



AZ EGÉSZSÉGES EMBERI TÉRDÍZÜLET KINEMATIKÁJÁNAK LE- ÍRÁSA KÍSÉRLETEK ALAPJÁN

Doktori (Ph.D.) értekezés

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

.....
az iskolavezető jóváhagyása

.....
a témavezető jóváhagyása

TARTALOMJEGYZÉK

JELÖLÉSJEGYZÉK.....	3
1. BEVEZETÉS, CÉLKITŰZÉSEK.....	5
2. SZAKIRODALMI ÁTTEKINTÉS.....	7
2.1. Az értekezésben használt anatómiai fogalmak megnevezése és értelmezése.....	7
2.2. A térdízület.....	9
2.2.1. <i>A térd anatómiai leírása.....</i>	9
2.2.2. <i>A térd mozgásában részt vevő izmok.....</i>	12
2.2.3. <i>A térd kinematikája, problémafelvetés.....</i>	13
2.3. Kinematikai leírás módszerei: az anatómiai koordináta-rendszerek.....	15
2.3.1. <i>Lehetséges koordináta-rendszerek.....</i>	16
2.3.2. <i>A leggyakrabban használt koordináta-rendszer, a Grood és Suntay-féle anatómiai koordináta-rendszer.....</i>	21
2.3.3. <i>Egy „szabványosított” koordináta-rendszer, a VAKHUM-típusú koordináta-rendszer.....</i>	23
2.4. Rotatio-flexio vizsgálatok módszerei.....	26
2.4.1. <i>In vivo vizsgálatok.....</i>	26
2.4.2. <i>In vitro vizsgálatok.....</i>	27
2.4.3. <i>Analitikus, numerikus és összetett vizsgálatok.....</i>	28
2.5. Készülékek.....	28
2.6. Mérési eredmények értékelési módszerei.....	34
2.6.1. <i>In vivo mérési eredmények.....</i>	34
2.6.2. <i>A modellvizsgálatok eredményei.....</i>	35
2.6.3. <i>Az in vitro vizsgálatok eredményei.....</i>	36
2.7. A szakirodalmi áttekintés összefoglaló értékelése.....	41
3. ANYAG ÉS MÓDSZER.....	43
3.1. Kísérleti modell és berendezés.....	43
3.1.1. <i>A cadaver térd, mint kísérleti modell.....</i>	43
3.1.2. <i>A kísérletek alanyai.....</i>	45
3.1.3. <i>A kísérleti berendezés.....</i>	45
3.1.3.1. <i>A kialakítás szempontjai.....</i>	46
3.1.4. <i>A berendezés leírása.....</i>	46
3.1.4.1. <i>A mérőrendszer.....</i>	47
3.1.4.2. <i>A készülék hitelesítése.....</i>	48
3.1.4.3. <i>Használati mód.....</i>	49
3.1.4.4. <i>A kísérleti modell előkészítése.....</i>	49

3.2. A mérési protokoll az anatómiai koordináta-rendszer létrehozásához	50
3.3. A mérési adatok kiértékelésének lépései	53
3.4. Az anatómiai koordináta-rendszer létrehozása	54
3.4.1. <i>A caput femoris középpont helyzetének meghatározása</i>	54
3.4.2. <i>Az átviteli koordináta-rendszer meghatározása</i>	56
3.4.3. <i>A femorális anatómiai koordináta-rendszer meghatározása a femorális átviteli koordináta-rendszerben</i>	61
3.4.4. <i>A tibia anatómiai koordináta-rendszerének meghatározása a tibiális átviteli koordináta-rendszerben</i>	63
3.5. Mérési adatok kiértékelése	65
3.6. A célfüggvény létrehozása	66
3.6.1. <i>A kinematikai függvények közelítése trilineáris függvénnyel</i>	67
3.6.2. <i>A kényszerített végrotáció határának meghatározási módszere</i>	68
3.6.3. <i>A célfüggvény meghatározása</i>	69
4. EREDMÉNYEK	73
4.1. A kísérleti vizsgálatok értékelése	73
4.1.1. <i>A kísérleti vizsgálatok eredményei</i>	73
4.1.1.1. <i>A vizsgálatok paraméterei</i>	73
4.1.1.2. <i>A hibaokozó tényezők</i>	73
4.1.1.3. <i>A mérések eredményei</i>	76
4.1.2. <i>A Célfüggvény együtthatói</i>	80
4.1.2.1. <i>A kényszerített végrotáció határának meghatározása</i>	80
4.1.2.2. <i>Az illesztett trilineáris függvények együtthatói</i>	83
4.2. Új tudományos eredmények	86
5. KÖVETKEZTETÉSEK ÉS JAVASLATOK	89
6. ÖSSZEFOGLALÁS	91
7. SUMMARY	93
8. MELLÉKLETEK	95
M.1. Irodalomjegyzék	97
M.2. A témakörhöz kapcsolódó saját irodalom	103
M.3. A mérések diagramjai	105
M.4. Trilineáris illesztés	107
M.5. Transzformált mérési diagramok	113
M.6. Ábrák jegyzéke	115
M.7. Táblázatjegyzék	119
M.8. Polaris adatlap	121
M.9. A Polaris mérési tartománya	123
9. KÖSZÖNETNYILVÁNÍTÁS	125

JELÖLÉSJEGYZÉK

Φ	Azimuth (Polaris helyzetleíró szög)
Θ	Elevation (Polaris helyzetleíró szög)
Ψ	Roll (Polaris helyzetleíró szög)
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
x_s, y_s, z_s	A tibiális anatómiai koordináta-rendszer tengelyei
$e_{x_s}, e_{y_s}, e_{z_s}$	A tibiális anatómiai koordináta-rendszer tengelyeinek egységvektorai
O_s	A tibiális anatómiai koordináta-rendszer origója
x_t, y_t, z_t	A femorális anatómiai koordináta-rendszer tengelyei
$e_{x_t}, e_{y_t}, e_{z_t}$	A femorális anatómiai koordináta-rendszer tengelyeinek egységvektorai
O_t	A femorális anatómiai koordináta-rendszer origója
φ	flexio-extensio szöge
\mathcal{Y}	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
r	Helyvektor az abszolút koordináta-rendszerben
s	Helyvektor a femorális jeladó koordináta-rendszerben
u	Helyvektor a femorális átviteli koordináta-rendszerben
v	Helyvektor a tibiális átviteli koordináta-rendszerben
x, y, z	Az abszolút koordináta-rendszer tengelyei
i, j, k	Az abszolút koordináta-rendszer tengelyeinek egységvektorai
F	Femorális markerpontok jele
F'	A transzformált femorális markerpontok jele
O	Jeladó koordináta-rendszer origója
i	A markerek és jeladó pozíciók sorszáma
$\xi_{fem}, \eta_{fem}, \zeta_{fem}$	A femorális jeladó koordináta-rendszerének tengelyei
$e_{\xi_{fem}}, e_{\eta_{fem}}, e_{\zeta_{fem}}$	A femorális jeladó koordináta-rendszer tengelyeinek egységvektorai
$\xi_{tib}, \eta_{tib}, \zeta_{tib}$	A tibiális jeladó koordináta-rendszerének tengelyei
$e_{\xi_{tib}}, e_{\eta_{tib}}, e_{\zeta_{tib}}$	A tibiális jeladó koordináta-rendszer tengelyeinek egységvektorai
$X_{fem,e}, Y_{fem,e}, Z_{fem,e}$	A femorális átviteli koordináta-rendszer tengelyei
$e_{X_{fem,e}}, e_{Y_{fem,e}}, e_{Z_{fem,e}}$	A femorális átviteli koordináta-rendszer tengelyeinek egységvektorai
$P_{fem,e}$	A femorális átviteli koordináta-rendszer origója
$X_{tib,e}, Y_{tib,e}, Z_{tib,e}$	A tibiális átviteli koordináta-rendszer tengelyei
$e_{X_{tib,e}}, e_{Y_{tib,e}}, e_{Z_{tib,e}}$	A tibiális átviteli koordináta-rendszer tengelyeinek egységvektorai
$P_{tib,e}$	A tibiális átviteli koordináta-rendszer origója
fh	A caput femoris középpontja
$mepi, lepi$	epicondylus medialis és lateralis
hf	caput fibulae
tt	tuberositas tibiae
mm, lm	malleolus medialis és lateralis
$mepi', lepi'$	transzformált epicondylus medialis és lateralis
hf'	transzformált caput fibulae
tt'	transzformált tuberositas tibiae
mm', lm'	transzformált malleolus medialis és lateralis
j	A mérési adatpontok sorszáma
l	Az összes mérési adatpont
n_1	A trilineáris függvény első szakaszán lévő adatpontok száma
n_2	A trilineáris függvény első két szakaszán lévő adatpontok száma
n_3	A trilineáris függvény 90°-os behajlítási tartományán lévő adatpontok száma
p	a cadaver alany száma
k	az alanyokhoz tartozó mérési adatsor száma
s_1, s_2, s_3, s_0	a trilineáris illesztés, valamint a célfüggvény szórása az első, a második és a harmadik szakaszon, valamint az illesztés globális szórása

1. BEVEZETÉS, CÉLKITŰZÉSEK

Az emberi test működésével, annak felépítésével már Leonardo da Vinci is elkezdett foglalkozni, majd az emberi test mozgásainak vizsgálata Pinskerova et al. (2003) szerint a XIX. században vett nagy lendületet, amikor új eljárásokkal (pl. fényképezés) lehetett vizsgálatokat végezni. 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 kutatótéma lett. Ezek közül is az egyik legfontosabb a térdízület mozgásának megismerése, amely alapkutatásként hazánkban kevésbé kutatótéma, inkább a járás vizsgálatok, a protézisbeépítés következményeinek vizsgálata a kiemelt terület (Pethes és Kiss, 2012). Az emberi térdízület mozgását hat jellemzővel tudjuk leírni, mivel a térdet alkotó két fő csont egymáshoz viszonyított szabadságfokainak száma hat. Ezen hat jellemzőből a legfontosabb a rotatio és a flexio-extensio. A flexio-extensio a térd behajlítása-kinyújtása, míg a rotatio a lábszár-csont saját tengelye körüli elfordulása. A rotatio azonban a flexio-extensio függvénye. Céлом tehát 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. Ennek elsősorban a protézisek kialakításában lehet szerepe.

A térdízület az emberi test egyik legnagyobb és legösszetettebb ízülete, de a méretéből és használatának alapvető fontosságából adódóan sérülékeny, idős korra el is használódik. Az ízület „tönkremenetelével” szükségessé válhat térdprotézis beépítése. Elhasználódásának és kilazulásának megakadályozásában alapvető fontosságú a megfelelő protézis kialakítása. Ez azonban nem az egyedüli szempont. Fontos az, hogy a protézis, az eredetihez közel hasonló mozgást biztosítson. Ezt legkönnyebben úgy tudjuk elérni, ha pontosan ismerjük egy egészséges térdízület mozgását.

Vagyis cél lehet a protézisek tervezése során a hosszú élettartam, hiszen a várható életkor növekedésével térdprotézist hosszabb ideig használja a műtött személy. A protézis elhasználódását a kopás okozza, a kilazulás pedig a nem megfelelő mozgásviszonyok. Ennek biztosításához készítettem el a térd mechanikai elemzését, egy matematikai modell megalkotásával. A matematikai modell ismeretében ugyanis egy olyan protézis készíthető, amely geometriailag nem feltétlenül hasonlít a térdízületet alkotó csontokra, azonban az általa biztosított mozgás közelíti a valós ízület mozgását. Ekkor csökkennek a járulékos erők, így az ebből adódó kilazulással, valamint kopás jelenségével nem kell számolnunk, amelyekben jelentős szerepe van a nem megfelelő rotationak.

A kutatás aktualitását az mutatja, hogy az ilyen értelmű beültetések száma nagy. A Magyar Protézis Regiszterben 2013. májusában 48669 csípő- és térdprotézis volt regisztrálva, amelyből primer térdprotézis beültetés 16179 volt és újrabeültetés még 1085 db. Az életkor amelyben leggyakrabban a beültetés a 70-79 éves korosztály, ugyanakkor megállapítható az adatokból, hogy a 40-49 éves korosztálynál jelentkeznek először jelentős számban a beültetések.

A matematikai modell létrehozásához célul tűztem ki egy kísérleti módszer kidolgozását is, 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 térd-

ízület mozgását, és így alapul szolgálhat térdprotézisek tervezéséhez, és azok összehasonlító vizsgálatához.

Összefoglalva célkitűzéseim és feladataim a következők:

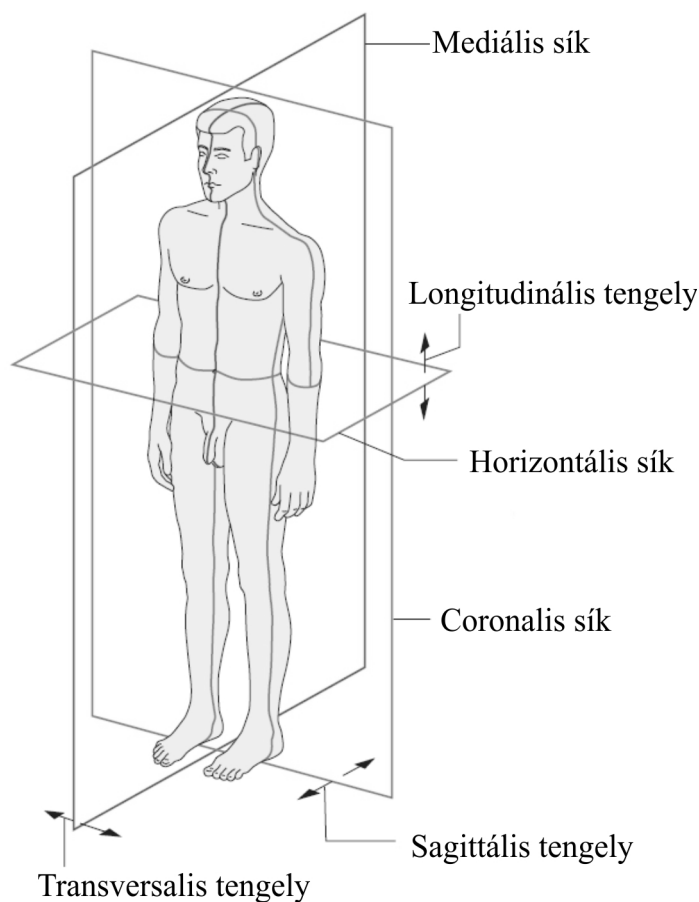
- újszerű kísérleti módszer kidolgozása és mérések végrehajtása újonnan kialakított, hitelesített kísérleti berendezésen,
- a mérések kiértékelési módszerének kidolgozása,
- az egészséges emberi térdízület mozgását leíró matematikai modell megalkotása,
- a mozgás jellemző szakaszainak meghatározása.

A fenti célok megvalósítása során a kísérleti eljárás pontos megtervezésében és a kísérletek végrehajtásában segítségemre volt Dr. Andrónyi Kristóf ortopéd szakorvos.

2. SZAKIRODALMI ÁTTEKINTÉS

Ezen fejezetben áttekintem a szakirodalomban a térdízülettel és annak mozgásával kapcsolatos kutatásokat és azok eredményeit. Ismertetem a térdízület anatómiáját, majd a térdízület mozgásait. Ezek után részletesen ismertetem a mozgások leírására vonatkozó kísérleteket, azok eredményeit, valamint a mozgások leírásához leggyakrabban használt, fontosabb koordináta-rendszereket.

2.1. Az értekezésben használt anatómiai fogalmak megnevezése és értelmezése



2.1. ábra: Síkok és tengelyek (Faller és Schuenke, 2004)

A dolgozatban a tengelyek, irányok, síkok, pontok, elmozdulások kijelölésére azok jó részénél az orvosi gyakorlatnak megfelelően latin megnevezéseket használom. Így szükséges ezen megnevezések pontos értelmezése az orvos-mérnök együttműködés érdekében.

A test elemzése során három *főtengelyt* és három *fősíkot* definiálunk (Platzer, 1996) (2.1. ábra). Ezek a longitudinális, a transversalis és a sagittális *tengelyek*. A longitudinális tengely a test hossz tengelye. A transversalis tengely merőleges a longitudinális tengelyre, a vállövvel párhuzamos és balról jobbra mutat. A sagittális tengely ezen kettőre merőleges, hátulról előre mutat. A

síkok közül az egyik az a sík, amely a testet két szimmetrikus részre osztja. Ezt latinul *mediansagittalis* (vagy *mediális*) síknak nevezik és a longitudinalis és a sagittalis tengelyek jelölik ki. Mi az ezzel *párhuzamos síkot* nevezzük a későbbiekben *sagittalis* síknak. A *coronalis sík* az a szemközti nézeti (homlokkal párhuzamos) sík, amelyet a longitudinalis és a transversalis tengelyek határoznak meg. A harmadik sík, amely ezen előbbi kettőre merőleges és a sagittalis és a transversalis tengelyek határozzák meg, a *transversalis* (vagy *horizontális*) sík. A továbbiakban csak felsorolásszerűen a használt kifejezések latin megnevezését és annak magyar jelentését a 2.1. táblázat tartalmazza.

2.1. táblázat: Néhány latin megnevezés magyar megfelelője

<i>latin megnevezés</i>	<i>magyar jelentés</i>	<i>latin megnevezés</i>	<i>magyar jelentés</i>
anterior	elöl lévő	basis	alap
cadaver	hulla	capsula	ízületi tok
caput fibulae	szárkapocscsontcsúcs	condylus	ízfelszín
caput femoris	combsontfej	coronalis	szemközti
distalis	törzstől távol lévő	facies patellaris	térdkalácsoldali ízfelszín
femur	combsont	fibula	szárkapocscsont
in vitro	in vitro	in vivo	in vivo
inferior	lefele	lateralis	szélirányú
lig. collaterale fibulare	szárkapocscsonti oldalszalag	lig. collaterale tibiale	lábcsont oldalszalag
lig. cruciatum anterius	elülső keresztszalag	lig. cruciatum posterius	hátsó keresztszalag
lig. patellae	térdkalácsszalag	ligamentum	szalag
longitudinalis	hosszirányú	m. adductor magnus	nagy combközelítő izom
m. biceps femoris	kétfejű combizom	m. gracilis	karcsúizom
m. popliteus	térdárki izom	m. quadriceps femoris	négyfejű combizom
m. sartorius	szabóizom	m. semimembranosus	félighártyás izom
m. semitendinosus	féliginas izom	m. triceps surae	háromfejű lábikraizom
malleolus lateralis	külső bokacsont	malleolus medialis	belső bokacsont
medialis	közép felé	mediansagittalis	középső oldalirányú
meniscus	rostporcos korong	musculus	izom
patella	térdkalács	posterior	hátralévő
proximalis	törzshöz közel lévő	sagittalis	oldalirányú
superior	felfele	tibia	lábcsont
transversalis	keresztirányú	tuberositas tibiae	sípcsonti dudor
flexio	behajlítás	extensio	kinyújtás

latin megnevezés	magyar jelentés	latin megnevezés	magyar jelentés
abductio	távolítás	adductio	közelítés
epicondylus medialis	belső oldali epicondylus	epicondylus lateralis	külső oldali epicondylus
transepicondylaris	epicondylusokat összekötő	transcylindrikus	körközpontokat összekötő

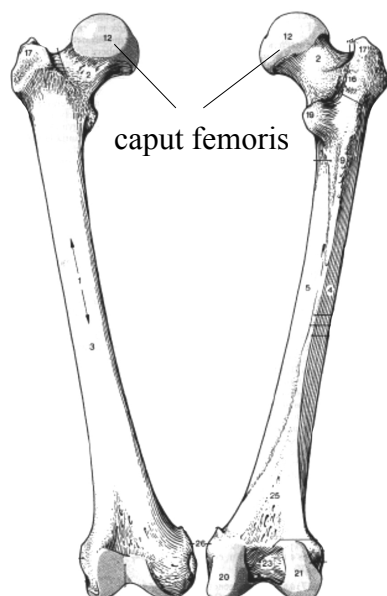
2.2. A térdízület

A térd, amint már említettem, az emberi test legnagyobb méretű és egyben legbonyolultabb felépítésű ízülete, amelynek köszönhetően mozgása is összetett. Annak érdekében hogy a térdízület mozgása tanulmányozhatóvá váljék, ismernünk kell a térdízület felépítését, anatómiáját és alapvető működését. (A továbbiakban a térdízület és a térd szavakat, mint egymás szinonimáit használom.)

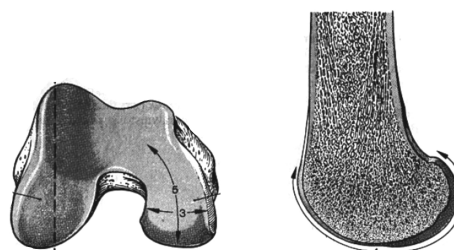
2.2.1. A térd anatómiai leírása

Az emberi térdízületet csontos és lágy szövetek alkotják (2.4. ábra) (Miltényi, 1980, Platzer, 1996, Faller és Schuenke, 2004). A csontos szövetek a femur, a tibia, a patella és a fibula, az ezeken kívül jelen lévő főbb lágy szövetek a ligamentumok és a capsula. A térdízületet a csontos szövetek közül közvetlenül a femur, a tibia és a patella alkotja, amelyek végein porcok ízfelszínének helyezkednek el, ezek a condylusok. Az ízületen belül kapcsolódó femur és tibia között a meniscus helyezkedik el.

A femur (2.2. ábra) distalis végével csatlakozik a térdízülethez. A csont ezen vége két porcokkal borított bűtyökben végződik (2.3. ábra), amely hozzávetőlegesen két párhuzamos állású „hengeres” felület. Ezek az anterior oldalon csontosan összeolvadnak és ezt a felszínt ugyancsak porc borítja (facies patellaris). Posterior irányban mind a két condylus jelentősen túlnyúlik a femur posterior oldalán. Sagittális irányból nézve a condylusok csigavonalat mutatnak. A felszínük nem valódi hengerfelszín, hanem a felszín görbületi sugara hátrafelé rövidül, előre felé hossz-



2.2. ábra: A femur (Platzer, 1996)

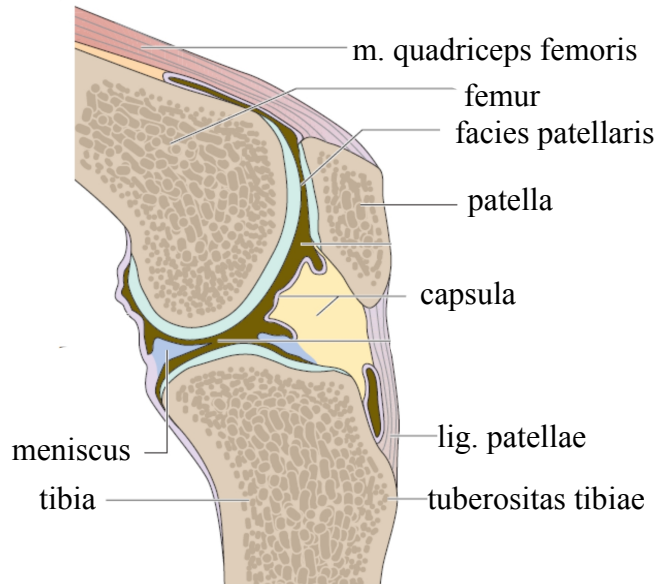


2.3. ábra: A femorális condylus (Platzer, 1996)

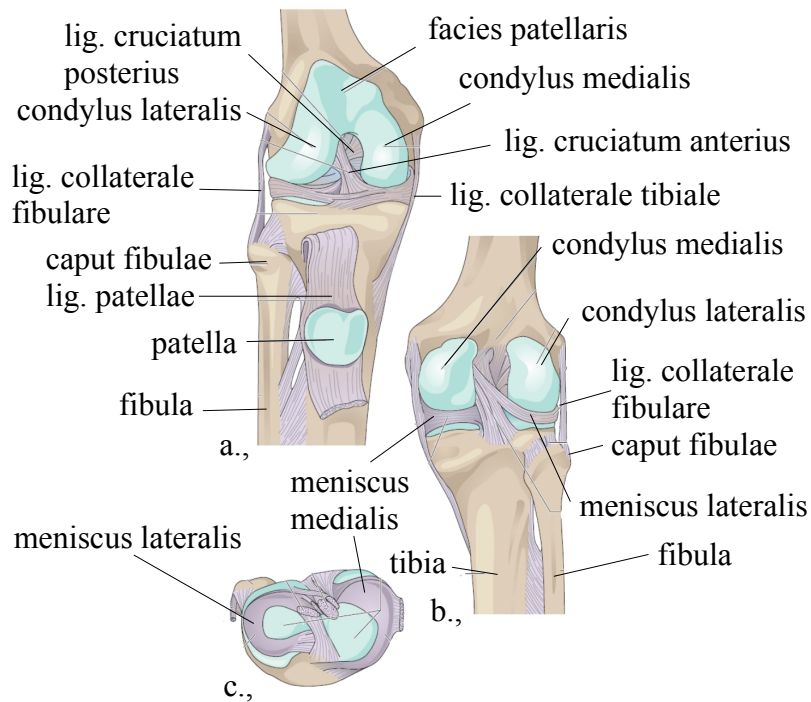
szabodik (Iwaki et al., 2000) (2.7. ábra). A coronalis síkban a medialis oldalra eső condylus jóval lejjebb helyezkedik el, mint a lateralis, de ha a combcsontot álló emberben elfoglalt ferde helyzetébe hozzuk, a két condylus legmélyebb pontja ugyanabba a transversalis síkba esik.



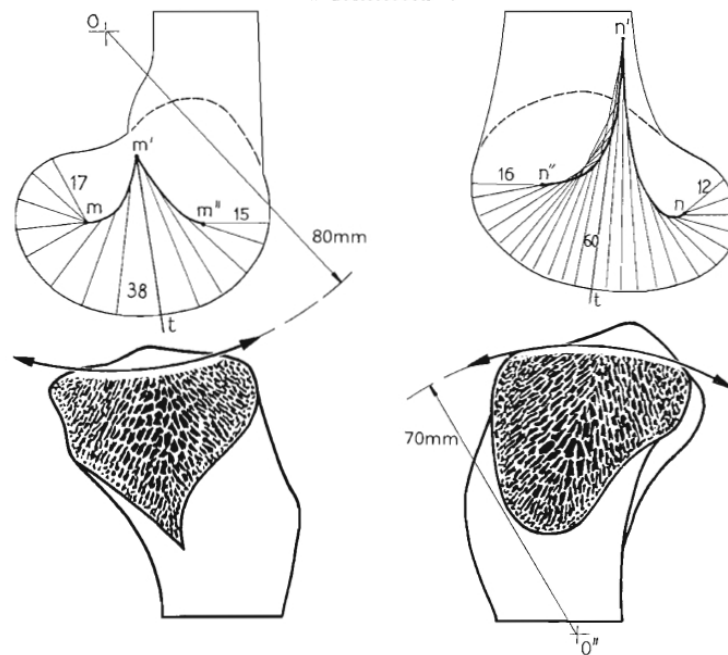
2.5. ábra: A tibia (Platzer, 1996)



2.6. ábra: A térdízület vázlata (Faller és Schuenke, 2004)



2.4. ábra: A térdízület a szalagjaival (Faller és Schuenke, 2004)



2.7. ábra: A femorális condylusok görbületi sugarának változása (Kapandji, 1987)

A lábszárban két hosszú csöves csont van, a medialis irányban elhelyezkedő tibia (2.5. ábra) és a lateralis oldali fibula. A tibia hosszú csöves csont, amelyen háromszögletű hasábhöz hasonló testet, testesebb felső és karcsúbb alsó végdarabot különböztetünk meg. A proximalis végdarab oszlopszerűen kiszélesedik két condylussá, amelyek felfelé vízszintes állású, gyengén kivájt kettős ovális porcfelülettel borítottak. A kettős porcfelület egymás felé tekintő oldalai lelapultak. A distalis végdarab kiszélesedve anteriorról posterior irányba haladó görbületű, porccal nem borított hengerfelülettel végződik. A medialis oldalán a csont a malleolus medialisban folytatódik.

A fibula két megvastagodott végű, karcsú pálcaszerű csont. Felső végdarabja felfelé kicsúcsosodva illeszkedik a tibia lateralis condylusához. A fej alatt a csont nyakszerűen összeszűkülve megy át a csont középdarabjába, alsó vége pedig megvastagodva a malleolus lateralist képezi.

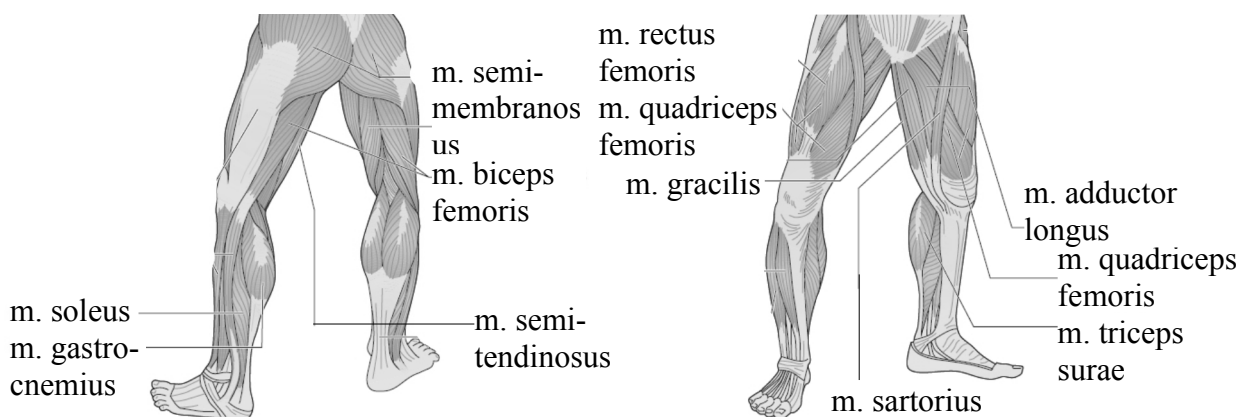
A térdízületet alkotó harmadik, kicsi csont a patella (2.6. ábra). A térdízület elülső tokjába, de egyben a comb feszítő izmainak inába is beágyazott szelídgesztenyéhez hasonló alakú, de annál laposabb csont. Felfelé tekintő lapos basisa, lefelé tekintő csúcsa van, amely érintkezik a facies patellarisszal. A patella a térdízület mechanizmusában nem vesz részt, mechanikailag csupán a m. quadriceps femoris feszítő erejét a tibiára közvetítő „csiga”. Az ízület alkotásában közvetlenül csak a femur és a tibia, valamint a patella vesznek részt, a fibula ebben csak a fején tapadó szalag révén másodlagosan vesz részt (2.6. ábra).

A femur két condylusának mind sagittalis irányban, mind coronalisan kisebb sugarú görbülete van, mint a tibia condylusainak vájulata. Így az ízfej és az ízvápa nem illeszkedhetnek össze egymással nagyobb területen, mint amit a porcfelületek természetes összenyomhatósága, és a két görbület egymáshoz való viszonya megenged. Mind elöl, mind hátul, valamint a két bütök oldalán egy-egy ék alakú terület marad szabadon a két ízfelület között, amit a meniscusok (rostporcos korongok) töltenek ki (2.4. ábra). Mindkét meniscus C alakú, a medialis oldalon lévő félholdhoz hasonló, és oldalirányban nagyobb átmérőjű, mint a lateralis meniscus, amely majdnem zárt gyűrűt képez. A meniscusok nem csupán kiegyenlítik a két ízfelület közötti egybevágóság hiányát, hanem a térdízület minden helyzetében más helyzetbe kerülnek, és más alakot vesznek fel. A meniscusoknak a kenésen, a rezgéselnyelésen és a stabilizáción kívül legnagyobb mér-

tékben a terhelés átvitelben van szerepe (Meakin et al., 2003). A capsula (2.6. ábra) kiterjedt és bonyolult ízületi üreget zár körül. A capsula a térdízület túlfeszítését akadályozza.

A térdízület *legjellemzőbb szalagjai* (2.4. ábra) a lig. collaterale tibiale és a lig. collaterale fibulare. Annak megfelelően, hogy a térd voltaképpen nem egy, hanem két párhuzamos állású és közös tengelyű csuklóízület, van két belső szalag is, a lig. cruciatum anterius és a lig. cruciatum posterius. A két szalag egymással kereszteződik. Létezik még a lig. patellae, amely szigorú értelemben nem a térdízület szalagja, hanem a comb feszítő izmainak inrendszeréhez tartozik, ez rögzíti a patellát a tibiához.

2.2.2. A térd mozgásában részt vevő izmok

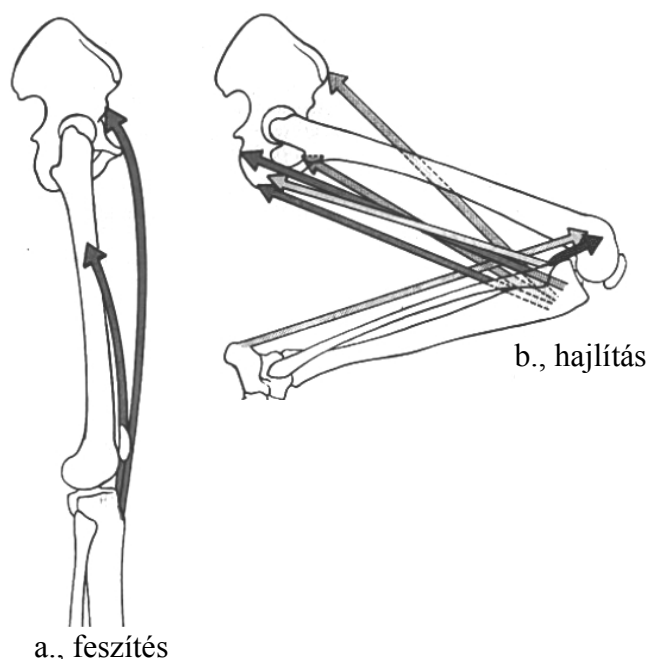


2.8. ábra: A comb és a lábszár izmai (Faller és Schuenke, 2004)

A térd mozgásában alapvetően a comb izmai vesznek részt (Platzer, 1996, Miltényi, 1980, Faller és Schuenke, 2004). A comb izmainak (2.8. ábra) egy része csak a combnak a csípőhöz viszonyított mozgását végzi. Ezek esetünkben lényegtelenek. Másik része további két részre bontható. Némelyikük (m. adductor magnus, m. gracilis, m. sartorius) *elsősorban a comb mozgását végzi a csípőhöz viszonyítva* és csak másodlagosan mozgatja a térdet. Míg *másoknak* (m. quadriceps femoris, m. semitendinosus, m. semimembranosus, m. biceps femoris) *kifejezetten a térd mozgásában van szerepe* és csak esetleg másodlagosan végzik a comb mozgását.

A lábszár izmainak egy része a lábfejnek a lábszárhoz viszonyított mozgását végzik. Esetünkben ezek szintén lényegtelenek. Mások viszont a térdízület mozgásában is részt vesznek (m. triceps surae, m. popliteus). A továbbiakban áttekintem, hogy a felsorolt izmoknak milyen szerepe van a térd mozgásában.

- m. sartorius: A térd és a csípő ízületét hajlítja, azonban hatása erősebb a csípőre, mint a térdre. Hajlított térdízület esetén a lábszárat befelé forgatja. Elsősorban a járásnál van szerepe, ahol egyedül hajlítja a térdet.
- m. adductor magnus: Hajlított térdízület esetén a térdet és a térden keresztül a lábszárat befelé forgatja.
- m. gracilis: Elsősorban a combot közelíti, másodlagosan segít a térdízület hajlításában
- m. quadriceps femoris: Négy egyesült izomfeje van, amelyek együttesen a térdkalácsszalagban futnak össze és így tapadnak a tuberositas tibiaen. A térdet egyedülként feszíti. Felépítéséből adódóan megakadályozza a patella oldalirányú elcsúszását (2.9.a. ábra).



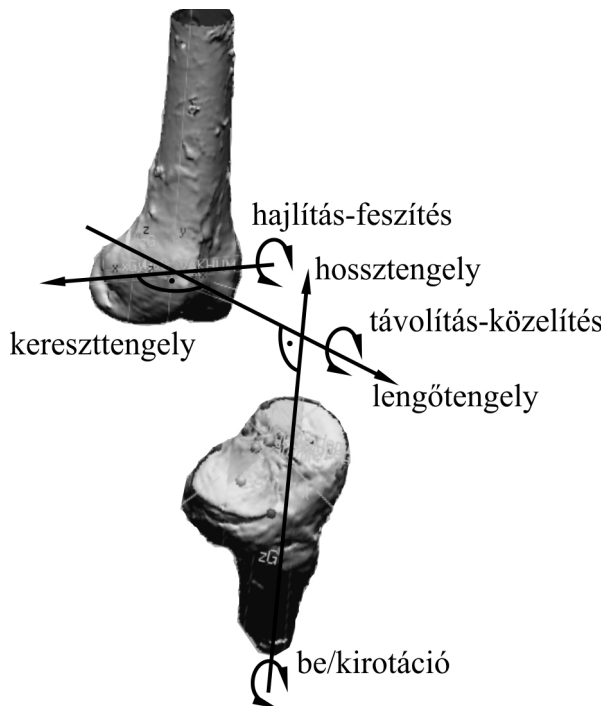
2.9. ábra: A térd izmainak működése (Platzer, 1996)

- m. semitendinosus és m. semimembranosus: a térdizületet hajlítja és hajlítás után a lábszárat befelé forgatja (2.9.b. ábra).
- m. biceps femoris: A térdizületet hajlítja, hajlított térdizületnél a lábszárat kifelé forgatja (2.9.b. ábra).
- m. triceps surae: A kétfejű részének a térdizület hajlításában, az egyfejű részének a térdizület feszítésében van szerepe. A térd hajlításában betöltött szerepe erőteljesebb. Ily módon betöltött szerepe rögzített láb esetén jelentkezik (2.9.b. ábra).
- m. popliteus: Részt vesz a térdizület hajlításában, rögzített comb esetén a lábszárat befelé forgatja (2.9.b. ábra).

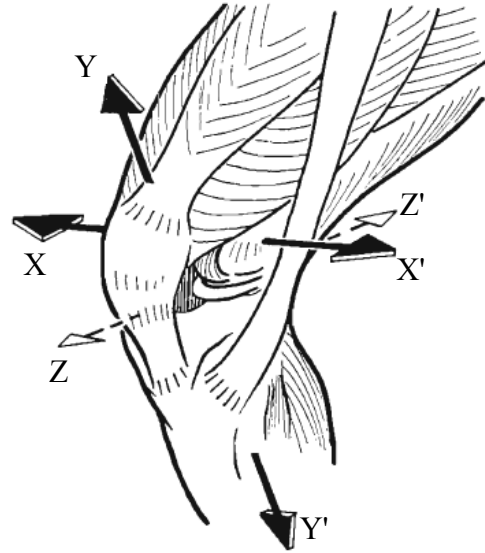
Általánosságban elmondható, hogy a térdhajlító izmok bizonyos mozgásformák esetén (pl. guggolásból való felálláskor) másodlagosan segítenek a m. quadriceps femorisnak a térdizület feszítésében.

2.2.3. A térd kinematikája, problémafelvetés

A térd működése közben a tibia, mint merev test, a femurhoz képest hat szabadságfokú mozgást végez (Grood és Suntay, 1983, Walker et al., 2011). Tágabb értelemben véve feladatomban ezen mozgás leírása. A térdizület azonban az ízületi felületek között fennálló kényszerkapcsolat révén egy egyszabadságfokú nyitott kinematikai láncot alkot (Blaha et al., 2003). A térdizület esetében ez azt jelenti, hogy a hat szabadságfok közül öt felírható a hatodik (hajlítás-feszítés) függvényeként. A hat szabadságfokot jelentő mozgáslehetőségek a következőképpen alakulnak (Knoll et al., 2002) a térdizülethez köthető anatómiai tengelyrendszerben (2.11. ábra). A három szögelfordulás (2.10. ábra), a *hajlítás-feszítés* (*flexio-extensio*, X-X'), a *távolítás-közelítés* (*adductio-abductio*, Z-Z'), a *rotatio* (*rotatio*, Y-Y'), és a három eltolódás (*antero-posterior*, Z-Z'; *medial-lateral*, X-X'; *proximal-distal* Y-Y' irányú).



2.10. ábra: A térdízület mozgásai (szögelfordulások)



2.11. ábra: A térdízület anatómiai tengelyei (Kapandji, 1987)

Általánosságban elmondható, hogy a flexio-extensio, mint szögelfordulás tengelye a sagittális síkra hozzávetőlegesen merőleges tengely (X-X'). Azonban a valós flexio-extensio tengely helye és iránya is változik a flexio folyamán (Hollister et al., 1993, Walker et al., 2011). A valós tengely helyzetét meghatározni, annak változó mivoltából adódóan nehéz, ezért azt nem is használják a térd kinematikájának leírására. A kinematika leírására szolgáló tengelynek a kiválasztását elsősorban az befolyásolja, melyik tengely a legpontosabban meghatározható, hiszen ezen tengely pontos meghatározásának a klinikumban is nagy szerepe van (Eckhoff et al., 2007) a protézisbeépítések során. A két legsűrűbben használt tengely a transepicondylaris és a transzcilindrikus tengely (2.13. ábra). A transepicondylaris tengely a medialis és laterális epicondylusokat összekötő egyenes, míg a transzcilindrikus tengely a condylusok hátsó, közel körív alakú részeinek görbületi középpontjait összekötő egyenes (Pennock és Clark, 1990). Az extensiót a láb nyújtott helyzetén túl az erős hátsó ízületi tok és a megfeszült keresztaszalagok meggátolják. A flexio mozgás során a femur csúszva-gördülő mozgást végez a tibia platón (2.14. ábra). Behajlítás közben a femur a tibia platón hátrafelé, míg kinyújtás közben előrefelé csúszva gördül.

A rotatio általánosságban a tibia hossztengetelye körüli szögelfordulás. Ez a szögelfordulás csak a térd hajlított állapotában jöhet létre a felületek közötti kényszerkapcsolat és a térdízületben elhelyezkedő szalagok miatt. Ez az oka annak, hogy akaratlagos rotatio csak a térd behajlított állapota mellett lehetséges. Az akaratlagos rotation kívül létezik egy *passzív vég-rotáció* is (Platzer, 1996), amely a térd teljesen kinyújtott helyzetét megelőző szakaszban jön létre, köszönhetően a condylusok közötti geometriai kényszerkapcsolatnak (Piazza és Cavanagh, 2000). A térd behajlítása folyamán ezen kényszer mértéke és a szalagok feszítettsége csökken, a ennek következtében a mozgáslehetőségek mértéke nő, így a rotatio is nő. A rotatio jelenségének az oka Freeman és Pinskerova (2003) szerint az, hogy a mediális femur condylus a tibiális condyluson nem végez antero-posterior irányú mozgást, míg a laterális igen. Hasonlóképpen Freeman (2001) szerint a passzív vég-rotáció jelenségének oka a két oldali condylus asszimetriájában keresendő. A pasz-

szív végrotáció tartományáról és mértékéről megoszlanak a vélemények. Ennek tartománya különböző szerzők szerint más és más. Freeman (2001) szerint a passzív végrotáció tartománya 10° - 30° behajlítási szögtől a térd nyújtott állapotáig terjed, és mértéke Varadarajan et al. (2009) szerint 4° és 13° közé esik. Ezen igen széles tartományok pontosabb meghatározása is – egészséges térdízületre vonatkozóan – célkitűzéseim közé tartozik.

Az eddig nem említett adductio-abductio szögelfordulás tengelye a kutatók többségénél a behajlás és a rotatio tengelyére kölcsönösen merőleges tengely. Mértéke sokkal kisebb, mint a rotationak a mértéke (Hsieh és Draganich, 1997, Krosshaug és Bahr, 2005, Saari et al., 2005, Morton et al., 2007, McPherson et al., 2005). Ennek megfelelően mind a kutatásokban, mind a klinikumban ezen szög csak másodlagos szerepet tölt be a rotatio után. Az orvosok sokkal fontosabbnak tartják a rotatio ismeretét, mint az adductio-abductioét, a bevezetésben is elmondottak szerint.

Ezen szögek nagyságának meghatározásához koordináta-rendszert kell értelmeznünk. A kutatók többfajta koordináta-rendszert is használnak, mind a méréseik kiértékeléséhez, mind a szögek értelmezéséhez. Ennek megfelelően a tibia femurhoz viszonyított helyzetét leíró hat jellemző nagysága más és más értéket vesz föl (Freeman és Pinskerova, 2005). Ugyanakkor Pennock és Clark (1990) valamint Walker et al. (2011) bizonyították, hogy ugyanazon mérési eredményeket négy különböző anatómiai koordináta-rendszerben kiértékelve eltérő eredményeket kapunk. Fontos megjegyezni, hogy a használt koordináta-rendszereknek nem csupán anatómiaiaknak, hanem ugyanazon anatómiai pontokhoz rendelt koordináta-rendszereknek kellene lenniük a különböző kutatások összehasonlíthatósága érdekében. Vagyis méréseim során mindenképpen anatómiai koordináta-rendszert kell használnom, így – az anatómia határain belül – fel lehet venni a vizsgált alanyokon ugyanolyan módon ugyanazt a koordináta-rendszert. A koordináta-rendszer felvételének hibáját az anatómia azon tulajdonsága okozza, hogy az emberi testen a pontok gyakorlatilag felületek. Bíró számszerűen bemutatja ezen felületen kijelölt pontok bizonytalanságának hatását a kinematikai jellemzőkre (Bíró et al., 2010). Ezek után meg kell keresni azt a lehetséges koordináta-rendszert, amelyet a lehető legegyszerűbb módon, a legpontosabban meg lehet határozni.

2.3. Kinematikai leírás módszerei: az anatómiai koordináta-rendszerek

A továbbiakban az általam használt koordináta-rendszerek defíciói:

- *Anatómiai koordináta-rendszer*: Az ízületet alkotó femuron és tibián elhelyezkedő anatómiai pontokhoz rögzített koordináta-rendszer.
- *Ízületi koordináta-rendszer*: Az anatómiai koordináta-rendszerekből felépíthető azon koordináta-rendszer, amelyben a mozgást leíró kinematikai jellemzőket értelmezzük.

A térd kinematikájának leírása során két merev test egymáshoz viszonyított mozgását kell meghatározni. Esetünkben a tibia mozgását a femurhoz viszonyítva. A mozgás kinematikájának leírásához rendszerint nem a mozgás valós, pillanatnyi forgástengelyeit használjuk fel. Ennek oka egyszerű: meghatározása nehézkes. Általánosságban azt mondhatjuk, hogy a kutatók szerint valamilyen módon rögzíteni kell egy-egy koordináta-rendszert mindkét merev testhez, majd egyik koordináta-rendszerben le kell írni a másik mozgását. A kutatók között abban van jelentős eltérés, hogy ezeket a koordináta-rendszereket milyen módon rögzítik a merev testekhez, esetünkben a femurhoz és a tibiához.

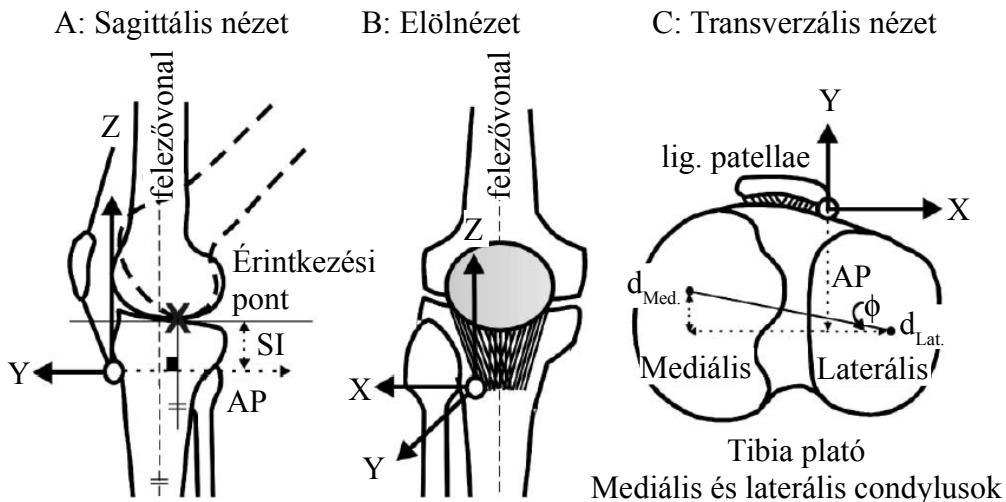
Általában a kísérletekhez használt mérőrendszereknek is van saját koordináta-rendszerük, ami a környezethez rögzített koordináta-rendszer. Freeman és Pinskerova (2005) és McPherson et al. (2005) szerint az egyik legnagyobb probléma az olyan pontok megkeresése a tibián és a femuron, amelyhez koordináta-rendszert lehet rögzíteni. Sok kutató sok helyen foglalkozik azzal – amint már említettem – hogy lényeges a koordináta-rendszer szerepe, mert ha az rosszul van

megválasztva, akkor a mérések kiértékelése hibás lehet (Piazza és Cavanagh, 2000, Freeman és Pinskerova, 2005, Marin et al., 2003, Morton et al., 2007). A technika segítségével a megfelelő anatómiai pontok meghatározása lehetőséget nyújt egy jó koordináta-rendszer felállítására. Erre használható pl. MRI vizsgálat (Lerner et al., 2003), de lehet használni egyszerű térbeli helymeghatározást is (Testa et al., 2012).

