



Szent István Egyetem



**A TÉRDÍZÜLET KINETIKÁJA ÉS KINEMATIKÁJA
VALÓSÁGOS GUGGOLÁS SORÁN**

Doktori értekezés tézisei

Fekete Gusztáv

Gödöllő
2013

**A doktori iskola
megnevezése:**

Műszaki Tudományi Doktori Iskola

Tudományága:

Agrárműszaki tudomány

Vezetője:

Dr. Farkas István
egyetemi tanár, az MTA doktora
Szent István Egyetem, Gépészmérnöki kar
Környezetipari Rendszerek Intézet
Gödöllő

Témavezetője:

Dr. M. Csizmadia Béla
egyetemi tanár, a műszaki tudományok kandidátusa
Szent István Egyetem, Gépészmérnöki kar
Mechanikai és Géptani Intézet
Gödöllő

Társ-témavezetője:

Dr. Patrick De Baets
egyetemi tanár,
Ghent University, Faculty of Engineering and Architecture
Laboratory Soete
Gent

.....
Az iskolavezető jóváhagyása

.....
A témavezető jóváhagyása

Tartalom

1	Tudományos előzmények, célkitűzés	1
1.1	Bevezetés.....	1
1.2	A kutatási feladat megfogalmazása	1
1.2.1	A terhelések hatásának elemzése	1
1.2.2	A térdízületen belüli kinematikai viszonyok.....	2
2	Analitikus-kinetikai modell a terhelés hatásának elemzéséhez	3
2.1	Modellalkotási kérdések.....	3
2.2	Az analitikai-kinetikai modell matematikai megfogalmazása.....	6
2.2.1	A modell általános peremfeltételi rendszere	6
2.2.2	A mechanikai-kinetikai modell.....	7
2.2.3	Az erők számítása	9
2.2.4	Megjegyzés	11
3	Modellparaméterek kísérleti meghatározása	12
3.1	A kísérlet célja.....	12
3.2	A mérés folyamata.....	12
3.3	A mérendő mennyiségek szerkesztése	14
3.4	Megjegyzés.....	15
4	A térden belüli kinematikai viszonyok numerikus modellezése	16
4.1	Modellalkotási kérdések.....	16
4.2	A numerikus-kinematikai modell matematikai megfogalmazása.....	19
4.2.1	A modell általános peremfeltételi rendszere	19
4.2.2	A modell speciális peremfeltételi rendszere	19
4.2.3	A numerikus-kinematikai modell számítási módszere.....	20
5	Eredmények	24
5.1	Analitikus eredmények a terhelés hatásáról	24
5.2	A numerikus-kinematikai modellhez tartozó eredmények	30
6	Új tudományos eredmények	32
7	Szakmai publikációk jegyzéke	36

1 TUDOMÁNYOS ELŐZMÉNYEK, CÉLKITŰZÉS

1.1 Bevezetés

Dolgozatom a standard, illetve nem-standard guggolás kinetikájára és kinematikájára irányul. A térdben különböző mozgások során (standard és nem-standard guggolás) más és másfajta erőjáték alakul ki, melynél számos paramétert figyelembe kell venni, hogy megfelelően pontos modellt alkothassunk. A guggolás elemzése során a térd mechanikai modelljét részben a terhelés oldalról, részben pedig a térden belül kialakuló kinematikai viszonyok szempontjából vizsgálhatjuk.

A térd terhelésére vonatkozóan a paraméterek között van egy korábban mindig mellőzött tényező, az emberi súlypont horizontális elmozdulása a guggolás során, melynek figyelembevétele komoly változást okozhat a patello- ill. tibiofemorális erőkben.

Általános céloom tehát egyrészt, egy új modell felállítása, és ezen a fentebb említett új paraméter kinetikai hatásának bemutatása.

A térdízületen belüli kinematikai viszonyok szempontjából, a térdízület kapcsolódó felületei között létrejövő mozgás leírható, mint a csúszás és gördülés együttese. Ezen jelenségnek nagymértékű hatása van az ízületi implantátumok kopására, azonban helyes aránya, nagysága és lefutása a térd teljes behajlítási tartományában jelenleg nem ismert.

Céloom tehát másrészt ezen jelenség vizsgálata és leírása numerikus módszerekkel.

1.2 A kutatási feladat megfogalmazása

1.2.1 A terhelések hatásának elemzése

Standard (vagy klasszikus) guggolási modellnek nevezzük azt az modellt, amikor az erők vizsgálata során a súlypont horizontális elmozdulásának hatásától eltekintünk, míg nem-standard guggolási modell esetén ezt a paramétert is figyelembe vesszük.

Eddig mindössze a standard-guggolást vizsgálták mélyrehatóan, amely a guggolás közben feltételezi, hogy sagittális síkban a súlypont a femúr és a csípő kapcsolódásának pontjában áthalad, és horizontális irányban abból nem lép ki. Azon okból esett a választás a nem-standard guggolás vizsgálatára, mivel ebben a mozgásban szerepet nyer a horizontálisan is elmozduló súlypont okozta változás.

