TUDOMÁNYOS EREDMÉNYEK

A kutatómunkám során az egészséges emberi térdízület biomechanikája, különös tekintettel annak rotatio-flexio mozgása terén elért új tudományos eredményeim a következők:

1. Létrehoztam egy új kísérleti módszert és azt megvalósító többcélú hitelesített berendezést, amely lehetővé tesz cadaver térdízületen végzett kísérleteket és ezekre alapozva az emberi térdízület mechanikai modelljének megalkotását.

A kísérleti berendezést úgy terveztem meg, hogy alkalmas legyen az élő emberi térd mozgásának cadaver térdízülettel történő modellezésére. Modelleztem a mozgást létrehozó erőrendszert. A berendezés geometriai méreteit és anyagát úgy választottam meg, hogy az használható legyen a CT és MRI gépekben is. Ezen gépekben történő vizsgálatok érdekében a készüléket alkalmassá tettem diszkrét helyzetekben történő vizsgálatokra is a folyamatos mérések mellett. Az aktív mozgás modellezése érdekében a quadriceps izmot gumi-izommodellel helyettesítettem. A kényszerítés nélküli mozgatót a terhelésnek a tibia velőűrébe ragasztott csap tengelyvonalába rögzített zsinóron keresztüli felvitelével oldottam meg. A mérőrendszert a készülékbe rögzített, a térdízületet modellező kardáncsuklóval hitelesítettem. Ezzel meghatároztam a rendszer hitelesítési görbét és ismétlési hibáját is. A kísérleti berendezésen a cadaver térd helyzetét Polaris helymeghatározó mérőrendszerrel rögzítettem.

2. Kidolgoztam a mérési eredmények kiértékelési módszerét. Az általam kidolgozott kiértékelő módszer a Polaris rendszerrel mért adatokból (a kamerához rögzített koordináta-rendszerben megadott három távolság és három elfordulás értékéből) többszörös mátrix műveletekkel adhatók meg a mozgást leíró kinematikai mennyiségek (flexio-extensio, adductio-abductio, rotatio).

A kiértékelési módszert két fő lépésre bontottam. Az első lépésben létrehoztam a kiértékeléshez szükséges anatómiai koordináta rendszert. Ennek során először meghatároztam a caput femoris középpontját a lábbal végzett lábkörzés során a Polaris által rögzített, a femorális jeladó helyzetét leíró adatokból. Azután létrehoztam egy átviteli koordináta-rendszert a csontokba helyezett markerekhez kapcsoltan, amelyek biztosítják a resectált anatómiai pontok további használatának lehetőségét. Végül pedig meghatároztam a használt anatómiai koordináta-rendszereket a definiált átviteli koordináta-rendszerben.

A második fő lépésben pedig definiáltam a mérések kiértékelési módszerét. Ennek első lépésében többszörös mátrixműveletekkel a jeladók helyzetadataiból

létrehoztam az anatómiai koordináta-rendszerek egymáshoz viszonyított helyzetét leíró transzformációs mátrixot:

$$\mathbf{D}_{f, \text{tanat}, j} = \begin{bmatrix} e_{x_s, x_t} & e_{x_s, y_t} & e_{x_s, z_t} \\ e_{y_s, x_t} & e_{y_s, y_t} & e_{y_s, z_t} \\ e_{z_s, x_t} & e_{z_s, y_t} & e_{z_s, z_t} \end{bmatrix}.$$

Majd ebből a transzformációs mátrixból kiszámítottam a tibia helyzetét leíró szögeket (flexio-extensio (φ), adductio-abductio (γ), rotatio (ρ)) a femurhoz viszonyítottan:

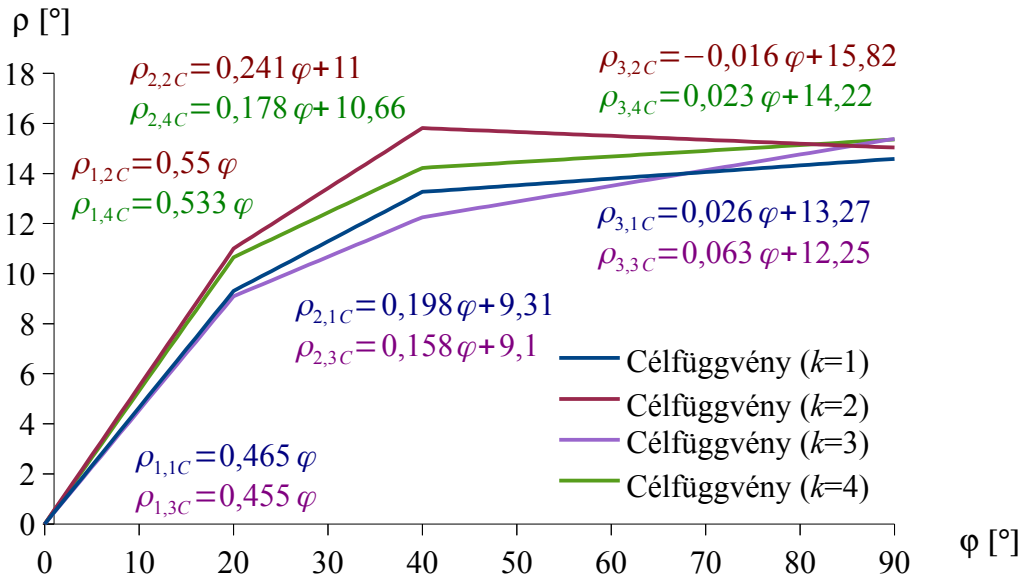
$$\varphi = \arctan\left(-\frac{e_{y_s, x_t}}{e_{y_s, y_t}}\right); \quad \gamma = \arcsin(e_{y_s, z_t}); \quad \rho = \arctan\left(-\frac{e_{x_s, z_t}}{e_{z_s, z_t}}\right).$$

3. Megalkottam az egészséges emberi térdízület rotatio-flexio függvénykapcsolatának matematikai modelljét és annak meghatározási módszerét. A módszer alkalmazható más ízületek modellezésére is. Kiszámítottam az egészséges emberi térdízület rotatio-flexio mozgását leíró célfüggvény együtthatóit.

A rotatio-flexio függvényt egy trilineáris görbével modelleztem, amelynek értelmezési tartománya $\varphi=0-90^\circ$ flexios tartomány, a szakaszhatárok pedig a kényszerített végrotáció (φ_1), és a szabad rotatio kezdeti értéke (φ_2).

A kísérleti vizsgálatok eredményeire alapozva megállapítottam, hogy azonos ízületi koordináta-rendszer mellett, különböző anatómiai koordináta-rendszerekkel felvett flexio-rotatio adatsorok a rotatio tengely mentén eltolhatók. Kidolgoztam azt a módszert, amellyel ezen adatsorok az origóba transzformálhatók.

Kísérleti vizsgálatokra és az előző megállapításokra alapozva meghatároztam az egészséges emberi térdízület rotatios-flexios mozgását leíró célfüggvényt, amelyet az alábbi ábra mutat, amennyiben a passzív végrotáció határa $\varphi_1=20^\circ$, a szabad mozgás kezdete $\varphi_2=40^\circ$.



A célfüggvények különböző anatómiai koordináta-rendszer és mérési típus esetén (φ – flexio-extensio; ρ – rotatio)

4. Kidolgoztam egy általános módszert a kényszerített végrotáció határának és a szabad mozgás kezdeti értékének megállapítására. Ezt alkalmazva egészséges emberi térdízületre kiszámítottam ezeket az értékeket.