2.3.1. Lehetséges koordináta-rendszerek

Wretenberg et al. (2002) koordináta rendszere (2.12. ábra):

A koordináta-rendszer origója a patellai ín szalag tibiai tapadási pontjának legkülső pontja. A Z tengely párhuzamos a tibiai és femorális felezővonalal, proximális irányított. Az Y tengely merőleges a Z tengelyre és hátulról előre felé irányított, az X tengely erre a kettőre kölcsönösen merőleges. Ezt a koordináta-rendszert a szerzők anatómiainak nevezik. Ennek ellenére meghatározása bizonytalan a definíció miatt. Ugyanakkor képképző eljárás nélkül teljesen használhatatlan. Ilyen koordináta-rendszert más szerzők nem használnak, így a korábbiakban elmondottaknak megfelelően eredmények összehasonlítására alkalmatlan.

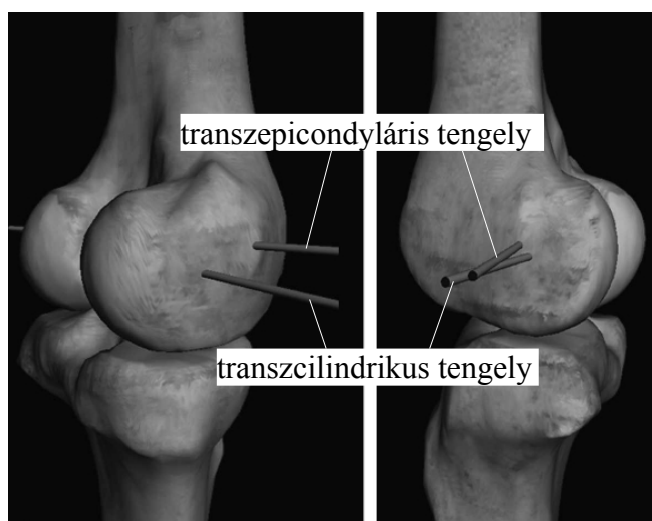


2.12. ábra: Wretenberg et al. (2002) koordináta-rendszere

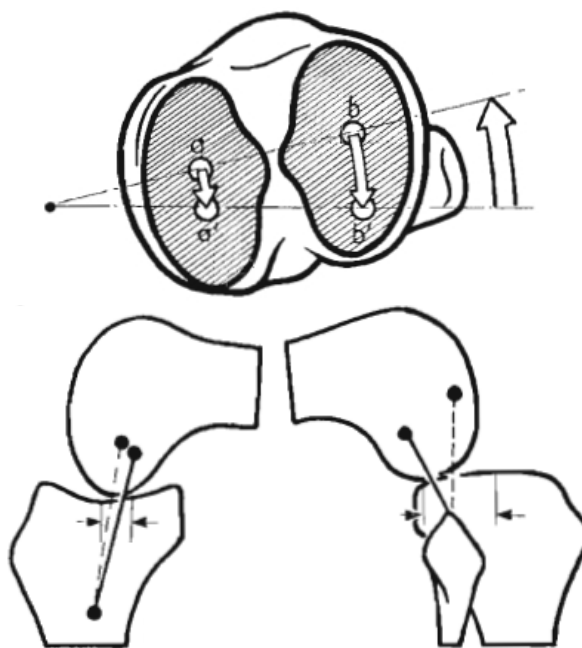
Lerner et al. (2003) koordináta-rendszere :

Lerner és mtsai kilenc anatómiai pontot használtak fel a femuron és a tibián az anatómiai koordináta-rendszerek felvételére. A koordináta-rendszerről ábrát nem közöltek cikkükben, csupán annak definícióját írták le. Eszerint a koordináta-rendszer origója az intercondylaris notch anterior pontja. Az inferior-superior tengely a femurfej középpontját és az origót köti össze. Az anterior-posterior tengelyt az előbbi tengelynek és a transepicondylaris egyenesnek a vektoriális szorzata adja. A mediális-laterális tengely kölcsönösen merőleges az inferior-superior és az anterior-posterior tengelyre.

A tibiális koordináta-rendszer origója a tibia mediális eminencia pontja. A koordináta-rendszer inferior-superior tengelye két tibiai diaphysis pontot köt össze. Az inferior-superior tengely és a mediális és laterális tibiapontotkat összekötő egyenes vektoriális szorzata adja az anterior-posterior tengelyt. A mediális-laterális tengely az inferior-superior és az anterior-posterior tengelyekre kölcsönösen merőleges tengely.

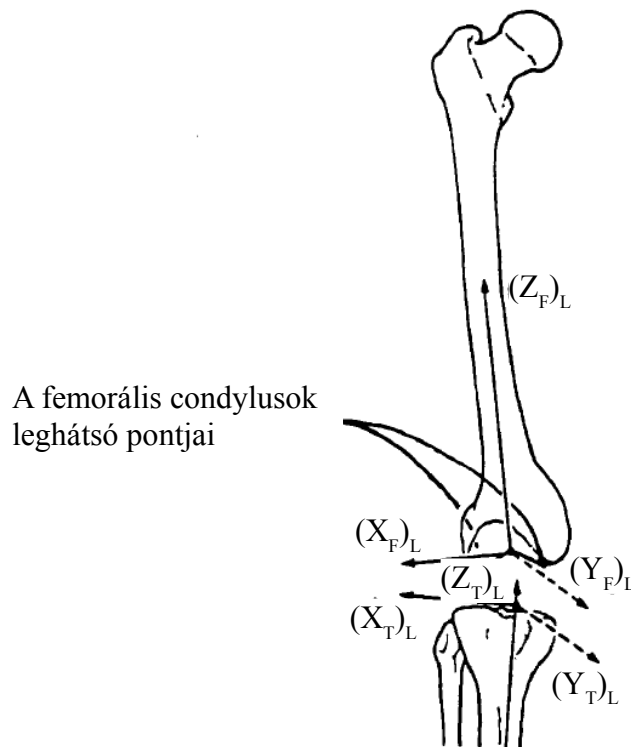


2.13. ábra: A transzcilindrikus és transzepicondyláris tengelyek (Eckhoff et al. 2007)



2.14. ábra: A térdízület csúszó-gördülő mozgása (Kapandji, 1987)

A továbbiakban a mozgásokat leíró szögeket a később bemutatott és általánosan használt Grood és Suntay-féle szögértelmezés szerint számolja (2.3.2. alfejezet). A szerzők leírásából látható, hogy Lerner et al. (2003) koordináta-rendszer sem használható képalkotó eljárás nélkül.



2.15. ábra: Lafortune koordináta-rendszere (Pennock és Clark, 1990)

Testa et al. (2012) koordináta-rendszere:

Testa és mtsai koordináta-rendszere nem kötődik semmilyen anatómiai ponthoz, annak elhelyezkedéséről ábrát nem közölnek, csak a létrehozás módját ismertetik. Eszerint a mérőrendszer koordináta-rendszerét és a térdízületet alkotó csontok „természetes anatómiai” koordináta-rendszerét próbálják párhuzamosá tenni. Ennek módja az, hogy az alanyt álló helyzetben a mérőrendszer talpzatára állítják a megadott helyre. Így a rendszer egyik tengelye párhuzamos lesz a femur és a tibia mechanikai hossz tengelyével. A másik tengely anterior-posterior irányú lesz, míg a harmadik mediális-lateralis irányú. Az alanyra helyezett jeladók segítségével összerendelik a koordináta-rendszert a femurral és a tibiával. A szögek számítását szintén Grood és Suntay-féle szögértelmezés szerint számolják. A leírásból látható, hogy a koordináta-rendszer csak korlátozottan használható, anatómiai pontokhoz gyakorlatilag nem rögzül. Vagyis az ebben a koordináta-rendszerben számolt eredmények nem hasonlíthatók össze a kutatók többségének eredményeivel.

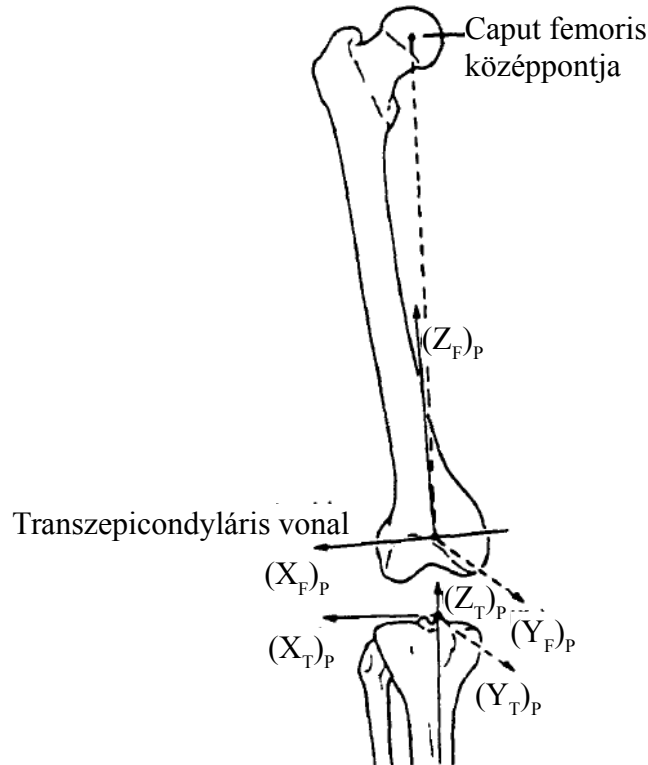
Lafortune koordináta-rendszere (2.15. ábra):

Ez a koordináta-rendszer a tibia és a femur anatómiai tengelyein alapul. Anatómiai tengelyeken a velőűrok tengelyeit értjük. A femorális koordináta-rendszer origója a két condylus közötti rész legmélyebb pontja. A Z_F tengely párhuzamos a femur anatómiai tengelyével és proximális irányítottágú. Az X_F tengely párhuzamos a condylusok distalis pontjait összekötő egyenessel és laterális irányítottágú. Az Y_F tengely a Z_F és az X_F tengelyekre kölcsönösen merőleges, egységvektort az említett két tengely egységvektorainak vektoriális szorzata adja.

A tibiális koordináta-rendszer origója a tibián az intercondyláris eminencia mediális csúcsán helyezkedik el. A Z_T tengely párhuzamos a tibia hossz tengelyével és proximális irányítottágú. Az X_T tengely párhuzamos a tibiális condylusok középpontjait összekötő egyenessel és merőleges a Z_T tengelyre. Laterális irányítottágú. Az Y_T tengely irányát a Z_T és az X_T tengelyek egységvektorainak vektoriális szorzata adja.

Ezen koordináta-rendszer – annak ellenére, hogy anatómiai – nehézkesen használható mérésekhez. Képkalkuló eljárások nélkül szinte lehetetlen a méréseket kiértékelni, mert az anatómiai pontok az ízületen belül helyezkednek el. Ráadásul vannak olyan pontok, amelyek még azzal is nehezen határozhatók meg (pl. tibiális condylusok középpontjai).

Pennock és Clark (1990) koordináta-rendszere (2.16. ábra):

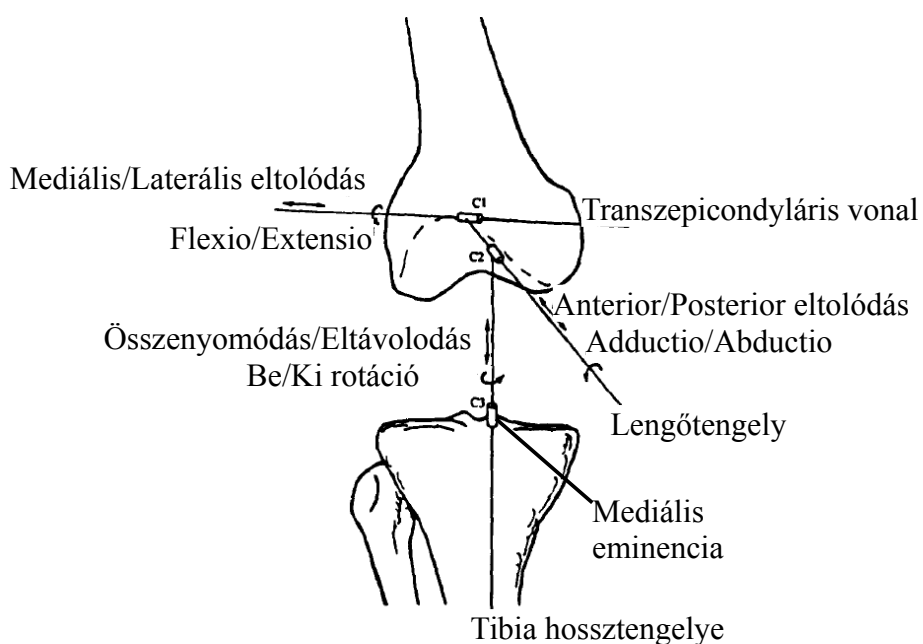


2.16. ábra: Pennock és Clark (1990) koordináta-rendszere

A femorális koordináta-rendszer origója a transepicondyláris vonal felezőpontja. Az X_F tengely iránya a transepicondyláris vonal és laterális irányítottágú. Az Y_F tengely iránya az X_F tengely egységvektorának és az origót a femurfej középpontjával összekötő vektor egységvektorának a vektoriális szorzata, azaz anterior irányba mutat. A Z_F tengely irányát az X_F és az Y_F tengelyek egységvektorainak vektoriális szorzata adja.

A tibiális koordináta-rendszer origója a tibián az intercondyláris eminencia mediális csúcsán helyezkedik el. A Z_T tengely az origón és a bokaközépponton átmenő tengely, amely proximális irányítottágú. Az X_T tengely párhuzamos a tibiális condylusok középpontjait összekötő egyenessel és merőleges a Z_T tengelyre és laterális irányítottágú. Az Y_T tengely irányát a Z_T és az X_T tengelyek egységvektorainak vektoriális szorzata adja. Ezen koordináta-rendszerek közül a femorális már egészen könnyen használható mérési szempontból, azonban a tibiális rész továbbra is nehézkesen használható.

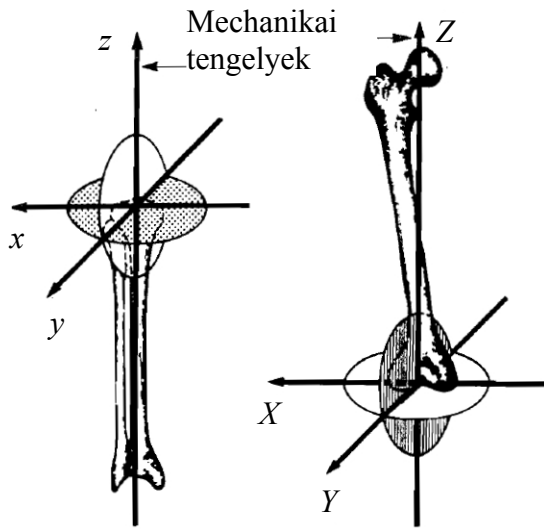
Megjegyzem még, hogy Pennock és Clark a térdízületet háromhengeres mechanizmusként (2.17. ábra), azaz nyitott kinematikai láncként modellezi. Itt az első henger tengelye (amely egyben a flexio-extensio tengelye) a transepicondyláris tengely. A harmadik henger (rotatio) tengelye a tibia hossz tengelye, míg a második henger (az adductio-abductio) tengelye a lengőtengely, amely az előbbi kettőre kölcsönösen merőleges tengely.



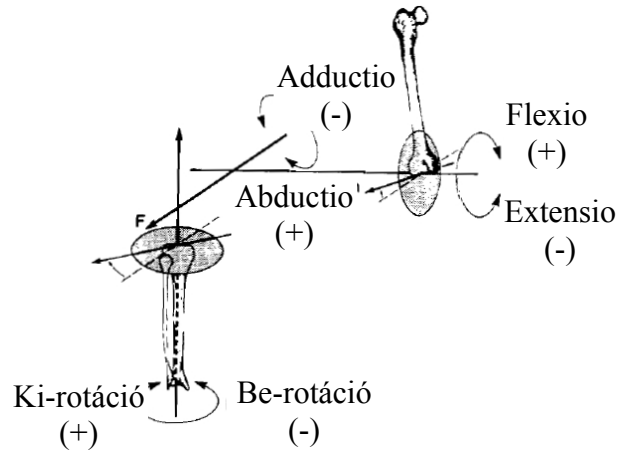
2.17. ábra: Pennock és Clark (1990) szögértelmezése

A mai kutatásoknál a használt koordináta-rendszerek többsége a Grood és Suntay-féle (Grood és Suntay, 1983) anatómiai koordináta-rendszer. Általában a szerzők (Hilal et al., 2002, Baldwin et al., 2009, Akalan et al., 2008, Bull et al., 2008, Zürcher et al., 2008, Wilson et al., 2000, Most et al., 2004, Mesfar és Shirazi-Adl, 2005, Blankevoort és Huiskes, 1996, Barrance et al., 2005, Benoit et al., 2006, Piazza és Cavanagh, 2000) ezen koordináta-rendszer valamilyen módosított változatát használják, ezért a továbbiakban ezt a koordináta-rendszert részletesebben bemutatom.

2.3.2. A leggyakrabban használt koordináta-rendszer, a Grood és Suntay-féle anatómiai koordináta-rendszer



2.18. ábra: Grood és Suntay (1983) koordináta-rendszere



2.19. ábra: Grood és Suntay (1983) ízületi koordináta-rendszere, szögértelmezése

Grood és Suntay (1983) a cikkükben nem csak anatómiai koordináta-rendszereket értelmeznek a femurhoz és a tibiához rögzítetten (2.18. ábra), hanem ezek segítségével értelmeznek egy úgynevezett *ízületi koordináta-rendszert* is (2.19. ábra), amelyben a tibia femurhoz viszonyított mozgását részben leíró három szög meghatározható.

Az anatómiai koordináta-rendszert a következőképpen vették fel. A tibián a z tengely a proximálisan a tibiaplatoon lévő két eminencia pontot, míg distálisan a két bokapontot összekötő egyenes felezőpontján megy keresztül, amely proximális irányba mutat. A két eminenciapontot összekötő egyenes felezőpontja a koordináta-rendszer origója. Az ízületi koordináta-rendszerben ez z tengely lesz az a tengely, amely körül a tibia rotatioját értelmezik. Az y tengely előre felé mutat és a tibiaplato condylusainak középpontjait összekötő egyenesre és a z tengelyre kölcsönösen merőleges. Az x tengely értelme jobbra mutat és a korábban meghatározott y és z tengelyekre kölcsönösen merőleges.

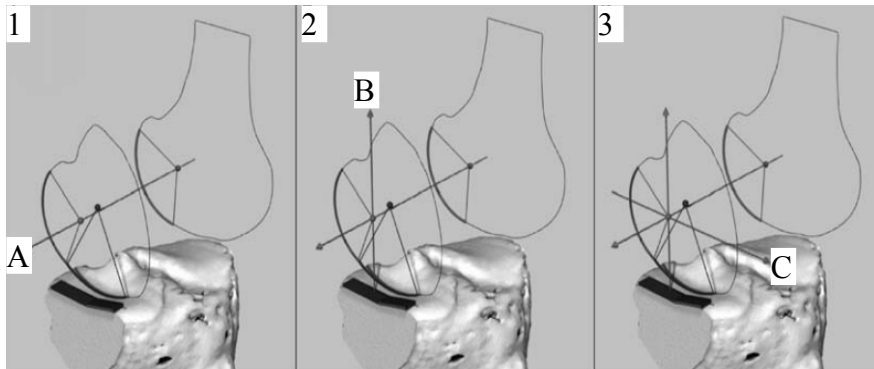
A femuron a Z tengely a femurfej középpontján és a femurcondylusok hátsó condylaris íveinek legalsó pontjait összekötő egyenes felező pontján megy keresztül és proximális irányba mutat. Ezen utóbbi pont egyben a koordináta-rendszer origója is. Az Y tengely kölcsönösen merőleges a Z tengelyre és a leghátsó condylaris pontokat összekötő egyenesre. Az Y tengely pozitív értelme előre felé mutat. Az X tengely kölcsönösen merőleges az Y és a Z tengelyekre. A *flexio-extensio*t ezen X tengely körüli szögelfordulásként értelmezik.

Az adductio-abductio-t a femorális X és a tibiális z tengelyre kölcsönösen merőleges tengely körüli szögelfordulásként értelmezik. Ezt a tengelyt lengőtengelynek (F) nevezték el. Ezen koordináta-rendszert sok kutató tekinti kiindulási alapnak a méréseik kiértékeléséhez, azonban sokan változtatnak is rajta. Ennek egyik oka, hogy olyan anatómiai pontokra épül, amelyek helyzete vagy csak képpalkotó rendszerrel meghatározható, vagy a mérés végeztével az ízületet boncolni kell. Másik oka, hogy van olyan anatómiai pont is, amely nehezen meghatározható. A következőkben megemlítek néhány módosított Grood és Suntay-féle anatómiai koordináta-rendszert.

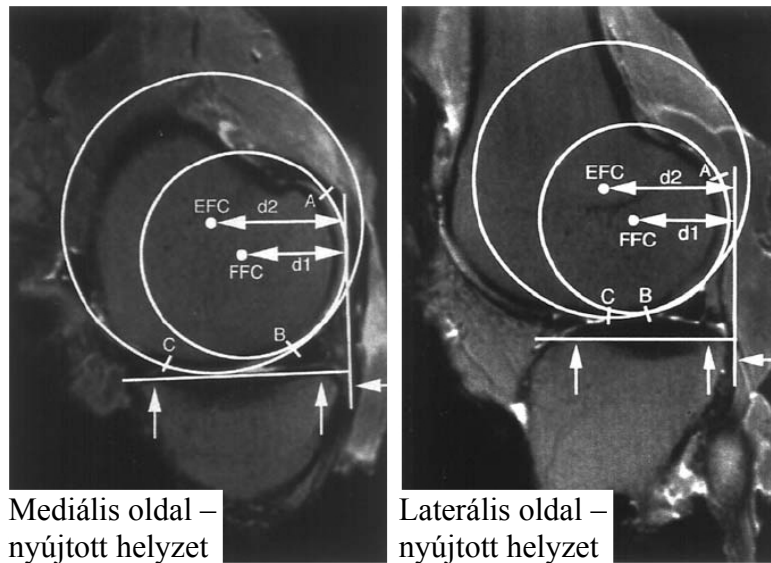
McPherson et al. (2005) koordináta-rendszerében (2.20. ábra) a legfőbb különbség, hogy az origót mediálisan és proximálisan is eltolták. A koordináta-rendszereket teljesen nyújtott térden definiálták. Az első tengely (A) a femorális condylusok hátsó részének görbületi középpontján megy keresztül. Ezeket a pontokat a továbbiakban FFC pontoknak (2.21. ábra) nevezem (Iwaki

et al., 2000). A második tengely (B) merőleges az A tengelyre és a mediális tibiális condylusra, valamint a mediális FFC ponton megy keresztül. A harmadik tengely (C) kölcsönösen merőleges az előző kettőre. Látható, hogy az *origó* a mediális FFC.

Andrónyi (2010) arra a megállapításra jutott, hogy a szakirodalomban a koordináta-rendszerek definiálására használt anatómiai pontok közül az epicondyláris pontoknál az FFC pontok helyzete pontosabban határozható meg (mind az FFC, mind az epicondyláris pontokat 10-10 mérőszemély 2-2 alkalommal jelölte meg, ebből statisztikai módszerekkel határozta meg az átlagos helyzetet és a meghatározás hibáját).



2.20. ábra: McPherson et al. (2005) koordináta-rendszere
A, B, C – a koordináta-rendszer tengelyei a szerző jelöléseivel



2.21. ábra: Az FFC pontok értelmezése (Iwaki et al., 2000)

FFC – flexion facet center – hátsó condyláris ívre illesztett kör középpontja

McPherson és mtsai gyakorlatilag egy ízületi koordináta-rendszert definiáltak, amelyben az A tengely a flexio, a B tengely a rotacio, míg a C tengely az adductio-abductio tengelye. Nulla helyzetnek a teljesen kinyújtott térdet tekintik. A koordináta-rendszer leírásából látható, hogy azt minden behajlítási helyzetben újra kell definiálni, és meghatározására csak képalkotó eljárás alkalmas. Ráadásul abnormális térd méréseire nem alkalmas, csak teljesen nyújtott helyzetben definiálható. A szerzők többsége a Grood és Suntay-féle szögértelmezést használja, ahol az ízületi-koordináta-rendszer nem derékszögű koordináta-rendszer. Így megállapíthatjuk, hogy az

ezen koordináta-rendszer használatával kapott eredmények nem hasonlíthatók össze a kutatók többségének eredményeivel.

Baldwin et al. (2009) is a Grood és Suntay-féle koordináta-rendszert használják. Kísérleteiket cadaver, resectált ízületeken végezték. Azonban a koordináta-rendszert a Kansas Knee Simulator nevű készülékbe történő rögzítés után definiálják 3D helymeghatározó rendszer segítségével. Ezen módszer hibája azonban az, hogy a használt koordináta-rendszer olyan pontokhoz is rögzül, amelyeket eltávolítottak a resectálással. Így az eredmények pontossága megkérdőjelezhető.

Akalan et al. (2008) modellvizsgálataik kiértékeléséhez a Grood és Suntay-féle koordináta-rendszert használják. Arról nem írnak, hogy ezt egy modellen hogyan veszik fel.

Bull et al. (2008) alapvetően szintén Grood és Suntay-féle koordináta-rendszert használnak. A flexio-extensio tengelyének a transepicondyláris tengelyt, míg a rotatio tengelyének a tibia hossz tengelyét használják. Az adductio-abductio tengelye ezen kettőre kölcsönösen merőleges tengely. Összesen ennyit írnak a koordináta-rendszerről. Arról nem közölnek információt, hogy a rotatio tengelyét hogyan határozzák meg egy resectált ízületen.

Hilal et al. (2002) a Grood és Suntay-féle anatómiai és ízületi koordináta-rendszerek egyik erősen módosított változatát készítették el. Ennek előnye, hogy képző eljárás igénybe vétele nélkül is használható és kellően egzakt.

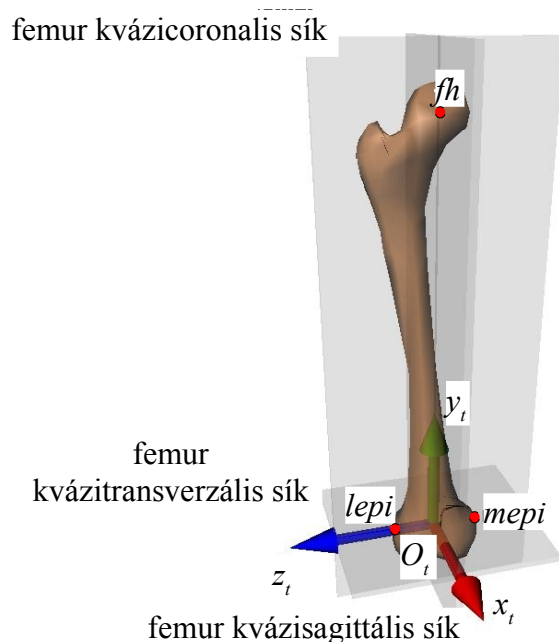
*

Méréseim kiértékeléséhez Hilal et al. (2002) ajánlása alapján felvehető anatómiai koordináta-rendszert használtam (VAKHUM projekt). Ennélfogva a továbbiakban ennek a koordináta-rendszernek az értelmezését, felvételének szabályait részletesen ismertetem a 2.3.3. alfejezetben.

2.3.3. Egy „szabványosított” koordináta-rendszer, a VAKHUM-típusú koordináta-rendszer

Az anatómiai koordináta-rendszert a femur esetében (2.22. ábra) annak három jellemző anatómiai pontja alapján lehet kijelölni. Ezek a caput femoris középpontja (fh), az epicondylus medialis ($mepi$) és lateralis ($lepi$). A koordináta-rendszer felvételének szabálya a következő:

- az anatómiai koordináta-rendszer origója (O_i) az epicondylus medialis és lateralis összekötő egyenes felezőpontja,
- a koordináta-rendszer y_i tengelye az origót a caput fibulae középpontjával összekötő egyenes úgy, hogy a tengely pozitív értelme a proximális irányban mutat,
- a koordináta-rendszer x_i tengelye a három anatómiai pont által meghatározott síkra (kvázicoronális) merőleges irány úgy, hogy a tengely pozitív értelme anterior irányba mutat,
- a koordináta-rendszer z_i tengelye az előző két tengelyre kölcsönösen merőleges irány úgy, hogy a tengely pozitív értelme jobbra mutat.

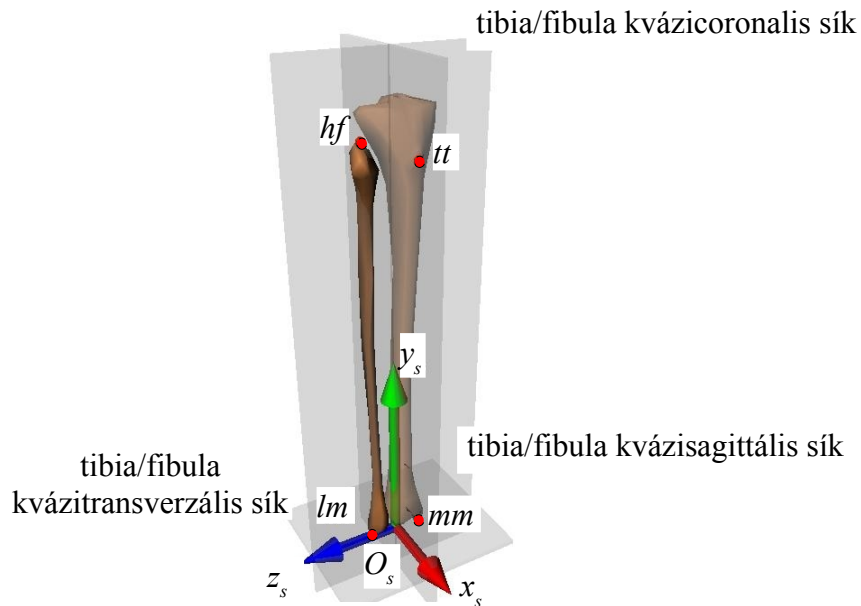


2.22. ábra: Femur anatómiai koordináta-rendszere (Hilal et al., 2002)

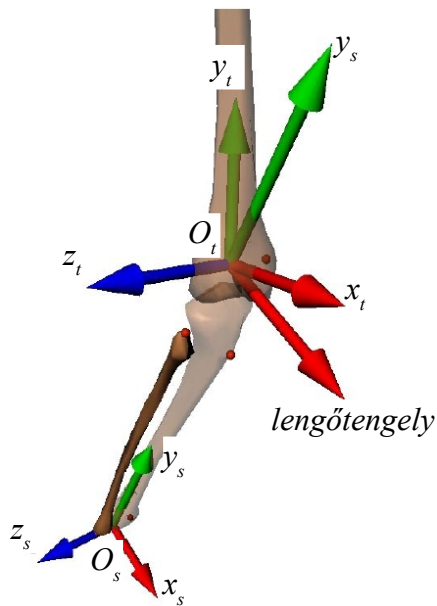
fh – Caput femoris középpontja; $mepi$ – Epicondylus medialis; $lepi$ – Epicondylus lateralis

A tibia esetében az anatómiai koordináta-rendszert annak négy jellemző anatómiai pontja alapján lehet kijelölni. Ezen anatómiai pontok a caput fibulae (hf), a tuberositas tibiae (tt), valamint a malleolus medialis (mm) és lateralis (lm). A tibia esetén a koordináta-rendszer kijelölésének szabálya a következő (2.23. ábra):

- az anatómiai koordináta-rendszer origója (O_s) a malleolus medialis és lateralis összekötő egyenes felezőpontja,
- a koordináta-rendszer y_s tengelye a tibia kvázicoronális (a malleolus medialis és lateralis valamint a caput fibulae által alkotott sík) és kvázisagittális (az előzőre merőleges sík úgy, hogy tartalmazza a tuberositas tibiae-t és az O_s pontot is) síkjának metszévonalára adja úgy, hogy a tengely pozitív értelme proximalis irányba mutat,
- a koordináta-rendszer x_s tengelye a tibia kvázicoronális síkjára merőleges tengely, értelme anterior irányban pozitív,
- a z_s tengely az előző kettő tengelyre kölcsönösen merőleges tengely, melynek pozitív értelme jobbra mutat.



2.23. ábra: Tibia anatómiai koordináta-rendszere (Hilal et al., 2002)
hf – Caput fibulae; *tt* – Tuberositas tibiae; *lm* – Malleolus lateralis; *mm* – Malleolus medialis



2.24. ábra: VAKHUM ízületi koordináta-rendszer (Hilal et al., 2002)
 z_t – flexio-extensio tengelye; y_s – rotatio tengelye; *lengőtengely* – adductio-abductio tengelye

Hilal et al. (2002) a tibia femurhoz viszonyított helyzetét a 2.24. ábrán látható ízületi koordináta-rendszerben írják le. Itt a flexio-extensio tengelye a femorális z_t tengely, a rotatio tengelye a tibiális y_s tengely, míg az adductio-abductio tengelye az előbbi két koordináta-tengelyre merőleges (*lengő*) tengely. A koordináta-rendszer origója az O_t pont. A három elmozdulást szintén ezen három tengely mentén definiálták.

Felismerték, hogy az anatómiai pontok egyszerűen meghatározhatók (Cappello et al., 1997, Capozzo et al., 1995) abban az esetben, amikor az anatómiai pontok közvetlenül a bőrszövet alatt

vannak. Azonban arra a kérdésre, hogy a *caput femorale* középpontját hogyan határozzák meg, nem adtak egyértelmű és pontos meghatározási módot (Leardini et al., 1999). Cikkükben élő személyeken alkalmaztak *közelítő* módszert ezen anatómiai pont helyének meghatározására, azonban cadaver térd esetén nem.

2.4. Rotatio-flexio vizsgálatok módszerei

A térdízület mozgásainak leírása érdekében *in vivo*, és *in vitro* vizsgálatokat alkalmaznak a kutatók. Bizonyos esetekben *analitikus vizsgálatokat* végeznek, amelyekhez bemenő paraméterként, vagy kontroll adatként szolgálnak az előbbieken elvégzett vizsgálatok.

In vivo esetben, azaz élő személyeken történő méréseknél, a vizsgálat céljának megfelelően alakítanak ki mérési módszereket, mérőrendszereket. Egyes esetekben, főleg rehabilitációval foglalkozó kutatásoknál célkészüléket építenek (Nagai et al., 2012). Ha a kutatás általánosabb, akkor a vizsgált személy ízületéről valamilyen képpalkotó eljárással (Komistek et al., 2003) felvételeket készítenek több pozícióban is, majd ezek adatait elemezve vonnak le következtetéseket a létrejövő mozgásokkal kapcsolatban. Egy másik módja annak, hogy élő embereken mozgásvizsgálatokat végezzenek az, hogy valamilyen térbeli helymeghatározó rendszerrel [ultrahangos (Knoll et al., 2002, Knoll et al., 2003) vagy optikai (Testa et al., 2012)] rögzítik a mozgás közben létrejövő elmozdulásokat. Ezek adatait értékelve határozzák meg a kinematikai jellemzőket.

In vitro vizsgálatokhoz cadaver térdízületeket használnak. Általában ezeket resectálják és valamilyen készülékbe (Walker et al., 2011) rögzítik. A készülékkel valamilyen mozgásformát modelleznek, majd a begyűjtött elmozdulás adatokból határoznak meg mozgásjellemzőket. Ekkor általában a készülékbe van beépítve az a többnyire térbeli helymeghatározó rendszer (Blaha et al., 2003), amely által szolgáltatott adatokból számíthatók a mozgás kinematikai jellemzői.

2.4.1. In vivo vizsgálatok

In vivo vizsgálatokat a vizsgálatok céljától függően egészséges (Knoll et al., 2002, Krosshaug és Bahr, 2005), sérült (Knoll et al., 2002) vagy operált (Longstaff et al., 2009, Liu et al., 2009) ízületű személyeken végeznek. Összehasonlító mérések esetén beteg vagy operált ízületű személyek kontrollcsoportjaként szolgálnak egészséges személyek. Esetenként azonos személy sérült ízületének kontrolljaként saját másik egészséges térdízülete szolgálhat (Knoll et al., 2002).

A vizsgálatok többféle mozgást elemeznek ilyen pl. az egyszerű séta (Thambyah et al., 2005, Schwartz és Rozumalski, 2005, Yuen és Orendurff, 2006, Stief et al., 2014, Knoll et al., 2002), de sok más sokkal aktívabb mozgást is elemeznek. Ezek lehetnek pl. ugrás (Krosshaug és Bahr, 2005, Jacobs et al., 1996), futás (Gunther és Blickhan, 2002, Jacobs et al., 1996), de ezen kívül lehet még leülés (Robinovitch et al., 2000, Komistek et al., 2003), szaltó (Mathiyakom et al., 2006), de van még biciklizés (Raasch et al., 1997), térdkinyújtás, lábnyomás, guggolás (Zheng et al., 1998). A vizsgálatok egy része adatgyűjtésre szolgál, amely során különböző mérési eljárásokkal általában kinematikai és kinetikai adatokat gyűjtenek egy analitikai eljárás alkalmazásához (Thambyah et al., 2005). A vizsgálatok másik része ezen analitikai eljárásokkal létrehozott számítási eredmények ellenőrzésére szolgál (Gunther és Blickhan, 2002). De mindezekon kívül van olyan eset is, amely célja egy mérési eljárás kalibrálása (Krosshaug és Bahr, 2005, Knoll et al., 2003).

In vivo vizsgálatok az összehasonlító mérések (Knoll et al., 2002) végzésére a legalkalmasabbak. Amennyiben viszont csupán a két, térdízületet alkotó fő csont egymáshoz viszonyított mozgását szeretnénk önmagában vizsgálni, azaz a térdízület kinematikai jellemzőit meghatározni, akkor célszerűbbé válnak az *in vitro* eljárások. Ennek oka, hogy a képpalkotó eljárásokkal többnyire statikus

helyzetekben lehet vizsgálatokat végezni, míg mozgások vizsgálatát leginkább a helymeghatározó rendszerekkel történő mérések teszik lehetővé. Képkalkotó eljárások önmagukban nem alkalmasak mozgásvizsgálatokra (Komistek et al., 2005, Barrance et al., 2005). Viszont a helymeghatározó rendszerek csupán a bőrre felhelyezett jeladók mozgását érzékelik (Knoll et al., 2002, Kiss et al., 2004, Komistek et al., 2005), nem a csontok mozgását. Mégis úgy értelmezik a vizsgált mozgást, mintha a test-szegmentumok merev testek lennének (Komistek et al., 2005). Ekkor ugyanis a bőrön bejelölt, azonban a csonton lévő anatómiai pontokról azt feltételezik, hogy helyük változatlan marad a csonthoz viszonyítva. Valójában a bőrön bejelölt pont az anatómiai ponthoz viszonyítva a láb mozgása közben elmozdul (Leardini et al., 2005, Manal et al., 2000, Ramsey és Wretenberg, 1999). Reinschmidt et al. (1997) szerint ezen elmozdulás mértéke nagyban személyfüggő. Így in vivo eljárások esetében nem lehet számszerűsíteni a kapott eredményekben a lágy szövetek mozgását a csontszövethez viszonyítva. Az említett problémát kerülendő régebben végeztek kutatásokat élő emberek csontjaiba rögzített tüskék mozgásának képkalkotó rendszerrel történő vizsgálatával (Levens et al., 1948, Ishii et al., 1997). Mára ilyen és az ehhez hasonló vizsgálatokat ritkán végeznek elsősorban orvostikai problémák miatt. Ezen kívül Ramsey et al. (2003) szerint annak ellenére, hogy az eljárás hatékony nagy a komplikáció veszélye.

A fentebb felsorolt indokok miatt a térdízület mozgásának leírására irányuló kísérleteim során az élő emberes méréseket kizártam a lehetséges vizsgálati módszerek közül.

2.4.2. In vitro vizsgálatok

In vitro mérések során statikus, kvázistatikus és dinamikus vizsgálatokat is lehet végezni (Hollister et al., 1993, Lerner et al., 2003, Farahmand et al., 2004, Robinson et al., 2005, Ostermeier et al., 2004, Meyer és Haut, 2005, Walker et al., 2011, Blaha et al., 2003, Krackow et al., 1999, Baldwin et al., 2009). Itt a mérésekhez különféle kísérleti berendezéseket építenek, attól függően, hogy mi a kísérlet célja. Az in vitro vizsgálatok célja lehet a térdízületet alkotó csontok vagy szalagok szilárdsági vizsgálata (Robinson et al., 2005, Olah et al., 2006), valamilyen mozgás során a mozgásjellemzők meghatározása (Blaha et al., 2003), az ízületekben vagy a kapcsolódó izmokban, szalagokban keletkező erők mérése, a patella stabilitásának elemzése (Farahmand et al., 2004), stb.

Az in vitro vizsgálatoknak nagy jelentősége lehet a térdmozgások meghatározása során, mert ebben az esetben az orvostikai szabályok megtartása mellett tetszőleges beavatkozás elvégezhető a kísérletek végrehajtása során, a térdízület resectálható is. A csontokba jeladók, markerek helyezhetők (Blaha et al., 2003), az ízületi tok, szalagok tetszőleges módon átvághatók, az ízületbe protézis építhető. Ebből is látható, hogy ebben az esetben a lehetőségek tárháza gazdag. Közvetlenül a csontok mozgása mérhető, mindenfajta sérülés, és az ízületet felépítő elemek mozgásra gyakorolt hatása vizsgálható, ezért ezt tekintem a legjobb kísérleti modellnek.

In vitro vizsgálatok esetén a kísérletekhez használt cadaver ízületek általában vegyes korosztályú személyekből származnak. Azonban az ízületek egészségességét (Blaha et al., 2003) szemrevételezéssel, vagy valamilyen képkalkotó eljárással ellenőrzik.

A kísérletek során az ízületeket a testből resectálják és előkészítik a vizsgálatokhoz. Ekkor rendszerint eltávolítják a bőrt és a zsírszövetet, valamint az izmok nagy részét. Ugyanakkor az ízületi tokot, és az ízületet körülvevő szalagokat sértetlenül hagyják (Blaha et al., 2003). Ezután a kísérletek céljának megfelelő készülékbe rögzítik.

A mozgásvizsgálatokhoz szükséges berendezéseket, készülékeket úgy próbálják kialakítani, hogy a lehető legtöbb elmozdulási lehetőséget hagyjanak az ízületnek. A készülékek legnagyobb hiányossága, ha az nem teszi lehetővé a teljesen kényszerítetlen mozgást. A legnagyobb probléma ezen vizsgálatok során a valós anatómiai terhelések és a valós anatómiai helyzet biztosítás, mo-

dellezése. Lényeges, hogy ne a készülék hozza létre a mozgást. Abban az esetben ugyanis a nem pontosan ismert mozgásjellemzőknek a kutatók által történő vezérlése a térdízület kényszerített mozgásához vezet. Fontos az, hogy a mozgást és a mozgásjellemzőket maga az ízület vezérelje, és korlátozza.

2.4.3. Analitikus, numerikus és összetett vizsgálatok

A számítástechnika fejlődésével egyre több analitikus és numerikus modell is megjelenik a vizsgálatokban. Ekkor jellemzően valamilyen végeselemes (Moglo és Shirazi-Adl, 2005, Baldwin et al., 2009, Blankevoort és Huiskes, 1996) vagy mechanizmus (Akalan et al., 2008, Wilson et al., 1998) modellt alakítanak ki. A modellek paramétereit vagy a szakirodalom alapján (Moglo és Shirazi-Adl, 2005), vagy saját vizsgálataik alapján (Fekete et al., 2014) állítják be. A modellek leggyakrabban előforduló problémái, hogy jelentős közelítéseket tartalmaznak, és az hogy a beállított paraméterek értéke bizonytalan. Közelítések és bizonytalanságok például a következők lehetnek:

- a felületek alakja,
- az érintkezési pontok definiálása,
- a modellezett elemek anyagjellemzői,
- a súrlódás,
- a geometriai méretek (pl. szalagok tapadási helye),
- a koordináta-rendszerek kijelölése.

A felületek alakjában például jelentős közelítést tesznek Wilson et al. (1998), akik a tibiális condylust síkkal, míg a femorálist gömbbel közelítik, annak ellenére, hogy ezek befolyásolják legjobban a kialakuló kinematikai jellemzőket. Esetenként elkövetik azt a hibát, hogy a tibiát és a femurt merev testként modellezik (Wilson et al., 1998), ahol az érintkezés pontszerű. Mások rugalmasnak modellezik a felületeket (Moglo és Shirazi-Adl, 2005), de azt nem lehet tudni, hogy az anyagjellemzők értékeit mi alapján állapítják meg. Jellemzően az ízületi elemek közötti súrlódást figyelmen kívül hagyják (Blankevoort és Huiskes, 1996), vagy legalábbis nem is említik a szerepét. Wilson et al. (1998) szerint a meniscus, a lateralis oldalszalag és az ízületi tok szerepe a behajlítás során elhanyagolható, így azt a modelltől ki is hagyják. Vagyis annak korlátozó szerepét sem modellezik.

Tekintettel arra, hogy vizsgálataim az egészséges emberi térd kinematikai modelljére irányulnak, ezért a numerikus eljárások alkalmazása esetemben szükségtelen. A kinematikai modell felállítás után lehet lesz célszerű numerikus módszerek alkalmazása.

*

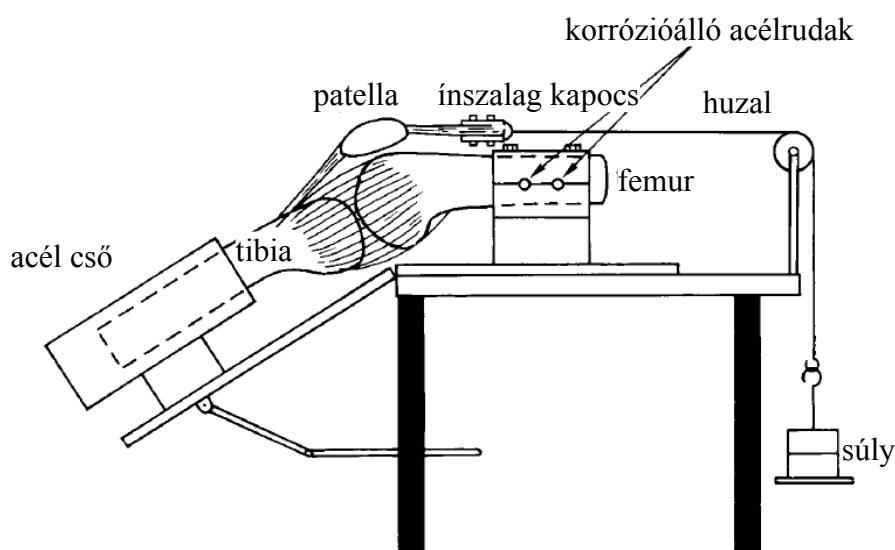
Az előzőek szerint vizsgálataim elsősorban in vitro jellegűek, ott pedig a mindenhol alkalmazandó készülék szerepe jelentős, a továbbiakban az irodalomban alkalmazott készülékeket mutatom be.

2.5. Készülékek

Amennyiben a kísérletekben a térdízületre az adott mozgásforma esetén működő izmokat is modellezik, a létrejövő térdmozgás *aktív*, ellentétes esetben *passzív* a térdmozgás.

Az in vitro kísérletek által szolgáltatott adatokból számított kinematikai jellemzők mértékét nagyban befolyásolja, hogy az adott kísérletet milyen készülékkel végezték. Ezen kívül azonban fontos a kísérlet módszerének, a kísérleti beállításoknak a pontos ismerete is. Ezért a továbbiakban ismertetek néhány szabványosított, több kutatócsoport által is használt készüléket, és néhány egyedi fejlesztésűt is. Itt bemutatom a készüléket, a vizsgálatok célját és a vizsgálatok módszerét is. A bemutatott készülékekkel elvégzett kísérletek eredményeit az 2.6. alfejezetben ismertetem.

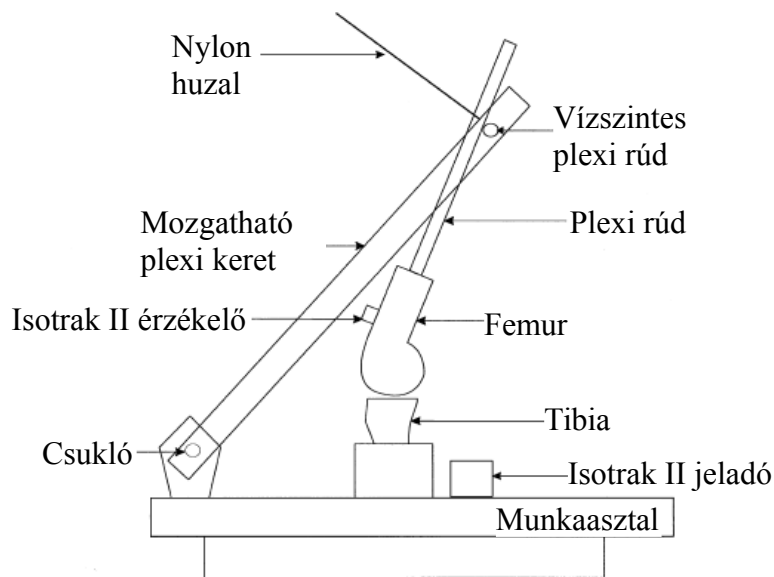
Takeuchi et al. (1999) vizsgálatának célja a patella-ínszalag szögének, a patello-femorális érintkezési felület nagyságának és az itt fellépő kényszererőnek a meghatározása. A vizsgálatokhoz cadaver térdízületet használtak. A kísérletekhez egy olyan készüléket építettek (2.25. ábra), amelynek fix talpzatába a femurt mereven rögzítették. A tibia a csuklóval a talpzathoz csatlakozó laphoz rögzül. Itt a lapra egy csövet rögzítettek, amelyben a tibia szabadon mozoghatott. A patella ínszalagjához egy kapcsan keresztül súlyt rögzítettek, így modellezték a m. quadriceps femoris működését. Az ízületet behajlították, majd meghatározták a fenti mennyiségeket a flexio-extensio függvényében. Igaz, hogy elsősorban nem a kinematika meghatározása volt a céljuk, azonban a készülék nem teszi lehetővé a térdízület szabad mozgását, ennek megfelelően a vizsgált kényszererő-rendszer sem a valóságnak megfelelő.