A súlypont horizontális elmozdulásának a kinetikára gyakorolt vélhető hatásáról korábban Perry & Társai, Bishop és Denham, illetve Amis és Farahmand szerzők sejtéseket vettek fel, ám érdemben sem ők sem más szerzők nem vizsgálták a jelenséget.

Figyelembe véve a korábbi szerzők munkáit, egy **új analitikus modellt kívánok létrehozni, amely több dimenzió nélküli paraméter segítségével magába foglalja a horizontálisan elmozduló súlypont paraméterét is.** A modell segítségével, egyszerű egyenletekkel számíthatóvá válnak a patellofemorális és tibiofemorális erők, amely erőket az irodalomban található mérésekkel kívánok igazolni.

Az analitikus modell eredményei három célt szolgálhatnak; egyrészt a kapott eredmények felhasználhatók más modellezési, illetve kísérleti vizsgálódásoknál - mint már ismert terhelések – a behajlítás függvényében, másrészt az eredmény bemutatja és igazolja a horizontálisan elmozduló súlyvonal hatását a guggolás kinetikájára, harmadrészt az eredmények segítséget nyújthatnak – mint kezdeti feltételek – a térdízület implantátum erőtan tervezésében.

Megjegyzendő, hogy ebben a szakaszban a kutatás során létrehozott modell az emberi, fiziológiai térdízület leírását célozza meg.

1.2.2 A térdízületen belüli kinematikai viszonyok

Disszertációm másik fontos súlypontja a standard guggolás kinematikájának egy különleges részét képezi, mégpedig **a femorális és tibiális ízfelszínek közötti relatív mozgás leírását**. Ezt a mozgást az irodalomban csúszva gördülésnek nevezik. Fontossága miatt a jelenséget részletesen tárgyalják a fogaskerék kapcsolat témakörében, azonban a térdízülethez kapcsolódó irodalom jelenleg szerény mértékben áll rendelkezésre.

A csúszva-gördülés jelensége nagymértékben befolyásolja a kopás mechanizmusát, emiatt igen jelentős szerepe van az implantátum élettartamára és túlélési valószínűségére.

Ez idáig, a jelenséget igen korlátozott mennyiségű analitikus, numerikus vagy kísérleti tanulmány vizsgálta. **A tanulmányok igen jelentős egyszerűsítéssel vizsgálták a csúszva-gördülést, pl. csak a mozgás kezdeti fázisára szorítkoztak (20-30° behajlítási szögig bezáróan), csak síkbeli mozgást feltételeztek és nagymértékben egyszerűsített geometriával modellezték a kapcsolatot.**

Ezen feltételek mellett több szerző olyan következtetéseket vont le, miszerint a mozgás kezdeti fázisára (20-30° behajlítási szögig bezáróan) a gördülés jellemző, amely aztán a behajlítás függvényében egy pont után fokozatosan csökken, így válik a csúszás dominánssá a mozgás további részében.

Ezen tanulmányok azonban nem foglalkoztak behatóan külön a laterális, külön a mediális oldalon történő csúszva-gördülés vizsgálatával a térdízület teljes funkcionális szakaszában (20-120° behajlítási szögig bezáróan).

A csúszva-gördülés helyes arányának a térd úgynevezett funkcionális szakaszában (20-120° behajlítási szögig bezáróan) való meghatározása komoly jelentőséggel bír az implantátumok kopásvizsgálatában.

A csúszva-gördülés jelenléte eltérő abrázíós kopást okoz a kapcsolatban lévő ízfelszínek között, emiatt a kopásteresztés kivitelezése során a jelenséget – mint paramétert – helyesen kell megadni.

Mindeddig, a korábban publikált, jelentős egyszerűsítéseken alapuló, eredményeket tekintették irányadónak a vizsgálatoknál, amelyek nagy valószínűséggel alulbecsülték a csúszva-gördülési arányt.

Ezen probléma megoldása céljából, több, kereskedelmi forgalomban lévő protézisgeometriából alkotott, háromdimenziós numerikus-kinematikai modelleket kívánok létrehozni, amelyeknél nemcsak a pontos geometriát, hanem a kapcsolódó felületek közötti súrlódásos kapcsolatot is figyelembe veszem.

A dolgozat második felére vonatkozóan, a modellt protézisgeometriák figyelembevételével állítom elő, eredményeim tehát protézisekre vonatkoznak, nem pedig emberi, fiziológiai térdízületre.

2 ANALITIKUS MODELL A TERHELÉS HATÁSÁNAK ELEMZÉSÉHEZ

2.1 Modellalkotási kérdések

Részletesen áttekintve a témához tartozó irodalmat, a következő megfontolások, kérdések figyelembevételével végeztem el a modellalkotás lépéseit.