Ehhez tíz cadaver térdízületen végeztem kísérletsorozatot, amely mérési adataira tri-lineáris függvényeket illeszttem. Megállapítottam az illesztések szórásait a φ_1 és φ_2 szakaszhatárok függvényében. Megkerestem a szórások minimumát a φ_1 , φ_2 függvényében. Ezzel a módszerrel kiszámítottam az egészséges emberi térdízületre a szakaszhatárokat. A kényszerített végrotáció határa 95%-os valószínűséggel

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

míg a szabad mozgás kezdeti értéke 95%-os valószínűséggel

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

Ezen illesztések alapján mérési eredményekkel igazoltam a kényszerített végrotáció határára a $\varphi_1 = 20^\circ$ -ot, valamint a szabad mozgás határára a $\varphi_2 = 40^\circ$ -ot, amely kekéritések az anatómiai különbségek és a mintaszámok miatt célszerűek.

5. KÖVETKEZTETÉSEK ÉS JAVASLATOK

Az előzőekben bemutatott tézisekben megfogalmazott célfüggvény a térdízület és egyáltalán az ízületek mechanikája vizsgálatának egy új szemléletet vihet be a kutatásba. Ennek eredményeként a különböző kutatók különböző módszerekkel végzett kísérleteinek eredményei összehasonlíthatókká válnak. Sőt ez a matematikai modell más ízületekre is alkalmazható.

A célfüggvény felhasználható a protézis minősítésekre és a protézisek általános beépítési módszerének optimalizálására. Ezen a területen a SZIE Biomechanikai Kutatócsoportjában már folynak kutatások, elnyert doktori téma foglalkozik ezzel. A meghatározott célfüggvény alkalmas arra is, hogy segítségével a protézisfejlesztéssel foglalkozó mérnökök egy jobb protézist fejlesszenek. Ezen célfüggvény használatával fejlesztett protézisek által biztosított mozgásformák sokkal közelebb állnak a valós ízület mozgásához, mint azt a mostani protézisek biztosítják (M. Csizmadia et al., 2014). Kellő számú vizsgálat elvégzése után meg kell határozni a pontos célfüggvényt, majd javasolom ezen célfüggvény használatát a térdprotézisek fejlesztéséhez.

A kísérleti berendezést felhasználva az egészséges emberi térdízületben lezajló csúszó-gördülő mozgások elemezhetők, amely azért is előremutató, mert a protéziseken végbemenő csúszás-gördülésre vonatkozóan a Kutatócsoportban már születtek doktori tézisek. Így a 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 rotatio-flexio célfüggvény és a általam megtervezett kísérleti berendezéssel meghatározható csúszó-gördülő mozgás közötti kapcsolat megteremthető legyen. Az általam megfogalmazott matematikai modell általánosan alkalmazható lehet. Ugyanakkor a célfüggvény konkrét értékei mozgásformától és koordináta-rendszerrel is függhet. Ezért további kutatást alapozza meg a matematikai modell koordináta-rendszerrel való függetlenségének kidolgozása. Továbbá ugyanilyen továbblépés lehet a mozgásformától való függőség vagy függetlenség bizonyítása. Orvosi szempontból fontos lehet a rotatio-flexio függvény anatómiai koordináta-rendszerrel való függetlenségének megteremtése. Ez a protézisek beültetése szempontjából lehet lényeges kérdés.

6. ÖSSZEFOGLALÁS

A térdízület az ember legnagyobb és legbonyolultabb ízülete. Ennek megfelelően mozgása is rendkívül összetett. Célom az volt, hogy kísérleti vizsgálatok alapján létrehozzak egy olyan módszert, amellyel le lehet írni az egészséges emberi térdízület mozgását. Dolgozatomban kifejezetten a fő mozgásformát jelentő rotatio-flexio viszonyra szorítkoztam.