2.25. ábra: Takeuchi et al. (1999) készüléke

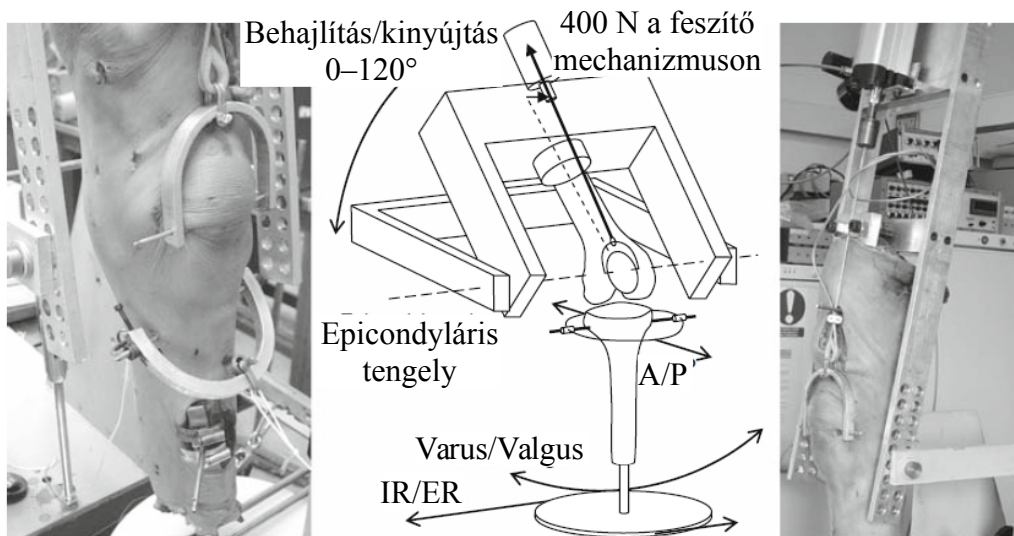
Wilson et al. (2000) kutatásának célja, annak bizonyítása, hogy az ízület minden mozgásjellemzője felírható a behajlítás függvényében, és a behajlítás folyamán a térdízület rotatioja befelé történik. Az ehhez épített készülék (2.26. ábra) passzív térdmozgást hoz létre, az ízületre ható erőket nem modellezték.

Wilson et al. (2000) a resectált térdízület tibiáját az épített készülék munkaasztalára mereven rögzítették (2.26. ábra). A femurba rudat cementáltak, amely egy mozgatókeret vízszintes rúdja támaszkodott. A mozgatókeret a munkaasztalon egy csap körül el tudott fordulni. Így a térdízület passzívan, teljesen szabadon tudott mozogni. A femur tibiához viszonyított elmozdulását 3D elektromágneses mozgáskövető rendszerrel rögzítették. A csontokba referencia markereket rögzítettek, amelyek segítségével még resectálás előtt meghatározták az anatómiai pontok helyét, így a Grood és Suntay-féle anatómiai koordináta-rendszert használhatták a mérések kiértékeléséhez. A készülék nagy problémája, hogy csak passzív térdmozgást modellez, amely a valóságban nem létezik. A 2.6. alfejezetben bemutatom, hogy az aktív és a passzív térdmozgás kinematikája eltérő, így ezen készülékkel kapott eredmények nem tekinthetők mérvadónak.



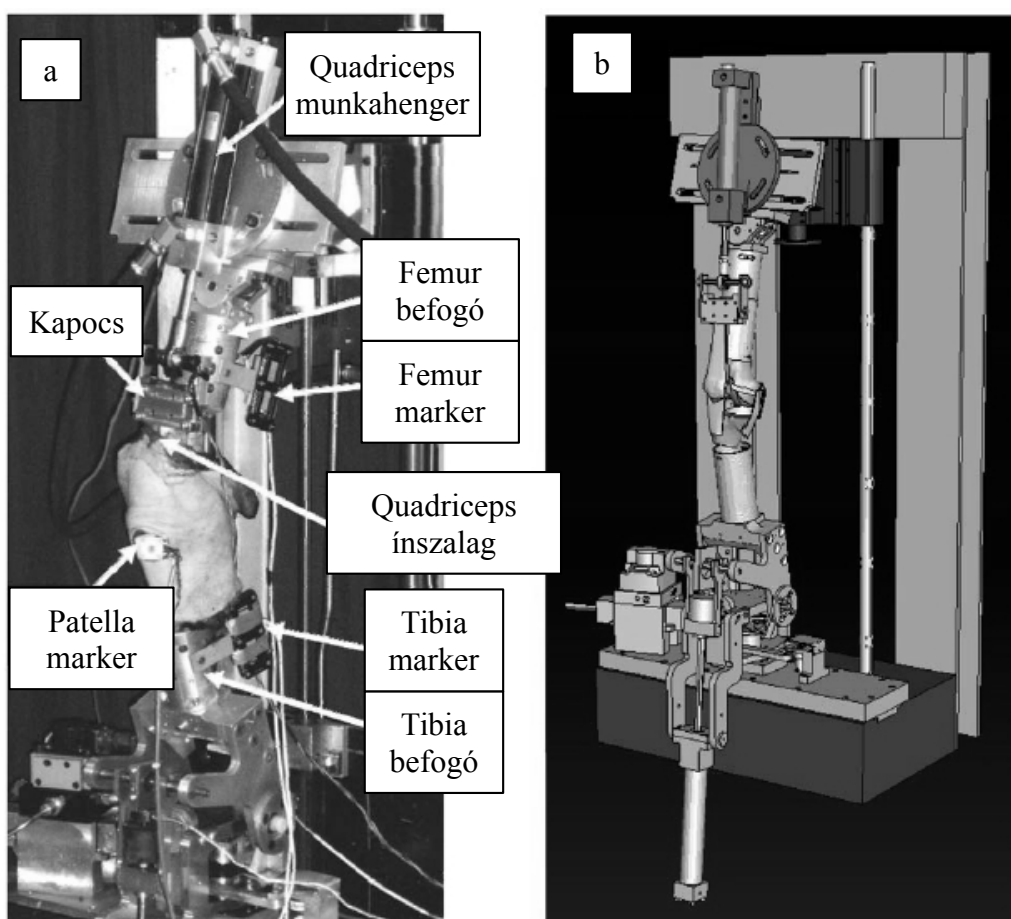
2.26. ábra: Wilson et al. (2000) készüléke

Bull et al. (2008) kísérleteikkel azt vizsgálták, hogy a térdízület mozgása hogyan változik meg térdprotézis beépítése után. Ehhez cadaver térdízületen végeztek vizsgálatokat az 2.27. ábrán látható készüléken, különböző terhelési feltételek mellett. A kísérleteket megismételték teljes térdprotézis beépítés után is. A tibia helyzetét Stryker helymeghatározó rendszerrel rögzítették. Ehhez a rendszer jeladóit a femurba és a tibiába, az ízületi középvonaltól 15 cm-re rögzítették. Még resectálás előtt a femurfej középpontjának és a bokapontoknak a helyét megmérték. A készülék kényszerítetlen mozgást tesz lehetővé, így a készülék tengelyének és a flexio-extensio tengelyének nem kell egybeesnie. A mozgatót a függőleges síkban végezték. A patellához rögzített zsinegen keresztül egy pneumatikus munkahenger segítségével vittek fel terhelést az ízületre.



2.27. ábra: Bull et al. (2008) készüléke

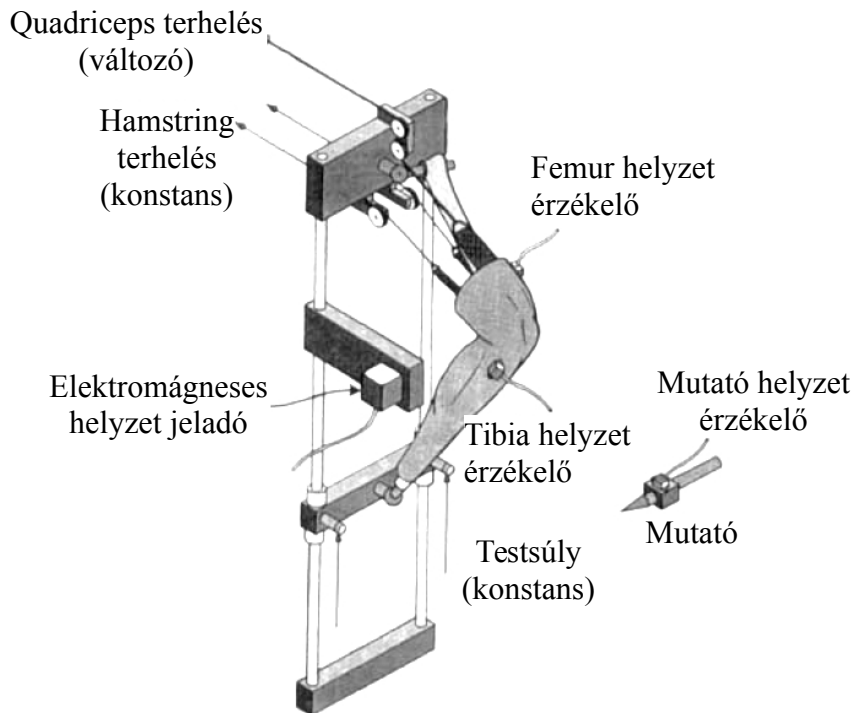
Baldwin et al. (2009) cadaver ízületeken végeztek vizsgálatokat az 2.28. ábrán látható Kansas Knee Simulátorral. Céljuk az általuk felállított számítógépes modell által szolgáltatott kinematikai adatok és a cadaver ízületen végzett mérések kinematikai adatainak összehasonlítása, vagyis a numerikus modell érvényességének meghatározása. A gép öt szabadságfokú, vagyis a behajlítás van csak vezérelve, a többi jellemző ennek függvényeként jön létre. A resectált csontokat alumínium foglalatba rögzítették cementtel, majd az ízületet ezek segítségével a készülékbe fogták. Az izmokban keletkező erőket munkahengerek segítségével modellezték, amelyeket rögzítőfülek segítségével az ínshalagokhoz kapcsoltak. Mozgás tekintetében a guggolást modellezték. Optotrack 3D elnevezésű térbeli helymeghatározó rendszer segítségével mérték az elmozdulásokat. A rendszer jeladóit a tibia és a femur foglataira, valamint a patellára rögzítették. Majd az anatómiai pontok helyzetét is megmérték a Grood és Suntay-féle anatómiai koordináta-rendszer felvételéhez. Arról nem írnak, hogy a resectált anatómiai pontokat hogyan vették figyelembe. A méréseket megismételték azután is, hogy az ízületekbe protézist rögzítettek. Ez a készülék is modern vezérlési módszerrel rendelkezik, lehetővé teszi a térdízület szabad mozgását. A vizsgálatok céljának megfelelő. Azonban ennek is hátránya, hogy helyhez kötött, és képkoptó eljárással együtt nem használható.



2.28. ábra: A Kansas Knee Simulator (Baldwin et al., 2009)

Churchill et al. (1998) a kísérleteik során cadaver ízületeken hajtottak végre méréseket. Céljuk, hogy guggolás modellezése esetén összehasonlítsák az „optimális” flexio-extensio tengelyre vonatkozó modellvizsgálataikat a valós mérési eredményekkel és hogy ez a tengely valóban a transpicondylaris tengely-e. Ehhez a cadaver ízületeket az 2.29. ábrán látható készülékbe rögzítet-

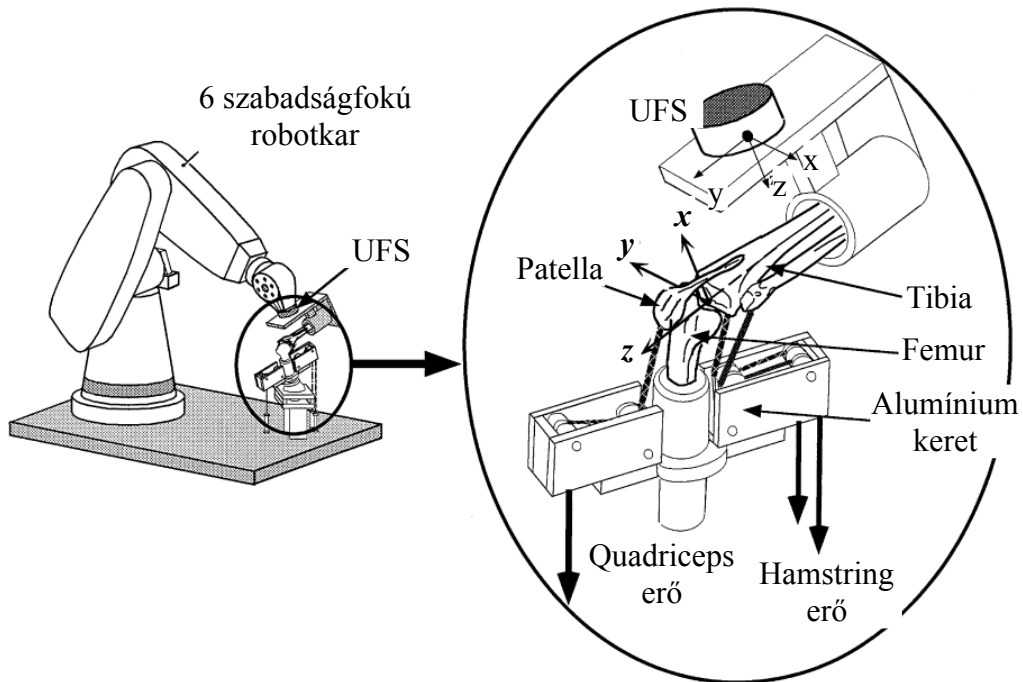
ték (Ehhez hasonló kísérleti berendezést használt Varadarajan et al. (2009) is – *Oxford Knee Rig (OKR)*). Állandó súly-, m. biceps femoris és m. semimembranosus izomerőt biztosítottak. A térd behajlítását a m. quadriceps femoris izomerő elektromotorral történő változtatásával hozták létre. A resectált csontokba cementtel rudakat erősítettek, amelyeket a készülék csípő- és bokapontjához rögzítettek. Ezek gömbcsuklók, amelyek anatómiailag helyesen voltak elhelyezve. A csípő helyzete fix, míg a boka függőlegesen elmozdulhatott. A tibia és a femur helyzetét mozgás közben Flock of Birds típusú elektromágneses helymeghatározó rendszerrel rögzítették. Mutatópálcával rögzítették az anatómiai pontok helyét (epicondylus medialis és epicondylus lateralis).



2.29. ábra: Churchill et al. (1998) készüléke

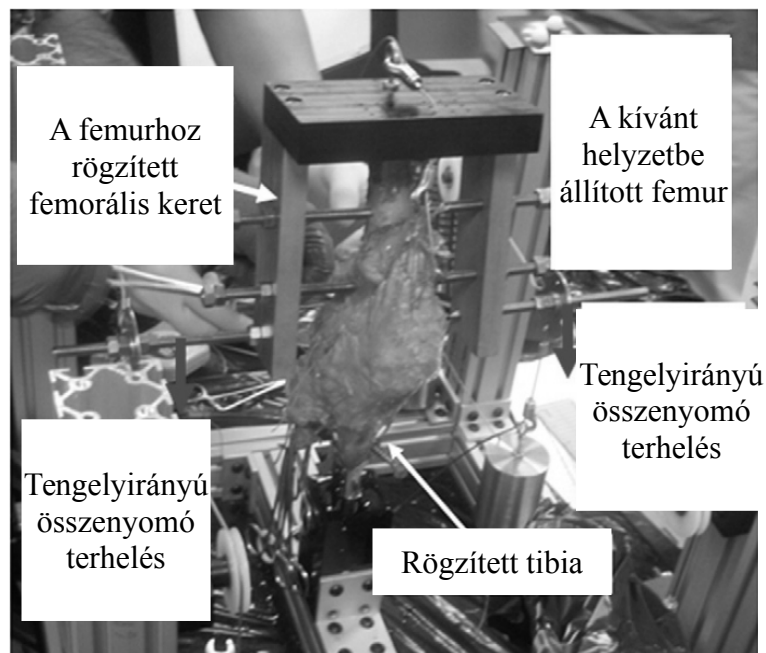
Li et al. (1999) kísérletei arra irányultak, hogy az ízületre ható terhelések változása hogyan befolyásolja a térd kinematikáját és a szalagokban keletkező erőket. Az ehhez használt készülék (2.30. ábra) talapzatára mereven rögzítették a resectált femurt. Kísérleteiben Varadarajan et al. (2009), Most (2000) és Most et al. (2004) is ezt a berendezést (*Robotic Knee Testing System – RKTS*) használták. A tibiát egy hat szabadságfokú robot manipulátor karjához rögzítették. A m. quadriceps femoris, a m. biceps femoris és m. semimembranosusban keletkező erőket az 2.30. ábrán látható módon modellezték. A rendszer elmozdulás- és erővezérlésre is alkalmas. Erővezérlés esetén minden behajlítási pozíciónál megkereste a manipulátorkar a maradék öt helyzetjellemezőt az alapján, hogy mely pozícióban mér a kapcsolódó erősenzor minimális erőt és nyomatékot.

Az 2.27., 2.28., 2.29. és 2.30. ábrán látható készülékről általánosságban elmondhatjuk, hogy a szerzők által kitűzött célnak megfelelnek. A készülékek alkalmazhatósági területét nem lehet bővíteni annak kialakítása miatt. A készülékek helyhez kötöttsége is korlátot jelent. Azok csak helymeghatározó rendszerekkel használhatók.



2.30. ábra: A Robotic Knee Testing System (Li et al., 1999)

Walker et al. (2011) cadaver térdízületeken végeztek kísérleti vizsgálatokat a 2.31. ábrán látható készüléssel. A vizsgálatok célja azon koordináta-rendszer megkeresése, amelyikkel legjobban összehasonlítható az egészséges és a beépített térdprotézissel rendelkező térdeken végzett mérések eredményei. A resectált csontokba referencia pontokat helyeztek el. Walker et al. (2011) megjelölték a epicondylus lateralist és medialist, és a femurra egy keretet rögzítettek. Ezután az ízületet rögzítették a készülékbe. A készülék alkalmas terhelések modellezésére. Az ízület behajlítását a m.



2.31. ábra: Walker et al. (2011) készüléke

quadriceps femoris ínszalag hosszváltoztatásával érték el. Ez a szalag a femorális kerethez rögzült. A csontok helyzetét MicroScribe rendszerrel mérték. *A készülék folyamatos mérésre nem alkalmas.* Minden referenciapont helyét a beállított szöghelyzetben újra meg kellett mérni.

Összefoglalóan a következő megállapítások tehetők:

Takeuchi et al. (1999) készüléke nem teszi lehetővé a tibiának az adductio-abductio, valamint a sagittális síkra merőleges mozgását, így a fellépő kényszererők változása által a többi jellemző is változik. Ennek megfelelően a kapott eredmények fenntartással kezelendők.

A terhelésfelvitelkor keletkező járulékos erő (súrlódás) kényszerként hat, így a valós kinematikát, ha minimális mértékben is, de torzítja (Wilson et al., 2000). A készülékek egy része csak passzív térdmozgások szimulálására alkalmas, az izomerek hatását nem tudják modellezni (Wilson et al., 2000), ugyanakkor a valóságban aktív térdmozgások vannak, amelyek kinematikája eltérő.

Patel et al. (2004) készüléke in vivo mérésekre készült, amelyeket MRI berendezésben végeztek. Így az, valamint Walker et al. (2011) készüléke csak diszkrét helyzetekhez tartozó mozgásjellemzők felvételére alkalmas, folyamatos mozgás mérésére nem. Csak a szimulált térdízület (protézis) mozgásának vizsgálatára alkalmas DesJardins et al. (2000) készüléke.

Egyes készülékek (Wilson et al., 2000, Bull et al., 2008, KSS, RKTS, OKR) valóban lehetővé teszik a térdízület hat szabadságfokú mozgását, azonban csak mozgásvizsgálatra alkalmazható a felhasznált anyagok, és a méretek miatt, de MRI vizsgálatokra nem. Általánosságban elmondható, hogy a készülékek (OKR, RKTS, KKS) kialakítása bonyolult. A készülékek közül több is léptetőmotorokkal, vagy munkahengerekkel viszi fel a terhelést az ízületre (OKR, RKTS, KKS). Ezek valóban korszerű terhelési, szabályozási megoldások, azonban ezek beépítésével a készülék szállítása egyrészt nehézkessé válik, másrészt ezáltal alkalmatlanná válik mágneses térben történő használatra, annak ellenére, hogy a váz esetlegesen nem mágnesezhető anyagból készült. Ugyanakkor ezen helyhez kötött készülékek hátránya az, hogy a boncolás helyszínére szállítani nem lehet. Ennek megfelelően a resectálás során eltávolításra kerülő anatómia pontok kezelése nem megoldható, vagy ahhoz egyéb mérési módszer kidolgozása és alkalmazása szükséges.

*

Kutatócsoportunk nem csak a térdmozgás kinematikáját vizsgálja, hanem a térden belüli csúszás és gördülés viszonyait és a protézisek minősítését is. A lokális mozgásvizonyok témaköréből folyóiratcikk és értekezés is született (Fekete, 2013, Fekete et al., 2014). Ennek megfelelően fontos, hogy az általunk használt készülék többcélúan alkalmazható, továbbfejleszhető, mobilis legyen.

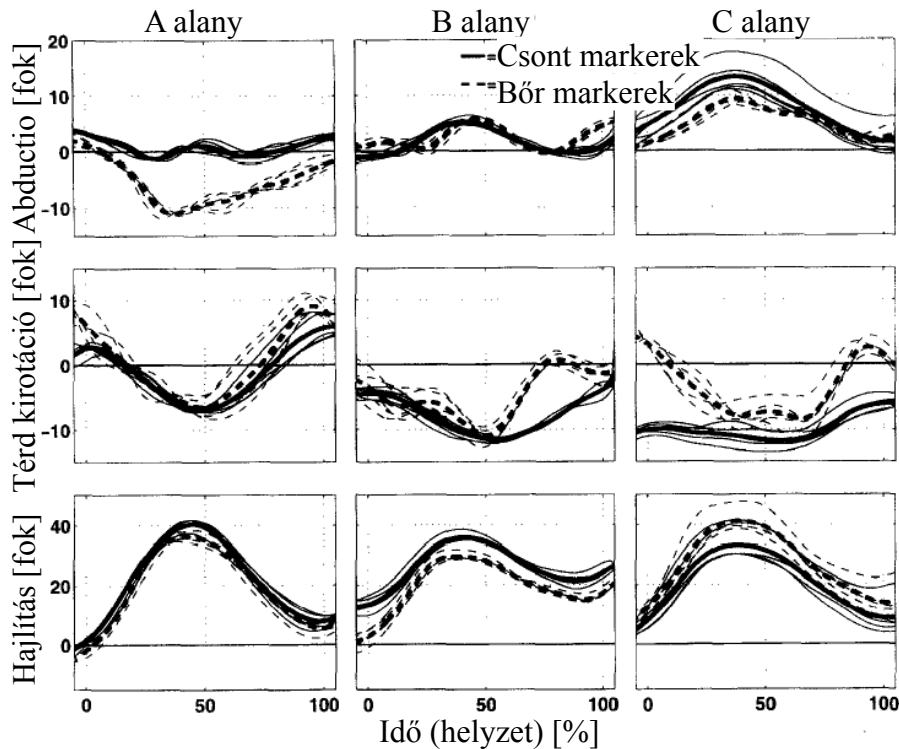
2.6. Mérési eredmények értékelési módszerei

2.6.1. In vivo mérési eredmények

Reinschmidt et al. (1997) in vivo kísérleteket végeztek. A kísérletekhez a három alany csontjaiba pálcákat rögzítettek. Erre, és a bőrré a szabványosított helyekre markereket helyeztek. A marker mozgását az alany futó mozgása közben három nagy sebességű szinkronizált kamerával rögzítették. Álló helyzetben felvették a femorra és tibiára az anatómiai koordináta-rendszert. Mind a bőrre, mind a csonthoz rögzített markerekhez ugyanazt az anatómiai koordináta-rendszert rögzítették. A mozgást leíró szögeket a Grood és Suntay-féle szögértelmezés szerint számították transzformációs mátrixok segítségével. Megállapították, hogy a bőrre rögzített markerekkel végzett kiértékelés szignifikáns eltérést mutat a csontokhoz rögzítettethez viszonyítva (2.32. ábra). Ennek hatása a flexio-extensio szögére a legkisebb, azonban az átlagos maximális eltérés itt is 30%

volt. A többi jellemző esetében ez sokkal nagyobb, 100% feletti. Ezen jellemzők eltérése személyenként is jelentős különbségeket mutat.

Reinschmidt et al. (1997) eredményeiből levonható az a következtetés, hogy a *bőrre rögzített markerekkel végzett kísérletekben a bőr mozgásából származó hiba mértéke nem általánosítható és nem számszerűsíthető a kinematikai jellemzőkön belül*. Ezen irodalom eredményei alapján még inkább igazolt, hogy a továbbiakban in vivo, helymeghatározó rendszerrel végzett kísérletekkel a disszertációmban nem foglalkozom.

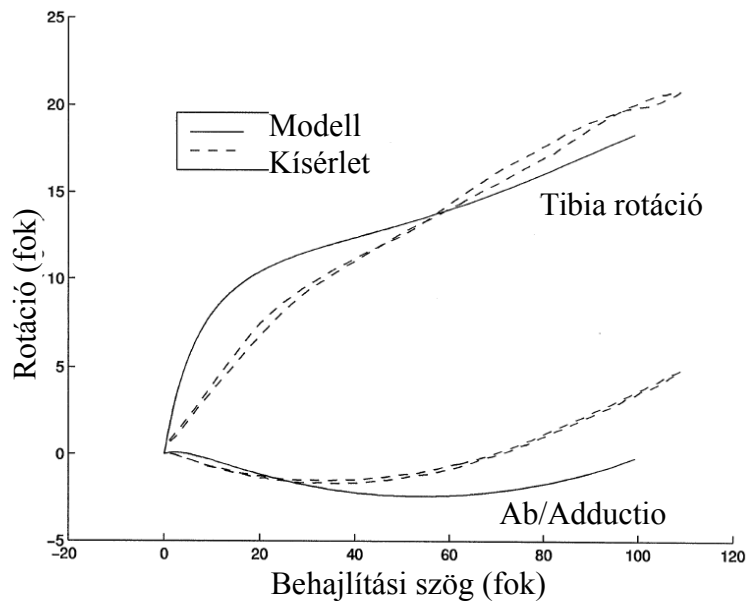


2.32. ábra: A bőr mozgásának hatása a mozgás jellemzőire (Reinschmidt et al., 1997)

2.6.2. A modellvizsgálatok eredményei

Wilson et al. (1998) háromdimenziós mechanizmus modellt hozott létre számítógépen, amelynek eredményeit (2.33. ábra) saját cadaver kísérletével hasonlította össze. A számítógépes modelljét úgy építette fel, hogy az a konkrét cadaver kísérlet modellje legyen. Cole et al. (1993) anatómiai koordináta-rendszerét használta a mérései eredmények kiértékeléséhez. Arról, hogy a kísérletek pontosan hogyan zajlottak és a görbék miért az origóból indulnak, nem közöl információt. Eredményeiben a saját kísérleteivel összehasonlítva is jelentős különbséget mutatnak a számítógépes modell és a cadaver kísérletek kinematikai jellemzői. Ez annak köszönhető, hogy a *modellvizsgálatok mindig jelentős elhanyagolásokat tartalmaznak*.

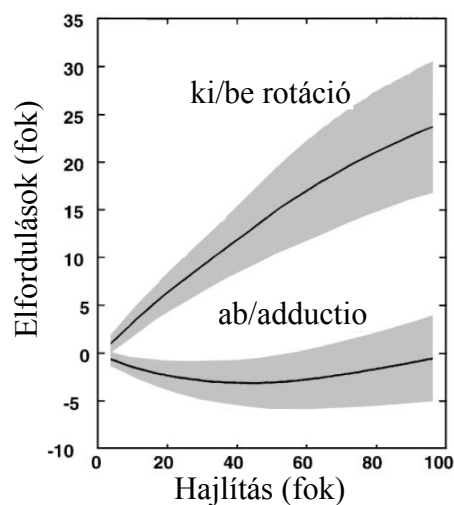
Ezt figyelembe véve az irodalomban található modellvizsgálatok eredményeit kizárom a további vizsgálódásból, a kutatók eredményeinek összehasonlításából. A továbbiakban csak az in vitro vizsgálatok eredményeivel foglalkozom.



2.33. ábra: Modell és kísérleti vizsgálat eredményeinek összehasonlítása (Wilson et al., 1998)

2.6.3. Az *in vitro* vizsgálatok eredményei

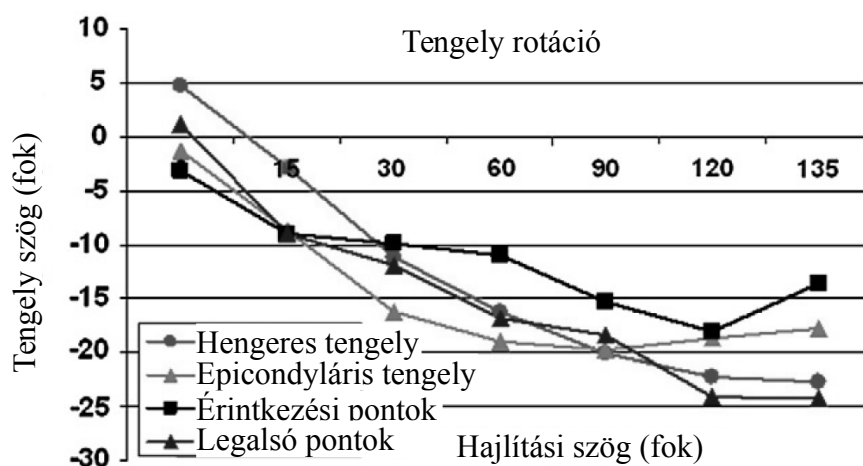
Wilson et al. (2000) az 2.26. ábrán látható készülékkel végzett *in vitro* vizsgálatokat az 2.5. alfejezetben leírt módon. Miután a kísérletek értékelését a Grood és Suntay-féle ízületi koordináta-rendszerben végezték el (2.34. ábra), és az a korábbiakban elmondottaknak megfelelően ezt sok szerző alkalmazza, így ebből a szempontból összehasonlítható más cadaver kísérletek eredményeivel. Fontos azon megállapítása, hogy az ízület készülékbe való rögzítésének módja befolyásolja a mérhető kinematikai jellemzőket. De van a kísérleti vizsgálatoknak néhány olyan paramétere, amelyek a közvetlen összehasonlítást nehezítik. Ilyenek például, hogy az anatómiai koordináta-rendszert a csontokhoz egy *módosított elv szerint* vették fel (a korábbiakban elmondottak-



2.34. ábra: Wilson et al. (2000) eredményei

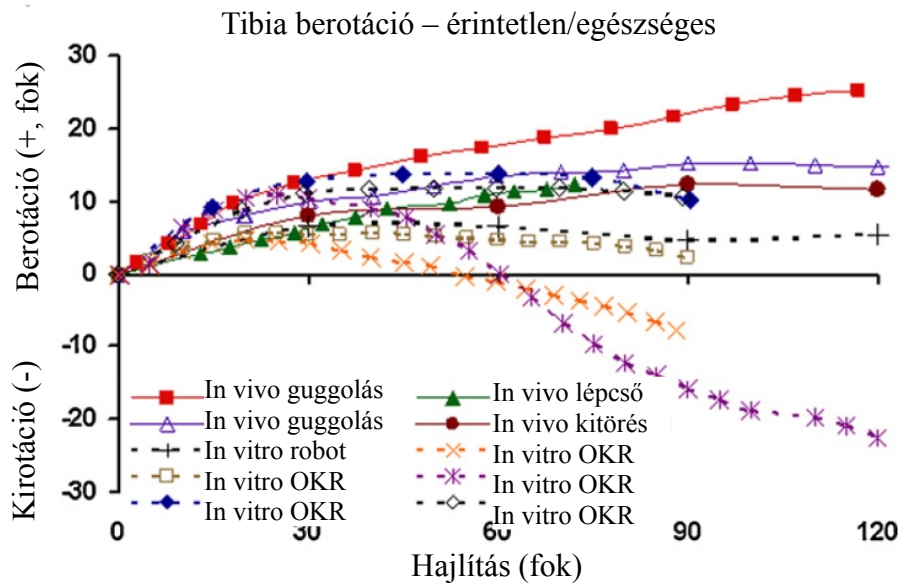
nak megfelelően ennek hatása kvantitatív módon jelentkezik a kinematikai jellemzőkben). Vagy az is, hogy ez *passzív térdmozgás*, míg az emberi térd mozgása mindig *aktív mozgás* (a korábbiakban leírtaknak megfelelően az izmok modellezésének hatása szintén kvantitatív módon jelenik meg a mozgásjellemzőkben). A térd teljesen nyújtott állapotát tekintette kiindulási helyzetnek, amikor is minden kinematikai jellemzőt zérusnak feltételezett. Így a kinematikai diagramok zérusból indulnak. Ez az önkényes helyzetkijelölés fenntartással kezelendő. Ennek oka, hogy az anatómiai különbségekből adódóan *teljesen kinyújtott állapotban* minden ember ízülete más helyzetben van. Így ez az helyzetkijelölés *csak közelítően alkalmas különböző ízületek kinematikájának összehasonlítására*.

Walker at al. (2011) in vitro méréseket végeztek az 2.31. ábrán látható készüléken, az 2.5. alfejezetben leírt módon. A kísérletekből arra az eredményre (2.35. ábra) jutottak, hogy a kinematikai jellemzők más értékét kapják, ha a flexio-extensio tengelyének más-más anatómiai tengelyt jelölnek ki. Ugyanakkor más kutatások eredményeivel a kapott kinematikai jellemző értékek nem hasonlíthatók össze, mert arról nem közöl információt, hogy pontosan hogyan jelölte ki az anatómiai koordináta-rendszert, mit tekintett nulla helyzetnek. A rotatio iránya azért negatív, mert a tibiához viszonyítja a femur mozgását vizsgálta. Eredményeiből levonható az a következtetés, hogy *lényeges szerepe van a választott flexio-extensio tengelynek*, azaz kinematikai jellemzők értékét mennyiségileg befolyásolja.



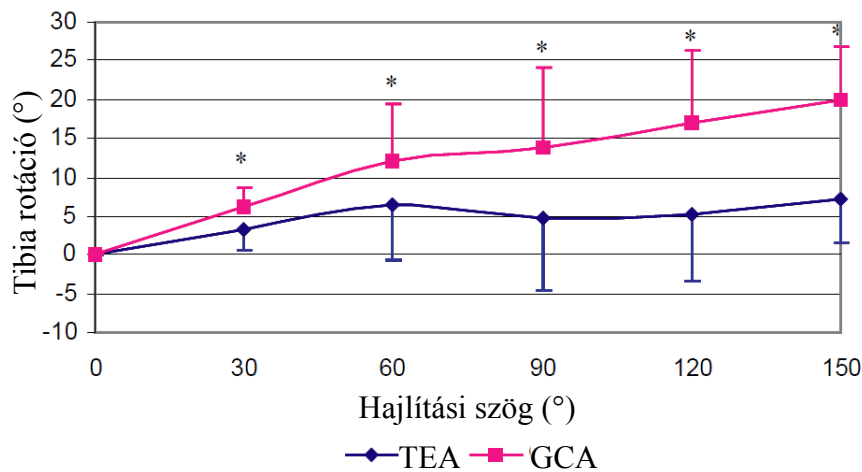
2.35. ábra: Walker at al. (2011) eredményei

Varadarajan et al. (2009) in vivo és in vitro kísérleteket végzett. Ezeket hasonlította össze. Az összehasonlításba bevette a más szerzők által publikált ugyanolyan berendezésen végzett kísérletek kinematikai adatait (2.36. ábra). A korábbiakban leírtak miatt az in vivo mérések értékelésével nem foglalkozom. Az ábrán látható, hogy még *ugyanolyan kísérleti berendezésen végzett vizsgálatok eredményei is jelentős eltérést mutathatnak, annak függvényében, hogy milyenek voltak a kísérleti vizsgálatok és a kiértékelésük paraméterei*.



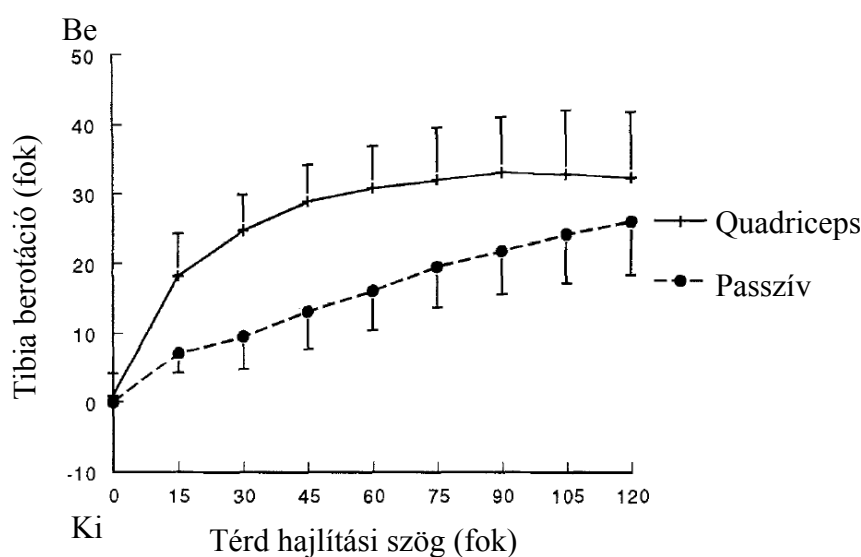
2.36. ábra: Varadarajan et al. (2009) összehasonlító diagramja

Most et al. (2004) RKTS típusú berendezésen végeztek in vitro méréseket. Ezeket értékelték ki, arra keresve a választ, hogy különböző flexio-extensio tengelyeknél hogyan alakulnak a kinematikai jellemzők értékei (2.37. ábra). A kinematikai jellemzők számításához Grood és Suntay-féle szögkonvenciót alkalmazták. A teljesen kinyújtott láb esetén a kinematikai jellemzők értékét zérusnak tekintették. Bizonyították, hogy a flexio-extensio tengelyének megválasztása kvantitatív módon jelenik meg a kialakuló mozgásjellemzőkben.



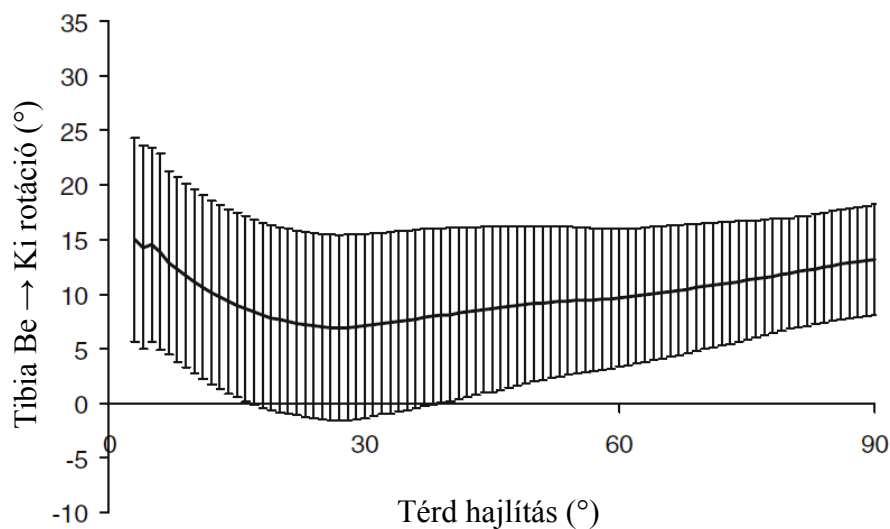
2.37. ábra: Most et al. (2004) eredményei
TEA – transepicondylaris tengely; GCA – condyláris középpont tengely

Hsieh és Draganich (1997) in vitro méréseket végzett saját fejlesztésű készülékükön. Céljuk annak bizonyítása, hogy az aktív és a passzív mozgás kinematikai jellemzői különbözőek. Aktív térdmozgás esetén, szemben a passzíval, az adott mozgásformánál működő izmokat modellezzik. Az 2.38. ábrán látható, hogy valóban *különbözőek a terhelt és a terheletlen cadaver ízületek mozgásjellemzői*. A mérési eredmények a Grood és Suntay-féle ízületi koordináta-rendszerben számítják, azonban az ahhoz szükséges anatómiai koordináta-rendszereket másképp veszi fel.



2.38. ábra: Hsieh és Draganich (1997) eredményei

Bull et al. (2008) kísérleteiket az 2.5. alfejezetben leírt módon végezték az 2.27. ábrán látható készülékben. A mérési adatok kiértékeléséhez a Grood és Suntay-féle ízületi koordináta-rendszert alkalmazta, ahol a flexio-extensio tengelye a transepicondylaris tengely. A rotációt akkor tekintik nullának (2.39. ábra), amely esetben a transepicondylaris tengellyel párhuzamos a bokapontokat összekötő egyenes. Látható, hogy eltérő kinematikai diagramjának oka, az eltérő referenciapont, és az eltérő készülék.



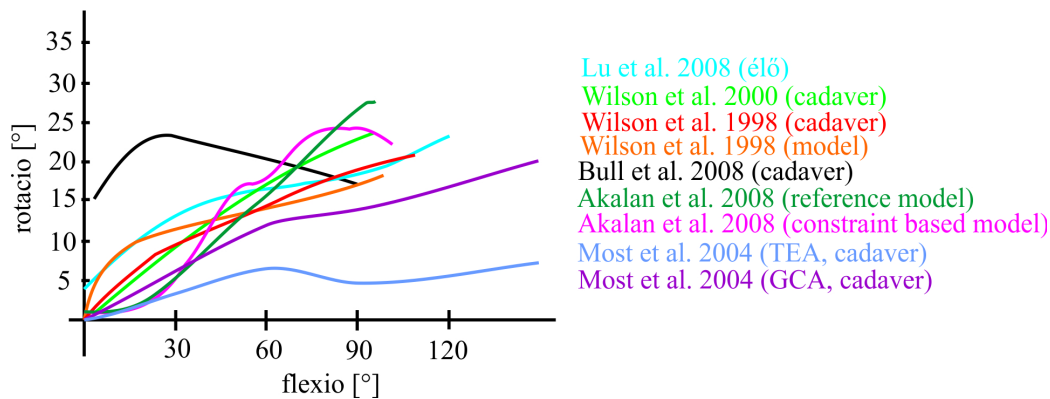
2.39. ábra: Bull et al. (2008) eredményei

Általánosságban elmondható, hogy a szakirodalom a kapott eredmények közzlése során a készülékről, a kísérleti alanyokról, a módszerekről, a koordináta-rendszerekről számolnak be. Arról, hogy a kinematikai jellemzőket az ízületi koordináta-rendszerben a mért adatokból milyen számítási módszerrel határozzák meg, általában *nem tesznek említést*. Ennek oka az, hogy a használt szögkonvenciókat leíró általános cikkek (pl. Grood és Suntay, 1983) a szükséges transzformációs számításokat tartalmazzák, de a szerzők bevezetett módosítások számításokra gyakorolt hatásá-

ról nem tesznek említést. Összességében az áttekintett néhány eredményből és a szakirodalomból a következő megállapítások tehetők, arra vonatkozóan, hogy a kutatások eredményei összehasonlíthatók legyenek:

- szükséges egészséges cadaver ízületet választani a valós ízület mozgásának leírásához, ha általános eredményre törekszünk,
- modellezni kell a működő izmokat a megvalósított mozgásforma során,
- a kísérleteket azonos típusú, és elven működő készüléken kell végrehajtani,
- a vizsgálati módszerek azonosnak kell lennie,
- az anatómiai koordináta-rendszereket azonosan kell felvenni,
- azonos szögértelmezést kell használni,
- a zérus kinematikai jellemző értékekhez tartozó helyzetet ugyanúgy kell értelmezni.

Ha a fent felsoroltakat mind figyelembe vesszük, akkor nem hasonlíthatók össze a kutatók eredményei. Gyakorlatilag a különböző kutatócsoportok által végzett kutatások között nem lehet olyat találni, amelynél a fent felsoroltak mindegyike megegyezik.



2.40. ábra: Összefoglaló diagram

Az 2.40. ábrán összefoglaltam különböző kutatók eredményeit. Az ábrában a vizsgálatok feltételeitől függetlenül ábrázoltam a kapott rotatio eredményeket. Jól látszik, hogy ha eltekintünk attól, hogy a fentebb felsoroltak az összehasonlításkor megegyezzenek, akkor **csupán néhány általános következtetés** vonható le, a kutatók eredményei között szinte semmilyen megegyező eredmény nincs. A rotatio-flexio függvény jellege és nagysága is jelentősen különbözik.

Az ismertett kutatások által meghatározott kinematikai jellemzőkről megállapítható, hogy

- a tibia rotatioja a flexio-extensio során befelé történik
- az első 10-30°-os tartományban növekszik, utána jellege változhat
- az adductio-abductio mértéke jóval kisebb, mint a rotatio mértéke

A fent felsorolt paraméterek azonossága mellett végzett vizsgálatok esetén is jelentős hibát jelent a vizsgált ízületek biológiai különbözősége, amelynek hatása csak nagyszámú ízület vizsgálatával, statisztikai úton szűrhető ki. Ehhez a szakirodalomban található 5-15 ízületes vizsgálati darabszám nem elegendő. *Ilyen darabszám azonban alkalmas a vizsgálati és kiértékelési módszer kidolgozására és a módszerrel kapott eredmények bemutatására.* Ezeket figyelembe véve kell a kutatási feladatomat meghatározni.

2.7. A szakirodalmi áttekintés összefoglaló értékelése

A szakirodalom áttekintése után megállapítottam, hogy az emberi térdízület az emberi szervezet legnagyobb és legbonyolultabb ízülete, ugyanakkor nagyon sérülékeny is. Az ízület betegségei (jellemzően gonarthrosis) miatt sok esetben szükséges a térdízületbe protézis beépítése. Azokat sok esetben idővel ki kell cserélni a protézis kilazulása vagy annak elhasználódása miatt. Ahhoz, hogy a protézisek kinematikai jellemzői minél jobban közelítsék az egészséges térdízületét és ritkábban váljon szükségessé azok cseréje, ismerni kell az ízület kinematikáját. A kinematika ismeretében tervezhető olyan térdprotézis, amely kilazulásának vagy elhasználódásának valószínűsége kisebb.

Az ízület kinematikájának meghatározása érdekében sokan végeznek kutatásokat. Azonban a kutatók által használt módszerek és kiértékelések sok szempontból eltérőek, így azok eredményeit összehasonlítani sem lehet. Ennek megfelelően *nincs általánosan elfogadott ízületi kinematika*.

Céлом az egészséges térdízület kinematikai jellemzőinek és azok közötti összefüggéseknek a meghatározása. A kinematika leírására szolgáló hat mozgásjellemző közül csak a rotatio-flexio viszonyal foglalkozom, ugyanis ezt a legnehezebb egy orvosnak értékelni (Testa et al., 2012), és ennek mértéke sokkal jelentősebb, mint az adductio-abductio (Hsieh és Draganich, 1997, Krosshaug és Bahr, 2005, Saari et al., 2005, Morton et al., 2007, McPherson et al., 2005). Ezt az egészséges emberi térdízület leírására jellemző rotatio-flexio függvényt hívom a továbbiakban „célfüggvénynek”.

Az előbbieken említett cél megvalósítása érdekében a szakirodalmak áttekintése alapján a következő feladatokat kellett elvégezniem:

- *kísérleti berendezést* kellett építeni, amely biztosítja a térdízület szabad folytonos, vagy szakaszos mozgását és alkalmas cadaver térdízületek vizsgálatára akár MRI készülékben is,
- *modellezni kellett* a vizsgálatra kiválasztott mozgásforma során működő izmokat,
- ki kellett alakítani egy jól definiált *kísérleti eljárást*,
- egyértelműen meg kellett határozni azokat a feltételeket, amelyek befolyásolják a mérési eredményeket, hogy a mért kinematikai jellemzők egzaktak legyenek,
- ki kellett jelölni azt az általánosan ismert, de egyszerűen meghatározható *anatómiai koordináta-rendszert*, amelyben a kiértékelést elvégezhető,
- ki kellett dolgozni a *mérések kiértékelési eljárását*,
- fel kell írni a mozgás *matematikai modelljét* (közelítő szakaszos függvény),
- ki kellett dolgozni egy általános módszert, amellyel a mérési eredményekre legjobban illeszkedő közelítő szakaszos *függvény szakaszhatárai* meghatározhatók,
- ki kellett jelölni a térdmozgásra a kényszerített (passzív) végrotáció és a szabad mozgás határát.

3. ANYAG ÉS MÓDSZER

Ezen fejezetben ismertetem a dolgozat alapjául szolgáló kísérletekhez szükséges kísérleti berendezéssel szemben támasztott feltételrendszert, majd az ezek alapján megépített kísérleti berendezést. Leírom ezen berendezés használati módját, és az egész kísérleti protokollt. A fejezet második részében ismertetem a mérési adatok kiértékelési módszerét. Végül leírom az ezen kísérleti eredmények alapján egy egészséges emberi térdízület mozgását leíró célfüggvény meghatározási módszerét.

3.1. Kísérleti modell és berendezés

A kísérleti vizsgálatok során az emberi térdízület mozgásának leírásához méréseket kellett elvégezni. Arra a szakirodalom által is leírt megállapításra épültek a vizsgálatok, hogy a térdízület mozgását az ízületet alkotó csontok felszínei határozzák meg. Az ízület kinematikájának leírására és az ízület mechanikai modelljének keresésére az elvégzendő kísérletek modelljéül cadaver térdet választottam, mivel ez a *geometria azonossága miatt* a vizsgálatok során megfelelő modell. Ez a modell egyben alkalmas annak bizonyítására, hogy a geometria határozza meg az ízület mozgásának kinematikáját, mert a vizsgálatok során különböző beavatkozások elvégzésével (pl szalagok átvágásával, terhelő erők megváltoztatásával, stb.) egyszerűen vizsgálható a térdízületet alkotó különböző elemek hatása a mozgásviszonyokra.

3.1.1. A cadaver térd, mint kísérleti modell

Az élő emberi térdízület kinematikai vizsgálatához természetesen az in vivo vizsgálatok lennének a legmegfelelőbbek, azonban az itt létrejövő mozgások tanulmányozása technikai és etikai nehézségekbe ütközik. Ennek oka az 2.4.1. alfejezetben elmondottak szerint az, hogy a mozgásjellemzőket az ízületet alkotó csontok egymáshoz viszonyított mozgásával írják le, ugyanakkor az élő emberi térden ezeket a csontokat lágyszövetek borítják, amelyek a csontokon elmozdulhatnak. Az in vivo vizsgálatokat (etikai okok miatt) csak a szövetek megsértése nélkül lehet elvégezni, ezért ebben az esetben a mért mozgásjellemzők magukban foglalják a lágyszövetek mozgásait is. Ezeket a mozgásokat lehet csökkenteni, de megszüntetni nem. Ezen mozgások mozgásjellemzőkre gyakorolt hatását a különböző vizsgálatok során megállapítani nem lehet.

A fentebb elmondottak miatt a cadaver térd használata kísérleti modellként megfelelőbb lehet. A cadaver térd geometriája megegyezik az élő emberi térdízület geometriájával. Az ízületi szalagok itt is jelen vannak, ezek szerepét a mozgásjellemzők alakulásában vizsgálni lehet. A modell alkalmazásakor etikai szabályok alapvetően nem befolyásolják a használható technikát sem. *A vizsgálatokhoz kísérleti modellként cadaver térdet választottam* (3.1 ábra). A cadaver térden csupán az élő szervezet izmaiban természetes állapotban is létező *izomtónus* nincs meg. Ezek *modellézését* meg kellett oldani, amelyről az alábbiakban részletesen szólok.

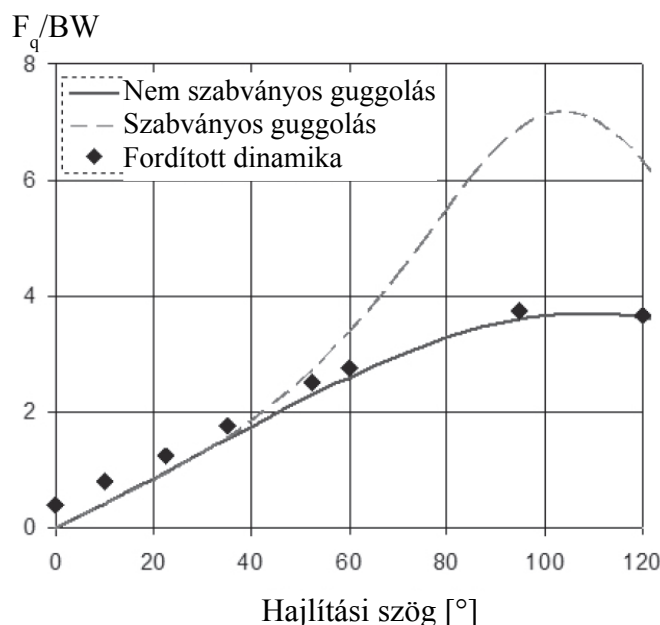
A cadaver térd mozgását, a 3.1.3 alfejezetben részletezett kísérleti berendezés alapkiépítésében, csak néhány mozgási mód esetén vizsgálom. Ezek

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



3.1. ábra: A kísérleti modell

Ezekben a mozgásokban az a közös, hogy nem az izmok, hanem külső terhelés vagy a testrészsúly okozza a térdízület behajlítását. Azonban meg kell vizsgálni, hogy ezen mozgásforma esetén melyek azok az izomcsoportok, amelyek ellentartanak a mozgást létrehozó erőknek. Denham és Bishop (1978) elektromiográfiás méréseken alapuló tanulmánya pontos eredményekkel szolgált a térdízülethez kapcsolódó nagyobb izmok tevékenységéről. Eredményeikben bemutatták, az általam is modellezett mozgásformánál, hogy míg a quadriceps és a soleus (2.8. ábra) izomcsoport nagymértékben részt vesz az egyensúly fenntartásában, addig a hamstring és gastrocnemius izmok alig, vagy nem mutatnak aktivitást. A vizsgálataimban, a vízszintesen tartott láb behajlításánál, modellezés szempontjából marad a m. quadriceps femoris, amely a térdízület egyetlen feszítője. Ennek megfelelően ezt az izomcsoportot kellett csak modellezni. Az ide vonatkozó analitikus (Mason et al., 2008) és kísérleti (Singerman et al., 1994) vizsgálatok alapján kb. 70-80°-os behajlítási szögig a m. quadriceps femoris erő változása lineáris függvénnyel jól közelíthető. Ezt Dr. Fekete Gusztáv, a SZIE Biomechanikai Kutatócsoportjának egyik tagja



3.2. ábra: Fajlagos izomerő diagram az izommodellhez (Fekete et al., 2014)
 (szabványos guggolás – a torzó nem mozdul előre; nem szabványos guggolás –
 a torzó előre mozdul; fordított dinamika – mért adatsor)

elméletileg is igazolta a korábbiakban (3.2. ábra) (Fekete et al., 2014). Az elmondottak miatt a kísérleti modellben az izmot gumi izommodellel modelleztem, amelynek az általam alkalmazott terhelési határok között a karakterisztikája lineáris, azaz a jelzett behajlítási szögig jól modellezi az élő emberben a térd behajlításakor keletkező *izomerőt*, és annak *változását* is. Azaz ezen behajlításig a modell mind kinetikailag, mind kinematikailag megfelelő. A gumiizom modell előfelezítő erejének kezdeti, nyújtott állapothoz tartozó nagyságának és a gumi rugóállandójának változtatásával vizsgálható a kinematikai jellemzők erőviszonyoktól való függése. Az elvégzett vizsgálatok során az alkalmazott gumi rugóállandója: 1,9 N/mm. Az izom rugóállandója nem értelmezhető mennyiség, ezért olyan rugóállandójú izommodellt választottam, amely segítségével a teljes vizsgálati tartományban a mozgatás végrehajtható. A rugóállandó nagyságát változtatva lehet az ízületet összeszorító erő nagyságát beállítani. A mozgás kényszerítettsége a behajlítás fokával csökken. Vizsgálataim a kinematikai jellemzők meghatározására szorítkoznak (jellemzően a mozgás kezdeti kényszerített fázisában), így a gumiizom modell használata megfelelő.

3.1.2. 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. Ezen vizsgálatok alapján mind a hat alany ízülete alkalmas volt a kísérletekre. Az ízületek állapotát a kísérletek elvégzése után szakorvos szintén megvizsgálta és jelentős tengelyeltérés, előrehaladott kopás, oldal- vagy keresztiszalag hiány meniscus sérülés nyomait ke-reste. A vizsgált tíz ízület esetén ilyen nem talált, így minden ízület jó állapotban volt. Semmilyen elváltozás jele nem volt tapasztalható. A mérések helyszíne a Semmelweis Egyetem, II.sz. Patológiai Intézete (H-1091 Budapest, Üllői út 93.) volt. Az alanyokat a kísérleteket megelőzően standard hullaházi körülmények között tárolták (hullakamra, háton fekvő helyzet, nyújtott térd, átlagos tárolási idő: 10 nap). A készülékben végzett kísérleteket megelőzően a bőr- és zsírszövetet eltávolították. A resectiot megelőző előkészítő mérések időtartama körülbelül 2 óra volt, így az ízület hőmérséklete elérte a szoba-hőmérsékletet a készülékben végzett mérések kezdetére.

A vizsgálatok kiértékeléséből ki kellett zárni az 5-ös alany bal (P09B) ízületét durva hiba miatt. A durva hibát a Polaris hibás működése okozta, amely során a mérő adatgyűjtő és a szoftver rendszeresen elvesztette a kapcsolatot, így az hibás adatokat szolgáltatott. Ilyen jellegű hiba ezen mérést megelőzően és azt követően sem fordult elő. Ezen kívül az 5-ös alany bal (P09J) ízületén végzett 1-es típusú mérést is ki kellett zárni a kiértékelésből, ugyanis ekkor az ízület mozgatása nem teljesen nyújtott helyzetből indult, így a vizsgálat egyik faktora nem egyezett meg a többi vizsgálat ugyanezen faktorával. Ennek megfelelően ez 1-es típusú mérések kiértékeléséhez nyolc ízület, míg a 2-es típusú mérések kiértékeléséhez kilenc ízület mérési adatait tudtam felhasználni.

3.1.3. A kísérleti berendezés

A 2.7. alfejezetben leírt feladatok elvégzéséhez olyan készüléket kellett építeni, amely lehetővé teszi a térdízület egyes részeinek a mozgatás során bekövetkező *szabad mozgását*. A tibia, mint merev test, a femurhoz képest hat elmozdulási lehetőséggel rendelkezik. Ugyanakkor az ízület egy szabadságfokú mozgást végez, mert a vizsgált mozgásformánál a kényszerített flexio-extensio függvényeként a porc felszínének geometriája hatásaként jön létre a további öt kinematikai jellemző. Esetemben kifejezetten a tibia rotatio, valamint az adductio-abductio a kapcsolódó felületek geometriai jellemzőinek következménye. Ezeket a mozgásokat kell a készüléknek lehetővé tennie oly módon, hogy közben a mozgást előidéző terhelések a térd ízfelszínének által vezérelt

mozgásait ne akadályozzák, hiszen célom a felületek által vezérelt mozgás mérése. A készülék tervezésének és létrehozásának általános célja az volt, hogy cadaver térdízületeken olyan méréseket lehessen végezni, amelyek kinematikai adatokat szolgáltatnak egy egészséges emberi térdízület mozgásviszonyainak leírásához, és kiegészítő berendezéssel felszerelve térdprotézisek tervezéséhez és bevizsgálásához.

3.1.3.1. A kialakítás szempontjai

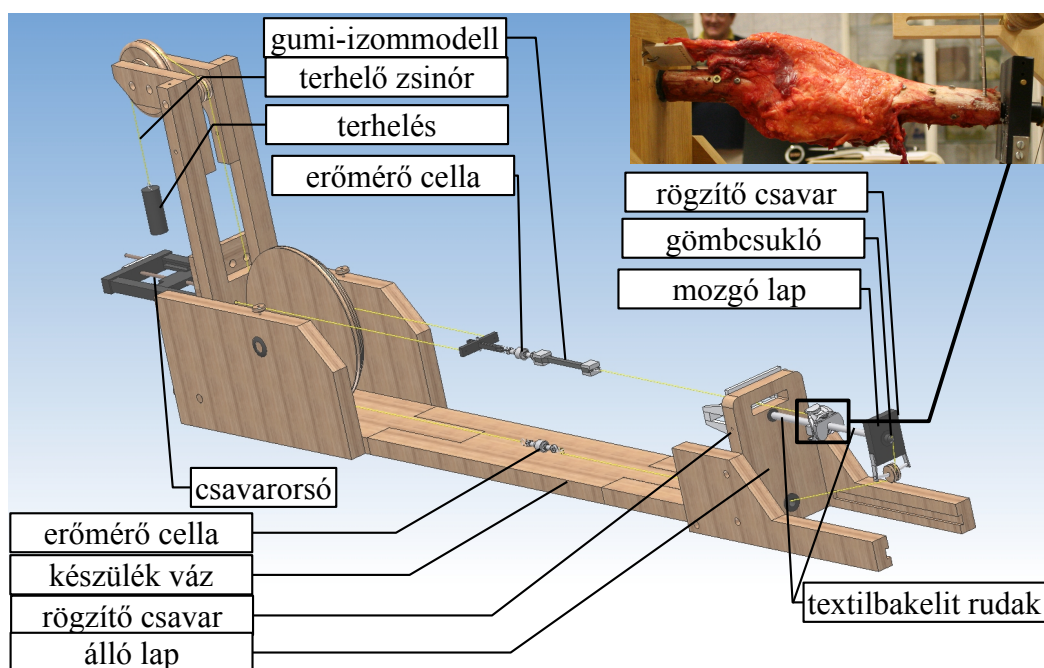
A mozgás folyamatára az izmok által kifejtett erők valamint a külső terhelő erők vannak hatással. Az izmok azonban a cadaver térden már nem működnek, ezért azok modelljét létre kell hozni, hogy a kívánt mozgások szimulálhatók és vizsgálhatók legyenek. A készülék tervezésekor az *első feladat a szükséges izmok modellezése* volt.

Az ízület kinematikájának vizsgálatakor fontos lehet a condylusok közötti érintkezési felületek ismerete (Patel et al., 2004, Johal et al., 2005). Ezek meghatározása pl. MRI vagy CT (Patel et al., 2004, Barrance et al., 2005) készülékekkel lehetséges. Így a készüléknek nem mágnesezhető anyagból kellett készülnie, olyan geometriai méretekkel, hogy ezáltal alkalmassá váljon az ilyen mérések elvégzésére. Az MRI és CT mérések, jellegükből adódóan viszonylag hosszú időtartamú mérések, ezáltal a készüléknek alkalmasnak kell lennie a térdízület diszkrét helyzeteinek hosszabb időtartamú, állandó biztosítására a folyamatos mozgás létrehozásán felül. *Egy egyszerű kialakítású, nem mágnesezhető anyagokból készült, behatárolt geometriai méretekkel rendelkező készüléket kellett létrehozni.*

Az is követelmény volt, hogy a kísérleti berendezés *ugyanolyan mérési módszerrel protézis vizsgálatára is alkalmas legyen.* Így a cadaver térd és a protézis kinematikai leírása összehasonlíthatóvá válik, ezzel a protézisfejlesztést és minősítést segítve.

3.1.4. A berendezés leírása

A korábbiakban elmondottaknak megfelelően a m. quadriceps femoris modellezésére gumi-izommodellt használtam. Ez az izommodell (3.3. ábra) egyik végével a kísérleti modellhez csatlakozik, míg a másik végével a készülék fából készült (fából készült készüléket már Iwaki et al. (2000) is használt cadaver ízületek MRI vizsgálatánál) vázához egy erőmérő cellán és egy csavarorsón keresztül. Az előbbivel az izommodellben keletkező erő mérhető, míg az utóbbival beállítható a térd helyzete és az izommodellben keletkező feszítő erő nagysága, és megoldható a tibia mozgatása. A feszítőorsóval a m. quadriceps femoris szalagján keresztül a térdízület kinyújtott helyzetbe hozható, kiegyensúlyozva a tibia és a hozzá csatlakozó szerelvények önsúlyát. Az ízület csatlakoztatása a készülékhez a velőürökbe rögzített textilbakelit rudakon keresztül történik. A femurba ragasztott rudat a készüléktest álló lapjához csavarral kell rögzíteni. Ezután a befogott femur vízszintesen helyezkedik el. A tibiába ragasztott rúdra, arra merőlegesen, egy szabadon mozgó lapot kell rögzíteni csavarozással. A terhelés mindig súlyterhelés, amely a gömbcsuklóval a tibia tengelyvonalában csatlakozik a kísérleti modellhez. A csatlakozást azért így valósítottam meg, hogy a terhelőerő se a tibia elcsavarodását, se a síkból való kitérését ne akadályozza, azaz az előbb megfogalmazott feltételeknek megfelelően biztosított legyen a térdízület szabad mozgása a súlyterhelés során. A terhelés a kívánt behajlításig majd kinyújtásig kétféleképpen adható a szerkezetre.



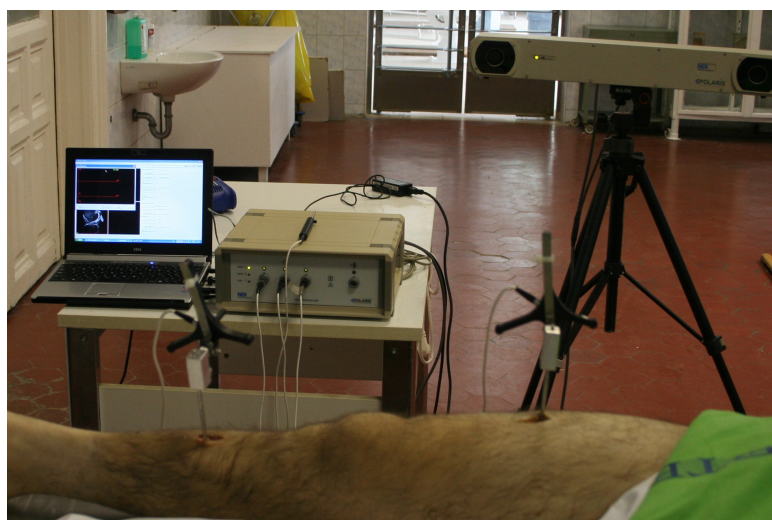
3.3. ábra: A kísérleti berendezés háromdimenziós modellje

Az 1-es típusú mérés során állandó tömegáramú, a terhelő zsinórra akasztott edénybe felfogott víz-sugárral 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 első esetben a terhelés növekedésével a térd behajlik és a gumi izommodellben az erő nő. A második esetben a terhelés állandó értéken tartása mellett csökken, majd nő az izommodellben keletkező erő. Így vizsgálható, hogy melyik terhelési mód, mekkora hatással van a kialakuló kinematikai viszonyokra. Az ízület mozgását mindannyiszor háromszori ismétléssel végeztem el. Ezzel megállapítható volt a kísérletek ismételhetőségének mértéke. A különböző beállításokkal elvégzett kísérletek után az ízület helyzete a készülékben megváltoztatható, és a fent leírt kísérleti vizsgálatok megismételhetők. Ezzel azt is vizsgálhatóvá tettem, hogy az erők hatásvonalának a sagittalis síktól való eltérése (kialakuló csavarónyomaték), mekkora hatással lehet a kinematikai viszonyokra.

3.1.4.1. A mérőrendszer

A tibia helyzetének változását a térd kinyújtott állapotához viszonyítva Polaris (Northern Digital Inc., Waterloo, Ontario, Canada, NDI, 2014) optikai helymeghatározó mérőrendszer (3.4. ábra) felhasználásával határoztam meg (a Polaris validálási hibája a gyártó adatai (M.8. melléklet) szerint 0,35 mm) – a 3.1.4.2. alfejezetben leírt hitelesítés után. A Polaris mérőrendszer az elhelyezett trackerek (jeladók) mozgását követi az álló, kamerához rögzített koordináta-rendszerben. A rendszer két mozgó jeladóját az álló femurhoz és a mozgó tibiához mereven rögzítettem, így azok a tibiával, és a femurral egy-egy merev testet alkottak. A tibia helyzetét meghatározó VAKHUM típusú (Hilal et al., 2002) ízületi koordináta-rendszerbeli szögek a Polaris mérőrendszer által mért, a csontok térbeli helyzetét leíró koordinátákból számíthatók. A terhelő zsinórhoz rögzített erőmérő cellával (3.3. ábra) (HBM U9B 0,5kN) a terhelő erő, a izommodellhez csatlakoztatott erőmérő cellával (3.3. ábra) (HBM U9B 0,5 kN) a izommodellben keletkező erő értéke mérhető. A mért

erőértékeket a Spider 8 (Hottinger Baldwin Messtechnik GmbH, Darmstadt, Germany, HBM, 2014) mérő-adatgyűjtő rendszerrel rögzítettem, és dolgoztam föl.



3.4. ábra: A Polaris mérőrendszer készülékbe helyezés előtt

3.1.4.2. A készülék hitelesítése

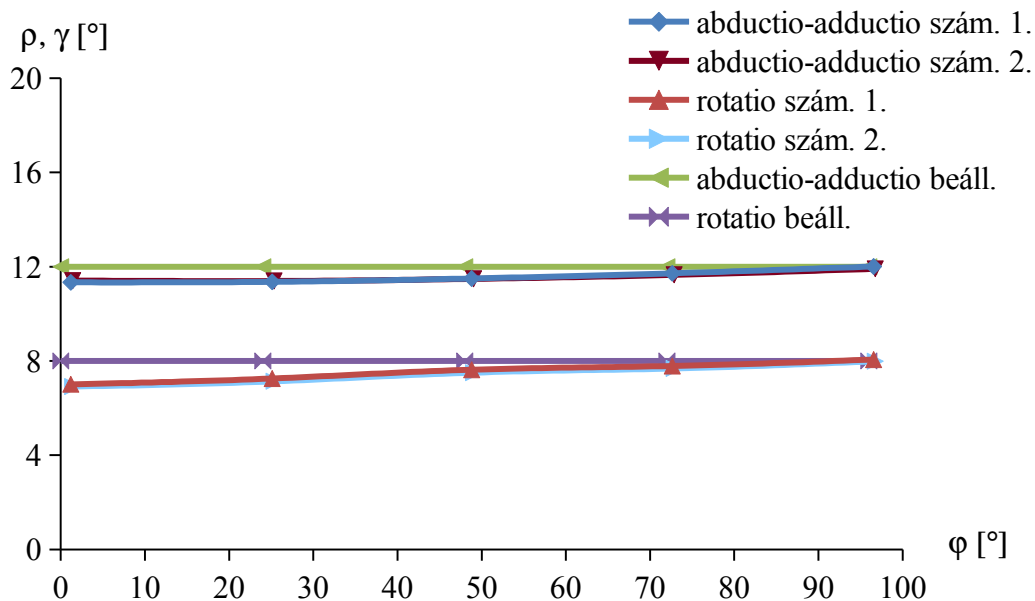
A készülék hitelesítése során a cadaver ízület modellezésére a 3.5. ábrán látható kardáncsuklót használtam. A kardáncsukló azért megfelelő a hitelesítéshez, mert annak kialakítása miatt az elfordulási lehetőséget biztosító tengelyei egymásra kölcsönösen merőlegesek (a flexio-extensio tengelye merőleges az adductio-abductio tengelyére és a rotatio tengelye merőleges az adductio-abductio tengelyére), így ezen tengelyrendszer megegyezik a 2.24. ábrán látható, általam is használt ízületi koordináta-rendszerrel. A kardáncsukló tengelyei mentén ezen szögek beállíthatók.



3.5. ábra: Hitelesítő kardáncsukló

A kardáncsuklót a készülékbe rögzítettem a cadaver ízülettel megegyező módon, majd a Polaris jeladóit csatlakoztattam a kardáncsukló femurt és a tibiát modellező tagjára. A Polaris rendszert elhelyeztem a gyártó által előírt módon (M.9. melléklet). Miután a kardáncsukló tengelyei mentén beállítottam a flexio-extensio, adductio-abductio és a rotatio szögét, a Polarisszal mérést végeztem. A Polaris mérte a jeladók koordináta-rendszerének helyzetét a kamerához rögzített abszolút koordináta-rendszerben. Minden beállításhoz tartozóan a mérést kétszeri ismétléssel vé-

geztem el, az ismétlési hiba meghatározása érdekében. A Polaris adatiból a 3.4. és 3.5. pontban leírtaknak megfelelően a kinematikai jellemzőket kiszámítottam. Egy beállítás esetén mutatja a hitelesítési görbét és az ismétlési hibát a 3.6. ábra.



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

3.1.4.3. Használati mód

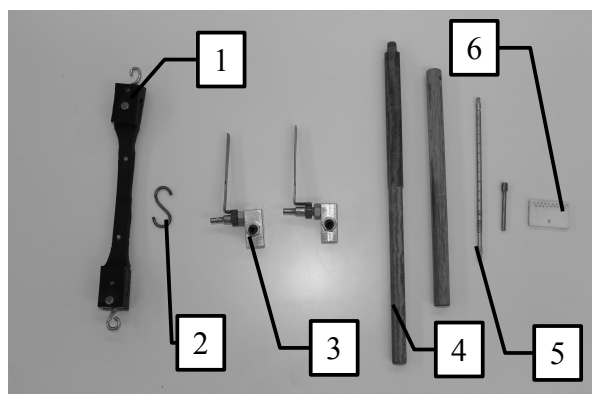
Az előkészített ízületet a korábban említetteknek megfelelően a készülékbe kell rögzíteni, majd csatlakoztatni a gumiizom modellt és a terhelést. A készülék használata előtt szintén fel kell helyezni a térdízületbe csavart csapokra a helymeghatározó rendszer jeladóit.

A mérések megkezdése előtt a kísérleti modellt alaphelyzetbe kell állítani. Ez két részből áll. Egyrészt a térdízületet úgy kell beállítani, hogy a hajlítás síkja függőleges legyen. Másrészt az ízületet nyújtott helyzetbe kell állítani. Ez úgy érhető el, hogy a gumi-izommodellben előfeszítő erőként megfelelő nagyságú terhelést kell a tibiára felvinni a terhelőzsinóron keresztül. A kísérlet során ezen két erő értékét, valamint a csontokhoz rögzített jeladók helyzetét mérem.

A terhelést a kívánt behajlításig majd kinyújtásig vagy állandó tömegáramú, a terhelő zsinórra akasztott edénybe felfogott vízszugárral és a víz kiengedésével (1-es típusú mérés), vagy a térd kinyújtott állapotából az izomerő a csavarorsó általi csökkentésével, majd növelésével biztosítom (2-es típusú mérés). Az első esetben a terhelés növelésével érem el a térd behajlítását, míg a második esetben a gumiizom modellben lévő előfeszítő erő változtatásával. A helymeghatározó rendszer által szolgáltatott adatok feldolgozására kiértékelő módszert kellett kidolgoznom. Így a kísérletek eredményeként megkapom a kívánt kinematikai jellemzőket.

3.1.4.4. A kísérleti modell előkészítése

A tibia helyzetének mérése valamely koordináta-rendszerhez viszonyítva történhet. Ehhez Hilal et al. (2002) által definiált anatómiai koordináta-rendszert használok (továbbiakban: anatómiai koordináta-rendszer). A 2.3.3. alfejezetben részletezett anatómiai koordináta-rendszer felvételé-



3.7. ábra: A kísérleti modell előkészítésének alkatrészei



3.8. ábra: A Polaris aktív jeladója

hez szükséges mérések végrehajtása után – amelyet részletesen ismertetek a 3.2. alfejezetben –, az ízület resectálása előtt az ízületről eltávolítjuk a bőr és zsírszövetet. Ezek után az ízületet a lábból úgy kell resectálni, hogy mind a femurból, mind a tibiából kb. 12-15 cm hosszú darab maradjon (3.1. ábra). Figyelni kell arra, hogy az ízületi tok és a m. quadriceps femoris szalagja sértetlen maradjon, valamint arra, hogy a 3.2. alfejezetben említett markerek hiánytalanul rajta legyenek a csontokon. A velőűrök kitisztítása után azokba méretre vágás után egy-egy textilbakeleit rudat rögzítünk csontcementtel (3.7. ábra – 4). A gumiizom modell (3.7. ábra – 1) csatlakoztatását biztosítandó, a megfelelően elvágott quadriceps ínszalagjához egy műanyag lapot (3.7. ábra – 6) rögzítünk varrással. Ehhez a műanyag laphoz tudjuk csatlakoztatni a gumiizom modellhez rögzített zsinórt egy kampóval (3.7. ábra – 2). Mind a tibiába, mind a femurba egy-egy hosszú, menetes szárat (3.7. ábra – 5) hajtunk, amelyekre csatlakoztatjuk majd a mérőrendszer jeladóit (3.8. ábra) egy-egy konzol (3.7. ábra – 3) segítségével.

3.2. A mérési protokoll az anatómiai koordináta-rendszer létrehozásához

A 2.3.3 pontban leírt anatómiai koordináta-rendszer pontjainak, valamint a 2.2.3. pontban részletezett kinematikai jellemzők meghatározásához orvosi protokollt dolgozott ki Dr. Andrónyi Krisztof, a SZIE Biomechanikai Kutatócsoportjának egyik kutatója (Andrónyi, 2010). A továbbiakban először ezt ismertetem, mivel a protokollhoz tartozó kiértékelési eljárás matematikai módszerét én dolgoztam ki, amelyet ezt követően mutatok be.

A 2.3.3. pontban részletezett VAKHUM típusú anatómiai koordináta-rendszer felvételéhez összesen hét anatómiai pont helyének ismerete szükséges egy lábon. Ebből három a femuron (2.22. ábra, caput femoris középpontja, epicondylus medialis és lateralis), négy a tibián (2.23. ábra, tuberositas tibiae, caput fibulae, malleolus medialis és lateralis) helyezkedik el. A kísérletek során elsőként az egész emberi lábon méréseket kell végezni ezen anatómiai pontok helyzetének meghatározása érdekében, hiszen a készülékbe rögzítéshez resectált ízületéről eltávolításra kerültek egyes anatómiai pontok (caput femoris, malleolus medialis és malleolus lateralis). A resectált ízületen nem lehet felvenni az anatómiai koordináta-rendszert. Azt a resectálás előtt kell megtenni, majd a felvett anatómiai koordináta-rendszert kell transzformálni a resectált ízületre.

Ennek első lépéseként a teljes hullán a láb mozgásával oldani kell a hullamerevséget (minden ízület esetén három teljes flexio-extensio ciklus és az izmok lazítása), majd a lábat elő kell készíteni a méréshez. Ennek részeként mind a femurba, mind a tibiába a térd középvonalától kb. 10-12 cm távolságra egy-egy menetes szárat csavarozunk a csontokba, azok átfúrása után (3.4. áb-

ra). Ezekre rögzítjük a Polaris jeladóit. Miután a mérőrendszert is összeállítottuk (3.4. ábra, M.9. melléklet), készen áll az alany az anatómiai pontok helyzetének meghatározására.

A caput femoris középpont helyzetének meghatározása

A caput femoris középpontja belső pont, így az közvetlen méréssel nem határozható meg. Azonban a caput femoris jó közelítéssel gömbdarabnak tekinthető (2.2. ábra). Ennek megfelelően ennek középpontja körül a femur gömbi mozgást végez. Amennyiben lábkörzést végzünk a femurral, akkor a femorális jeladóhoz rögzített koordináta-rendszer origói mozgás közben egy gömb felszínén helyezkednek el. A mért adatokból meghatározható ezen gömb középpontja. A méréseket háromszori ismétléssel végezzük el. A mérést megismételjük úgy, hogy a femorális jeladó helyzetét megváltoztatjuk. Ezzel megítélhető a helymeghatározó rendszer, valamint a mérés hibájának mértéke is.

A többi anatómiai pont helyzetének mérése

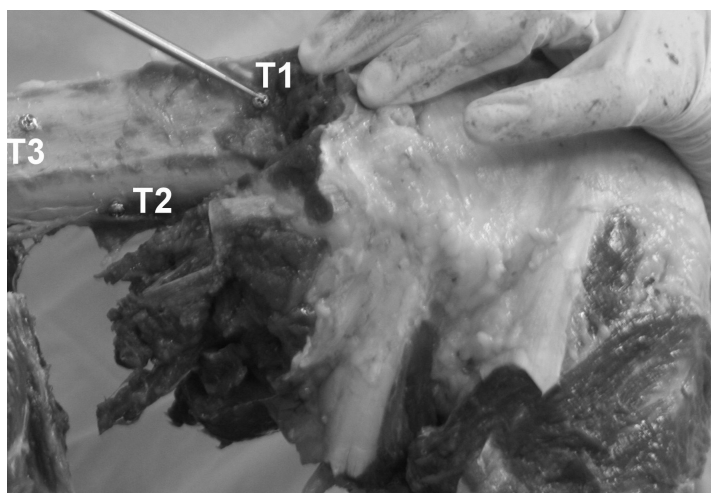
A caput femoris középpontján kívül a többi anatómiai pont helyzetét közvetlen méréssel meghatározhatjuk a Polaris abszolút koordináta-rendszerében. Azonban ezen anatómiai pontok helyzete nem határozható meg egzaktul, mivel azok viszonylag nagy görbületi sugarú felületeken helyezkednek el. Ennek megfelelően a meghatározás hibája viszonylag nagy. Ezen hibát a mérések számának növelésével csökkenthetjük. A kinematikai jellemzők meghatározásában – mint később látni fogjuk a 4.1.1.2. alfejezetben – a legnagyobb hibát az epicondylus lateralis és az epicondylus medialis helyzetének meghatározási pontatlansága okozza.

Az anatómiai koordináta-rendszer átvitele a resectált ízületre

Az anatómiai pontok meghatározásához szükséges mérések elvégzése után a femurba (F1, F2, F3, F4, F5, F6) és a tibiába (T1, T2, T3, T4, T5, T6) 6-6 db markert (kis, mérőpontokkal ellátott csavarok) kell elhelyezni (3.9. ábra), amelyek a kísérletek során végig a helyükön maradnak. Ezen markerek biztosítják az anatómiai pontok transzformálhatóságát, hiszen ezek nélkül a készülékbe helyezett resectált ízületen az anatómiai koordináta-rendszer a resectio miatt nem állítható fel. Ehhez a combot és a lábszárat úgy kellett boncolni – a jeladók megmozdítása nélkül –, hogy a csontokba a markerek, az ízületi középvonaltól maximum 10-10 cm távolságra elhelyezhetők legyenek.

A markereket oly módon helyeztük el, hogy mind a laterális, mind a mediális oldalon 3-3 helyezkedjen el nem egy egyenesben. A koordináta-rendszerek létrehozásához elég 3-3 marker is, azonban a számítás hibája csökkenthető a markerek számának növelésével. Az elhelyezett markerek helyzetét szintén meg kell mérni a Polaris abszolút koordináta-rendszerében.

A mérések elvégzése után resectálni kell az ízületet, és elő kell készíteni a készülékbe rögzítésre. Az ízületet a korábbiakban leírtaknak megfelelően be kell rögzíteni a készülékbe, majd a markerek helyzetét ekkor is le kell mérni. Ezek után hajthatók végre a kísérleti vizsgálatok (mérési beállításonként háromszori ismétléssel), amely során a rendszer rögzíti a femorális és tibiális jeladókhöz rögzített koordináta-rendszerek helyzetét.



3.9. ábra: A cadaver ízület a tibiába helyezett markerekkel (laterális oldal)

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 középpontjának meghatározására,
- a comb és a lábszár boncolása, markerek rögzítése a femurba és a tibiába,
- 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 ínuszalagjához,
- textilbakelit rúd ragasztása a csontok velőürjébe,
- 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.

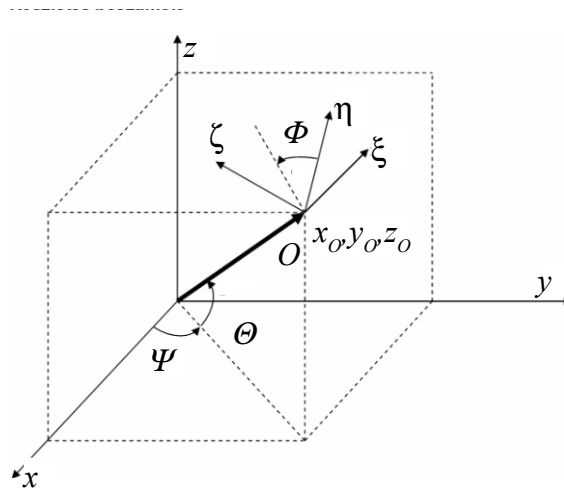
A mért adatok a következők:

- a következő anatómiai pontok helyzete: malleolus medialis és lateralis, tuberositas tibiae, caput fibulae, epicondylus medialis és lateralis,
- 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.

3.3. A mérési adatok kiértékelésének lépései

3.1. táblázat: Egy példa a Polaris nyers adataira

Ssz	Időbélyeg	x [mm]	y [mm]	z [mm]	Θ [°]	Ψ [°]	Φ [°]
1	7832326	66.25	172.1	-1712.51	99.15	-11.38	6.82
2	7832460	175.58	-100.18	-1858.17	-1.65	-9.41	92.8
3	7832396	99.45	-271.53	-1796.61	77.89	-3.59	15.74



3.10. 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 kapjuk meg a nyers adatokat. Erre mutat egy példát a 3.1. táblázat, amelyek értelmezését szemlélteti a 3.10. ábra. Az első sor a femorális, a harmadik sor a tibiális jeladó, míg a második sor a Polaris kézi mutatójához (3.4. ábra) kapcsolt koordináta-rendszer helyzetadatait tartalmazza. Ez utóbbi segítségével határoztuk meg a diszkrét pontok helyzetét a Polaris koordináta-rendszerében. Az így megkapott nyers adatokból kell matematikai módszerekkel meghatározni a tibia mozgását leíró szögeket. Ez két fő lépésre bontható:

- Az anatómiai koordináta-rendszerek létrehozása:
 - a caput femoris középpontjának meghatározása,
 - átviteli koordináta-rendszerek létrehozása,
 - az anatómiai koordináta-rendszerek leírása az átviteli koordináta-rendszerekben.
- A mérési adatok kiértékelése:
 - több lépésben az anatómiai koordináta-rendszerek egymáshoz viszonyított helyzetének meghatározása,
 - az előzőekben meghatározott, helyzetleíró mátrix elemeiből a tibia helyzetét leíró szögek kiszámítása.

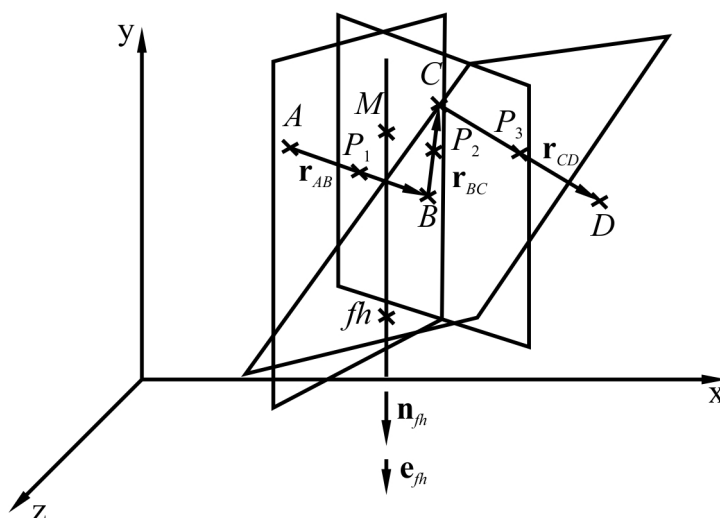
3.4. Az anatómiai koordináta-rendszer létrehozása

3.4.1. A caput femoris középpont helyzetének meghatározása

A helymeghatározó rendszer adatai közül csak a femurhoz rögzített jeladó koordináta-rendszerének mért adataira van szükségünk a caput femoris középpont helyzetének meghatározásához. A rendszer a femurhoz kapcsolt jeladóhoz rögzített koordináta-rendszer pozícióját és origójának helyét adja az abszolút koordináta-rendszerben.

A jeladó a caput femoris középpontja (fh) körül gömbi mozgást végez. Feladatunk ezen gömb középpontjának meghatározása. A gömb középpontjának meghatározásához négy (A, B, C, D), egymástól viszonylag távol levő pontra van szükség (3.11. ábra). Ezek a femorális jeladóhoz rögzített koordináta-rendszer különböző időpillanatbeli origói lesznek a femur mozgása során. Ezek helyvektorai legyenek az abszolút koordináta-rendszerben:

$$\mathbf{r}_A; \mathbf{r}_B; \mathbf{r}_C; \mathbf{r}_D. \quad (3.1)$$



3.11. ábra: A caput femoris középpontjának meghatározása

A pontok közötti szakaszokra merőleges két síknak – amelyeknek egy pontja a szakaszok felezőpontja – a metszésvonala a gömb egy sugarának irányát adja meg. A pontokat összekötő helyvektorok:

$$\begin{aligned} \mathbf{r}_{AB} &= \mathbf{r}_B - \mathbf{r}_A, \\ \mathbf{r}_{BC} &= \mathbf{r}_C - \mathbf{r}_B, \\ \mathbf{r}_{CD} &= \mathbf{r}_D - \mathbf{r}_C. \end{aligned} \quad (3.2)$$

Innen a szakaszok felezőpontjai (P_1, P_2, P_3), ezekre illeszkednek a gömb középpontján átmenő síkok:

$$\begin{aligned} \mathbf{r}_{P_1} &= \mathbf{r}_A + \frac{\mathbf{r}_{AB}}{2}, \\ \mathbf{r}_{P_2} &= \mathbf{r}_B + \frac{\mathbf{r}_{BC}}{2}, \\ \mathbf{r}_{P_3} &= \mathbf{r}_C + \frac{\mathbf{r}_{CD}}{2}. \end{aligned} \quad (3.3)$$

A P_1 pontra illeszkedő, az AB szakaszra merőleges sík egyenlete:

$$A_1 x + B_1 y + C_1 z - D_1 = 0, \quad (3.4)$$

ahol

$$\begin{aligned} A_1 &= r_{ABx}, \\ B_1 &= r_{ABy}, \\ C_1 &= r_{ABz}, \\ D_1 &= A_1 x_{P_1} + B_1 y_{P_1} + C_1 z_{P_1}. \end{aligned}$$

A P_2 pontra illeszkedő, az BC szakaszra merőleges sík egyenlete:

$$A_2 x + B_2 y + C_2 z - D_2 = 0, \quad (3.5)$$

ahol

$$\begin{aligned} A_2 &= r_{BCx}, \\ B_2 &= r_{BCy}, \\ C_2 &= r_{BCz}, \\ D_2 &= A_2 x_{P_2} + B_2 y_{P_2} + C_2 z_{P_2}. \end{aligned}$$

A két sík metszésvonalának irányvektora nem más, mint a sugár iránya, amely az AB és a BC helyvektorok vektoriális szorzataként számítható:

$$\mathbf{e}_{\text{fh}} = \frac{\mathbf{r}_{AB} \times \mathbf{r}_{BC}}{|\mathbf{r}_{AB} \times \mathbf{r}_{BC}|}. \quad (3.6)$$

A sugár egy pontja meghatározható (M) abból a feltételből, hogy ez a pont mindkét síknak a pontja:

$$\begin{aligned} A_1 x_M + B_1 y_M + C_1 z_M - D_1 &= 0, \\ A_2 x_M + B_2 y_M + C_2 z_M - D_2 &= 0. \end{aligned} \quad (3.7)$$

A fenti egyenletrendszer megoldásával megkaphatjuk a két sík metszésvonalának egy pontját, ahol két koordináta a harmadik koordináta függvénye lesz. Az fh pontot az egyenesnek és annak a síknak a dőféspontja adja, amely merőleges újabb két pontot összekötő egyenesre (C , D) és egyik pontja a szakasz felezőpontja (P_3). Az fh pont meghatározásához fel kell írni annak a síknak az egyenletét, amelyet a fenti egyenes dőfői fog. A P_3 pontra illeszkedő, az CD szakaszra merőleges sík egyenlete:

$$A_3 x + B_3 y + C_3 z - D_3 = 0, \quad (3.8)$$

ahol

$$\begin{aligned} A_3 &= r_{CDx}, \\ B_3 &= r_{CDy}, \\ C_3 &= r_{CDz}, \\ D_3 &= A_3 x_{P_3} + B_3 y_{P_3} + C_3 z_{P_3}. \end{aligned}$$

A dőféspont meghatározása abból a feltételből lehetséges, hogy a dőféspont egy pontja a síknak, ugyanakkor egy pontja a másik két sík metszésvonalának is.

$$\begin{aligned} A_3 x_{fh} + B_3 y_{fh} + C_3 z_{fh} - D_3 &= 0, \\ x_{fh} &= x_M + e_{fhx} t, \\ y_{fh} &= y_M + e_{fhy} t, \\ z_{fh} &= z_M + e_{fhz} t. \end{aligned} \quad (3.9)$$

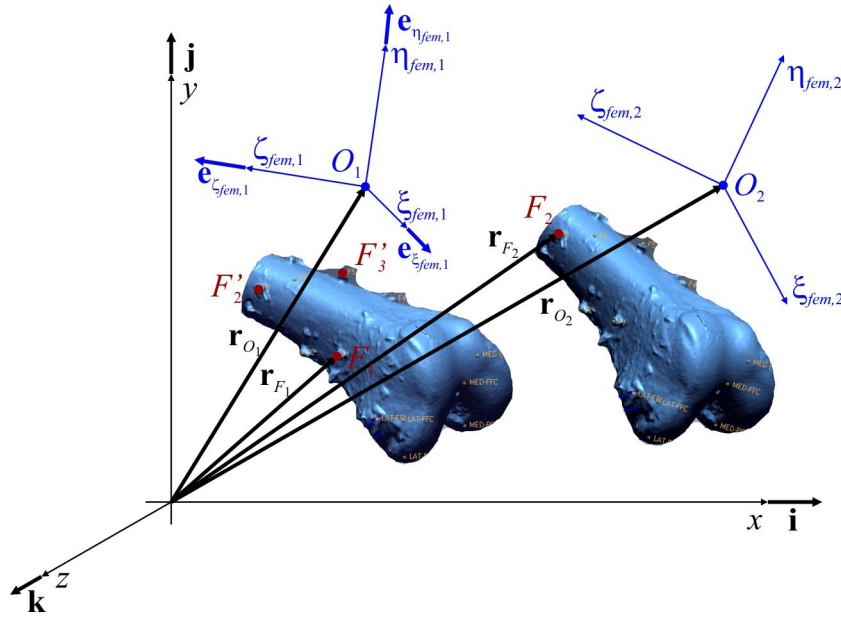
A fenti egyenletrendszer megoldásával megkaphatjuk az ismeretlen t értéket, amely azt mutatja meg, hogy az fh milyen messze van az M ponttól (a caput femoris középpontja és az M pont közötti távolság hányszorosa az e_{fh} egységvektornak). A t ismeretében már ismerjük az fh pont koordinátáit az abszolút koordináta-rendszerben.

3.4.2. Az átviteli koordináta-rendszer meghatározása

A kísérlet során korábbiakban elmondottaknak megfelelően az anatómiai pontok egy részét eltávolítják a resectálás során, és a jeladók térbeli helyzete is megváltozik (a készülékbe rögzítés során), így szükséges egy olyan referencia (továbbiakban: átviteli) koordináta-rendszer létrehozása, amelyhez viszonyítva minden anatómiai pont helyzete állandó marad. Ezért a korábban említetteknek megfelelően markereket rögzítettünk a csontokra, amelyekhez definiálható ezen átviteli koordináta-rendszer. A teljes vizsgálat során a markereket a csontokra fixen helyezem el, ezért bármely pont helyzete az ezekhez definiált koordináta-rendszerben állandó. Ezen markerek helyzetét mindig meg kell mérni, ha a jeladó helyzete megváltozik.

A markerek helyzetének mérésekor a láb, és azon keresztül a jeladó elmozdul az abszolút koordináta-rendszerben. Azonban úgy kell ismernünk az átviteli koordináta-rendszer meghatározásakor a markerek helyzetét, mintha a láb helyzete nem változott volna az abszolút koordináta-rendszerben, ezért egy kiegészítő számításra van szükség.

Az átviteli koordináta-rendszer meghatározását a femuron mutatom be. A tibiális átviteli koordináta-rendszer meghatározása a femorális átviteli koordináta-rendszer meghatározásával analóg módon történik. Minden marker ($F_i, i=1,2,\dots,6$) helyzetének meghatározásakor ismert a femorális jeladó koordináta-rendszerének (origója: $O_i, i=1,2,\dots,6$), és a kézi mutató koordináta-rendszerének helyzete a Polaris abszolút koordináta-rendszerében. Ezek helyvektorai az abszolút koordináta-rendszerben $\mathbf{r}_{F_i}(i=1,2,\dots,6)$ és $\mathbf{r}_{O_i}(i=1,2,\dots,6)$. A femorális jeladó koordináta-rendszerének tengelyeit jelöljük $\xi_{fem,i}, \eta_{fem,i}, \zeta_{fem,i}$ -vel, tengelyek irányvektorait $\mathbf{e}_{\xi_{fem,i}}, \mathbf{e}_{\eta_{fem,i}}, \mathbf{e}_{\zeta_{fem,i}}$ -vel (3.12. ábra).