A doktori értekezésem keretén belül bemutattam egy olyan *kísérleti berendezést*, amely lehetővé teszi cadaver emberi térdízületek kinematikai vizsgálatát. A készülék *kényszerítés nélküli mozgást* tesz lehetővé oly módon, hogy a vizsgált mozgástípusnál az *aktív izmokban keletkező erőket* is modellezi. További előnye a mobilitása és az, hogy MRI vagy CT készülékben is használható, azaz a valós emberi térdízületben megvalósuló csúszó-gördülő mozgások elemzésére is alkalmas. Részletezem a kísérleti berendezésen végezhető vizsgálatok módszerét, a mérések kiértékeléséhez használt *anatómiai koordináta-rendszer felvételének* módját.

A doktori értekezés tárgyalja, a bemutatott kísérleti berendezésen, a leírt módszerrel végrehajtott *mérések kiértékelési módszerét*. Ezen belül ismertetem egyrészt az anatómiai koordináta-rendszer helyzetének meghatározási módját a mért adatokból, másrészt azt, hogy a mért adatokból milyen matematikai módszerrel határozhatók meg a térdmozgás anatómiai koordináta-rendszerben értelmezett kinematikai jellemzői.

Az eredményeimet tíz cadaver emberi térdízületen elvégzett mérések adataira alapozva állapítottam meg. Bemutattam, hogy milyen módon lehet a térd mozgásának leírására használt legfontosabb görbét, a *flexio-rotatio görbét transzformálni*.

Meghatároztam továbbá ezen tíz ízületen végzett mérések eredményeire alapozva a *kényszerített végrotáció határát*, amelyre az irodalomban általánosan elfogadott érték eddig nem volt.

Megállapítottam, hogy az emberi térdízület mozgását leíró *flexio-rotatio görbe egy trilineáris függvénnyel jól közelíthető*. Megállapítottam azt is, hogy a lineáris közelítés kellő pontosságot ad. A trilineáris függvények határai egyrészt az általam meghatározott kényszerített végrotáció határa, másrészt azon behajlítási helyzet, ahonnan a mozgás teljesen szabadnak tekinthető. A szakaszhatárok nemcsak matematikai, hanem fizikai tartalommal is rendelkeznek, így a trilineáris közelítés teljesen megalapozott.

A trilineáris közelítésnek azért van jelentősége, mert ez egy olyan célfüggvény, amely leírja az egészséges emberi térdízület rotatioját. Ezt a görbét tekinthetjük egy ideális protézis elvárt flexio-rotatio görbéjének.

7. AZ ÉRTEKEZÉS TÉMAKÖRÉHEZ KAPCSOLÓDÓ KIEMELT PUBLIKÁCIÓK

Lektorált cikk világnyelven

1. Fekete, G., De Baets, P., Wahab, M.A., Csizmadia, B., **Katona, G.**, Vanegas-Useche, L.V., Solanilla, J.A. (2012): Slidig-Rolling Ratio during Deep Squat with Regard to Different Knee Prostheses. *Acta Polytechnica Hungarica*, 9 (5), pp. 5-24. (IF: 0,588)
2. Bíró, I., M. Csizmadia, B., **Katona, G.** (2008): New approximation of kinematical analysis of human knee joint. *Bulletin of the Szent István University (Gödöllő)* 16/17, pp. 330-338.
3. **Katona, G.**, M. Csizmadia, B., Andrónyi, K. (2014): Determination of reference function to knee prosthesis rating. *Biomechanica Hungarica*, 6 (1), pp. 293-301.
4. M. Csizmadia, B., Balassa, G.P., **Katona, G.** (2014): The first steps to the development of the knee prosthesis rating method. *Biomechanica Hungarica* 6 (1), pp. 39-45.
5. Bíró, I., M. Csizmadia, B., **Katona, G.** (2010): Sensitivity investigation of three-cylinder model of human knee joint. *Biomechanica Hungarica* 3 (1), pp. 33-42.
6. **Katona, G.**, M. Csizmadia, B., Bíró, I., Andrónyi, K., Krakovits, G. (2010): Motion analysis of human cadaver knee-joints using anatomical coordinate system. *Biomechanica Hungarica* 3 (1), pp. 93-100.