3.12. ábra: Vázlat a markerek helyzetének méréséről

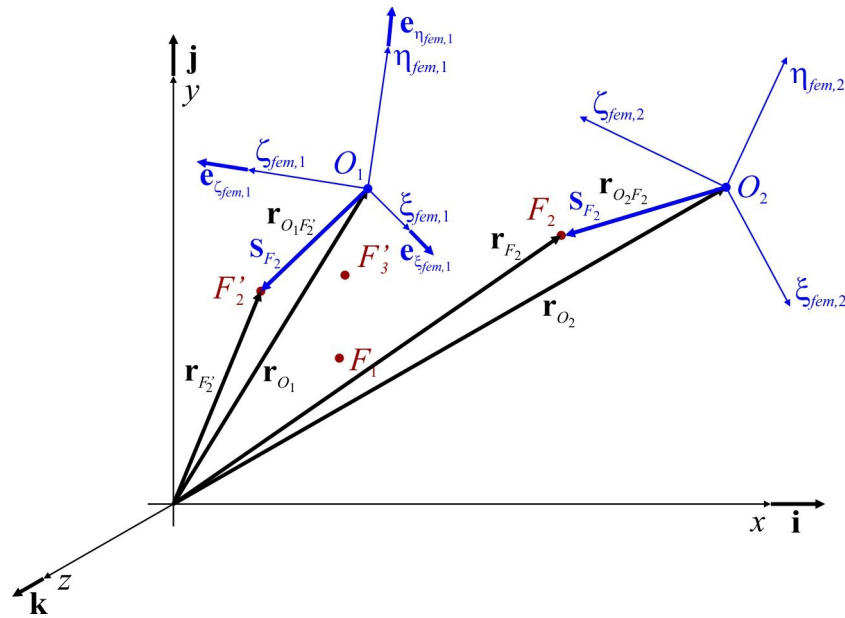
A kiegészítő számítás részeként első lépésben meg kell határozni minden marker helyzetét a femorális jeladó koordináta-rendszerében ($\mathbf{s}_{F_i}[i=1,2,\dots,6]$). Majd ezt a marker pozíciót át kell transzformálni egy kiválasztott marker (legyen ez az egyes számú marker – F_1) méréséhez tartozó jeladó koordináta-rendszerén keresztül az abszolút koordináta-rendszerbe. Ekkor úgy kapjuk meg a markerek ($F'_i[i=2,\dots,6]$) helyzetét az abszolút koordináta-rendszerben ($\mathbf{r}_{F'_i}[i=2,\dots,6]$), mintha nem mozdult volna meg a láb.

A Polaris-szal mért nyers adatokból a femorális jeladó koordináta-rendszerek abszolút koordináta-rendszerbeli transzformációs mátrixai meghatározhatók. Ezeket jelöljük \mathbf{A}_{f_i} -vel. Az abszolút koordináta-rendszer tengelyei legyenek x, y, z , míg a tengelyek irányvektorait jelöljük $\mathbf{i}, \mathbf{j}, \mathbf{k}$ -val (3.12. ábra). Legyen egy tetszőleges helyzethez tartozóan a jeladóhoz kötött koordináta-rendszer transzformációs mátrixa az abszolút koordináta-rendszerben:

$$\mathbf{A}_{f_i} = \begin{bmatrix} a_{11i} & a_{12i} & a_{13i} \\ a_{21i} & a_{22i} & a_{23i} \\ a_{31i} & a_{32i} & a_{33i} \end{bmatrix}. \quad (3.10)$$

A mátrix elemei a következő összefüggésekkel határozhatók meg a Polaris-szal mért adatokból (Ψ, Θ, Φ – pl. 3.1. táblázat, 1. sor):

$$\begin{aligned}
 a_{11i} &= \cos \Theta_i \cos \Psi_i, \\
 a_{12i} &= \cos \Theta_i \sin \Psi_i, \\
 a_{13i} &= -\sin \Theta_i, \\
 a_{21i} &= -\cos \Phi_i \sin \Psi_i + \sin \Phi_i \sin \Theta_i \cos \Psi_i, \\
 a_{22i} &= \cos \Phi_i \cos \Psi_i + \sin \Phi_i \sin \Theta_i \sin \Psi_i, \\
 a_{23i} &= \sin \Phi_i \cos \Theta_i, \\
 a_{31i} &= \sin \Phi_i \sin \Psi_i + \cos \Phi_i \sin \Theta_i \cos \Psi_i, \\
 a_{32i} &= -\sin \Phi_i \cos \Psi_i + \cos \Phi_i \sin \Theta_i \sin \Psi_i, \\
 a_{33i} &= \cos \Phi_i \cos \Theta_i.
 \end{aligned} \tag{3.11}$$



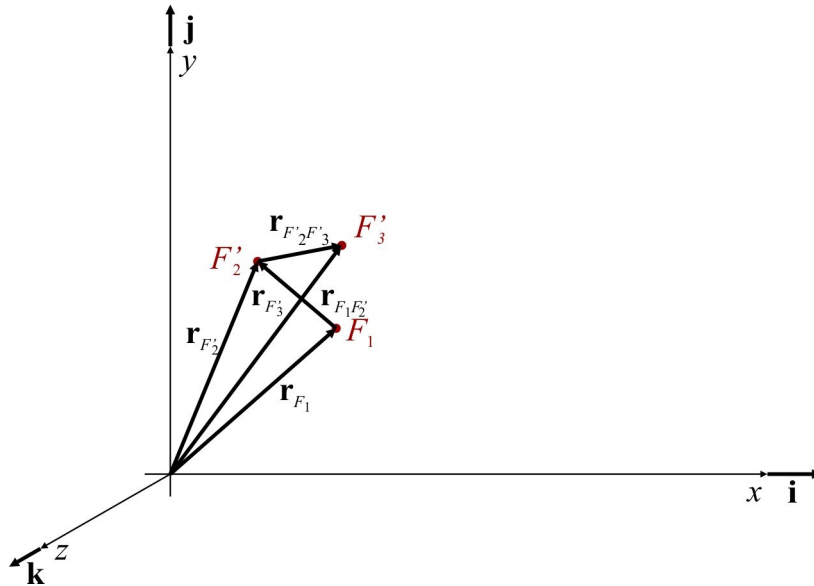
3.13. ábra: Vázlat a markerek transzformálásához

Minden femorális marker helyzetét meghatározzuk (3.13. ábra) (transzformáljuk – F'_i) az F_1 marker mérésekor érvényes, O_1 origójú, \mathbf{A}_{f_1} transzformációs mátrixú femorális jeladó koordináta-rendszerében az alábbi összefüggésekkel:

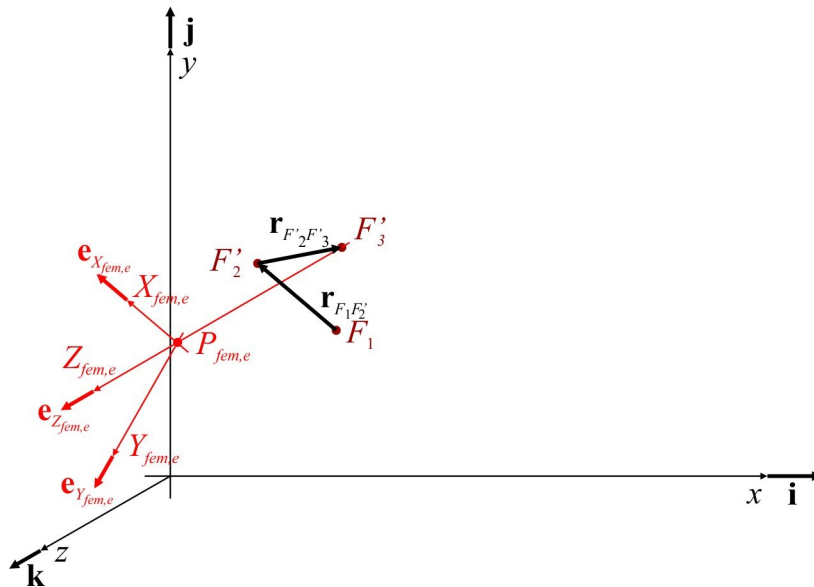
$$\begin{aligned}
 \mathbf{r}_{O_i F_i} &= \mathbf{r}_{F_i} - \mathbf{r}_{O_i}, \\
 \mathbf{s}_{F_i} &= \mathbf{A}_{f_i} \mathbf{r}_{O_i F_i}, \\
 \mathbf{r}_{O_i F'_i} &= \mathbf{A}_{f_i}^{-1} \mathbf{s}_{F_i}, \\
 \mathbf{r}_{F'_i} &= \mathbf{r}_{O_i} + \mathbf{r}_{O_i F'_i}.
 \end{aligned} \tag{3.12}$$

Az átviteli koordináta-rendszer meghatározására szükség van három különböző marker helyének ismerete ugyanabban a koordináta-rendszerben. A markerek egymáshoz viszonyított helyvektorai az abszolút koordináta-rendszerben (3.14. ábra):

$$\begin{aligned} \mathbf{r}_{F_1 F'_2} &= \mathbf{r}_{F'_2} - \mathbf{r}_{F_1}, \\ \mathbf{r}_{F'_2 F'_3} &= \mathbf{r}_{F'_3} - \mathbf{r}_{F'_2}. \end{aligned} \quad (3.13)$$



3.14. ábra: Az átviteli koordináta-rendszer meghatározásához szükséges markerek



3.15. ábra: Az átviteli koordináta-rendszer

Ekkor két markert összekötő egyenes lesz az egyik koordináta-tengely iránya. Ezen tengely ($X_{fem,e}$) egységvektora (3.15. ábra):

$$\mathbf{e}_{X_{fem,e}} = \frac{\mathbf{r}_{F_1 F'_2}}{|\mathbf{r}_{F_1 F'_2}|}. \quad (3.14)$$

A másik koordináta-tengely a három marker által meghatározott síkra merőleges irány. Ez meghatározható a három marker között mutató két helyvektor vektoriális szorzataként. Ezen tengely ($Y_{fem,e}$) egységvektora:

$$\mathbf{e}_{Y_{fem,e}} = \frac{\mathbf{r}_{F_1 F'_2} \times \mathbf{r}_{F'_2 F'_3}}{|\mathbf{r}_{F_1 F'_2} \times \mathbf{r}_{F'_2 F'_3}|}. \quad (3.15)$$

A két koordináta-tengely ismeretében azok irányvektorainak vektoriális szorzataként meghatározható a harmadik koordináta-tengely. A $Z_{fem,e}$ tengely egységvektora:

$$\mathbf{e}_{Z_{fem,e}} = \mathbf{e}_{X_{fem,e}} \times \mathbf{e}_{Y_{fem,e}}. \quad (3.16)$$

Ezek ismeretében az átviteli koordináta-rendszer forgatási mátrixa az abszolút koordináta-rendszerben:

$$\mathbf{A}_{f\acute{a}tv} = \begin{bmatrix} e_{X_{fem,e}x} & e_{X_{fem,e}y} & e_{X_{fem,e}z} \\ e_{Y_{fem,e}x} & e_{Y_{fem,e}y} & e_{Y_{fem,e}z} \\ e_{Z_{fem,e}x} & e_{Z_{fem,e}y} & e_{Z_{fem,e}z} \end{bmatrix}. \quad (3.17)$$

A koordináta-rendszer origója ($P_{fem,e}$) rajta van mind a $Z_{fem,e}$ koordináta-tengelyt kijelölő egyenesen, amelynek egyik pontja az F'_3 marker, mind az $X_{fem,e}$ és $Y_{fem,e}$ koordináta-tengely által meghatározott síkon.

Az F_1 pontra illeszkedő $X_{fem,e} - Y_{fem,e}$ sík egyenlete:

$$A_4 x + B_4 y + C_4 z - D_4 = 0, \quad (3.18)$$

ahol

$$\begin{aligned} A_4 &= e_{Z_{fem,e}x}, \\ B_4 &= e_{Z_{fem,e}y}, \\ C_4 &= e_{Z_{fem,e}z}, \\ D_4 &= A_4 x_{F_1} + B_4 y_{F_1} + C_4 z_{F_1}. \end{aligned}$$

Az origó meghatározása során keressük a fenti egyenlettel leírt sík és az F'_3 -ra illeszkedő $Z_{fem,e}$ tengely dőléspontját:

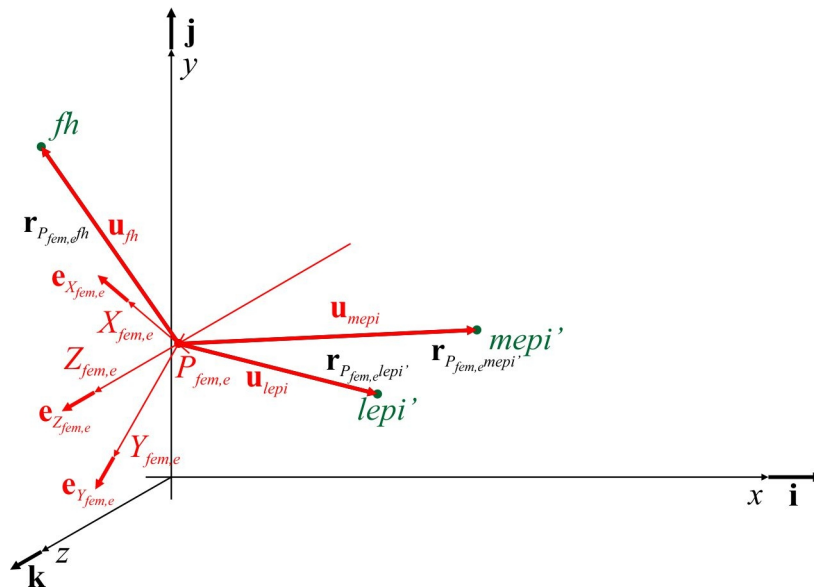
$$\begin{aligned}
 A_4 x_{P_{fem,e}} + B_4 y_{P_{fem,e}} + C_4 z_{P_{fem,e}} - D_4 &= 0, \\
 x_{P_{fem,e}} &= x_{F'_3} + e_{Z_{fem,e},x} t, \\
 y_{P_{fem,e}} &= y_{F'_3} + e_{Z_{fem,e},y} t, \\
 z_{P_{fem,e}} &= z_{F'_3} + e_{Z_{fem,e},z} t.
 \end{aligned}
 \tag{3.19}$$

Az egyenletrendszer megoldásával t meghatározható, amely után az origót jelölő $P_{fem,e}$ pont ismertté válik.

3.4.3. A femorális anatómiai koordináta-rendszer meghatározása a femorális átviteli koordináta-rendszerben

A femuron és a tibián az anatómiai pontokat (a caput femoris középpontjának kivételével) közvetlen méréssel határoztam meg. Ezek pozícióit a korábbiakban elmondottak miatt transzformálni kell a jeladó koordináta-rendszerén keresztül az F_1 marker mérésekor érvényes jeladó koordináta-rendszerébe, majd az abszolút koordináta-rendszerbe. Ez a 3.4.2. pontban leírt módon hajtható végre. Ugyanakkor az fh pont álló pontnak tekinthető az abszolút koordináta-rendszerben, így azt nem kell transzformálni. Ezek után ismert a caput femoris középpontja és a transzformált anatómiai pontok helye az abszolút koordináta-rendszerben ($\mathbf{r}_{lepi'}$, $\mathbf{r}_{mepi'}$, \mathbf{r}_{fh}).

Ezután ezen pontok helyzetét kell meghatározni az átviteli koordináta-rendszerben. Ehhez fel kell írni az átviteli koordináta-rendszer origója ($P_{fem,e}$) és az anatómiai pontok közötti helyvektorokat az abszolút koordináta-rendszerben (3.16. ábra):



3.16. ábra: A femorális anatómiai pontok az átviteli koordináta-rendszerben

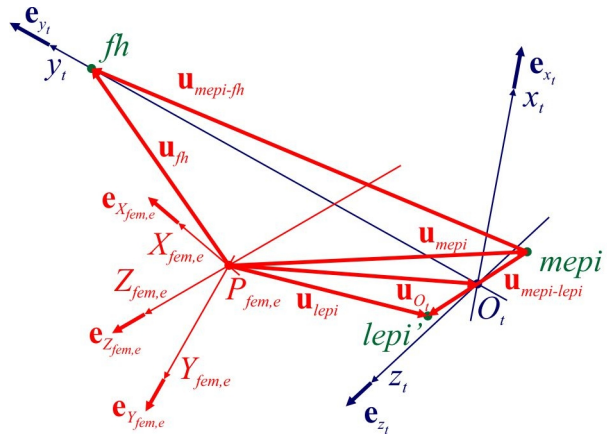
$$\begin{aligned}
 \mathbf{r}_{P_{fem,e}fh} &= \mathbf{r}_{fh} - \mathbf{r}_{P_{fem,e}}, \\
 \mathbf{r}_{P_{fem,e}lepi'} &= \mathbf{r}_{lepi'} - \mathbf{r}_{P_{fem,e}}, \\
 \mathbf{r}_{P_{fem,e}mepi'} &= \mathbf{r}_{mepi'} - \mathbf{r}_{P_{fem,e}}.
 \end{aligned}
 \tag{3.20}$$

Ugyanezen vektorok az átviteli koordináta-rendszerben:

$$\begin{aligned}
 \mathbf{u}_{fh} &= A_{fátv} \mathbf{r}_{P_{fem,e}fh}, \\
 \mathbf{u}_{mepi'} &= A_{fátv} \mathbf{r}_{P_{fem,e}mepi'}, \\
 \mathbf{u}_{lepi'} &= A_{fátv} \mathbf{r}_{P_{fem,e}lepi'}.
 \end{aligned}
 \tag{3.21}$$

A femur anatómiai pontjainak helyeit átszámítottam a femorális átviteli koordináta-rendszerbe (\mathbf{u}_{fh} , $\mathbf{u}_{mepi'}$, $\mathbf{u}_{lepi'}$). Ezek után ezen pontok segítségével felállítom a femur anatómiai koordináta-rendszerét. Az anatómiai koordináta-rendszer ismertetése során definiáltam a koordináta-rendszer irányait és síkjait, valamint annak origóját. Ezek meghatározásához a következő vektorok meghatározására van szükség (3.17. ábra):

$$\begin{aligned}
 \mathbf{u}_{mepi-lepi} &= \mathbf{u}_{lepi'} - \mathbf{u}_{mepi'}, \\
 \mathbf{u}_{mepi-fh} &= \mathbf{u}_{fh} - \mathbf{u}_{mepi'}.
 \end{aligned}
 \tag{3.22}$$



3.17. ábra: A femorális anatómiai koordináta-rendszer

Az O_t pont helye a definíció alapján:

$$\mathbf{u}_{O_t} = \mathbf{u}_{mepi'} + \frac{\mathbf{u}_{mepi-lepi}}{2}.
 \tag{3.23}$$

A koordináta-rendszer x_t tengelye a három pont által meghatározott síkra merőleges tengely, amelynek pozitív iránya előre mutat. Az x_t tengely irányvektorát a 3.22-vel meghatározott két helyvektor vektoriális szorzata adja:

$$\mathbf{e}_{x_t} = \frac{\mathbf{u}_{mepi-fh} \times \mathbf{u}_{mepi-lepi}}{|\mathbf{u}_{mepi-fh} \times \mathbf{u}_{mepi-lepi}|}.
 \tag{3.24}$$

A koordináta-rendszer y_i tengelye az O_i és fh pontokat összekötő egyenes, amelynek pozitív iránya az fh pont felé mutat. Irányvektora

$$\mathbf{e}_{y_i} = \frac{\mathbf{u}_{fh} - \mathbf{u}_{O_i}}{|\mathbf{u}_{fh} - \mathbf{u}_{O_i}|}. \quad (3.25)$$

A z_i tengely a másik két tengelyre merőleges tengely, és azokkal jobbsodrású koordináta-rendszert alkot:

$$\mathbf{e}_{z_i} = \mathbf{e}_{x_i} \times \mathbf{e}_{y_i}. \quad (3.26)$$

Innen a femur anatómiai koordináta-rendszerének transzformációs mátrixa a femorális átviteli koordináta-rendszerben:

$$\mathbf{C}_{f, fanat} = \begin{bmatrix} e_{x_i X_{fem,e}} & e_{x_i Y_{fem,e}} & e_{x_i Z_{fem,e}} \\ e_{y_i X_{fem,e}} & e_{y_i Y_{fem,e}} & e_{y_i Z_{fem,e}} \\ e_{z_i X_{fem,e}} & e_{z_i Y_{fem,e}} & e_{z_i Z_{fem,e}} \end{bmatrix}. \quad (3.27)$$

3.4.4. A tibia anatómiai koordináta-rendszerének meghatározása a tibiális átviteli koordináta-rendszerben

A tibia anatómiai pontjainak helyeit is transzformáltuk 3.4.2. pontban elmondottaknak megfelelően az 1. jelű tibiális marker mérésekor érvényes jeladó koordináta-rendszerén keresztül egy virtuális pozícióba, így ismertek ezen pontok helye az abszolút koordináta-rendszerben ($\mathbf{r}_{lm'}$, $\mathbf{r}_{mm'}$, $\mathbf{r}_{tt'}$, $\mathbf{r}_{hf'}$). Ezután ezen pontok helyzetét kell meghatározni az átviteli koordináta-rendszerben. Ehhez fel kell írni az átviteli koordináta-rendszer origója ($P_{tib,e}$) és az anatómiai pontok közötti helyvektorokat az abszolút koordináta-rendszerben:

$$\begin{aligned} \mathbf{r}_{P_{tib,e} hf'} &= \mathbf{r}_{hf'} - \mathbf{r}_{P_{tib,e}}, \\ \mathbf{r}_{P_{tib,e} tt'} &= \mathbf{r}_{tt'} - \mathbf{r}_{P_{tib,e}}, \\ \mathbf{r}_{P_{tib,e} mm'} &= \mathbf{r}_{mm'} - \mathbf{r}_{P_{tib,e}}, \\ \mathbf{r}_{P_{tib,e} lm'} &= \mathbf{r}_{lm'} - \mathbf{r}_{P_{tib,e}}. \end{aligned} \quad (3.28)$$

Ugyanezen vektorok az átviteli koordináta-rendszerben:

$$\begin{aligned} \mathbf{v}_{hf} &= \mathbf{A}_{tátv} \mathbf{r}_{P_{tib,e} hf'}, \\ \mathbf{v}_{tt} &= \mathbf{A}_{tátv} \mathbf{r}_{P_{tib,e} tt'}, \\ \mathbf{v}_{mm} &= \mathbf{A}_{tátv} \mathbf{r}_{P_{tib,e} mm'}, \\ \mathbf{v}_{lm} &= \mathbf{A}_{tátv} \mathbf{r}_{P_{tib,e} lm'}. \end{aligned} \quad (3.29)$$

A tibia anatómiai pontjainak helyeit átszámítottam a tibiális átviteli koordináta-rendszerbe (\mathbf{v}_{hf} , \mathbf{v}_{tt} , \mathbf{v}_{mm} , \mathbf{v}_{lm}). Ezek után ezen pontok segítségével felállítható a tibia anatómiai koordináta-rendszere. Az anatómiai koordináta-rendszer ismertetése során definiáltam a koordináta-rendszer

irányait és síkjait, valamint annak origóját. Ezek meghatározásához először a következő vektor meghatározására van szükség:

$$\mathbf{v}_{mm-lm} = \mathbf{v}_{lm} - \mathbf{v}_{mm}. \quad (3.30)$$

Az anatómiai koordináta-rendszer origójának helye (O_s):

$$\mathbf{v}_{O_s} = \mathbf{v}_{mm} + \frac{\mathbf{v}_{mm-lm}}{2}. \quad (3.31)$$

Az x_s koordináta-tengely a hf , lm és O_s pontokra fektetett sík normál iránya, pozitív értelme előre felé mutat. Ennek meghatározásához fel kell írni az alábbi vektorokat:

$$\begin{aligned} \mathbf{v}_{O_s-lm} &= \mathbf{v}_{lm} - \mathbf{v}_{O_s}, \\ \mathbf{v}_{O_s-hf} &= \mathbf{v}_{hf} - \mathbf{v}_{O_s}. \end{aligned} \quad (3.32)$$

Az x_s tengely irányvektorát a fenti két helyvektor vektoriális szorzata adja:

$$\mathbf{e}_{x_s} = \frac{\mathbf{v}_{O_s-hf} \times \mathbf{v}_{O_s-lm}}{|\mathbf{v}_{O_s-hf} \times \mathbf{v}_{O_s-lm}|}. \quad (3.33)$$

A z_s tengely az x_s tengely és az O_s-tt szakasz által meghatározott sík normál iránya, pozitív értelme kifelé mutat. Ennek meghatározásához szükség van a következő vektorra:

$$\mathbf{v}_{O_s-tt} = \mathbf{v}_{tt} - \mathbf{v}_{O_s}. \quad (3.34)$$

A z_s tengely egységvektora az x_s tengely egységvektorának és az \mathbf{v}_{O_s-tt} helyvektor vektoriális szorzatából számítható:

$$\mathbf{e}_{z_s} = \frac{\mathbf{e}_{x_s} \times \mathbf{v}_{O_s-tt}}{|\mathbf{e}_{x_s} \times \mathbf{v}_{O_s-tt}|}. \quad (3.35)$$

Az y_s tengely az előző kettő tengelyre merőleges tengely, pozitív értelme proximális irányba mutat:

$$\mathbf{e}_{y_s} = \mathbf{e}_{z_s} \times \mathbf{e}_{x_s}. \quad (3.36)$$

Innen a tibia anatómiai koordináta-rendszerének transzformációs mátrixa a tibiális átviteli koordináta-rendszerben:

$$\mathbf{C}_{t,tanat} = \begin{bmatrix} e_{x_s X_{tib,e}} & e_{x_s Y_{tib,e}} & e_{x_s Z_{tib,e}} \\ e_{y_s X_{tib,e}} & e_{y_s Y_{tib,e}} & e_{y_s Z_{tib,e}} \\ e_{z_s X_{tib,e}} & e_{z_s Y_{tib,e}} & e_{z_s Z_{tib,e}} \end{bmatrix}. \quad (3.37)$$

3.5. Mérés adatok kiértékelése

A folyamatos mérés során a térbeli helymeghatározó rendszer a femurra és a tibiára helyezett jeladói koordináta-rendszereinek helyzetét adja meg az abszolút koordináta-rendszerben ($A_{t,j}; A_{f,j}$, ahol $j=1\dots l$ lásd 3.4.2 pont). A kísérlet időtartamától függően ez az adatállomány $l=800-1500$ adatpárt tartalmaz, időpontokhoz rendelve.

A készülékbe rögzítés során a jeladók helyzete megváltozik, így az átviteli koordináta-rendszerek forgatási mátrixait újra kell számolni az abszolút koordináta-rendszerben ($A_{t,átv,j}; A_{f,átv,j}$). A femur és a tibia anatómiai koordináta-rendszereinek helyzetét a két csonton elhelyezett markerek átviteli koordináta-rendszereiben ismerjük ($C_{t,tanat}; C_{f,fanat}$).

A fentiek következtében a tibia és a femur anatómiai koordináta-rendszerének transzformációs mátrixa az abszolút koordináta-rendszerben:

$$A_{tanat,j} = C_{t,tanat} A_{t,átv,j}, \quad A_{fanat,j} = C_{f,fanat} A_{f,átv,j}. \quad (3.38)$$

Ezután az anatómiai koordináta-rendszerek transzformációs mátrixai a jeladó koordináta-rendszerében:

$$B_{t,tanat,j} = A_{tanat,j} A_{t,j}^{-1}, \quad B_{f,fanat,j} = A_{fanat,j} A_{f,j}^{-1}. \quad (3.39)$$

Az adatállományból minden egyes időpillanathoz tartozóan meghatározható a jeladók egymáshoz viszonyított helyzete. A tibia jeladójának transzformációs mátrixa a femur jeladójának koordináta-rendszerében:

$$B_{f,tjel,j} = A_{t,j} A_{f,j}^{-1}. \quad (3.40)$$

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

$$B_{f,tanat,j} = B_{t,tanat,j} B_{f,tjel,j}. \quad (3.41)$$

Ezen számítások elvégzése után az anatómiai koordináta-rendszerek egymáshoz viszonyított helyzete (a tibia anatómiai koordináta-rendszerének transzformációs mátrixa a femur anatómiai koordináta-rendszerében) meghatározható:

$$D_{f,tanat,j} = B_{f,tanat,j} B_{f,fanat,j}^{-1}. \quad (3.42)$$

A forgatási mátrix elemeit a tibia anatómiai koordináta-rendszer tengelyeihez rendelt egységvektorok skalárvetületei adják a femur anatómiai koordináta-rendszerében:

$$D_{f,tanat,j} = \begin{bmatrix} e_{x_s x_t} & e_{x_s y_t} & e_{x_s z_t} \\ e_{y_s x_t} & e_{y_s y_t} & e_{y_s z_t} \\ e_{z_s x_t} & e_{z_s y_t} & e_{z_s z_t} \end{bmatrix}. \quad (3.43)$$

A mátrix elemeiből a kinematikai jellemzők (flexio-extensio, adductio-abductio, rotatio) számíthatók ezen jellemzők definícióinak ismeretében (2.3.3 pont). Ezek a mennyiségek Euler szögek, így mátrix elemei

$$\begin{aligned}
 e_{x_i, x_t} &= \cos \rho \cos \varphi - \sin \rho \sin \gamma \sin \varphi, \\
 e_{x_i, y_t} &= \cos \rho \sin \varphi + \sin \rho \sin \gamma \cos \varphi, \\
 e_{x_i, z_t} &= -\sin \rho \cos \gamma, \\
 e_{y_i, x_t} &= -\cos \gamma \sin \varphi, \\
 e_{y_i, y_t} &= \cos \gamma \cos \varphi, \\
 e_{y_i, z_t} &= \sin \gamma, \\
 e_{z_i, x_t} &= \sin \rho \cos \varphi + \cos \rho \sin \gamma \sin \varphi, \\
 e_{z_i, y_t} &= \sin \rho \sin \varphi - \cos \rho \sin \gamma \cos \varphi, \\
 e_{z_i, z_t} &= \cos \rho \cos \gamma,
 \end{aligned} \tag{3.44}$$

ha a forgatási sorrend flexio-extensio (φ a z_t tengely körül), adductio-abductio (γ az elforgatott x_t tengely körül) és rotatio (ρ a kétszer elforgatott y_t tengely körül). A mátrix elemeiből a kinematikai mennyiségek:

- flexio-extensio:

$$\varphi = \arctan \left(-\frac{e_{y_i, x_t}}{e_{y_i, y_t}} \right), \tag{3.45}$$

- adductio-abductio:

$$\gamma = \arcsin (e_{y_i, z_t}), \tag{3.46}$$

- rotatio:

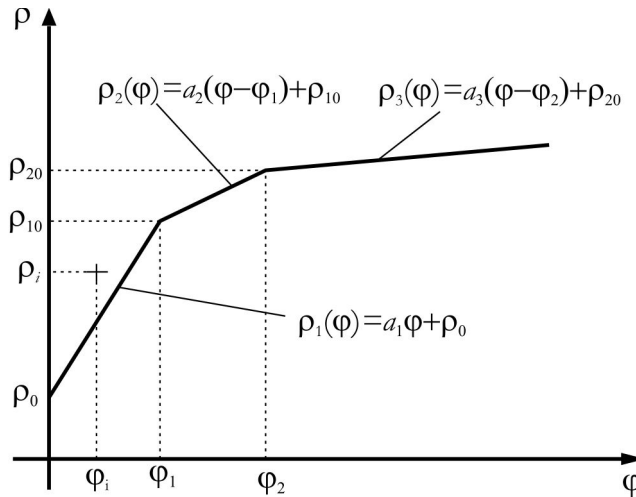
$$\rho = \arctan \left(-\frac{e_{x_i, z_t}}{e_{z_i, z_t}} \right). \tag{3.47}$$

3.6. A célfüggvény létrehozása

Az egészséges emberi térdizület rotatio-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. Ha az egyes szakaszokat a legegyszerűbb függvénnyel közelítem, egy trilineáris függvénnyel modellezem a célfüggvényt.

3.6.1. A kinematikai függvények közelítése trilineáris függvénnyel

Az első szakasz a kényszerített végrotáció szakasza, amely a $0^\circ - \varphi_1$ tartomány (3.18. 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 $\varphi = 0 - 90^\circ$.



3.18. ábra: A trilineáris illesztés vázlatja

Ezen határok által kijelölt szakaszokon közelítem a kinematikai adatokat egy-egy lineáris függvénnyel valamennyi mérési adathalmazra, ahol a pk index az egyes konkrét adathalmazt azonosító változó:

$$\begin{aligned} \rho_{1,pk}(\varphi) &= a_{1,pk} \varphi + \rho_{0,pk}, \\ \rho_{2,pk}(\varphi) &= a_{2,pk} (\varphi - \varphi_1) + \rho_{10,pk}, \\ \rho_{3,pk}(\varphi) &= a_{3,pk} (\varphi - \varphi_2) + \rho_{20,pk}, \end{aligned} \quad (3.48)$$

ahol a függvények folytonosságát biztosítják az illesztés során $\rho_{10,pk}$ és $\rho_{20,pk}$. Ezek számíthatók:

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

A keresett együtthatók: $a_{1,pk}$; $a_{2,pk}$; $a_{3,pk}$; $\rho_{0,pk}$

Először a kényszerített behajlítás szakaszára illeszttem a $\rho_{1,pk}(\varphi)$ függvényt a legkisebb négyzetek elve alapján, a szokásos módon. Az első szakasz meredeksége:

$$a_{1,pk} = \frac{\sum_{j=1}^{n_{1,pk}} \rho_{j,pk} \varphi_{j,pk}}{\sum_{j=1}^{n_{1,pk}} \varphi_{j,pk}^2}.$$

A tengelymetszet:

$$\rho_{0,pk} = \frac{\sum_{j=1}^{n_{1,pk}} \rho_{j,pk} \sum_{j=1}^{n_{1,pk}} \varphi_{j,pk}^2 - \sum_{j=1}^{n_{1,pk}} \varphi_{j,pk} \sum_{j=1}^{n_{1,pk}} \rho_{j,pk} \varphi_{j,pk}}{n_{1,pk} \sum_{j=1}^{n_{1,pk}} \varphi_{j,pk}^2 - \left(\sum_{j=1}^{n_{1,pk}} \rho_{j,pk} \right)^2}.$$

Hasonlóképpen a behajlítás második szakaszára is elvégezhető az illesztés:

$$a_{2,pk} = \frac{\sum_{j=n_{1,pk}+1}^{n_{2,pk}} \rho_{j,pk} (\varphi_{j,pk} - \varphi_1) - \rho_{10,pk} \sum_{j=n_{1,pk}+1}^{n_{2,pk}} (\varphi_{j,pk} - \varphi_1)}{\sum_{j=n_{1,pk}+1}^{n_{2,pk}} (\varphi_{j,pk} - \varphi_1)^2}. \quad (3.49)$$

A behajlítás harmadik szakaszára a második szakaszhoz hasonlóan végezhető el az illesztés, így az egyenes meredeksége a 3.49 összefüggéshez hasonlóan:

$$a_{3,pk} = \frac{\sum_{j=n_{2,pk}+1}^{n_{3,pk}} \rho_{j,pk} (\varphi_{j,pk} - \varphi_2) - \rho_{20,pk} \sum_{j=n_{2,pk}+1}^{n_{3,pk}} (\varphi_{j,pk} - \varphi_2)}{\sum_{j=n_{2,pk}+1}^{n_{3,pk}} (\varphi_{j,pk} - \varphi_2)^2}. \quad (3.50)$$

Ezzel meghatározható a 3.48 összefüggésben látható három függvény együtthatói valamennyi adathalmazra.

3.6.2. A kényszerített végrotáció határának meghatározási módszere

Ezután megvizsgálom az illesztési hibákat. Mindhárom szakaszra külön-külön meghatározom a szórásokat:

$$s_{1,pk} = \sqrt{\frac{\sum_{j=1}^{n_{1,pk}} [\rho_{j,pk} - (a_{1,pk} \varphi_{j,pk} + \rho_{0,pk})]^2}{n_{1,pk} - 2}},$$

$$s_{2,pk} = \sqrt{\frac{\sum_{j=n_{1,pk}+1}^{n_{2,pk}} [\rho_{j,pk} - (a_{2,pk} (\varphi_{j,pk} - \varphi_1) + \rho_{10,pk})]^2}{n_{2,pk} - n_{1,pk} - 2}},$$

$$s_{3,pk} = \sqrt{\frac{\sum_{j=n_{2,pk}+1}^{n_{3,pk}} [\rho_{j,pk} - (a_{3,pk} (\varphi_{j,pk} - \varphi_2) + \rho_{20,pk})]^2}{n_{3,pk} - n_{2,pk} - 2}}.$$

Figyelembe véve azonban azt a tényt, hogy az első és második szakasz határa (φ_1) nem egyértelműen meghatározott és ezen határ anatómiailag fontos, ezért ennek meghatározása fontos feladat. A második szakaszhatárt (φ_2) is meg kell határozni, hiszen az illesztett függvény trilineáris. Ennek jelentősége sokkal kisebb, hiszen ezen a behajlításnál a mozgás szabad mozgássá kezd válni, amelyet különböző körülmények befolyásolhatnak.

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 (3.51). Meghatározom most az illesztés teljes szórását (3.51) 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.

$$S_{\sigma, pk} = \sqrt{\frac{\Delta}{n_{3, pk} - 4}} \quad (3.51)$$

ahol

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

A 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 számítom ki a teljes szórását (3.51). Így kiszámítható az a (φ_1, φ_2) adatkár, amelyek a trilineáris függvény szakaszhatárai lesznek.

3.6.3. 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 adatsorokat eltoljuk $\rho_{0, pk}$ -val. Ennek célja az, hogy egységesen minden mérési adatsor a rotatio-flexio koordináta-rendszer origójából induljon. Így gyakorlatilag minden mérés egy azonos elvi pozícióból indul. Ekkor minden mérési adatsor azonos módon kezelhető. 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. Ha azt szeretnénk elérni, hogy a rotatio-flexio görbe a zérusból induljon, minden egyéb jellemző változatlan maradjon, akkor az ízületi koordináta-rendszer állandó kell maradjon. Csúppán az a tengely változhat, amelyhez a rotatio értékét viszonyítjuk. Ezt a viszonyítási tengelyt a bokapontok határozzák meg. Ennek megfelelően kereshető olyan elvi bokapont helyzet (amelyeket nem kell meghatározni), amely esetén a rotatio a zérusból indul, viszont minden egyéb kinematikai jellemző változatlan marad (mivel az ízületi koordináta-rendszer nem változik).

Az adatsorok eltolása után egy olyan adatfelhőt kapunk, amely adatfelhőre a meghatározott határok között kell illeszteni egy trilineáris függvényt. Az illesztés menete itt is a korábbiakhoz hason-

ló. Először az első szakaszra, a kényszerített végrotatio szakaszára illeszttek egy egyenest. Ezen egyenes az origón megy keresztül, így egyenlete:

$$\rho_{1,kC}(\varphi) = a_{1,kC} \varphi. \quad (3.52)$$

Az illesztést a összes vizsgált ízület összes mérési adatsorra hajtom végre, a legkisebb négyzetek elve alapján, így az $a_{1,kC}$ együttható:

$$a_{1,kC} = \frac{\sum_{p=1}^9 \sum_{j=1}^{n_{1,pk}} \rho_{j,pk} \varphi_{j,pk}}{\sum_{p=1}^9 \sum_{j=1}^{n_{1,pk}} \varphi_{j,pk}^2}.$$

A második szakasz kezdeti rotatio értékét az első szakaszra illesztett függvény φ_1 -beli értéke adja a korábbiak szerint:

$$\rho_{10,kC} = a_{1,kC} \varphi_1.$$

A második szakaszra illesztett függvény a következő:

$$\rho_{2,kC}(\varphi) = a_{2,kC} \varphi + \rho_{10,kC}. \quad (3.53)$$

Így itt csak az egyenes meredekségét kell számítani:

$$a_{2,kC} = \frac{\sum_{p=1}^9 \sum_{j=n_{1,pk}+1}^{n_{2,pk}} \rho_{j,pk} (\varphi_{j,pk} - \varphi_1) - \rho_{10,kC} \sum_{p=1}^9 \sum_{j=n_{1,pk}+1}^{n_{2,pk}} (\varphi_{j,pk} - \varphi_1)}{\sum_{p=1}^9 \sum_{j=n_{1,pk}+1}^{n_{2,pk}} (\varphi_{j,pk} - \varphi_1)^2}. \quad (3.54)$$

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

$$\rho_{20,kC} = a_{2,kC} (\varphi_2 - \varphi_1) + \rho_{10,kC}.$$

A harmadik szakaszra illesztett függvény:

$$\rho_{3,kC}(\varphi) = a_{3,kC} \varphi + \rho_{20,kC}. \quad (3.55)$$

A harmadik szakaszra illesztett függvény első rendű tagjának együtthatója az előzőekhez hasonlóan:

$$a_{3,kC} = \frac{\sum_{p=1}^9 \sum_{j=n_{2,pk}+1}^{n_{3,pk}} \rho_{j,pk} (\varphi_{j,pk} - \varphi_2) - \rho_{20,kC} \sum_{p=1}^9 \sum_{j=n_{2,pk}+1}^{n_{3,pk}} (\varphi_{j,pk} - \varphi_2)}{\sum_{p=1}^9 \sum_{j=n_{2,pk}+1}^{n_{3,pk}} (\varphi_{j,pk} - \varphi_2)^2}.$$

A teljes célfüggvény szórása a három szakaszon:

$$\begin{aligned}
 s_{1,kC} &= \sqrt{\sum_{p=1}^9 \left(\frac{\sum_{j=1}^{n_{1,pk}} [(\rho_{j,pk} - \rho_{0,pk}) - a_{1,kC} \varphi_{j,pk}]^2}{n_{1,pk} - 2} \right)}, \\
 s_{2,kC} &= \sqrt{\sum_{p=1}^9 \left(\frac{\sum_{j=n_{1,pk}+1}^{n_{2,pk}} [(\rho_{j,pk} - \rho_{0,pk}) - (a_{2,kC} (\varphi_{j,pk} - \varphi_1) + \rho_{10,kC})]^2}{n_{2,pk} - n_{1,pk} - 2} \right)}, \\
 s_{3,kC} &= \sqrt{\sum_{p=1}^9 \left(\frac{\sum_{j=n_{2,pk}+1}^{n_{3,pk}} [(\rho_{j,pk} - \rho_{0,pk}) - (a_{3,kC} (\varphi_{j,pk} - \varphi_2) + \rho_{20,kC})]^2}{n_{3,pk} - n_{2,pk} - 2} \right)}.
 \end{aligned}$$

4. EREDMÉNYEK

A következőkben részletesen ismertetem az eredményeimet, amelyeket az elvégzett kísérletek adatainak a korábbiakban leírt módszerrel történő kiértékelésével kaptam. Ismertetem a mérési adatokra illesztett trilineáris függvényeket, majd ezek után leírom a kísérleteim alapján definiálható célfüggvényt. Mindezen eredményeket összefoglalva megfogalmazom az új tudományos eredményeimet.

4.1. A kísérleti vizsgálatok értékelése

4.1.1. A kísérleti vizsgálatok eredményei

4.1.1.1. A vizsgálatok paraméterei

Az 2.7. alfejezetben leírtak szerint az adductio-abductionnak a klinikai gyakorlatban sokkal kisebb a jelentősége, mint a rotationak, ezért azzal a továbbiakban nem foglalkoztam. Az irodalmi áttekintés alapján látható volt, hogy a különböző szerzők eredményei csak fenntartásokkal hasonlíthatók össze. Ennek egyik oka, hogy a rotatio-flexio értékekre sok paraméternek van hatása, amelyekből sokkal nem foglalkoznak, vagy nem közlik kellő pontossággal, így értékük nem ismert. A másik ok az, hogy a szerzők másként ítélik meg azt, hogy mely paramétereket zárnak ki és melyeket nem. Ezen felsorolt okok miatt kísérleteimet a következő, jól definiált paraméterek rögzítése mellett végeztem el:

- a kísérleti modell cadaver térdízület,
- a vizsgálati módszer a 3.2. 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 térdízületű egyedek,
- a mérési beállítás hibája: az ízület pozicionálása jellemző pontok segítségével,
- a mérőrendszer hibája: a Polaris mérőrendszer mérési hibája

4.1.1.2. A hibaokozó tényezők

A továbbiakban a mérési adatsorok jelölésére a pk indexet használom. A pk index értékeit a 4.1. táblázat mutatja.

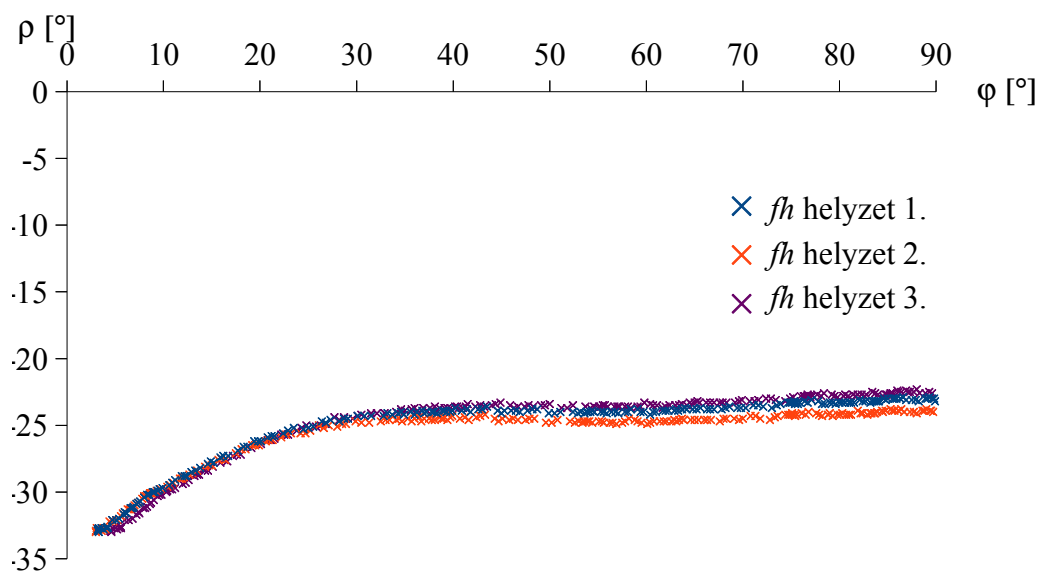
4.1. táblázat: A pk index értékei

(p – az ízület sorszáma; k – az adatsor sorszáma; EPI – a femorális anatómiai koordináta-rendszer meghatározó pontok: epicondylusok; FFC – a femorális anatómiai koordináta-rendszer meghatározó pontok: FFC pontok; Tip. 1. – 1. típusú mérés; Tip. 2. – 2. típusú mérés)

		p	k								
			P01J	P02J	P04J	P04B	P07J	P07B	P09J	P11J	P11B
			1	2	3	4	5	6	7	8	9
EPI	Tip.2	1	11	21	31	41	51	61	71	81	91
	Tip.1	2	12	22	32	42	52	62	72	82	92
FFC	Tip.2	3	13	23	33	43	53	63	73	83	93
	Tip.1	4	14	24	34	44	54	64	74	84	94

A további vizsgálódások előtt bemutatom, hogy az anatómiai koordináta-rendszer felvételének pontatlansága hogyan befolyásolja a kapott rotatio-flexio görbéket és ebből milyen általános következtetések vonhatók le. A hibákat számszerűen nem értékelem, célom csupán annak eldöntése, hogy a továbbiakban mely hibaokozó tényezőkkel érdemes behatóbban foglalkozni.

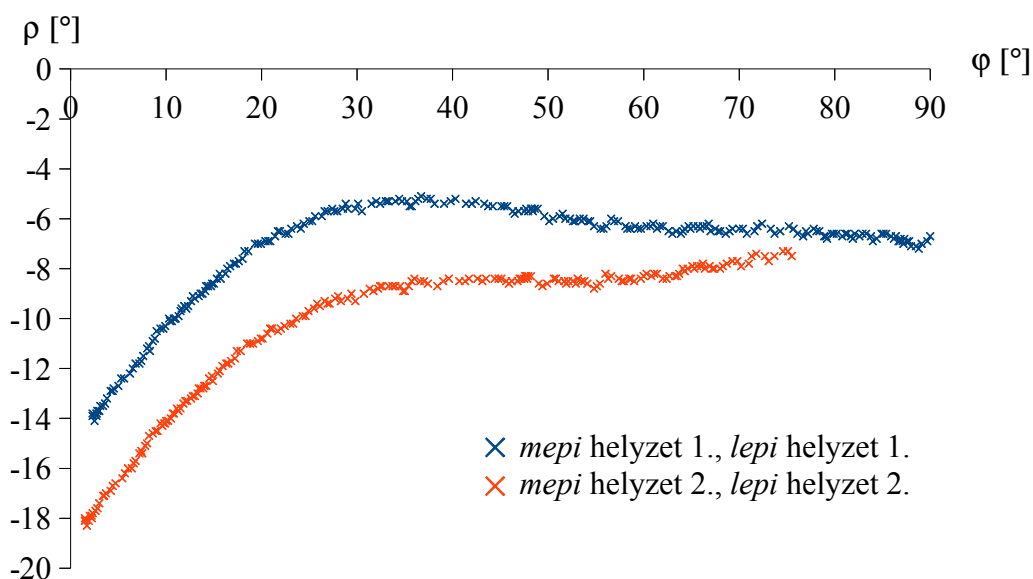
A caput femoris középpont meghatározásának pontatlansága lényegében kis mértékben befolyásolja a mérések eredményeit (4.1. ábra). Ennek oka, hogy a caput femoris középpontja a femorális anatómiai koordináta-rendszer origójától messze helyezkedik el (sokkal messzebb, mint a többi anatómiai pont), míg a többi anatómiai pont meghatározási pontatlansága sokkal nagyobb szöghibát eredményez a koordináta-rendszer x_i és z_i tengelyeinek irányában.



4.1. ábra: A caput femoris középpont meghatározási pontatlanságának hatása a rotatio-flexio diagramra három mért helyzet alapján

(fh – caput femoris középpont; $p=5$; $k=4$; φ – flexio-extensio; ρ – rotatio)

Ennek megfelelően ezen anatómiai pontok meghatározási pontatlansága, vagyis a femorális keresztengely irányának hibája jelentősen befolyásolja a rotatio mértékét (Bíró et al. 2008). Mind-ezen felül, mivel a flexio-extensio a VAKHUM típusú szögértelmezésben az első Euler típusú



4.2. ábra: A femorális kereszttengety 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)

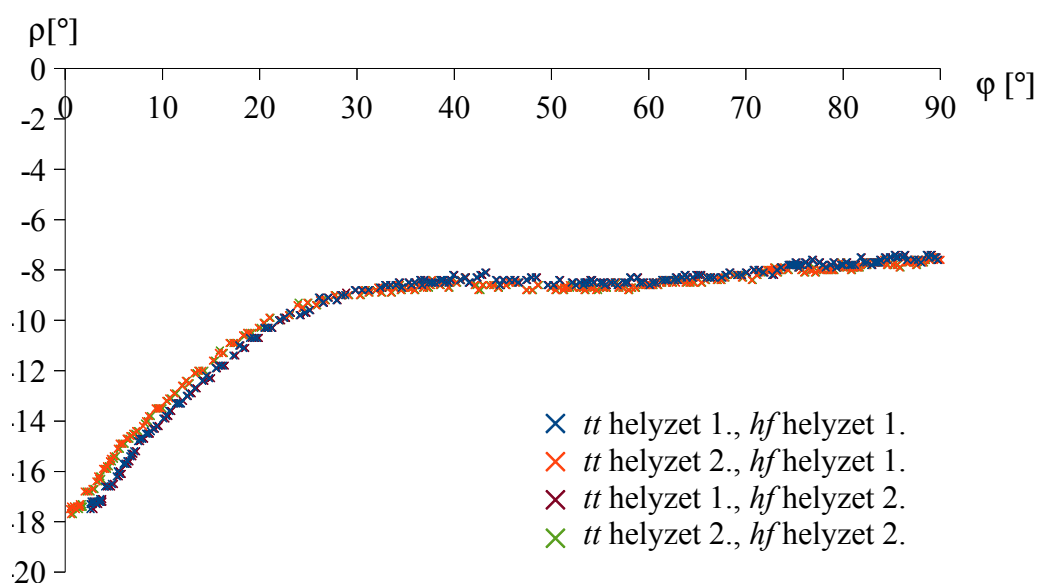
szög, és annak tengelyét a femorális kereszttengety határozza meg, így ez a szöghiba nemcsak a rotatio nagyságát, hanem annak jellegére is hatással van (4.2. ábra).

Látható, hogy az epicondylus medialis és lateralis minél pontosabb meghatározása milyen fontos feladat, hiszen ezen anatómiai pontok helyének bizonytalansága nem csak a rotatio mértékét, hanem a függvény jellegét is befolyásolja. A pontosságot kétféleképpen növelhetjük. Egyrészt növelni kell ezen anatómiai pontok meghatározásának pontosságát. Ehhez többszöri ismétléssel kell meghatározni az epicondylusok helyzetét. Így a többszöri ismétlések átlagaként pontosítható ezek helyzete. Másrészt kereshetők olyan anatómiai pontok (pl. FFC pontok) ezen epicondylaris pontok helyett, amelyek mérése ugyanolyan számú ismétlés mellett nagyobb pontosságot eredményez (2.3.2. pont). Módosítva az eredeti femorális koordináta-rendszer definíciót a pontosabban meghatározható pontokat használom annak felvételére.

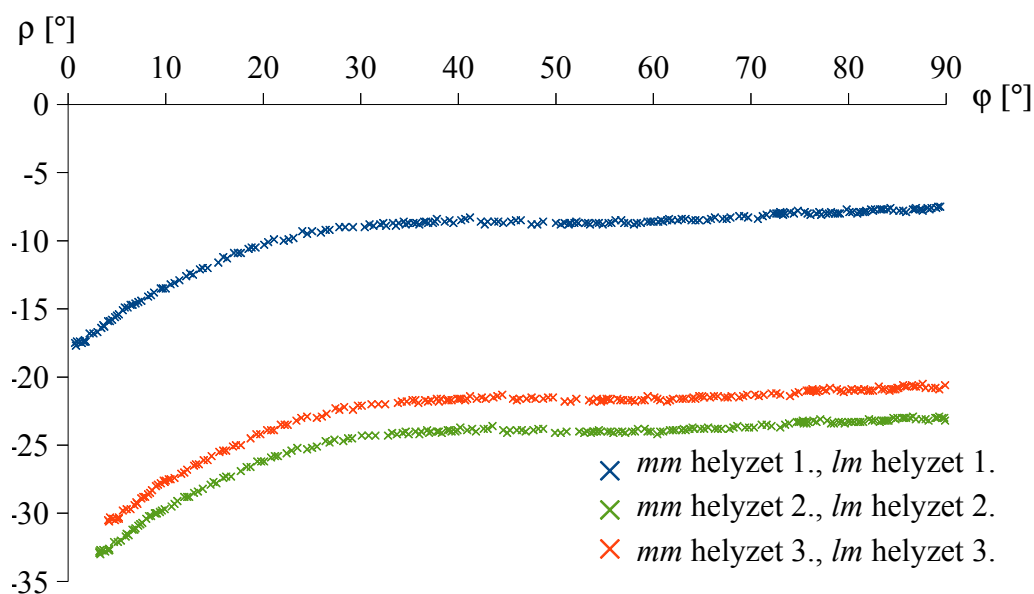
Hasonlóan elvégzem a tibiai anatómiai pontok meghatározási pontatlanságának hibaokozó hatásának elemzését is. A tibián négy anatómiai pont található. A caput fibulae és a tuberositas tibiae messze helyezkedik el az anatómiai koordináta-rendszer origójától, így azok meghatározási pontatlansága csak minimálisan befolyásolja a rotatio tengelyének irányát, ezáltal a rotatio értékére gyakorlatilag nincs hatással (4.3. ábra).

Ezzel szemben a malleolus medialis és a malleolus lateralis közel van az origóhoz, így azok meghatározási pontatlansága nagy hibát okoz az x_s és a z_s tengelyek irányában. Ezen tengelyekhez viszonyítjuk a rotatio értékét, ezért ezen tengelyek meghatározásának pontossága lényegesen befolyásolja a rotatio értékét (4.4. ábra).

Az ábrából levonható az a következtetés, hogy a bokapontok meghatározási pontossága úgy befolyásolja a tengelyek irányát, hogy a rotatio-felxió függvények párhuzamosan tolódnak el. Ennek oka az, hogy a VAKHUM típusú ízületi koordináta-rendszer szögértelmezése szerint a rotatio a harmadik Euler-típusú szög a flexio-extensio, adductio-abductio, rotatio szöghármasban. Vagyis található olyan elvi bokapont helyzet, amely esetén a rotatio értéke nullából indul. Azonban ezen pontok meghatározására nincs szükség.



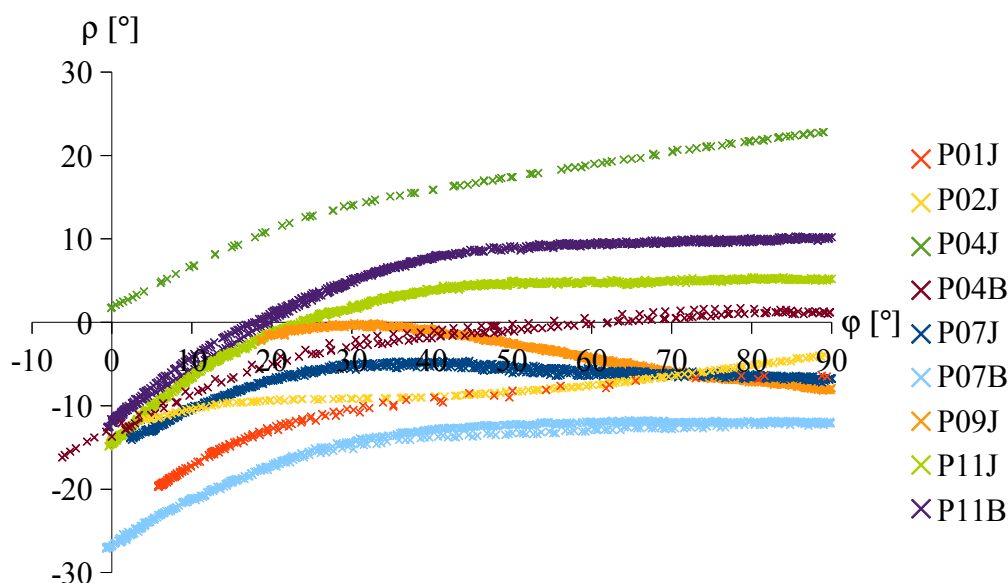
4.3. ábra: A tibiális hossz tengelyt kijelölő pontok meghatározási pontatlanságának hatása a rotatio-flexio diagramra két-két mért helyzet alapján
(*tt* – tuberositas tibiae; *hf* – caput fibulae; $p=5$; $k=4$; φ – flexio-extensio; ρ – rotatio)



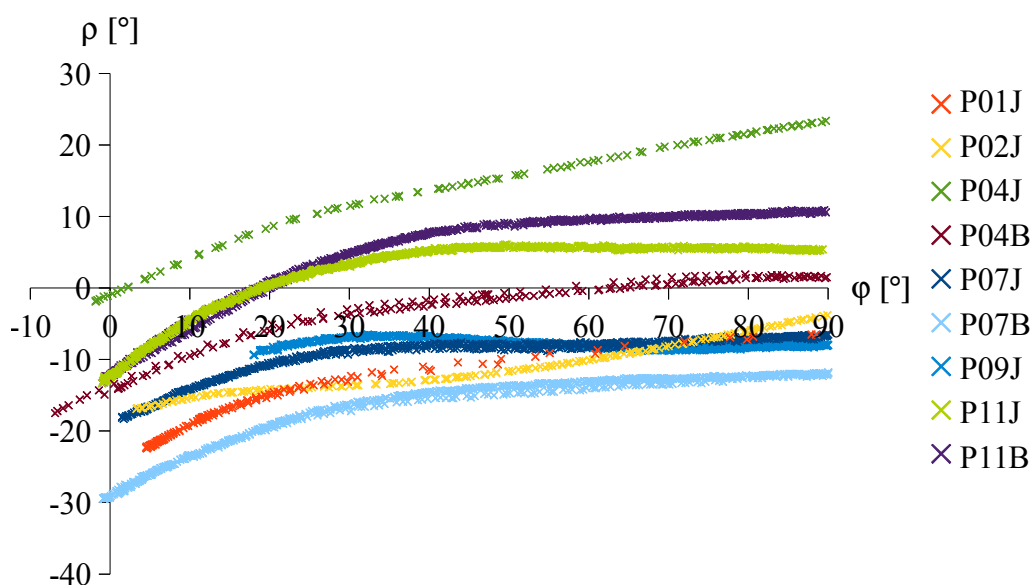
4.4. ábra: A tibiális kereszt tengelyt kijelölő pontok meghatározási pontatlanságának hatása a rotatio-flexio diagramra három-három mért helyzet alapján
(*mm* – malleolus medialis; *lm* – malleolus lateralis; $p=5$; $k=4$; φ – flexio-extensio; ρ – rotatio)

4.1.1.3. A mérések eredményei

A 3.5. pontban részletezett kiértékelési módszerrel a tíz cadaver ízületen elvégzett mérésekből a 4.1.1.1. pontban leírt paraméterek rögzítése és a durva hibák kizárása után a 4.5. ábrán és az M.3. mellékletben látható rotatio-flexio görbéket kaptam.



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



4.6. ábra: A rotatio – flexio mérési eredmények
($k=4$; φ – flexio-extensio; ρ – rotatio)

A 2.3.3. pontban részletezett femorális anatómiai koordináta-rendszer pontosabb felvétele érdekében módosítom annak definícióját. Ezt oly módon teszem, hogy az epicondyláris pontok helyett az FFC pontokat használom a koordináta-rendszer felvételéhez. Ezen változtatással a rotatio-flexio görbék a következőképpen néznek ki (4.6. ábra).

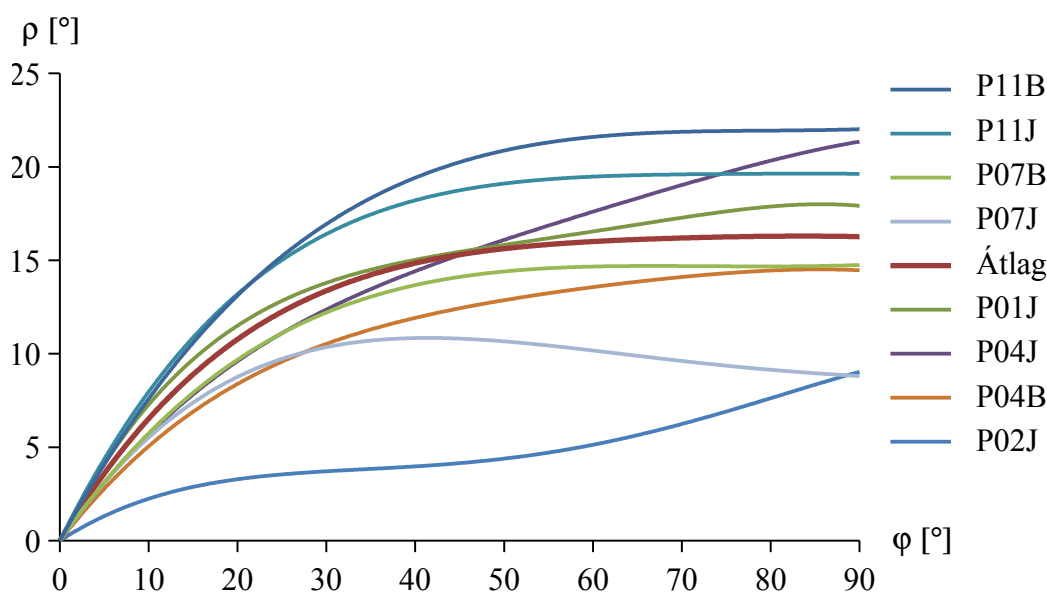
A 4.1.1.2. pontban ismertetettek szerint a tibiális kereszttengety hibaokozó hatásának következtében a rotatio-flexio függvényt úgy tudjuk a koordináta-rendszer origójába tolni, ezáltal a méréseket összehasonlíthatóvá tenni, hogy a kapott mérési adatsorra illesztett függvények 0 flexiohoz tartozó rotatio értékét kivonjuk a mérési adatokból.

A fent elmondottak alapján a 4.6. ábrán bemutatotthoz hasonlóan a felhasználható mérési adatokból meghatározhatjuk a rotatio-flexio görbét mindkét terhelési típusra, és mind az epicondyláris, mind az FFC pontok használatával (M.5. melléklet).

A rotatio-flexio görbékre egyszerűen illeszthető negyedfokú polinom. A polinom egyenlete

$$\rho_{pk}(\varphi) = d_{1,pk} \varphi^4 + d_{2,pk} \varphi^3 + d_{3,pk} \varphi^2 + d_{4,pk} \varphi + \rho'_{0,pk} \quad (4.1)$$

A mérések összehasonlításához, általános következtetések levonásához első lépésben, átmenetileg – éppen ezért a módszer részletezése nélkül – ezt fogom használni. A 4.7. ábrán láthatók az 1. típusú terhelés esetén mért rotatióra illesztett polinomok (4.1), amelyeket $\rho'_{0,pk}$ értékkel eltolva az origóba transzformáltam. Ekkor a kiértékeléshez az epicondyláris pontok felhasználásával létrehozott anatómiai koordináta-rendszert használtam. Ugyanígy elvégezhető az illesztés a 2. típusú terhelés esetére is, és az FFC pontok használatával kapott adatokra. A 4.7. ábrán látható polinomok együtthatói a 4.2. táblázatban láthatók.



4.7. ábra: A mérési adatokra illesztett negyedfokú polinomok az origóba transzformálás után ($k=2$; φ – flexio-extensio; ρ – rotatio)

4.2. táblázat: A mérési adatokra illesztett polinomok (4.1) együtthatói ($k=2$)

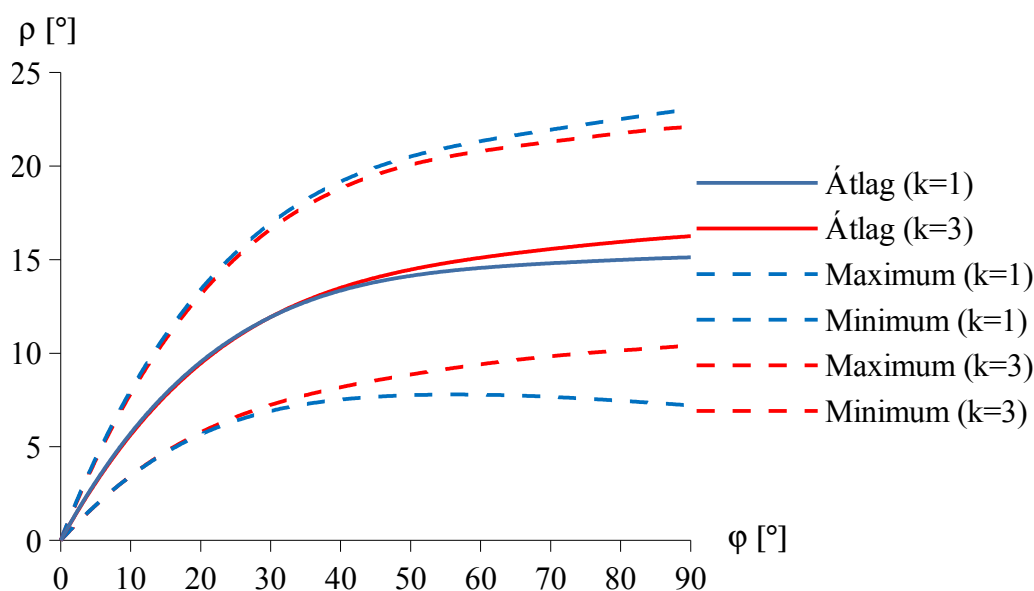
p	$d_{1,pk} \cdot 10^{-7}$	$d_{2,pk} \cdot 10^{-4}$	$d_{3,pk} \cdot 10^{-2}$	$d_{4,pk}$	$\rho'_{0,pk}$
1	-11	2,543	-2,222	0,927	-24,36
2	-5,8	1,332	-0,964	0,309	-12,75
3	-5,2	1,283	-1,225	0,679	1,412
4	-4,8	1,191	-1,188	0,613	-13,41
5	-4,1	1,311	-1,509	0,691	-15,83
6	-1,8	0,779	-1,129	0,681	-26,91
8	-4,7	1,486	-1,784	0,961	-14,54

p	$d_{1,pk} \cdot 10^{-7}$	$d_{2,pk} \cdot 10^{-4}$	$d_{3,pk} \cdot 10^{-2}$	$d_{4,pk}$	$\rho_{0,pk}$
9	-1,1	6,97	-1,24	0,877	-12,05

A polinom illesztések után a meghatározott rotatio-flexio görbéket átlagolom és meghatározom a görbék szórását. Az átlagolás során a különböző mérési adatsorokra illesztett, transzformált polinomok azonos flexiohoz tartozó rotatio értékeit átlagoltam, valamint meghatároztam minden flexio értékhez tartozóan a rotatio értékek szórását. Ezen rotatio átlagértékekre illesztettem szintén negyedfokú polinomokat, amelyek együtthatóit mutatja a 4.3. táblázat. Az átlag polinom egyenlete

$$\rho_k(\varphi) = d_{1,k} \varphi^4 + d_{2,k} \varphi^3 + d_{3,k} \varphi^2 + d_{4,k} \varphi \quad (4.2)$$

Azonos mérési típushoz ($k=1, 3$) tartozóan az átlag polinomokat és azok hibáját mutatja 4.8. ábra.



4.8. ábra: Az illesztett polinomok átlagai, a mérések hibájával ($k=1, 3$; φ – flexio-extensio; ρ – rotatio)

4.3. táblázat: Az átlag polinom (4.2) függvények együtthatói

k	$d_{1,k} \cdot 10^{-7}$	$d_{2,k} \cdot 10^{-4}$	$d_{3,k} \cdot 10^{-2}$	$d_{4,k}$
1	-3,711	1,066	-1,161	0,6192
2	-4,762	1,325	-1,405	0,7164
3	-3,768	1,042	-1,095	0,6044
4	-4,736	1,285	-1,324	0,6955

Megállapítható, hogy a görbék átlagai alig térnek el egymástól, ugyanakkor az FFC pontok segítségével meghatározott görbék szórása sokkal kisebb. Ebből azt a következtetés vonható le, hogy a kisebb szórás miatt az FFC pontok (hátránya, hogy meghatározásához képző eljárás használata szükséges) használata sokkal célszerűbb a mérések kiértékelése során. Ugyanakkor az epicondylaris pontok sokkal egyszerűbb meghatározása miatt (fizikálisan megjelenő, könnyen meg-

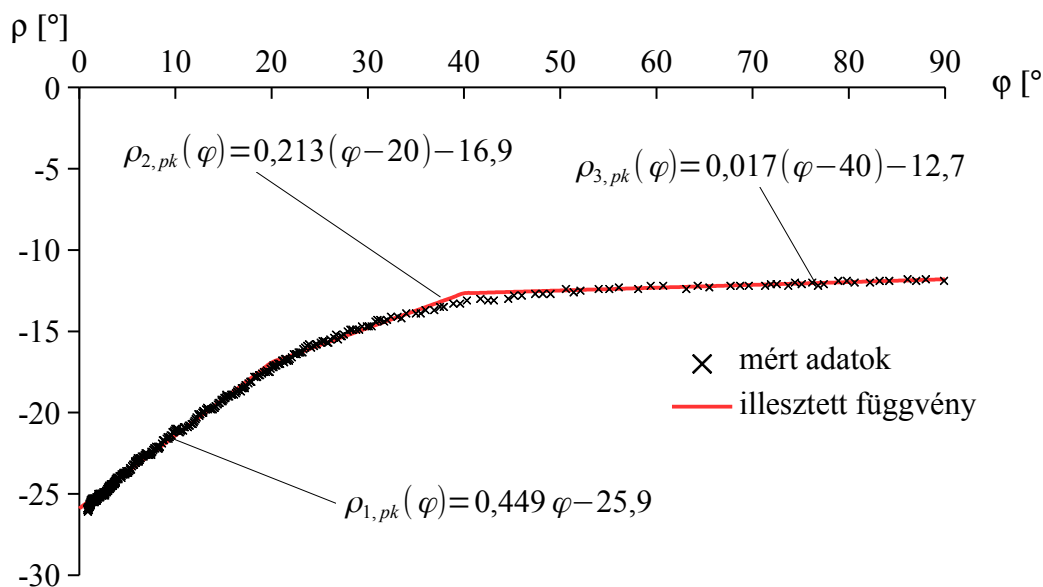
határozható) a nagyszámú mérés gyors lebonyolításához sokkal célszerűbb az epicondyláris pontok használata.

4.1.2. A Célfüggvény együtthatói

4.1.2.1. A kényszerített végrotáció határának meghatározása

A korábbiakban említettek szerint mindkét típusú mérést kétféleképpen értékeltem ki. A kiértékelések közötti különbséget a femorális anatómiai koordináta-rendszer felvételéhez használt anatómiai pontok különbözősége adja.

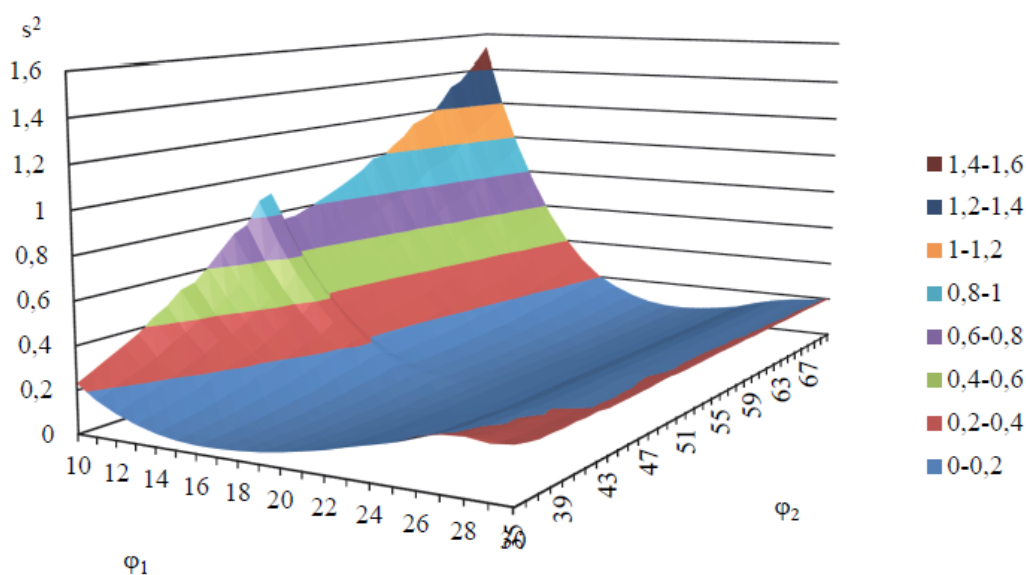
A mérési adatokból meghatározott rotatio adatokra illeszttem a 3.6.1. pontban részletezett trilineáris függvényt az ott leírt módszerrel. Erre látható egy példa a 4.9. ábrán. Minden mérési adatra az illesztést elvégeztem a $\varphi_1=10-30^\circ$, és $\varphi_2=35-70^\circ$ -os tartományt alapul véve. Így a szórásnégyzet a φ_1 és φ_2 szakaszhatárok függvényében a 3.51-es szórásfüggvény felhasználásával a 4.10. ábrán látható módon alakul. A szórás függvény minimumhelyei 4.4. táblázat szerint alakulnak.



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

4.4. táblázat: A trilineáris illesztés határai (φ_1 [°], φ_2 [°]) mérési beállításonként

k	p		P01J		P02J		P04J		P04B		P07J		P07B		P09J		P11J		P11B	
			1		2		3		4		5		6		7		8		9	
			φ_1	φ_2	φ_1	φ_2	φ_1	φ_2	φ_1	φ_2	φ_1	φ_2	φ_1	φ_2	φ_1	φ_2	φ_1	φ_2	φ_1	φ_2
1	EPI	Tip.2	17	36	12	53	21	70	19	67	18	35	18	35	18	35	17	35	15	38
2		Tip.1	16	36	14	52	20	35	20	43	21	35	18	38			16	39	20	42
3	FFC	Tip.2	16	35	11	50	18	70	18	68	18	35	18	35	18	35	16	35	15	38
4		Tip.1	15	35	12	51	21	35	21	58	22	35	18	38			15	38	19	41



4.10. 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)

Az eredmények áttekintéséből valószínűsíthető, hogy a P02J ($p=2$) méréshez tartozó φ_1 értékek durva hibát képezhetnek. A továbbiakban elvégeztem ennek vizsgálatát F-próbával (4.5. táblázat). A φ_2 értékek durva hiba vizsgálatát nem végzem el, a durva hiba szűrését csak φ_1 értéktől teszem függővé. Ennek oka – amellet, hogy a φ_1 szögnek a kényszerített végrotáció okán orvosi jelentősége nagyobb – az, hogy a φ_2 szögnél a mozgás szabad mozgássá válik, így ennek értékét a korábbiakban elmondottaknak megfelelően a mérési hibák jelentősen befolyásolhatják. Látható, hogy a P02J mérés kiértékelésekor kapott végrotáció érték a $k=3$ mérés esetén durva hibát képez, így a P02J mérést ki kell zárni a további vizsgálatokból ezen méréstípus esetében. A durva hibák kizárása után képeztem a mérési sorozatokhoz tartozó végrotáció értékek átlagát, amellyel meghatároztam két mérési típus kétféle kiértékelése esetén a kényszerített végrotációk értékét. Ezután képezem ezek átlagát:

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

4.5. táblázat: A P02J ($p=2$) mérési beállítás durva hiba vizsgálata F próbával

k			$\bar{\varphi}_{1,k} [^\circ]$	$s_{1,k} [^\circ]$	n_k [db]	$\nu_{\text{tábl.}}$	ν_k		$\bar{\varphi}_{1,k} [^\circ]$	$s_{1,k} [^\circ]$
1	EPI	Tip.2	18,875	1,615	8	4,4	3,64	Nem durva hiba	17,88	1,73
2		Tip.1	18,714	1,906	7	4,73	2,47	Nem durva hiba	18,13	2,15
3	FFC	Tip.2	17,125	1,166	8	4,4	5,25	Durva hiba	17,13	1,25
4		Tip.1	18,714	2,657	7	4,73	2,53	Nem durva hiba	17,88	3,01

A négy mérési sorozat kényszerített végrotáció átlagainak szórása:

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

A kényszerített végrotáció határa 95%-os valószínűséggel:

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

4.6. táblázat: A szabad mozgás határának átlagai

k			$\bar{\varphi}_{2,k} [^\circ]$	$s_{2,k} [^\circ]$
1	EPI	Tip.2	43,875	15,25
2		Tip.1	40	3,742
3	FFC	Tip.2	43,875	15,55
4		Tip.1	41,375	8,38

Figyelembe kell venni, hogy ezen eredmény kilenc ízület vizsgálata alapján került meghatározásra. Ha a mérések számát növelnénk, az értéket pontosíthatnánk. Az anatómia sajátosságait figyelembe véve a kényszerített végrotáció határa kerekítéssel 20° -nak tekinthető (10%-os kerekítés). Ezek után meg kell határozni a φ_2 határ értékét is. Ezen határ átlagait mutatja a 4.6. táblázat mérési és kiértékelési típusonként. Ezek átlagaként adódik, az előzőekben alkalmazottakhoz hasonlóan, a szabad mozgás határa:

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

Az átlagok átlagának szórása:

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

A szabad mozgás határa 95%-os valószínűséggel:

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

A számítások eredményeként, figyelembe az anatómia sajátosságait, a szabad mozgás határa kerekítéssel $\varphi_2 = 40^\circ$ (5%-os kerekítés). A 4.1.2.2. alfejezetben meghatároztam a célfüggvények együtthatóit a számított középértékekkel ($\varphi_1 = 18^\circ, \varphi_2 = 42^\circ$, 4.11. táblázat) a kerekített értékek mellett. Ennek eredményeként megállapítottam, hogy a kényszerített végrotáció szakaszán a 10% kerekítés átlagosan 2,6%, amelyet személetesen mutat a 4.12. ábra. Ezért – az anatómiai különbségek és a mintaszám miatt – célszerű a határokat kerek számban megadni.

4.1.2.2. Az illesztett trilineáris függvények 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, a 3.6.1. pontban részletezett módon elvégzett illesztések esetén, az illesztett függvények együtthatói a 4.7. táblázatban összefoglaltak szerint alakulnak. Az illesztést nem kell elvégezni a korábbi eredményeknek megfelelően a P02J mérés 1. mérési típusa esetében.

4.7. táblázat: A trilineáris függvények együtthatói

p	k			$a_{1,pk}$	$a_{2,pk}$	$a_{3,pk}$	$\rho_{0,pk}$	$\rho_{10,pk}$	$\rho_{20,pk}$	
1	1	P01J	EPI	2. típus	0,460	0,148	0,069	-22,1	-12,9	-9,9
	1. típus			0,541	0,125	0,070	-22,7	-11,9	-9,4	
	3		FFC	2. típus	0,459	0,151	0,111	-24,2	-15,0	-11,9
	4			1. típus	0,532	0,132	0,110	-24,6	-14,0	-11,3
2	1	P02J	EPI	2. típus						
	2			1. típus	0,163	-0,010	0,097	-12,2	-9,0	-9,2
	3		FFC	2. típus						
	4			1. típus	0,177	0,030	0,177	-17,4	-13,8	-13,2
3	1	P04J	EPI	2. típus	0,434	0,208	0,168	1,6	10,3	14,5
	2			1. típus	0,477	0,247	0,134	1,8	11,4	16,3
	3		FFC	2. típus	0,442	0,221	0,226	-1,2	7,7	12,1
	4			1. típus	0,488	0,253	0,192	-0,9	8,9	13,9

p	k				$a_{1,pk}$	$a_{2,pk}$	$a_{3,pk}$	$\rho_{0,pk}$	$\rho_{10,pk}$	$\rho_{20,pk}$
4	1	P04B	EPI	2. típus	0,397	0,119	0,096	-13,4	-5,4	-3,1
	1. típus			0,447	0,149	0,062	-13,3	-4,4	-1,4	
	3		FFC	2. típus	0,403	0,128	0,118	-14,3	-6,2	-3,7
	4			1. típus	0,449	0,163	0,082	-14,2	-5,2	-2,0
5	1	P07J	EPI	2. típus	0,367	0,087	-0,038	-14,2	-6,9	-5,2
	2			1. típus	0,415	0,096	-0,052	-14,7	-6,4	-4,5
	3		FFC	2. típus	0,377	0,112	0,027	-18,2	-10,7	-8,4
	4			1. típus	0,424	0,120	0,014	-18,6	-10,2	-7,8
6	1	P07B	EPI	2. típus	0,449	0,213	0,017	-25,9	-16,9	-12,7
	2			1. típus	0,493	0,194	0,018	-26,5	-16,6	-12,7
	3		FFC	2. típus	0,459	0,234	0,052	-28,3	-19,1	-14,4
	4			1. típus	0,501	0,217	0,053	-28,8	-18,8	-14,5
7	1	P09J	EPI	2. típus	0,364	-0,043	-0,162	-7,1	0,2	-0,7
	2			1. típus						
	3		FFC	2. típus	0,378	0,015	-0,044	-14,5	-6,9	-6,6
	4			1. típus						
8	1	P11J	EPI	2. típus	0,627	0,186	0,017	-14,3	-1,8	1,9
	2			1. típus	0,689	0,205	0,034	-14,0	-0,2	3,9
	3		FFC	2. típus	0,621	0,157	-0,004	-12,4	0,0	3,2
	4			1. típus	0,680	0,178	0,011	-12,0	1,6	5,2
9	1	P11B	EPI	2. típus	0,600	0,286	0,027	-11,6	0,4	6,2
	2			1. típus	0,652	0,340	0,046	-11,7	1,4	8,2
	3		FFC	2. típus	0,609	0,294	0,042	-12,0	0,2	6,1
	4			1. típus	0,661	0,347	0,060	-12,1	1,1	8,1

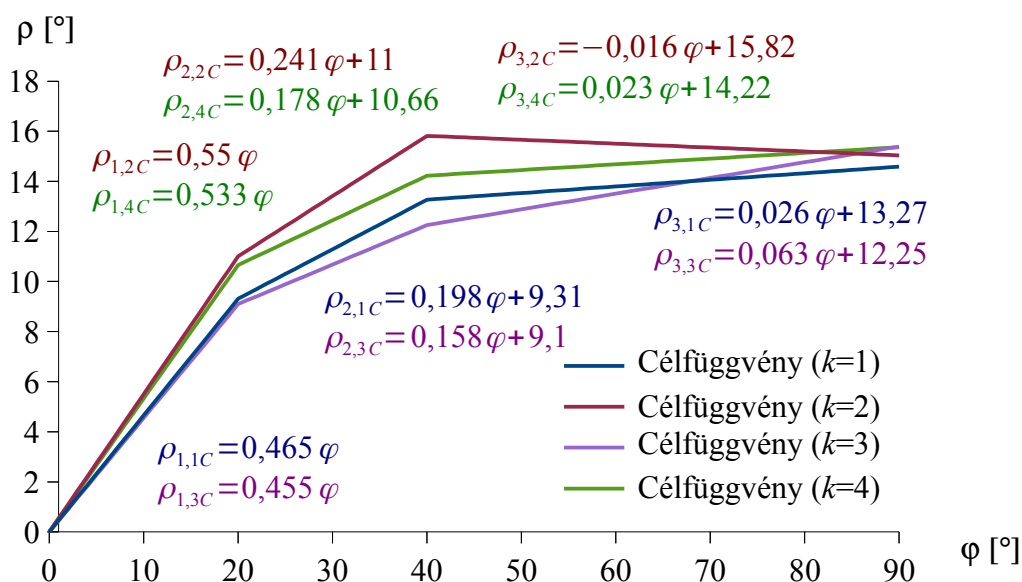
Meghatároztam minden ízületre vonatkozóan mindkét mérési típus, mindkét kiértékelési módszeréhez tartozóan az illesztés globális szórását (4.8. táblázat). A szórások ismeretében meg kell vizsgálni, hogy mely illesztés jelent a célfüggvény meghatározása tekintetében durva hibát. Ezt F próbával végzem el. Az F próba eredményekét megállapítható, hogy a P04J ízület 1. típusú mérést ki kell zárni a célfüggvény meghatározása során (4.9. táblázat).

4.8. táblázat: A trilineáris illesztések globális szórása ($s_{\delta, pk} [^\circ]$)

k			P01J	P02J	P04J	P04B	P07J	P07B	P09J	P11J	P11B
	p		1	2	3	4	5	6	7	8	9
1	EPI	Tip.2	0,221		0,157	0,305	0,276	0,195	0,345	0,35	0,291
2		Tip.1	0,299	0,325	0,165	0,392	0,351	0,345		0,38	0,37
3	FFC	Tip.2	0,242		0,168	0,332	0,272	0,19	0,367	0,362	0,293
4		Tip.1	0,325	0,325	0,14	0,394	0,367	0,338		0,41	0,368

4.9. táblázat: A P04J mérési beállítás illesztésének durva hiba vizsgálata F próbával

k			$\bar{s}_{\sigma,k} [^\circ]$	$s_{\sigma,k} [^\circ]$	n [db]	$\nu_{\text{tabl.}}$	ν_k		$\bar{s}_{\sigma,k} [^\circ]$	$s_{\sigma,k} [^\circ]$
1	EPI	Tip.2	0,283	0,054	7	4,73	2,33	Nem durva hiba	0,267	0,07
2		Tip.1	0,352	0,03	7	4,73	6,19	Durva hiba	0,352	0,03
3	FFC	Tip.2	0,294	0,06	7	4,73	2,09	Nem durva hiba	0,278	0,075
4		Tip.1	0,361	0,031	7	4,73	7,13	Durva hiba	0,361	0,031



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

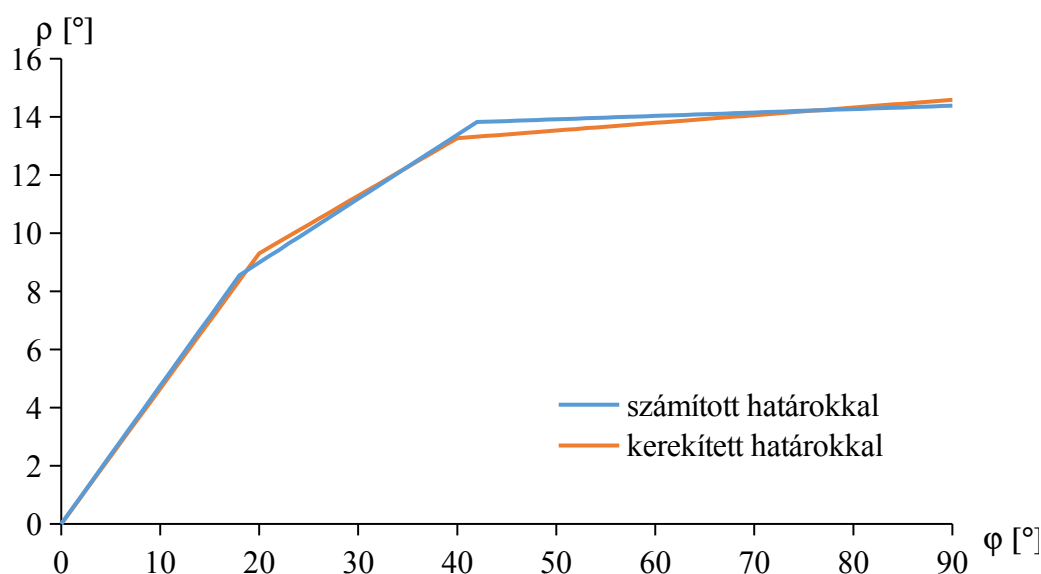
Ezek ismeretében határozhatók meg az átlagos trilineáris függvények (célfüggvények – 3.52, 3.53, 3.55) együtthatói (4.10. táblázat). Ezek a függvények láthatók a 4.11. ábrán.

4.10. táblázat: A célfüggvények együtthatói a kerekített szakaszhatárokkal

k			$a_{1,kC}$ [-]	$a_{2,kC}$ [-]	$a_{3,kC}$ [-]	$\rho_{10,kC}$ [°]	$\rho_{20,kC}$ [°]	s_{kC} [°]
1	EPI	Tip.2	0,465	0,198	0,026	9,31	13,27	3,16
2		Tip.1	0,55	0,241	-0,016	11	15,82	3,93
3	FFC	Tip.2	0,455	0,158	0,063	9,1	12,25	2,37
4		Tip.1	0,533	0,178	0,023	10,66	14,22	2,83

4.11. táblázat: A célfüggvények együtthatói a számított szakaszhatárokkal

k			$a_{1,kC}$ [-]	$a_{2,kC}$ [-]	$a_{3,kC}$ [-]	$\rho_{10,kC}$ [°]	$\rho_{20,kC}$ [°]	s_{kC} [°]
1	EPI	Tip.2	0,475	0,22	0,012	8,55	13,82	3,14
2		Tip.1	0,566	0,254	-0,028	10,18	16,28	3,93
3	FFC	Tip.2	0,465	0,183	0,053	8,37	12,75	2,36
4		Tip.1	0,551	0,202	0,01	9,91	14,77	2,83

4.12. ábra: A célfüggvény változása a szakaszhatárok kerekítésének hatására ($k=1$; φ – flexio-extensio; ρ – rotatio)

4.2. 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 hiteles-

sítési görbáját 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:

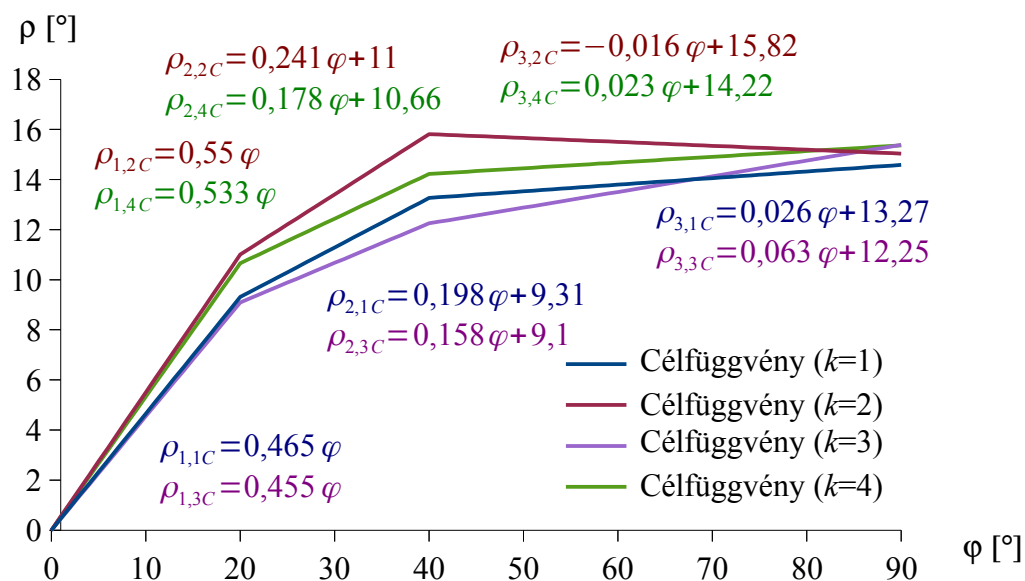
$$\varphi = \arctan\left(-\frac{e_{y_s x_t}}{e_{y_s y_t}}\right); \quad \gamma = \arcsin(e_{y_s z_t}); \quad \rho = \arctan\left(-\frac{e_{x_s z_t}}{e_{z_s z_t}}\right).$$

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 trilineáris függvényeket illesztettem. 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 kerekítések az anatómiai különbözőségeik 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

AZ EGÉSZSÉGES EMBERI TÉRDÍZÜLET KINEMATIKÁJÁNAK LEÍRÁSA KÍSÉRLETEK ALAPJÁN

A térdízület az ember legnagyobb és legbonyolultabb ízülete. Ennek megfelelően mozgása is rendkívül összetett. Más szempontból viszont az egyik legsérülékenyebb és legjobban igénybe vett ízülete is az embernek. Ebből következően nagy számban kell térdprotézis beültetéseket végezni. A kényelmesebb mozgást biztosító és egyben minél hosszabb ideig cserét nem igénylő protézis létrehozásának feltétele az ízület mozgásának lehető legjobb leírása. Céлом 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 bemutatok 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. Ezen belül részletesen kitérek a kísérleti berendezésben végzett mérések kiértékeléséhez használt *anatómiai koordináta-rendszer felvételének* módjára, és arra, hogy miként biztosítható a kísérleti berendezésbe resectálva behelyezett térdízületen ugyanezen anatómiai koordináta-rendszer helyzetének ismerete. 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. Megállapításokat tettem arra vonatkozólag, hogy milyen tényezőknek van hatása a térdízület mozgását leíró legfontosabb jellemzőkre. Ez az egyes kutatók mérési eredményeinek összehasonlíthatósága érdekében szükséges.

Az eredményeimet tíz 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*. Ez azért nagy jelentőségű, mert a szakirodalom a különböző szerzők eredményeinek összehasonlítása érdekében általánosan elterjedt az az ábrázolási mód, hogy a flexio-rotatio görbe a koordináta-rendszer origójából indul. Azt a módszert azonban, ahogyan a görbék kiindulópontja ide kerül, rendszerint nem adják meg a szerzők, így azok helyessége nem bizonyított.

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 függvényvel 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. SUMMARY

DESCRIPTION OF THE HEALTHY HUMAN KNEE JOINT KINEMATICS BASED ON EXPERIMENTS

The human knee joint is the largest and most complex joint of the human body. Accordingly, its motion is also fairly complex. It must also be noted that this joint is also the most vulnerable and used joint of the body. This results that a high number of prostheses have to be implanted every year. The key design condition of a prosthesis, which does not demand replacement for a long period of time and also provides pleasant and smooth movement, is connected to the description of the knee kinematics. My primary aim was to elaborate a method which allows describing some specific motion of the human knee joint, based on experimental results. In my doctoral thesis, my investigation was limited to the rotation-flexion relationship. An experimental test rig is presented in my doctoral thesis which allows the kinematic analysis of human cadaver knee joints. Unconstrained movements can be carried out by the test rig in a way that the active forces in the muscles are also modelled during the examined motion. Additional advantage of the test rig is its mobility and the possibility to use it in a CT scanner or in MRI device, thus the slide-roll movement of the joint can be observed as well. The method of the possible experiments, carried out on the test rig, is explained in details. The definition method of the anatomical coordinate system used for the evaluation of the carried out measurements is discussed in details, alongside with the question how the position of the same anatomical coordinate system on the resected knee joint, placed in the experimental test rig, can be ensured.

The thesis also includes the evaluation method of the experiments performed on the experimental test rig using the described method. In one hand, the method of the determination of the anatomical coordinate system's position is described from the measurement data. On the other hand, the mathematical method for the determination of the kinematical parameters of the knee motions, defined in the anatomical coordinate system from the measured, data is also presented. Notes have been made regarding the factors which have the most significant effect on the rotation-flexion functions, since these are the most important kinematical parameters describing the knee motions. This overview is necessary to see how the results of other authors can be compared to each other. These results were based on measured data carried out on ten cadaver human knee joints. A novel method was presented which allows the transformation of the flexion-rotation diagram. This has great importance, since the representation method of having the flexion-rotation diagram start from the origin of the coordinate system in order to compare the results of the authors is widespread in the literature. The method, how the transformation of the starting points of the curves to the origin is defined, is usually not provided by the authors. Furthermore the limit of the screw-home motion angle was determined based on the results of the measurements carried out on ten cadaver human knee joints. Up to now, no generally accepted limit has been determined regarding this phenomenon in the literature. It was demonstrated that the flexion-rotation diagram describing the motion of the human knee joint can be approximated by a trilinear function. It was also found that the linear approximation provides sufficient accuracy. The limits of the trilinear functions are firstly, the limit of the screw-home motion and secondly the flexion position, where the motion can be considered unconstrained. The limits have not only mathematical but also physical content, so the trilinear approximation is fully justified.

The trilinear approximation has great relevance since it is also a reference function which describes the general rotation of a non-pathological knee joint. This curve can be considered as the required flexion-rotation curve of an ideal prosthesis.

8. MELLÉKLETEK

M.1. IRODALOMJEGYZÉK

1. AKALAN, N.E.; ÖZKAN, M.; TEMELLI, Y. (2008): Three-dimensional knee model: Constrained by isometric ligament bundles and experimentally obtained tibio-femoral contacts. In: *Journal of Biomechanics*, 41 (4) 890-896. p.
2. ANDRÓNYI, K. (2010): Újabb vizsgálatok a térdízület biomechanikájának megismeréséhez. Szakdolgozat. Ortopédiai Klinika. Semmelweis Egyetem. Budapest 90 p.
3. BALDWIN, M.A.; CLARY, C.; MALETSKY, L.P.; RULLKOETTER, P.J. (2009): Verification of predicted specimen-specific natural and implanted patellofemoral kinematics during simulated deep knee bend. In: *Journal of Biomechanics*, 42 (14) 2341-2348. p.
4. BARRANCE, P.J.; WILLIAMS, G.N.; NOVOTNY, J.E.; BUCHANAN, T.S. (2005): A method for measurement of joint kinematics in vivo by registration of 3-D geometric models with cine phase contrast magnetic resonance imaging data. In: *Journal of Biomechanical Engineering*, 127 829-837 p.
5. BENOIT, D.L.; RAMSEY, D.K.; LAMONTAGNE, M.; XU, L.; WRETENBERG, P.; RENSTRÖM, P. (2006): Effect of skin movement artifact on knee kinematics during gait and cutting motions measured in vivo. In: *Gait & Posture*, 24 (2) 152-164. p.
6. BÍRÓ, I.; M. CSIZMADIA, B.; KATONA, G. (2008): New approximation of kinematical analysis of human knee joint. In: *Bulletin of Szent István University*, 16/17 330-338 p.
7. BÍRÓ, I.; M. CSIZMADIA, B.; KATONA, G. (2010): Sensitivity investigation of three cylinder model of human knee joint. In: *Biomechanica Hungarica*, 3 (1) 33-42. p.
8. BLANKEVOORT, L.; HUISKES, R. (1996): Validation of a three-dimensional model of the knee. In: *Journal of Biomechanics*, 29 (7) 955-961. p.
9. BLAHA, J.D.; MANCINELLI, C.A.; SIMONS, W. H.; KISH, V.L.; THYAGARAJAN, G. (2003): Kinematics of the human knee using an open chain cadaver model. In: *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 410 25-34 p.
10. BULL, A.M.J.; KESSLER, O.; ALAM, M.; AMIS A.A. (2008): Changes in knee kinematics reflect the articular geometry after arthroplast. In: *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 466 2491-2499 p.
11. CAPPELLO, A.; CAPPOZZO, A.; LA PALOMBARA, P.F.; LUCCHETTI, L.; LEARDINI, A. (1997): Multiple anatomical landmark calibration for optimal bone pose estimation. In: *Human Movement Science*, 16 (2-3) 259-274. p.
12. CAPPOZZO, A.; CATANI, F.; DELLA CROCE, U.; LEARDINI, A. (1995): Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination. In: *Clinical Biomechanics*, 10 (4) 171-178. p.
13. CHURCHILL, D.L.; ZNCAVO, S.J.; JOHNSON, C.C.; BEYNNON, B.D. (1998): The transepicondylar axis approximates the optimal flexion axis of the knee. In: *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 356 111-118 p.
14. COLE, G.K.; NIGG, B.M.; RONSKY, J.L.; YEADON, M.R. (1993): Application of the three-dimensional joint attitude and movement representation: a standardization proposal. In: *Journal of Biomechanical Engineering - Transactions of ASME*, 115 344-349 p.
15. DENHAM, R.A.; BISHOP, R.E.D. (1978): Mechanics of the knee and problems in reconstructive surgery. In: *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 60-B (3) 345-352. p.

16. DESJARDINS, J.D.; WALKER, P.S.; HAIDER, H.; PERRY, J. (2000): The use of a force-controlled dynamic knee simulator to quantify the mechanical performance of total knee replacement designs during functional activity. In: *Journal of Biomechanics*, 33 (10) 1231-1242. p.
17. ECKHOFF, D.; HOGAN, C.; DIMATTEO, L.; ROBINSON, M.; BACH, J. (2007): Difference between the epicondylar and cylindrical axis of the knee. In: *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 461 238-244 p.
18. FALLER, A.; SCHUENKE, M. (2004): The human body - An introduction to structure and function. New York: Thieme. 722 p.
19. FARAHMAND, F.; TAHMASBI, M.N.; AMIS, A. (2004): The contribution of the medial retinaculum and quadriceps muscles to patellar lateral stability - an in-vitro study. In: *The Knee*, 11 (2) 89-94. p.
20. FEKETE, G.; M. CSIZMADIA, B.; WAHAB, M.A.; DE BAETS, P.; VANEGAS-USECHE, L.V.; BÍRÓ, I. (2014): Patellofemoral model of the knee joint under non-standard squatting. In: *Dyna*, 81 (183) 60-67. p.
21. FEKETE, G. (2013): Fundamental questions on the patello- and tibiofemoral knee joint: Modelling methods related to patello- and tibiofemoral kinetics and sliding-rolling ratio under squat movement. H.n.: Scholars' Press. 284 p.
22. FREEMAN, M.A.R. (2001): How the knee moves. In: *Current Orthopaedics*, 15 (6) 444-450. p.
23. FREEMAN, M.A.R.; PINSKEROVA, V. (2003): The movement of the knee studied by magnetic resonance imaging. In: *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 410 35-43 p.
24. FREEMAN, M.A.R.; PINSKEROVA, V. (2005): The movement of the normal tibio-femoral joint. In: *Journal of Biomechanics*, 38 (2) 197-208. p.
25. GROOD, E.S.; SUNTAY, W.J. (1983): A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee. In: *Journal of Biomechanical Engineering*, 105 136-144 p.
26. GUNTHER, M.; BLICKHAN, R. (2002): Joint stiffness of the ankle and the knee in running. In: *Journal of Biomechanics*, 35 (11) 1459-1474. p.
27. HBM (2014): <http://www.hbm.com/en/menu/products/measurement-electronics-software/specialized-data-acquisition-systems/spider8/>
28. HILAL, I.; VAN SINT JAN, S.; LEARDINI, A; CROCE, U.D. (2002): Virtual animation of the kinematics of the human for industrial, educational and research purposes. D3.2 Technical report on data collection procedure. ANNEX I.
http://www.ulb.ac.be/project/vakhum/public_dataset/Doc/VAKHUM-3-Frame_Convention.pdf.
Keresőprogram: Google. Kulcsszavak: VAKHUM frame. Lekérdezés időpontja: 2014.07.27.
29. HOLLISTER, A.M.; JATANA, S.; SINGH, A.K.; SULLIVAN, W.W.; LUPICHUK, A.G. (1993): The axes of rotation of the knee. In: *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 290 259-268 p.
30. HSIEH, Y.F.; DRAGANICH, L.F. (1997): Knee kinematics and ligament lengths during physiologic levels of isometric quadriceps loads. In: *The Knee*, 4 145-154 p.
31. ISHII, Y.; TERAJIMA, K.; TERASHIMA, S.; KOGA, Y. (1997): Three-dimensional kinematics of the human knee with intracortical pin fixation. In: *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 343 144-150 p.
32. IWAKI, H.; PINSKEROVA, V.; FREEMAN, M.A.R. (2000): Tibiofemoral movement 1: the shapes and relative movements of the femur and tibia in the unloaded cadaver knee. In: *Journal of Bone & Joint Surgery (Br)*, 82-B (8) 1189-1195. p.
33. JACOBS, R.; BOBBERT, M.F.; VAN INGEN SCHENAU, G.J. (1996): Mechanical output from individual muscles during explosive leg extensions: The role of biarticular muscles. In: *Journal of Biomechanics*, 29 (4) 513-523. p.

34. JOHAL, P.; WILLIAMS, A.; WRAGG, P.; HUNT, D.; GEDROYC, W. (2005): Tibio-femoral movement in the living knee. A study of weight bearing and non-weight bearing knee kinematics using 'interventional' MRI. In: *Journal of Biomechanics*, 38 (2) 269-276. p.
35. KAPANDJI, I.A. (1987): Lower limb. [Edinburgh, London, Melbourne and New York: Churchill Livingstone.] (The physiology of the joints: annotated diagrams of the mechanics of the human joints) 242 p.
36. KISS, M.R.; KOCSIS, L.; KNOLL, ZS. (2004): Joint kinematics and spatial-temporal parameters of gait measured by an ultrasound-based system. In: *Medical Engineering & Physics*, 26 (7) 611-620. p.
37. KNOLL, ZS.; KISS, R.; KOCSIS, L. (2002): Teljes és izolált LCA szakadásos térd biomechanikájának vizsgálata ultrahangos mozgásérzékelővel. In: *Magyar Traumatológia, Ortopédia, Kézsebészet, Plasztikai Sebészet*, 45 (3) 201-206. p.
38. KNOLL, ZS.; KOCSIS, L.; MAGYAR, M.; KISS, R. (2003): A járásvizsgálat pontosságának ellenőrzése. In: *Magyar Traumatológia, Ortopédia, Kézsebészet, Plasztikai Sebészet*, 46 (3) 237-243. p.
39. KOMISTEK, R.D.; DENNIS, D.A.; MAHFOUZ, M. (2003): In vivo fluoroscopic analysis of the normal human knee. In: *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 410 69-81 p.
40. KOMISTEK, R.D.; KANE, T.R.; MAHFOUZ, M.; OCHOA, J.A.; DENNIS, D.A. (2005): Knee mechanics: a review of past and present techniques to determine in vivo loads. In: *Journal of Biomechanics*, 38 (2) 215-228. p.
41. KRACKOW, K.A.; SERPE, L.; PHILLIPS, M.J.; BAYERS-THERING, M.; MIHALKO, W.M. (1999): A new technique for determining proper mechanical axis alignment during total knee arthroplasty: Progress toward computer-assisted TKA. In: *Orthopedics*, 22 (7) 698-702. p.
42. KROSSHAUG, T.; BAHR, R. (2005): A model-based image-matching technique for three-dimensional reconstruction of human motion from uncalibrated video sequences. In: *Journal of Biomechanics*, 38 (4) 919-929. p.
43. LEARDINI, A.; CAPPOZZO, A.; CATANI, F.; TOKSVIG-LARSEN, S.; PETITTO, A.; SFORZA, V.; CASSANELLI, G.; GIANNINI, S. (1999): Validation of a functional method for the estimation of hip joint centre location. In: *Journal of Biomechanics*, 32 (1) 99-103. p.
44. LEARDINI, A.; CHIARI, L.; CROCE, U.D.; CAPPOZZO, A. (2005): Human movement analysis using stereophotogrammetry Part 3. Soft tissue artifact assessment and compensation. In: *Gait & Posture*, 21 (2) 212-225. p.
45. LERNER, A.L.; TAMEZ-PENA, J.G.; HOUCK, J.R.; YAO, J.; HARMON, H.L.; SALO, A.D.; TOTTERMAN, S.M.S. (2003): The use of sequential MR image sets for determining tibiofemoral motion: Reliability of coordinate systems and accuracy of motion tracking algorithm. In: *Journal of Biomechanical Engineering*, 125 246-253 p.
46. LEVENS, A.S.; INMAN, V.T.; BLOSSER, J.A. (1948): Transverse rotation of the segments of the lower extremity in locomotion. In: *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 30 859-872 p.
47. LI, G.; RUDY, T.W.; SAKANE, M.; KANAMORI, A.; MA, C.B.; WOO, S.L.Y. (1999): The importance of quadriceps and hamstring muscle loading on knee kinematics and in-situ forces in the ACL. In: *Journal of Biomechanics*, 32 (4) 395-400. p.
48. LIU, F.; OHDERA, T.; MIYAMOTO, H.; WASIELEWSKI, R.C.; KOMISTEK, R.D.; MAHFOUZ, M.R. (2009): In vivo kinematic determination of total knee arthroplasty from squatting to standing. In: *The Knee*, 16 (2) 116-120. p.
49. LONGSTAFF, L.M.; SLOAN, K.; STAMP, N.; SCADDAN, M.; BEAVER, R. (2009): Good alignment after total knee arthroplasty leads to faster rehabilitation and better function. In: *The Journal of Arthroplasty*, 24 (4) 570-578. p.

50. LU, T.W.; TSAI, T.Y.; KUO, M.Y.; HSU, H.C.; CHEN, H.L. (2008): In vivo three-dimensional kinematics of the normal knee during active extension under unloaded and loaded conditions using single-plane fluoroscopy. In: *Medical Engineering & Physics*, 30 (8) 1004-1012. p.
51. M. CSIZMADIA, B.; BALASSA, G.; KATONA, G. (2014): The first steps to the development of the knee prosthesis rating method. In: *Biomechanica Hungarica*, 6 (1) 39-45. p.
52. MANAL, K.; MCCLAY, I.; STANHOPE, S.; RICHARDS, J.; GALINAT, B. (2000): Comparison of surface mounted markers and attachment methods in estimating tibial rotations during walking: an in vivo study. In: *Gait & Posture*, 11 (1) 38-45. p.
53. MARIN, F.; MANNEL, H.; CLAES, L.; DÜRSELEN, L. (2003): Correction of axis misalignment in the analysis of knee rotations. In: *Human Movement Science*, 22 (3) 285-296. p.
54. MASON, J.J.; LESZKO, F.; JOHNSON, T.; KOMISTEK, R.D. (2008): Patellofemoral joint forces. In: *Journal of Biomechanics*, 41 (11) 2337-2348. p.
55. MATHIYAKOM, W.; MCNITT-GRAY, J.L.; WILCOX, R. (2006): Lower extremity control and dynamics during backward angular impulse generation in forward translating tasks. In: *Journal of Biomechanics*, 39 (6) 990-1000. p.
56. MCPHERSON, A.; KARRHOLM, J.; PINSKEROVA, V.; SOSNA, A.; MARTELLI, S. (2005): Imaging knee position using MRI, RSA/CT and 3D digitisation. In: *Journal of Biomechanics*, 38 (2) 263-268. p.
57. MEAKIN, J.R.; SHRIVE, N.G.; FRANK, C.B.; HART, D.A. (2003): Finite element analysis of the meniscus: the influence of geometry and material properties on its behaviour. In: *The Knee*, 10 (1) 33-41. p.
58. MESFAR, W.; SHIRAZI-ADL, A. (2005): Biomechanics of the knee joint in flexion under various quadriceps forces. In: *The Knee*, 12 (6) 424-434. p.
59. MEYER, E.G.; HAUT, R.C. (2005): Excessive compression of the human tibio-femoral joint causes ACL rupture. In: *Journal of Biomechanics*, 38 (11) 2311-2316. p.
60. MILTÉNYI, M. (1980): A sportmozgások anatómiai alapjai. Budapest: Kner. 558 p.
61. MOGLO, K.E.; SHIRAZI-ADL, A. (2005): Cruciate coupling and screw-home mechanism in passive knee joint during extension-flexion. In: *Journal of Biomechanics*, 38 (5) 1075-1083. p.
62. MORTON, N.A.; MALETSKY, L.P.; PAL, S.; LAZ, P.J. (2007): Effect of variability in anatomical landmark location on knee kinematic description. In: *Journal of Orthopaedic Research*, 25 1221-1230 p.
63. MOST, E. (2000): Development of a 6-DOF Robotic Test System for studying the biomechanics of total knee replacement. MSc Thesis. Department of Mechanical Engineering. Massachusetts Institute of Technology. Cambridge 94 p.
64. MOST, E.; AXE, J.; RUBASH, H.; LI, G. (2004): Sensitivity of the knee joint kinematics calculation to selection of flexion axes. In: *Journal of Biomechanics*, 37 (11) 1743-1748. p.
65. NAGAI, T.; SELL, T.C.; ABT, J.P.; LEPHART, S.M. (2012): Reliability, precision, and gender differences in knee internal/external rotation proprioception measurements. In: *Physical Therapy in Sport*, 13 (4) 233-237. p.
66. NDI (2014): <http://www.ndigital.com/medical/products/polaris-family/>
67. OLAH, L.; FILIPCZAK, K.; JAEGERMANN, Z.; CZIGANY, T.; BORBAS, L.; SOSNOWSKI, S.; ULANSKI, P.; ROSIAK, P.M. (2006): Synthesis, structural and mechanical properties of porous polymeric scaffolds for bone tissue regeneration based on neat poly (ε-caprolactone) and its composites with calcium carbonate. In: *Polimers for Advanced Technologies*, 17 889-897 p.
68. OSTERMEIER, S.; HURSCHLER, C.; STUKENBORG-COLSMAN, C. (2004): Quadriceps function after TKA - an in vitro study in a knee kinematic simulator. In: *Clinical Biomechanics*, 19 (3) 270-276. p.

69. PATEL, V.V.; HALL, K.; RIES, M.; LOTZ, J.; OZHINSKY, E.; LINDSEY, C.; LU, Y.; MAJUMDAR, S. (2004): A three-dimensional MRI analysis of knee kinematics. In: *Journal of Orthopaedic Research*, 22 (2) 283-292. p.
70. PENNOCK, G.R.; CLARK, K.J. (1990): An anatomy-based coordinate system for the description of the kinematic displacements in the human knee. In: *Journal of Biomechanics*, 23 (12) 1209-1218. p.
71. PETHES Á.; KISS RITA M. (2012): A térdízületi protézis hatása a hirtelen irányváltoztatás utáni egyensúlyozó képességre korai posztoperatív időszakban. In: *Biomechanica Hungarica*, 5 (1) 44-52. p.
72. PIAZZA, S.J.; CAVANAGH, P.R. (2000): Measurement of the screw-home motion of the knee is sensitive to errors in axis alignment. In: *Journal of Biomechanics*, 33 (8) 1029-1034. p.
73. PINSKEROVA, V.; MAQUET, P.; FREEMAN, M.A.R. (2003): The anatomic literature relating to the knee from 1836 to 1917: An historic note. In: *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 410 13-18 p.
74. PLATZER, W. (1996): *Anatómia I.* [Budapest: Springer Hungarica.] (SH atlasz) 205 p.
75. RAASCH, C.C.; ZAJAC, F.F.; MA, B.; LEVINE, W.S. (1997): Muscle coordination of maximum-speed pedaling. In: *Journal of Biomechanics*, 30 (6) 595-602. p.
76. RAMSEY, D.K.; WRETENBERG, P.F. (1999): Biomechanics of the knee: methodological considerations in the in vivo kinematic analysis of the tibiofemoral and patellofemoral joint. In: *Clinical Biomechanics*, 14 (9) 595-611. p.
77. RAMSEY, D.K.; WRETENBERG, P.F.; BENOIT, D.L.; LAMONTAGNE, M.; NÉMETH, G. (2003): Methodological concerns using intra-cortical pins to measure tibiofemoral kinematics. In: *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 11 344-349 p.
78. REINSCHMIDT, C.; VAN DEN BOGERT, A.J.; NIGG, B.M.; LUNDBERG, A.; MURPHY, N. (1997): Effect of skin movement on the analysis of skeletal knee joint motion during running. In: *Journal of Biomechanics*, 30 (7) 729-732. p.
79. ROBINOVITCH, S.N.; CHIU, J.; SANDLER, R.; LIU, Q. (2000): Impact severity in self-initiated sits and falls associates with center-of-gravity excursion during descent. In: *Journal of Biomechanics*, 33 (7) 863-870. p.
80. ROBINSON, J.R.; BULL, A.M.J.; AMIS, A.A. (2005): Structural properties of the medial collateral ligament complex of the human knee. In: *Journal of Biomechanics*, 38 (5) 1067-1074. p.
81. SAARI, T.; CARLSSON, L.; KARLSSON, J.; KÄRRHOLM, J. (2005): Knee kinematics in medial arthrosis. Dynamic radiostereometry during active extension and weight-bearing. In: *Journal of Biomechanics*, 38 (2) 285-292. p.
82. SCHWARTZ, M.H.; ROZUMALSKI, A. (2005): A new method for estimating joint parameters from motion data. In: *Journal of Biomechanics*, 38 (1) 107-116. p.
83. SINGERMAN, R.; DAVY, D.T.; GOLDBERG, V.M. (1994): Effects of patella-alta and patella infera on patellofemoral contact forces. In: *Journal of Biomechanics*, 28 (8) 1059-1065. p.
84. STIEF, F.; BÖHM, H.; DUSSA, C.U.; MULTERER, C.; SCHWIRTZ, A.; IMHOFF, A.B.; DÖDERLEIN, L. (2014): Effect of lower limb malalignment in the frontal plane on transverse plane mechanics during gait in young individuals with varus knee alignment. In: *The Knee*, 21 (3) 688-693. p.
85. TAKEUCHI, R.; KOSHINO, T.; SAITO, T.; SUZUKI, E.; SAKAI, N. (1999): Patello-femoral contact area and compressive force after anteromedial displacement of tibial tuberosity in amputated knees. In: *The Knee*, 6 (2) 109-114. p.
86. TESTA, R.; CHOUTEAU, J.; VISTE, A.; CHEZE, L.; FESSY, M.H.; MOYEN, B. (2012): Reproducibility of an optical measurement system for the clinical evaluation of active knee

- rotation in weight-bearing, healthy subjects. In: *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*, 98 (2) 159-166. p.
87. THAMBYAH, A.; PEREIRA, B.P.; WYSS, U. (2005): Estimation of bone-on-bone contact forces in the tibiofemoral joint during walking. In: *The Knee*, 12 (5) 383-388. p.
88. VARADARAJAN, K.M.; HARRY, R.E.; JOHNSON, T.; LI, G. (2009): Can in vitro systems capture the characteristic differences between the flexion–extension kinematics of the healthy and TKA knee?. In: *Medical Engineering & Physics*, 31 (8) 899-906. p.
89. WALKER, P.S.; HELLER, Y.; YILDIRIM, G.; IMMERMANN, I. (2011): Reference axes for comparing the motion of knee replacements with the anatomic knee. In: *The Knee*, 18 (5) 312-316. p.
90. WILSON, D.R.; FEIKES, J.D.; O'CONNOR, J.J. (1998): Ligaments and articular contact guide passive knee flexion. In: *Journal of Biomechanics*, 31 (12) 1127-1136. p.
91. WILSON, D.R.; FEIKES, J.D.; ZAVATSKY, A.B.; O'CONNOR, J.J. (2000): The components of passive knee movement are coupled to flexion angle. In: *Journal of Biomechanics*, 33 (4) 465-473. p.
92. WRETENBERG, P.; RAMSEY, D.K.; NÉMETH, G. (2002): Tibiofemoral contact points relative to flexion angle measured with MRI. In: *Clinical Biomechanics*, 17 (6) 477-485. p.
93. YUEN, T.J.; ORENDURFF, M.S. (2006): A comparison of gastrocnemius muscle-tendon unit length during gait using anatomic, cadaveric and MRI models . In: *Gait & Posture*, 23 (1) 112-117. p.
94. ZHENG, N.; FLEISIG, G.S.; ESCAMILLA, R.F.; BARRENTINE, S.W. (1998): An analytical model of the knee for estimation of internal forces during exercise. In: *Journal of Biomechanics*, 31 (10) 963-967. p.
95. ZÜRCHER, A.W.; WOLTERBEEK, N.; HARLAAR, J.; PÖLL, R.G. (2008): Knee rotation during a weight bearing activity: Influence of turning. In: *Gait & Posture*, 28 (3) 472-477. p.

M.2. A TÉMAKÖRHÖZ KAPCSOLÓDÓ SAJÁT IRODALOM

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, CSIZMADIA B. M., **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.

Nemzetközi konferencia kiadvány

7. **KATONA, G.**; FEKETE, G.; M. CSIZMADIA, B. (2014): Empirical description of knee rotation segments. *Proceedings of the 31st Danubia-Adria Symposium on Advances in Experimental Mechanics*, Kempten, Germany, September 24-27, 2014, Kempten University of Applied Sciences, article in press.
8. **KATONA, G.**; M. CSIZMADIA, B. (2012): The effect of origination method of anatomical coordinate system of human knee to the prosthesis designing and implantation. Ognjanovic, M. (Ed.), *Proceedings of the 29th Danubia-Adria Symposium on Advances in Experimental Mechanics*, Belgrade, Serbia, September 26-29, 2012, Belgrade University-Mechanical Engineering Faculty, pp. 62-63.
9. BALASSA G.; **KATONA, G.** (2012): Qualification methods on specific structures: knee prosthesis. Ognjanovic, M. (Ed.), *Proceedings of the 29th Danubia-Adria Symposium on Advances in Experimental Mechanics*, Belgrade, Serbia, September 26-29, 2012, Belgrade University-Mechanical Engineering Faculty, pp. 72-73.
10. CSIZMADIA, B.; **KATONA, G.** (2007): Evaluation method for measurements on cadaver knee. In: Fratila, M. (Ed.) *24th Danubia-Adria Symposium on Developments in Experimental Mechanics*, Sibiu, Romania, September 19-22, 2007, University Lucian Blaga, pp. 195-196.
11. CSIZMADIA, B.; **KATONA, G.** (2006): Some result of the motion analysis executed on the experimental model of the knee. *23rd Danubia-Adria Symposium on Experimental Methods in Solid Mechanics*, Zilina, Slovakia, September 26-29, 2006, EDIS, pp. 145-146.
12. BALASSA, G.P.; M. CSIZMADIA, B.; **KATONA, G.** (2010): Kísérleti berendezés fejlesztése térd protézis vizsgálathoz. Bitay, E. (szerk.), *XV. FMTÜ Fiatal Műszakiak Tudományos Ülésszaka*, Kolozsvár, Románia, Március 25-26, 2010, 21-24. o.

13. BALASSA, G.P.; M. CSIZMADIA, B.; **KATONA, G.** (2011): Készülék és módszer kidolgozása térdprotézisek minősítéséhez. Bitay, E. (szerk.), *Műszaki Tudományos Füzetek 2011: Fiatal Műszakiak Tudományos Ülésszaka 16.* Kolozsvár, Románia, Március 24-25, 2011, Erdélyi Múzeum-Egyesület, 21-24. o.

Idegen nyelvű hazai konferencia kiadvány

14. **KATONA, G.**; M. CSIZMADIA, B.; ANDRÓNYI, K. (2013): Determination of reference function to knee prosthesis rating. Borbás, L. (Ed.), *5th Hungarian Conference on Biomechanics*, Budapest, Hungary, May 24-25, 2013, Asszisztencia Kft., Paper A-0067, 9 p. (CD-ROM)
15. M. CSIZMADIA, B.; BALASSA, G.P.; **KATONA, G.** (2013): The first steps to the development of the knee prosthesis rating method. Borbás, L. (Ed.), *5th Hungarian Conference on Biomechanics*, Budapest, Hungary, May 24-25, 2013, Asszisztencia Kft., Paper A-0014, 7 p. (CD-ROM)
16. ANDRÓNYI, K.; **KATONA, G.**; KRAKOVITS, G. (2008): Modeling human knee kinematics. Borbás, L. (Ed.), *Proceedings of the Third Hungarian Conference on Biomechanics*, Budapest, Hungary, July 04-05, 2008, Magyar Biomechanikai Társaság, pp. 5-12.
17. BÍRÓ, I.; M. CSIZMADIA, B.; **KATONA, G.** (2008): Determination of instantaneous axis of rotation of tibia and its role in the kinematical investigation of human knee joint. Borbás, L. (Ed.), *Proceedings of the Third Hungarian Conference on Biomechanics*, Budapest, Hungary, July 04-05, 2008, Magyar Biomechanikai Társaság, pp. 57-62.

Nemzetközi konferencia abstract

18. CSIZMADIA, B.; **KATONA, G.** (2005): Mechanical analysis and applied model of human knee joint. *22nd Danubia-Adria Symposium on Experimental Methods in Solid Mechanics: Extended Abstracts*, Parma, Italy, September 28-October 01, 2005, Curran and Associates Incorporated, pp. 114-115.
19. SZAKÁL, Z.; BÍRÓ, I.; **KATONA, G.**; CSIZMADIA, B. (2004): Motion analysis of the knee joint with experimental method. *21st Danubia-Adria Symposium on Experimental Methods in Solid Mechanics*, Pula, Croatia, September 29-October 02, 2004, pp. 116-117.

Magyar nyelvű konferencia abstract

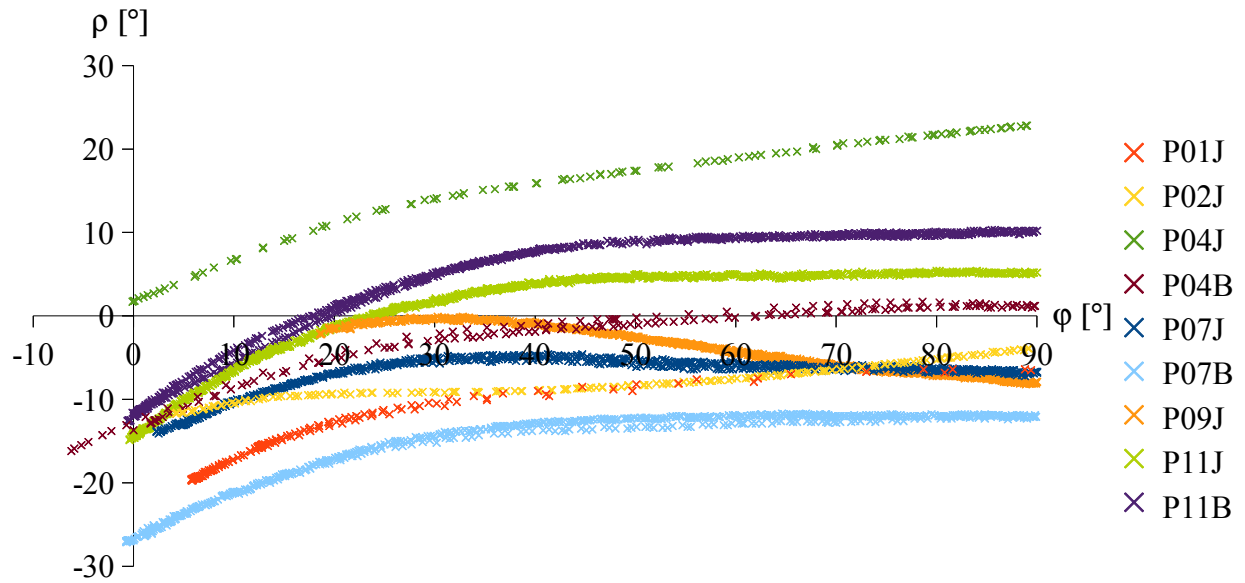
20. CSIZMADIA, B.; **KATONA, G.** (2007): Cadaver (hulla) térden végzett mérések kiértékelési eljárása, Szeidl, Gy. (szerk.), *X. Magyar Mechanikai Konferencia Kiadványa*, Miskolc, Magyarország, Augusztus 27, 2007, 16. o.
21. **KATONA, G.**; CSIZMADIA, B.; FEKETE, G. (2006): Kísérleti vizsgálatok térd mechanikai modelljének megalkotásához. *II. Magyar Biomechanikai Konferencia*, Debrecen, Magyarország, Június 30-Július 01, 2006, Magyar Biomechanikai Társaság, 49-50. o., Paper A-0030.

Egyéb

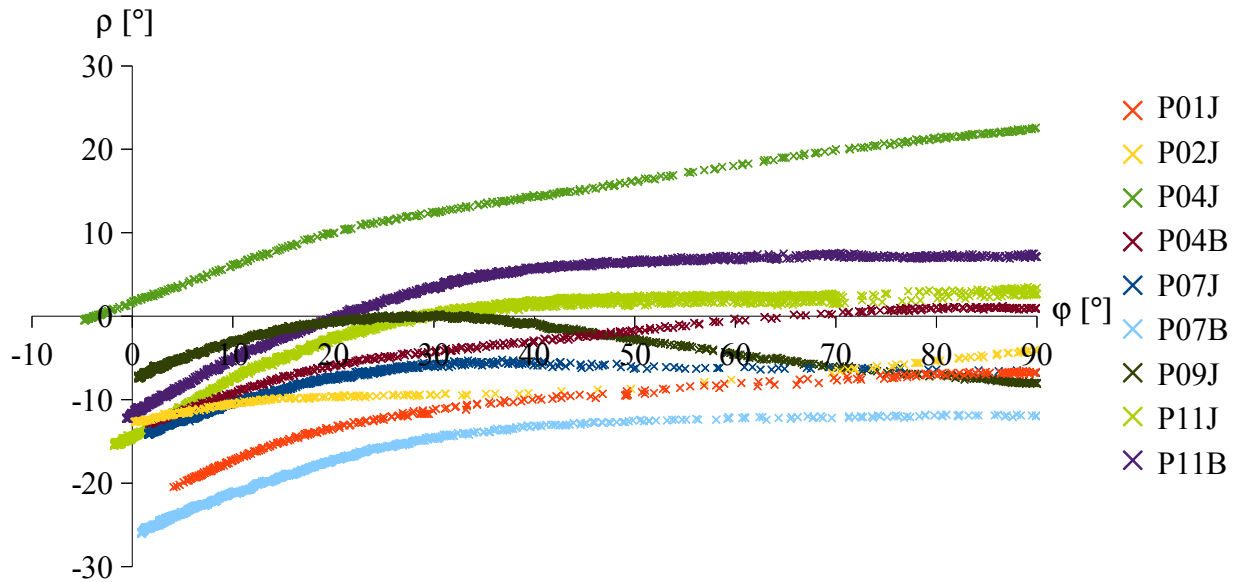
22. M. CSIZMADIA, B.; BÍRÓ, I.; **KATONA, G.**; SZAKÁL, Z. (2005): A térdízület számítógépes megjelenítésén alapuló stereotaxisos navigációs műtéti eljárások, NKFP/1B/0009/2002 pályázat keretében készült kutatási jelentés, 1-74. o.

M.3. A MÉRÉSEK DIAGRAMJAI

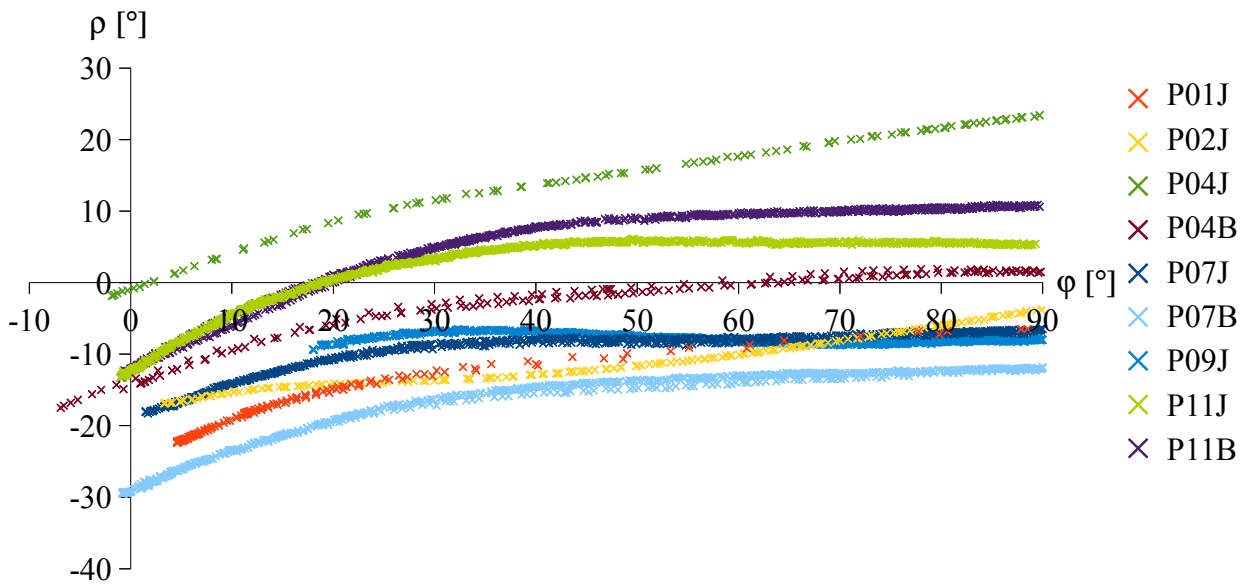
A k értékeinek jelentése a 4.1. táblázatban látható (74. oldal). A diagramokon a ρ a rotatio, míg a φ a flexio-extensio jele, mértékegységük fok $[\circ]$.



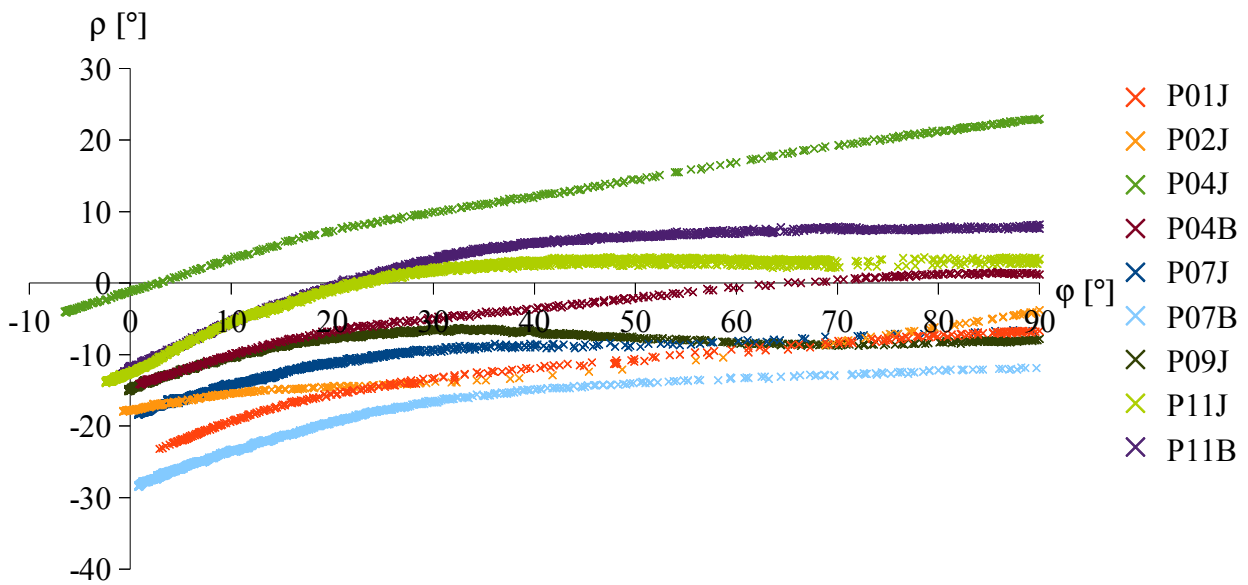
8.1. ábra: A rotatio – flexio mérési eredmények ($k=2$)



8.2. ábra: A rotatio – flexio mérési eredmények ($k=1$)



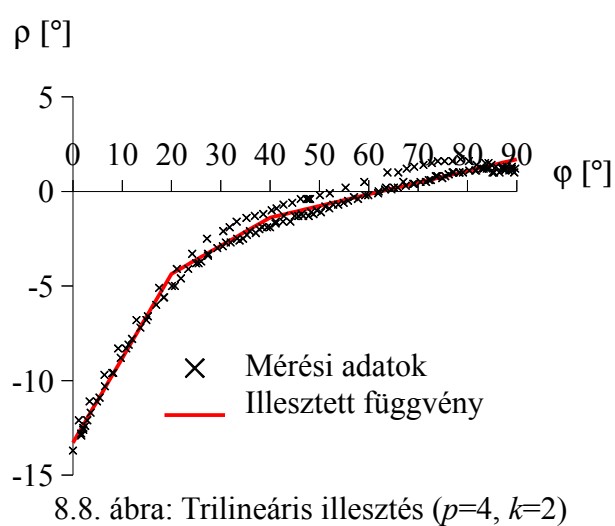
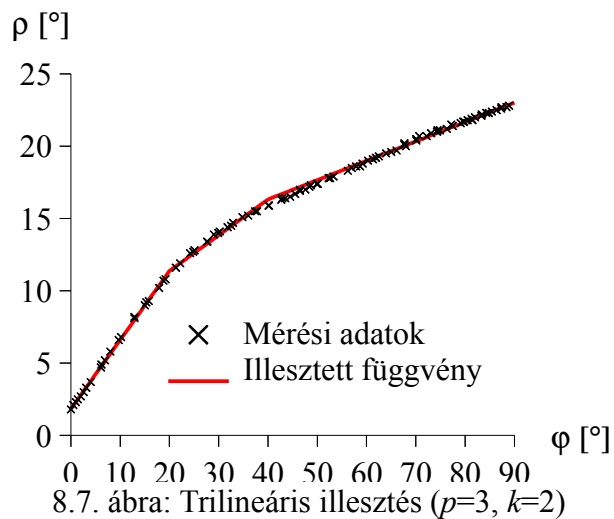
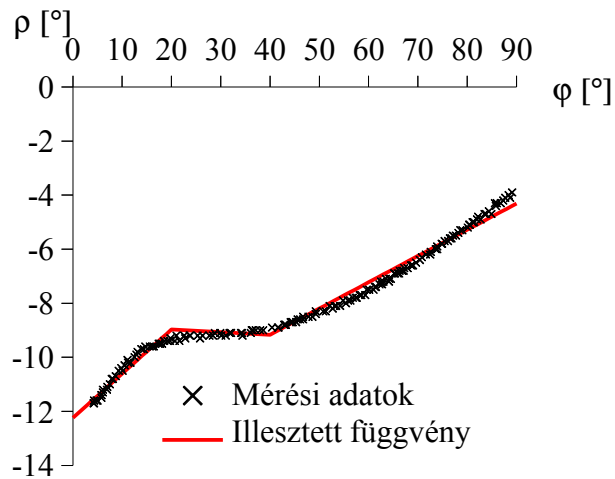
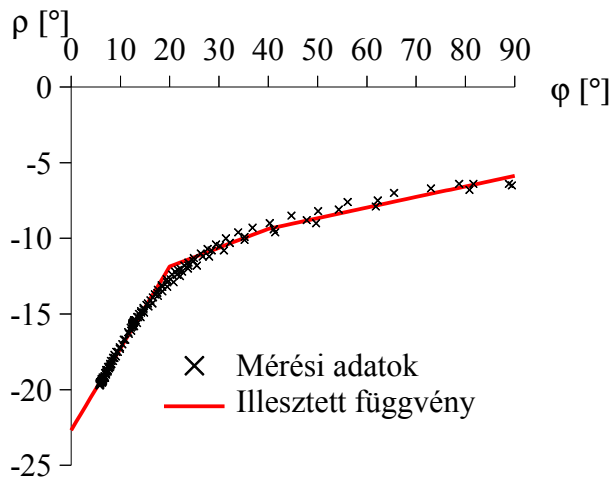
8.3. ábra: A rotatio – flexio mérési eredmények ($k=4$)

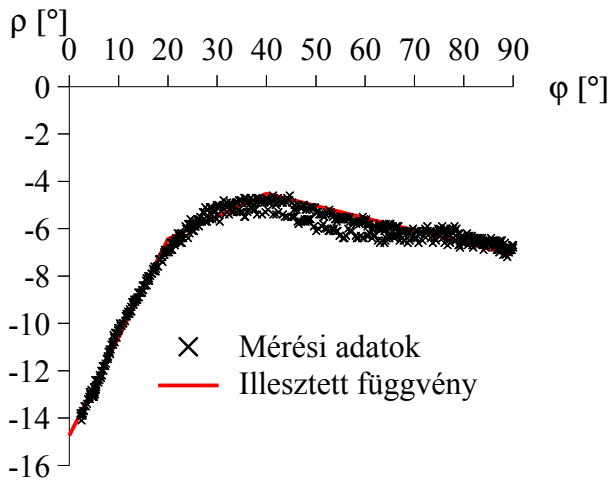


8.4. ábra: A rotatio – flexio mérési eredmények ($k=3$)

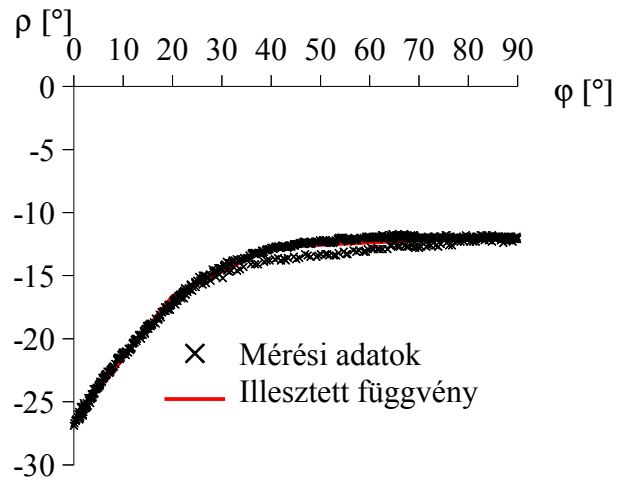
M.4. TRILINEÁRIS ILLESZTÉS

Az illesztett függvények együtthatóit a 4.7. táblázat mutatja (83. oldal). A p és k értékeinek jelentése a 4.1. táblázatban látható (74. oldal). A diagramokon a ρ a rotáció, míg a φ a flexió jele, mértékegységük fok $[\circ]$.

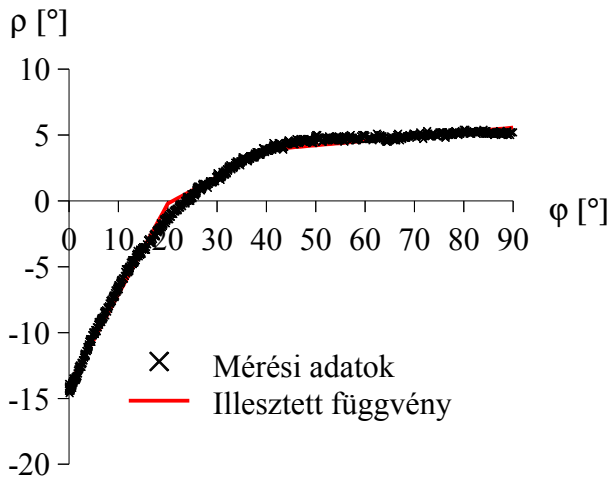




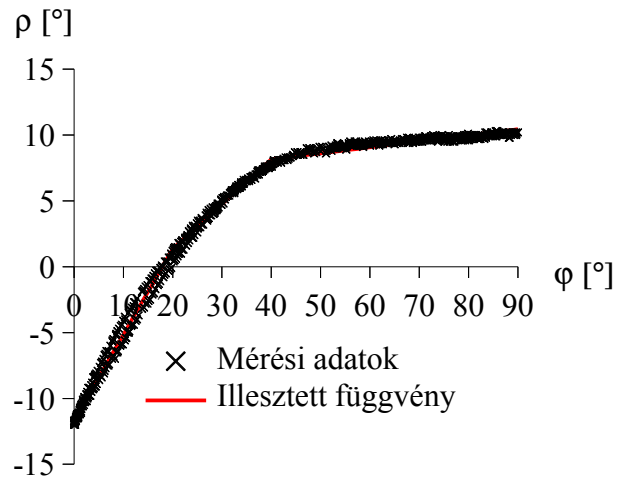
8.9. ábra: Trilineáris illesztés ($p=5, k=2$)



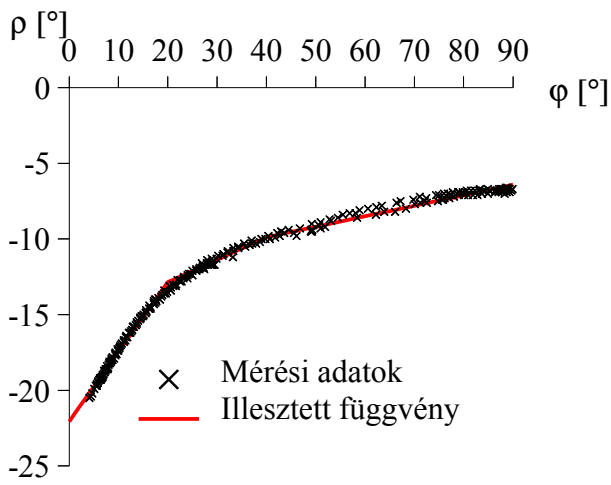
8.10. ábra: Trilineáris illesztés ($p=6, k=2$)



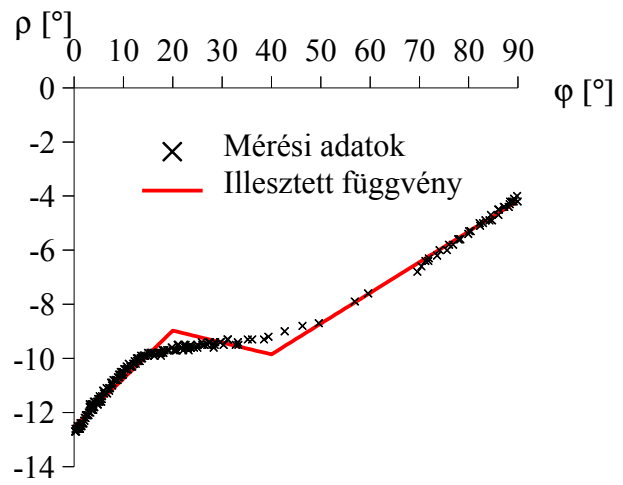
8.11. ábra: Trilineáris illesztés ($p=8, k=2$)



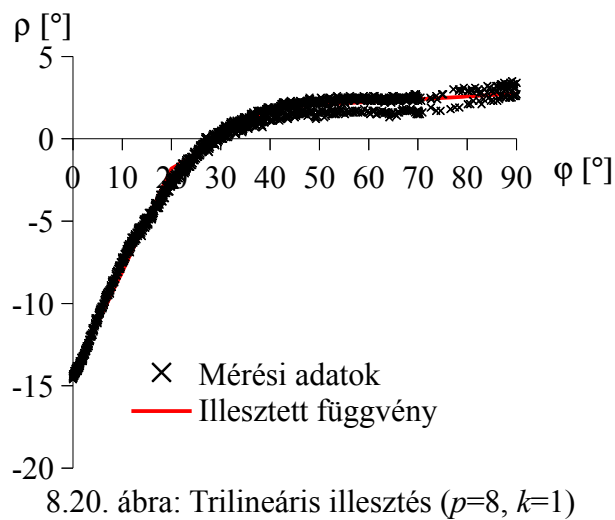
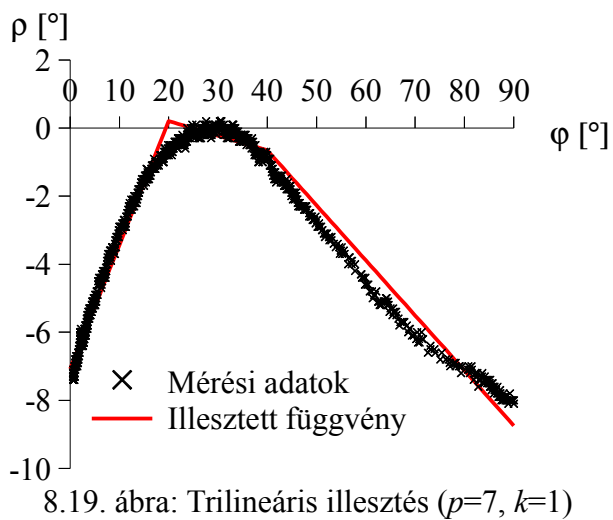
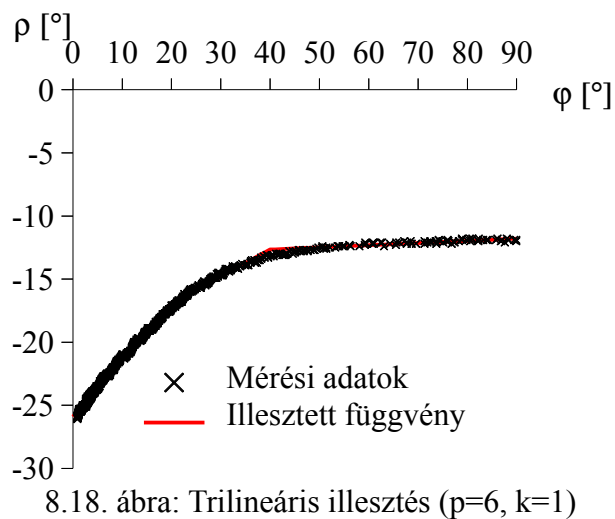
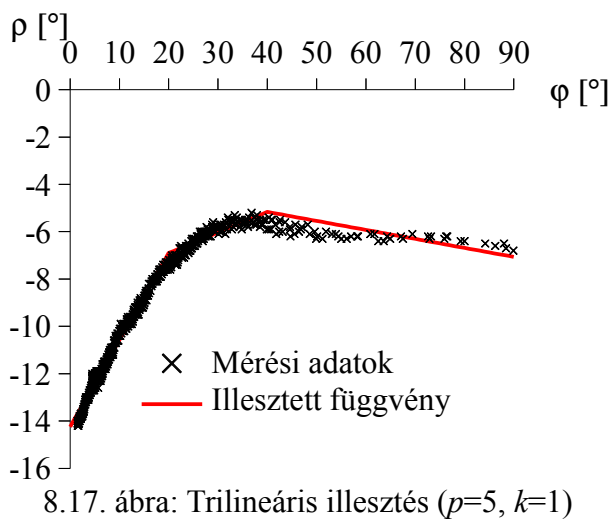
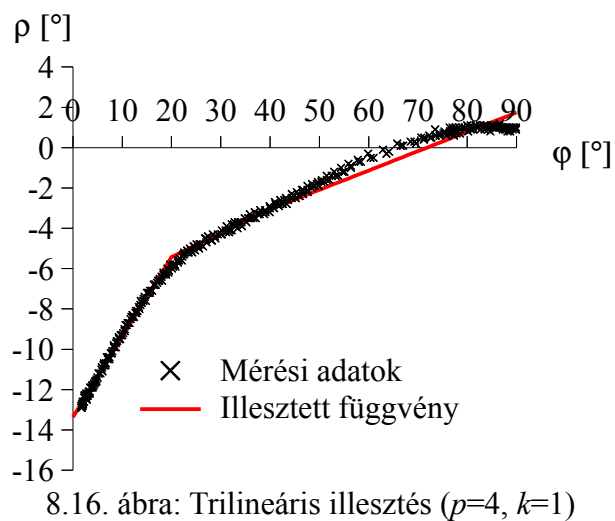
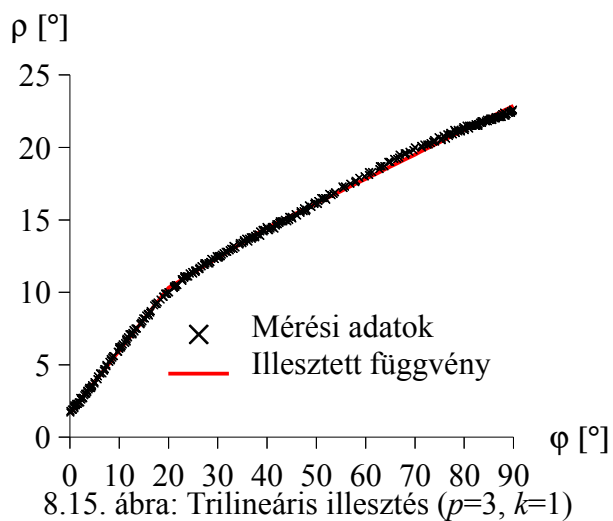
8.12. ábra: Trilineáris illesztés ($p=9, k=2$)

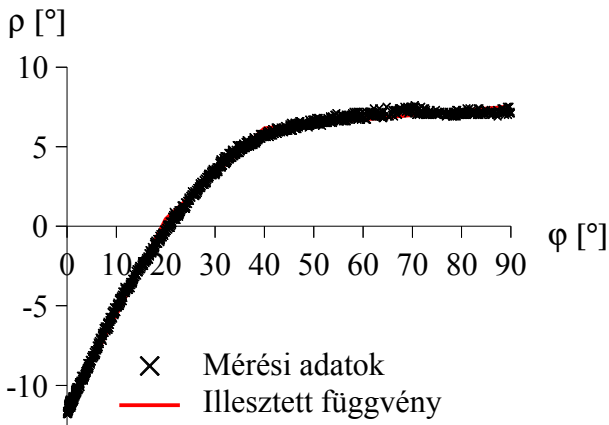


8.13. ábra: Trilineáris illesztés ($p=1, k=1$)

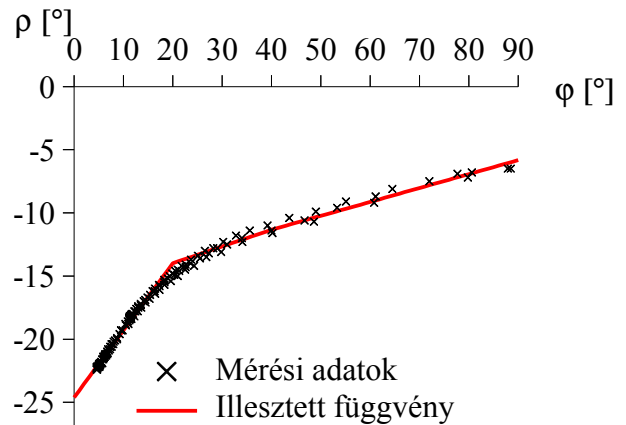


8.14. ábra: Trilineáris illesztés ($p=2, k=1$)

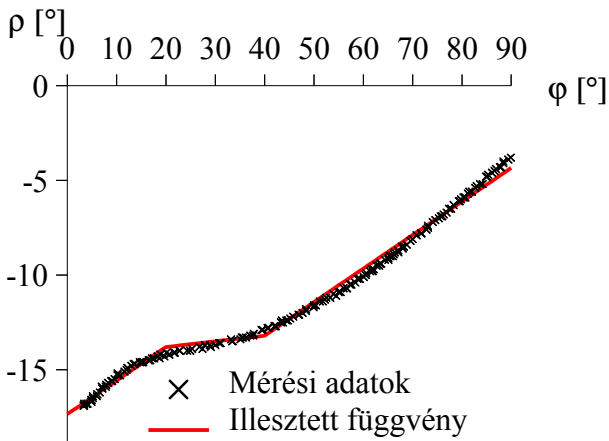




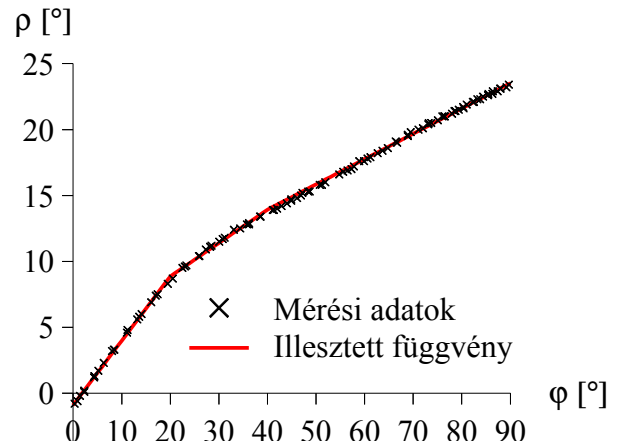
8.21. ábra: Trilineáris illesztés ($p=9, k=1$)



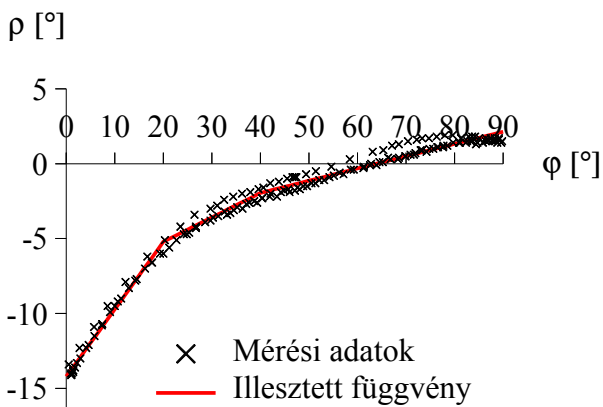
8.22. ábra: Trilineáris illesztés ($p=1, k=4$)



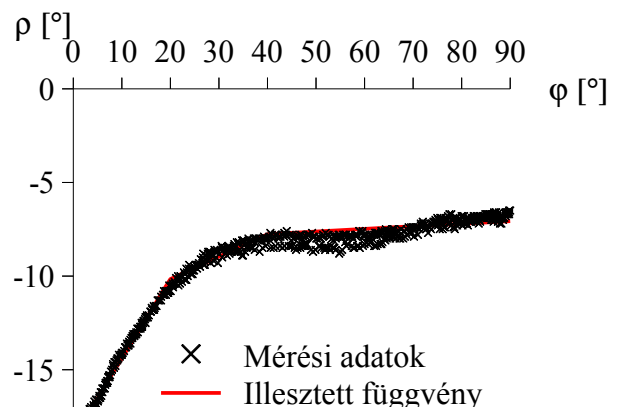
8.23. ábra: Trilineáris illesztés ($p=2, k=4$)



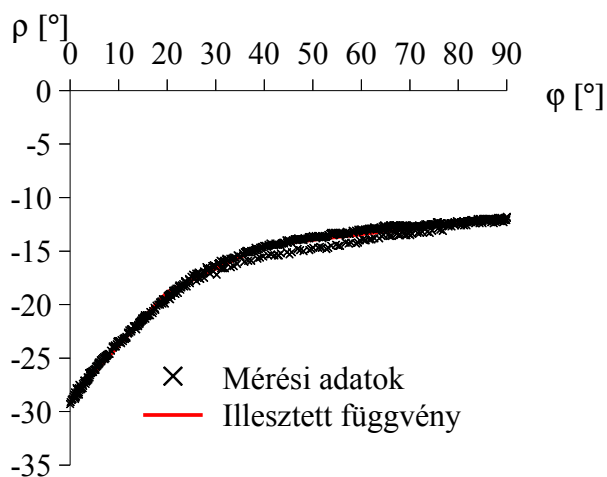
8.24. ábra: Trilineáris illesztés ($p=3, k=4$)



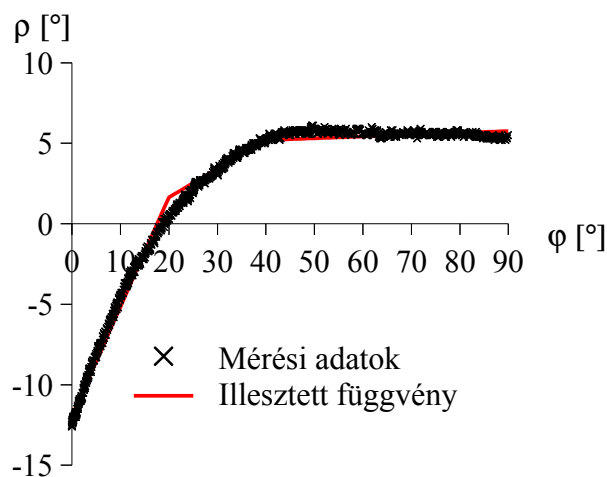
8.25. ábra: Trilineáris illesztés ($p=4, k=4$)



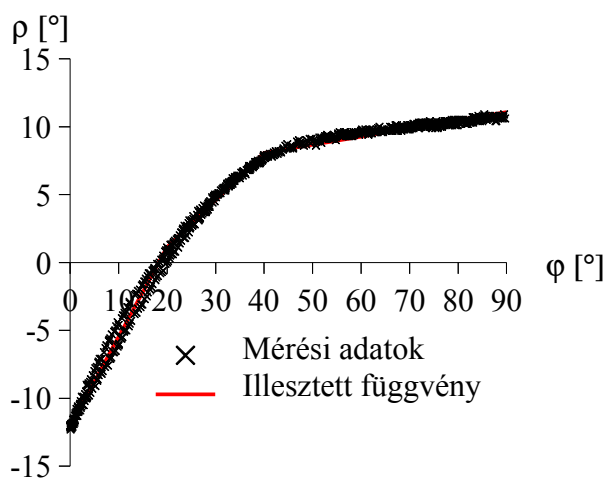
8.26. ábra: Trilineáris illesztés ($p=5, k=4$)



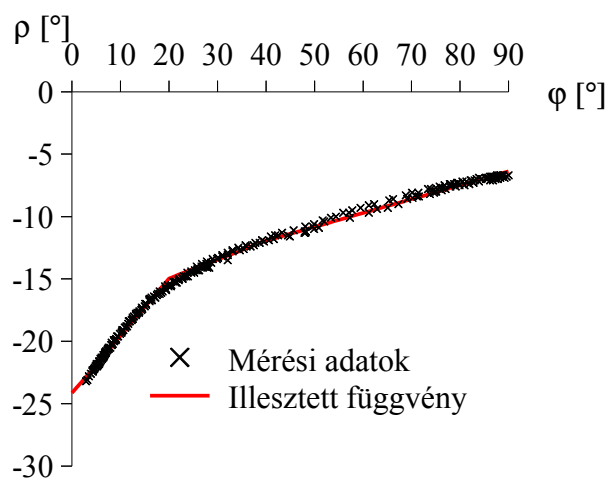
8.27. ábra: Trilineáris illesztés ($p=6, k=4$)



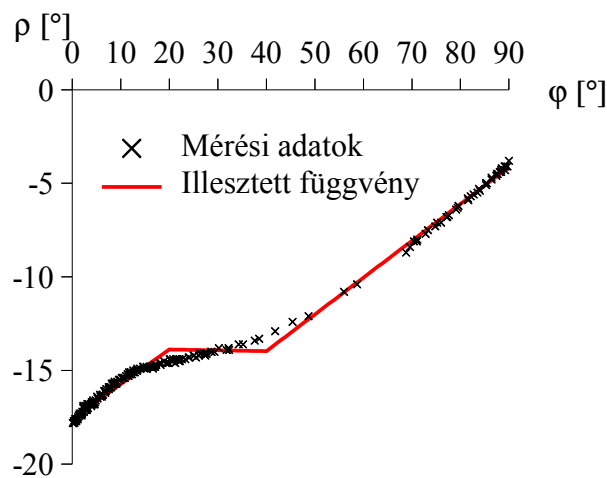
8.28. ábra: Trilineáris illesztés ($p=8, k=4$)



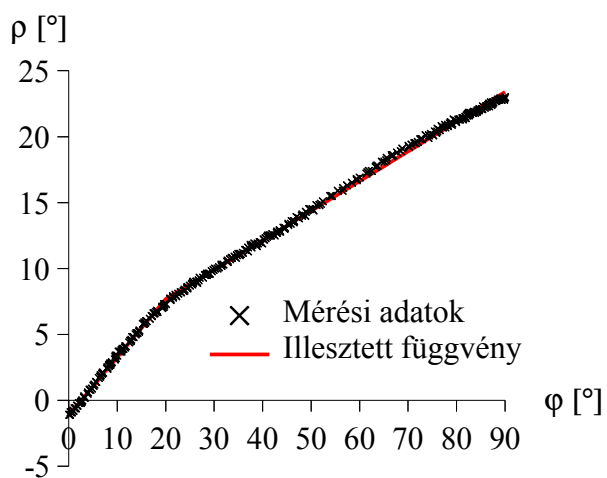
8.29. ábra: Trilineáris illesztés ($p=9, k=4$)



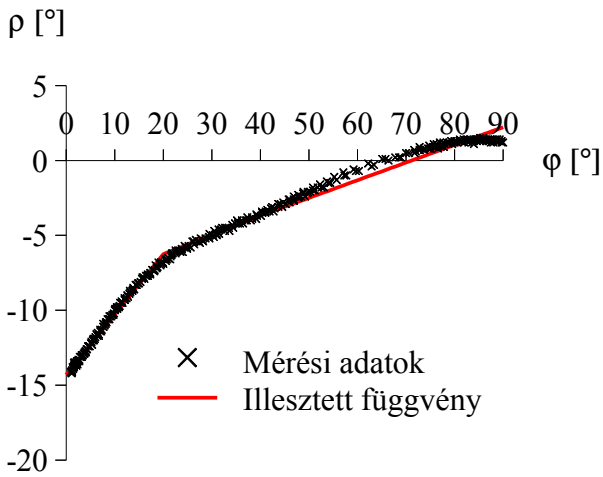
8.30. ábra: Trilineáris illesztés ($p=1, k=3$)



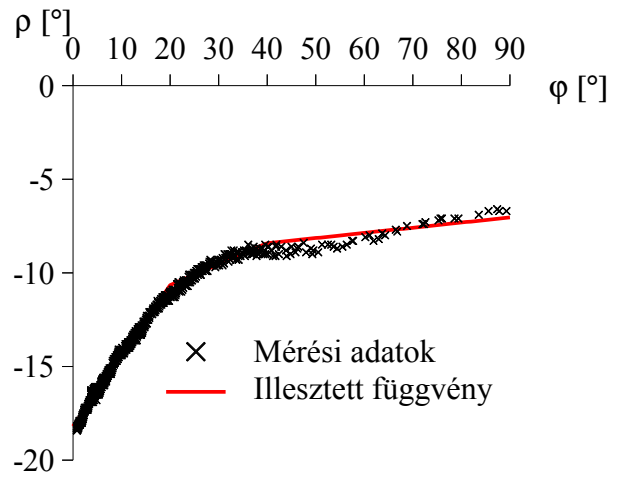
8.31. ábra: Trilineáris illesztés ($p=2, k=3$)



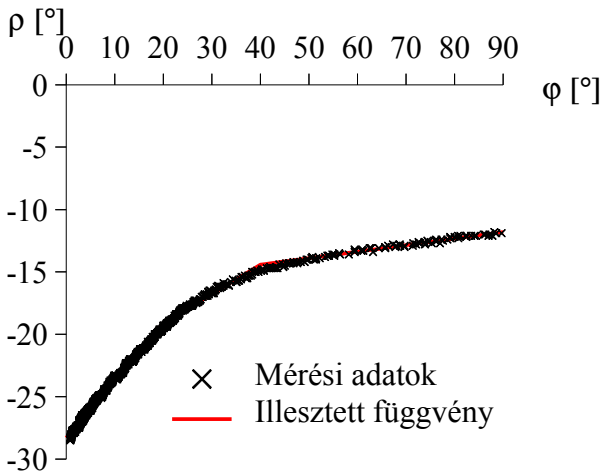
8.32. ábra: Trilineáris illesztés ($p=3, k=3$)



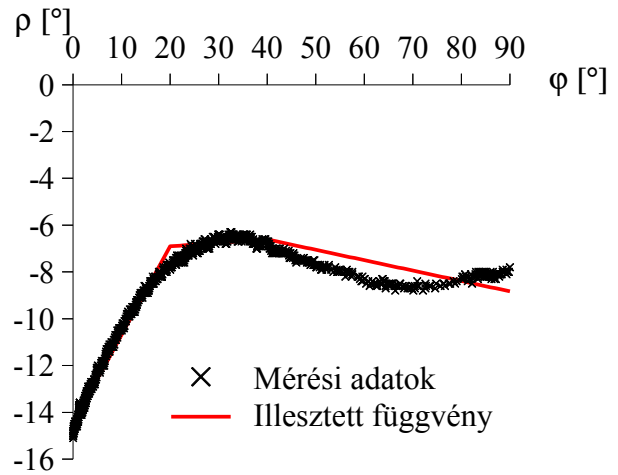
8.33. ábra: Trilineáris illesztés ($p=4, k=3$)



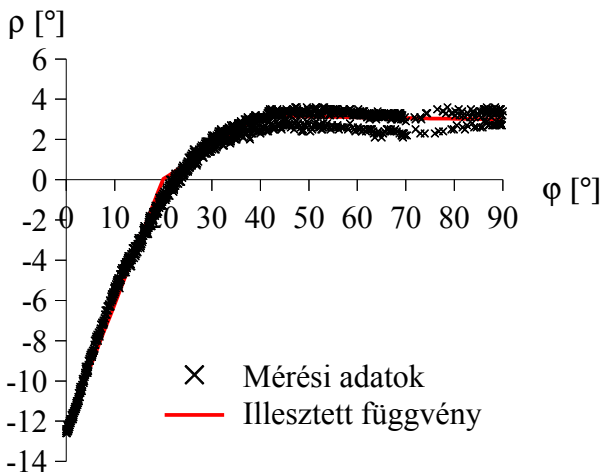
8.34. ábra: Trilineáris illesztés ($p=5, k=3$)



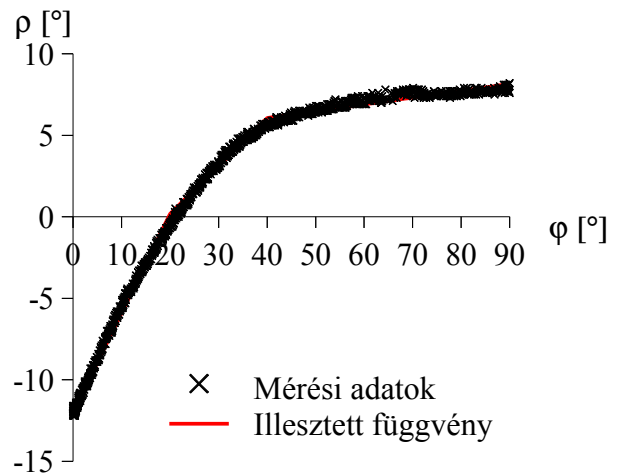
8.35. ábra: Trilineáris illesztés ($p=6, k=3$)



8.36. ábra: Trilineáris illesztés ($p=7, k=3$)



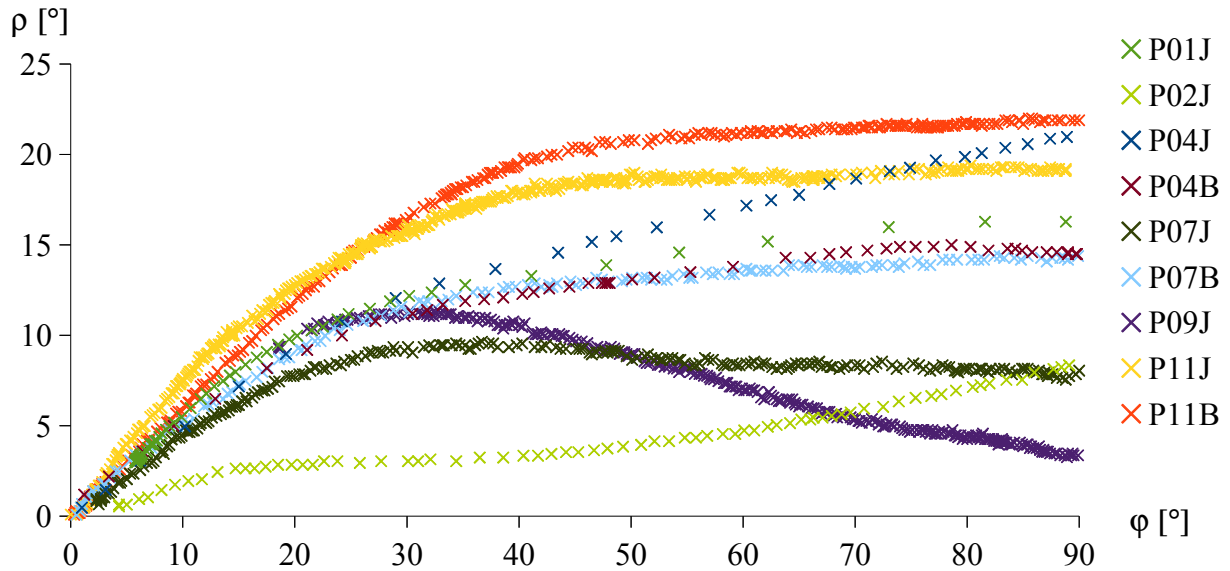
8.37. ábra: Trilineáris illesztés ($p=8, k=3$)



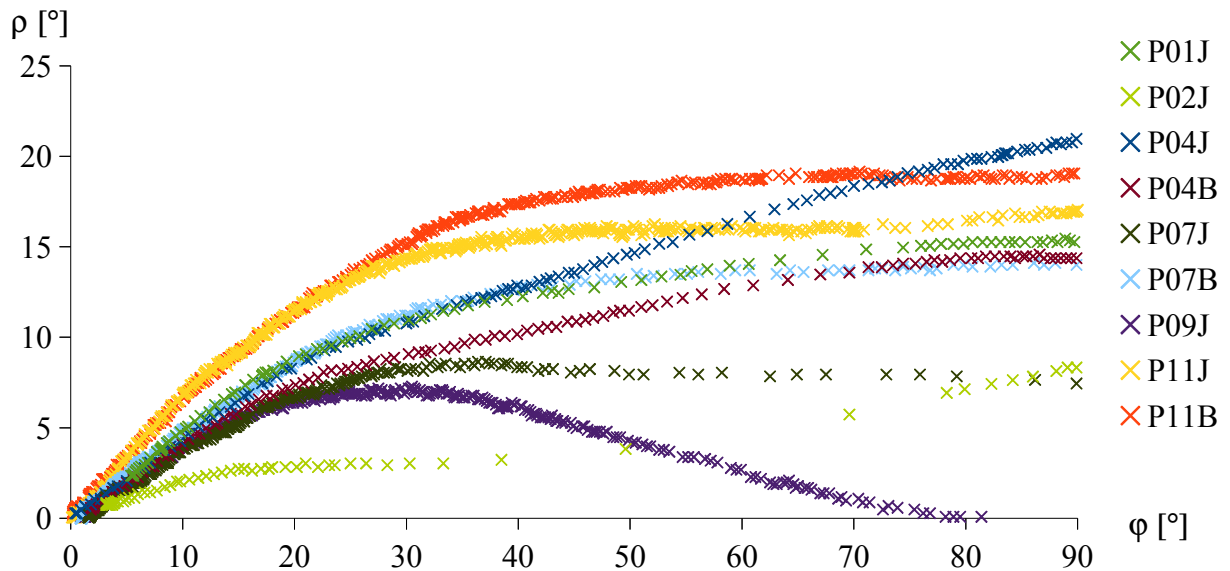
8.38. ábra: Trilineáris illesztés ($p=9, k=3$)

M.5. TRANSZFORMÁLT MÉRÉSI DIAGRAMOK

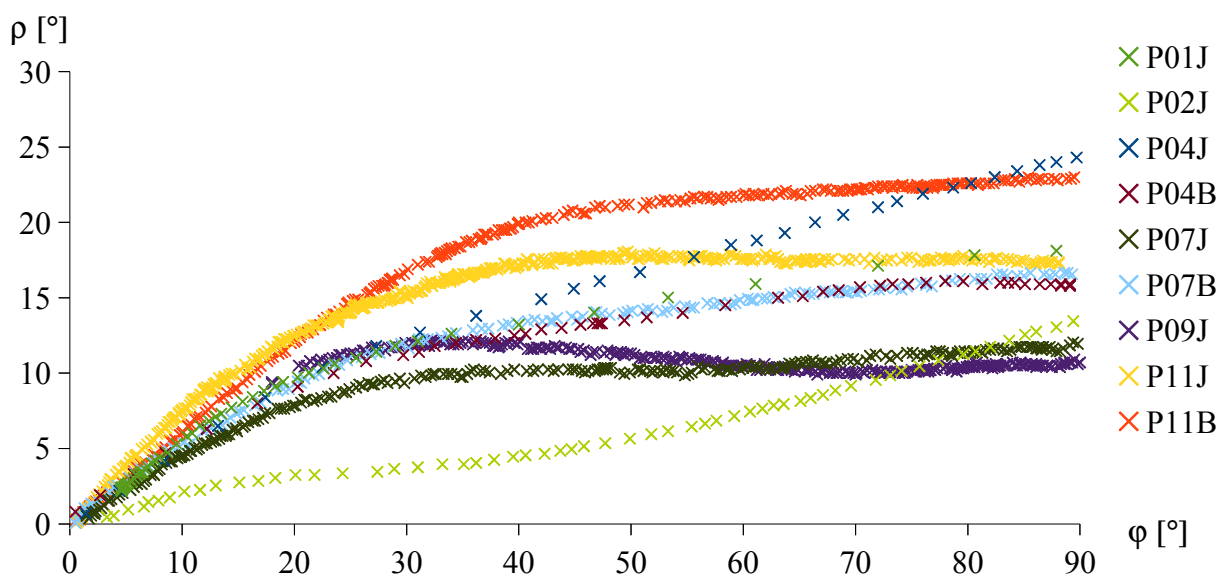
A k értékeinek jelentése a 4.1. táblázatban látható (74. oldal). A diagramokon a ρ a rotatio, míg a φ a flexio-extensio jele, mértékegységük fok [$^{\circ}$].



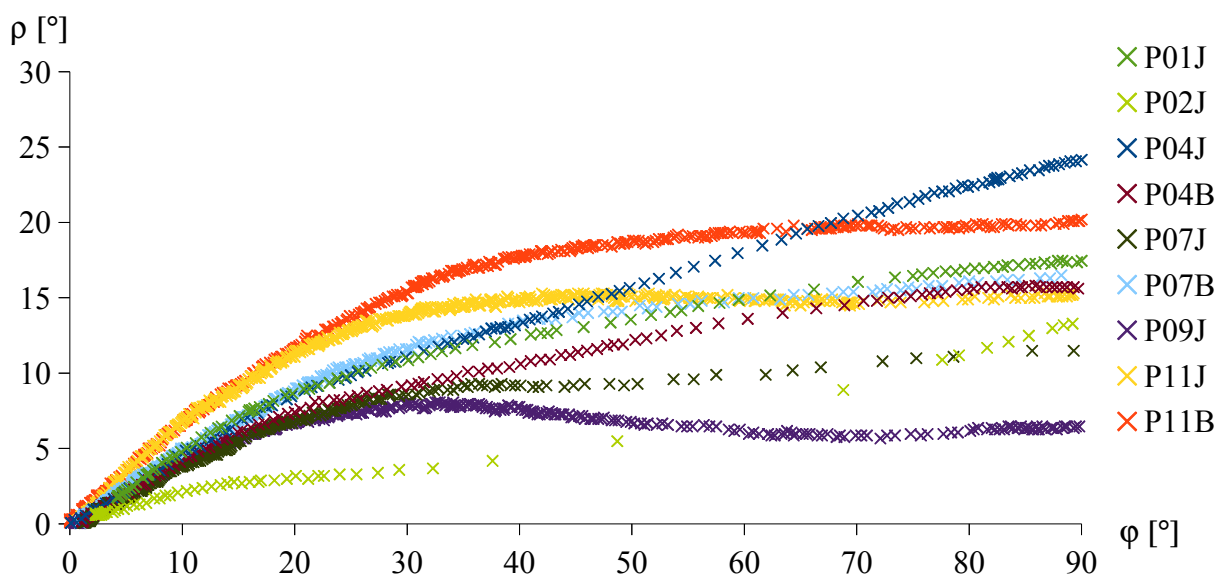
8.39. ábra: Transzformált rotatio – flexio mérési eredmények ($k=2$)



8.40. ábra: Transzformált rotatio – flexio mérési eredmények ($k=1$)



8.41. ábra: Transzformált rotatio – flexio mérési eredmények ($k=4$)



8.42. ábra: Transzformált rotatio – flexio mérési eredmények ($k=3$)

M.6. ÁBRÁK JEGYZÉKE

2.1. ábra: Síkok és tengelyek (Faller és Schuenke, 2004).....	7
2.2. ábra: A femur (Platzer, 1996).....	9
2.3. ábra: A femorális condylus (Platzer, 1996).....	9
2.4. ábra: A térdízület a szalagjaival (Faller és Schuenke, 2004).....	10
2.5. ábra: A tibia (Platzer, 1996).....	10
2.6. ábra: A térdízület vázlata (Faller és Schuenke, 2004).....	10
2.7. ábra: A femorális condylusok görbületi sugarának változása (Kapandji, 1987).....	11
2.8. ábra: A comb és a lábszár izmai (Faller és Schuenke, 2004).....	12
2.9. ábra: A térd izmainak működése (Platzer, 1996).....	13
2.10. ábra: A térdízület mozgásai (szögelfordulások).....	14
2.11. ábra: A térdízület anatómiai tengelyei (Kapandji, 1987).....	14
2.12. ábra: Wretenberg et al. (2002) koordináta-rendszere.....	16
2.13. ábra: A transzcilindrikus és transzepicondyláris tengelyek (Eckhoff et al. 2007).....	17
2.14. ábra: A térdízület csúszó-gördülő mozgása (Kapandji, 1987).....	17
2.15. ábra: Lafortune koordináta-rendszere (Pennock és Clark, 1990).....	18
2.16. ábra: Pennock és Clark (1990) koordináta-rendszere.....	19
2.17. ábra: Pennock és Clark (1990) szögértelmezése.....	20
2.18. ábra: Grood és Suntay (1983) koordináta-rendszere.....	21
2.19. ábra: Grood és Suntay (1983) ízületi koordináta-rendszere, szögértelmezése.....	21
2.20. ábra: McPherson et al. (2005) koordináta-rendszere.....	22
2.21. ábra: Az FFC pontok értelmezése (Iwaki et al., 2000).....	22
2.22. ábra: Femur anatómiai koordináta-rendszere (Hilal et al., 2002).....	24
2.23. ábra: Tibia anatómiai koordináta-rendszere (Hilal et al., 2002).....	25
2.24. ábra: VAKHUM ízületi koordináta-rendszer (Hilal et al., 2002).....	25
2.25. ábra: Takeuchi et al. (1999) készüléke.....	29
2.26. ábra: Wilson et al. (2000) készüléke.....	30
2.27. ábra: Bull et al. (2008) készüléke.....	30
2.28. ábra: A Kansas Knee Simulator (Baldwin et al., 2009).....	31
2.29. ábra: Churchill et al. (1998) készüléke.....	32
2.30. ábra: A Robotic Knee Testing System (Li et al., 1999).....	33
2.31. ábra: Walker et al. (2011) készüléke.....	33
2.32. ábra: A bőr mozgásának hatása a mozgás jellemzőire (Reinschmidt et al., 1997).....	35
2.33. ábra: Modell és kísérleti vizsgálat eredményeinek összehasonlítása (Wilson et al., 1998).....	36
2.34. ábra: Wilson et al. (2000) eredményei.....	36
2.35. ábra: Walker et al. (2011) eredményei.....	37
2.36. ábra: Varadarajan et al. (2009) összehasonlító diagramja.....	38
2.37. ábra: Most et al. (2004) eredményei.....	38
2.38. ábra: Hsieh és Draganich (1997) eredményei.....	39
2.39. ábra: Bull et al. (2008) eredményei.....	39
2.40. ábra: Összefoglaló diagram.....	40
3.1. ábra: A kísérleti modell.....	44
3.2. ábra: Fajlagos izomerő diagram az izommodellhez (Fekete et al., 2014).....	44
3.3. ábra: A kísérleti berendezés háromdimenziós modellje.....	47

3.4. ábra: A Polaris mérőrendszer készülékbe helyezés előtt.....	48
3.5. ábra: Hitelesítő kardáncsukló.....	48
3.6. ábra: A mérőrendszer hitelesítő görbéje és ismétlési hibája.....	49
3.7. ábra: A kísérleti modell előkészítésének alkatrészei.....	50
3.8. ábra: A Polaris aktív jeladója.....	50
3.9. ábra: A cadaver ízület a tibiába helyezett markerekkel (laterális oldal).....	52
3.10. ábra: A Polaris helyzetleíró adatainak értelmezése.....	53
3.11. ábra: A caput femoris középpontjának meghatározása.....	54
3.12. ábra: Vázlat a markerek helyzetének méréséről.....	57
3.13. ábra: Vázlat a markerek transzformálásához.....	58
3.14. ábra: Az átviteli koordináta-rendszer meghatározásához szükséges markerek.....	59
3.15. ábra: Az átviteli koordináta-rendszer.....	59
3.16. ábra: A femorális anatómiai pontok az átviteli koordináta-rendszerben.....	61
3.17. ábra: A femorális anatómiai koordináta-rendszer.....	62
3.18. ábra: A trilineáris illesztés vázlata.....	67
4.1. ábra: A caput femoris középpont meghatározási pontatlanságának hatása a rotatio-flexio diagramra három mért helyzet alapján.....	74
4.2. ábra: A femorális keresztengelyt kijelölő pontok meghatározási pontatlanságának hatása a rotatio-flexio diagramra két-két mért helyzet alapján.....	75
4.3. ábra: A tibiális hosszengelyt kijelölő pontok meghatározási pontatlanságának hatása a rotatio-flexio diagramra két-két mért helyzet alapján.....	76
4.4. ábra: A tibiális keresztengelyt kijelölő pontok meghatározási pontatlanságának hatása a rotatio-flexio diagramra három-három mért helyzet alapján.....	76
4.5. ábra: A rotatio – flexio mérési eredmények.....	77
4.6. ábra: A rotatio – flexio mérési eredmények.....	77
4.7. ábra: A mérési adatokra illesztett negyedfokú polinomok az origóba transzformálás után....	78
4.8. ábra: Az illesztett polinomok átlagai, a mérések hibájával.....	79
4.9. ábra: Példa a trilineáris illesztésre.....	80
4.10. ábra: Szakaszhatárok meghatározása a szórásnégyzet minimuma alapján.....	81
4.11. ábra: A célfüggvények különböző anatómiai koordináta-rendszer és mérési típus esetén...	85
4.12. ábra: A célfüggvény változása a szakaszhatárok kerekítésének hatására.....	86
8.1. ábra: A rotatio – flexio mérési eredmények ($k=2$).....	105
8.2. ábra: A rotatio – flexio mérési eredmények ($k=1$).....	105
8.3. ábra: A rotatio – flexio mérési eredmények ($k=4$).....	106
8.4. ábra: A rotatio – flexio mérési eredmények ($k=3$).....	106
8.5. ábra: Trilineáris illesztés ($p=1, k=2$).....	107
8.6. ábra: Trilineáris illesztés ($p=2, k=2$).....	107
8.7. ábra: Trilineáris illesztés ($p=3, k=2$).....	107
8.8. ábra: Trilineáris illesztés ($p=4, k=2$).....	107
8.9. ábra: Trilineáris illesztés ($p=5, k=2$).....	108
8.10. ábra: Trilineáris illesztés ($p=6, k=2$).....	108
8.11. ábra: Trilineáris illesztés ($p=8, k=2$).....	108
8.12. ábra: Trilineáris illesztés ($p=9, k=2$).....	108
8.13. ábra: Trilineáris illesztés ($p=1, k=1$).....	108
8.14. ábra: Trilineáris illesztés ($p=2, k=1$).....	108
8.15. ábra: Trilineáris illesztés ($p=3, k=1$).....	109
8.16. ábra: Trilineáris illesztés ($p=4, k=1$).....	109
8.17. ábra: Trilineáris illesztés ($p=5, k=1$).....	109

8.18. ábra: Trilineáris illesztés ($p=6, k=1$).....	109
8.19. ábra: Trilineáris illesztés ($p=7, k=1$).....	109
8.20. ábra: Trilineáris illesztés ($p=8, k=1$).....	109
8.21. ábra: Trilineáris illesztés ($p=9, k=1$).....	110
8.22. ábra: Trilineáris illesztés ($p=1, k=4$).....	110
8.23. ábra: Trilineáris illesztés ($p=2, k=4$).....	110
8.24. ábra: Trilineáris illesztés ($p=3, k=4$).....	110
8.25. ábra: Trilineáris illesztés ($p=4, k=4$).....	110
8.26. ábra: Trilineáris illesztés ($p=5, k=4$).....	110
8.27. ábra: Trilineáris illesztés ($p=6, k=4$).....	111
8.28. ábra: Trilineáris illesztés ($p=8, k=4$).....	111
8.29. ábra: Trilineáris illesztés ($p=9, k=4$).....	111
8.30. ábra: Trilineáris illesztés ($p=1, k=3$).....	111
8.31. ábra: Trilineáris illesztés ($p=2, k=3$).....	111
8.32. ábra: Trilineáris illesztés ($p=3, k=3$).....	111
8.33. ábra: Trilineáris illesztés ($p=4, k=3$).....	112
8.34. ábra: Trilineáris illesztés ($p=5, k=3$).....	112
8.35. ábra: Trilineáris illesztés ($p=6, k=3$).....	112
8.36. ábra: Trilineáris illesztés ($p=7, k=3$).....	112
8.37. ábra: Trilineáris illesztés ($p=8, k=3$).....	112
8.38. ábra: Trilineáris illesztés ($p=9, k=3$).....	112
8.39. ábra: Transzformált rotatio – flexio mérési eredmények ($k=2$).....	113
8.40. ábra: Transzformált rotatio – flexio mérési eredmények ($k=1$).....	113
8.41. ábra: Transzformált rotatio – flexio mérési eredmények ($k=4$).....	114
8.42. ábra: Transzformált rotatio – flexio mérési eredmények ($k=3$).....	114

M.7. TÁBLÁZATJEGYZÉK

2.1. táblázat: Néhány latin megnevezés magyar megfelelője.....	8
3.1. táblázat: Egy példa a Polaris nyers adataira.....	53
4.1. táblázat: A p_k index értékei.....	74
4.2. táblázat: A mérési adatokra illesztett polinomok (4.1) együtthatói ($k=2$).....	78
4.3. táblázat: Az átlag polinom (4.2) függvények együtthatói.....	79
4.4. táblázat: A trilineáris illesztés határai mérési beállításonként.....	81
4.5. táblázat: A P02J ($p=2$) mérési beállítás durva hiba vizsgálata F próbával.....	82
4.6. táblázat: A szabad mozgás határának átlagai.....	82
4.7. táblázat: A trilineáris függvények együtthatói.....	83
4.8. táblázat: A trilineáris illesztések globális szórása.....	84
4.9. táblázat: A P04J mérési beállítás illesztésének durva hiba vizsgálata F próbával.....	85
4.10. táblázat: A célfüggvények együtthatói a kerekített szakaszhatárokkal.....	85
4.11. táblázat: A célfüggvények együtthatói a számított szakaszhatárokkal.....	86

M.8. POLARIS ADATLAP

NDI Optical Systems Technical Comparison

	OPTOTRAK®	POLARIS®
Accuracy	<ul style="list-style-type: none"> up to 0.1 mm 	<ul style="list-style-type: none"> 0.35 mm 3D RMS¹ (standard measurement volume)
Marker Types	<ul style="list-style-type: none"> active (IRED) 	<ul style="list-style-type: none"> active (IRED) passive (reflective)
Tracking	<ul style="list-style-type: none"> up to 256 individual markers up to 85 rigid bodies 	<ul style="list-style-type: none"> up to 12 rigid bodies (3 active, 6 passive, 3 active wireless) individual marker reporting (passive only)
Update Rate	<ul style="list-style-type: none"> up to 3500 markers per second 	<ul style="list-style-type: none"> up to 60 Hz
Interface	<ul style="list-style-type: none"> PCI or SCSI 	<ul style="list-style-type: none"> RS-232 or RS-422
Software	<ul style="list-style-type: none"> NDI ToolBench™ (included with system) optional Application Programmer's Interface 	<ul style="list-style-type: none"> built in Application Programmer's Interface
Physical Characteristics	<ul style="list-style-type: none"> 111.0 cm x 31.5 cm x 21.5 cm 40 kg 	<ul style="list-style-type: none"> 59 cm x 8 cm x 12 cm 2 kg
Other	<ul style="list-style-type: none"> tetherless options connect up to 8 position sensors for expanded volume and greater visibility external clock and trigger 	<ul style="list-style-type: none"> automatic tool identification tool options: switches and visible LED's enhanced EMI filtering option available for MRI applications

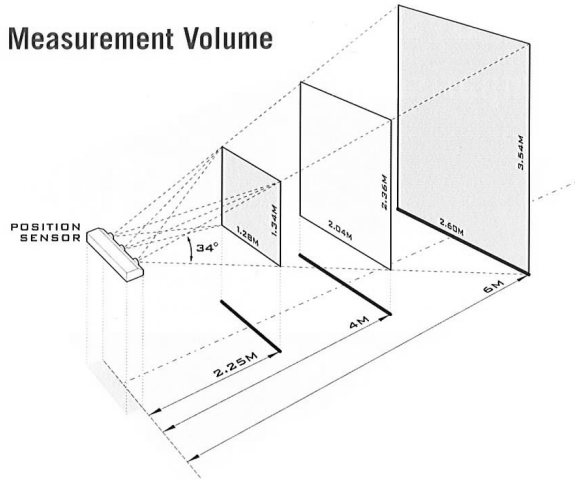
Measurement volume shown on reverse

¹ based on a single marker stepped through 1000+ positions throughout measurement volume

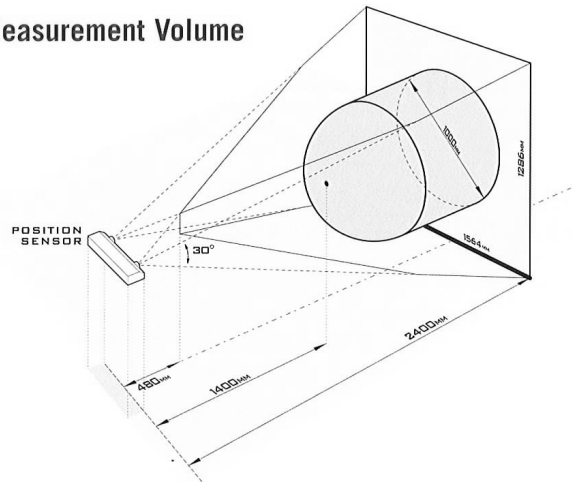
NDI
Northern Digital Inc.

M.9. A POLARIS MÉRÉSI TARTOMÁNYA

OPTOTRAK Measurement Volume



POLARIS Measurement Volume



Our new address as of:
June 1, 2003

NDI Europe GmbH
Fritz-Reichle-Ring 2
D-78315 Radolfzell
Tel. +49 (77 32) 939 19 00
Fax +49 (77 32) 939 19 09

NDI

Northern Digital Inc.

103 Randall Drive
Waterloo, Ontario, Canada N2V 1C5
Telephone: +1 (519) 884-5142
Toll Free: +1 (877) 634-6340
Global: ++ (800) 634-634-00
Facsimile: +1 (519) 884-5184
Email: support@ndigital.com
Website: www.ndigital.com

NDI Europe GmbH

Schießstattweg 11
D-8677 Markdorf, Germany
Telephone: ++49 (75 44) 95 93 40
Global: ++ (800) 634 634 00
Facsimile: ++49 (75 44) 95 93 49
Email: support@ndieurope.com
Website: www.ndieurope.com

© 2001 Northern Digital Inc. All rights reserved.
Specifications subject to change without notice.
OPTOTRAK and POLARIS are registered trademarks of Northern Digital Inc.
October 2001

9. KÖSZÖNETNYILVÁNÍTÁS

Ezúton szeretnék köszönetet mondani Dr. M. Csizmadia Béla professzor úrnak, témavezetőmnek, akinek mentorálása, iránymutatása és inspirációja nélkül ez a disszertáció nem készült volna el. Továbbá szeretnék köszönetet mondani Dr. Krakovits Gábornak, aki megismertetett a biomechanika ezen szakterületével és lehetőséget adott a szükséges kísérletek elvégzésére. Köszönöm Dr. Bíró István egyetemi docensnek, Dr. Andrónyi Kristóf ortopéd szakorvosnak, Dr. Fekete Gusztáv egyetemi docensnek, Balassa Gábor és Bablena Adrienn doktoranduszoknak, valamint Kis János boncmesternek, hogy segítséget nyújtottak a kísérletek elvégzésében.

Köszönöm családomnak, mindenekelőtt feleségemnek Gégény Gabriellának, hogy támogattak, inspiráltak és kellő türelemmel voltak irántam a munkám során és kislányomnak, Katona Boglárkának, aki állandó felüdülést nyújtott a munka közben. Szeretnék köszönetet mondani testvéremnek Katona Zoltánnak, a támogatásért és azon beszélgetésekért, amelyek segítettek átlendülni a kutatásaim során felmerülő nehézségeken. Végül, de nem utolsósorban szeretnék köszönetet mondani szüleimnek akik nélkül ma nem tarthatnék itt. Édesanyám a mai napig inspirált ezen dolgozat elkészítésére és a fokozat megszerzésére. Édesapám pedig állandó motivációt jelentett számomra, aki már sajnos nem élhette meg a dolgozat elkészültét.