1. KÉRDÉS: Melyik emberi mozgást célravezető vizsgálni?

Válasz: Két egyszerű okból adódóan, a guggoló mozgás vizsgálata célravezető:

- a) A legtöbb tanulmány azt igazolja, hogy a legnagyobb erők (kivéve ugrás, rúgás) guggolás közben keletkeznek a térdízületben, valamint igen gyakran (naponta), nagy rendszerességgel alkalmazott mozgásforma,
- b) Matematikai-mechanikai szempontból a guggolás több lehetőséget kínál egy kezelhető és megfelelő pontosságú analitikus modell létrehozásához.

Ezen tények alapján a vizsgálandó mozgás a guggolás.

2. KÉRDÉS: Numerikus vagy analitikus modell a célravezető?

Válasz: Bár minden korábbi mechanikai modell úgynevezett matematikai modell is, mindössze Denham és Bishop, Nisel & Társai, valamint Mason & Társai közöltek zárt alakú analitikus megoldásokat. A többi modellt többségében rendkívül bonyolult, nem-lineáris egyenletrendszerekkel írták le, amelyek megoldása numerikus úton volt csak lehetséges.

Mivel célom, hogy az patellofemorális erők és a behajlítás függvénye között pontos és egyszerű analitikus kapcsolatot teremtek, az egyes paraméterek hatásának megállapításával, amelyek egyszerű egyensúlyi egyenlet-rendszerekből levezethetőek, így *analitikus modell létrehozását tartom célszerűnek.*

3. KÉRDÉS: Statikus vagy dinamikus modell a célravezető?

Válasz: Alapvetően, a vizsgált mozgást figyelembe véve lehet eldönteni, hogy milyen fajta modellt válasszunk vizsgálataink elvégzésére. A guggolás alapvetően lassan végrehajtott folyamat. Ezt a szemléletet erősíti a klinikai tapasztalat is, mivel a guggolást erősítő gyakorlatként, valamint keresztszalagokon végrehajtott posztoperációs rehabilitációként is alkalmazza.

Figyelembe véve a szakirodalomban található cikkeket az alkalmazott guggolási időtartam amiből a sebességre következtethetünk, 3-6 másodperctől (Fukagawa & Társai), egészen 20 másodpercig terjed (Innocenti & Társai). Ezek az adatok azt támasztják alá, hogy a guggolás modellezése során a mozgást kvázi-statikusnak tekinthetjük, és ebből adódóan, a tehetetlenségi erőket elhanyagolhatjuk.

Az új mechanikai modell tehát statikus.

4. KÉRDÉS: Két- vagy háromdimenziós modell használata célravezető?

Válasz: A kétdimenziós modellek használata a térdízület kinetikai vizsgálatára széles körben elfogadott és alkalmazott, mivel az erők legnagyobb hatásukat a sagittális síkban fejtik ki, míg Singerman & Társai valamint Miller által bizonyítottan, az ezen síkból kieső erők hatása csekély.

Mivel cél egy könnyen kezelhető, ám kellően pontos modell létrehozása így a kétdimenziós modellezés választása emiatt is javallott.

Az új mechanikai modell tehát kétdimenziós.

5. KÉRDÉS: A tibiofemorális kapcsolatnál szükséges-e a geometriát figyelembe venni?

Válasz: Mivel a mechanikai modell célja mindössze térdízületi erőkre korlátozott, kinematikai vizsgálatokat nem céloz, így a korábbi szerzők tapasztalatai alapján (Powers & Társai, Innocenti & Társai) nem szükséges az ízület bonyolult geometriáját figyelembe venni.

Az új mechanikai modell tibiofemorális, illetve patellofemorális kapcsolata pontszerű.

6. KÉRDÉS: Mely izmok-szalagokat kell figyelembe venni, és melyeket lehet elhanyagolni?

Válasz: A négyfejű combizom és a patelláris szalag szerepe alapvető és egyben elengedhetetlen a kétdimenziós modellezés során.

Bishop és Denham elektromiográfias méréseken alapuló tanulmánya pontos eredményekkel szolgált a térdízülethez kapcsolódó nagyobb izmok tevékenységéről. Eredményeikben bemutatták, hogy míg a quadriceps és a soleus izomcsoport nagymértékben részt vesz az egyensúly fenntartásában, addig a hamstring és gastrocnemius izmok alig, illetve nem mutatnak aktivitást.

Ezen eredmények alapján, csak a négyfejű combizmot és a patelláris szalagot veszem figyelembe a modellnél.

7. KÉRDÉS: Merev vagy rugalmas testek használata célszerű?

Válasz: Mivel cél az egyszerű használhatóság és elsősorban a kinetikai vizsgálat, így ehhez a merev testek mechanikája megfelelő leírást biztosít. A merev testekkel való modellezés az irodalomban is a leggyakrabban előforduló módszer, így használatuk, a célt figyelembe véve, számomra is megfelelő.

Az új analitikus modellben a kapcsolódó testeket merevnek modelleztem.

8. KÉRDÉS: Erő-arányok vagy egymástól független erők meghatározása a cél?

Válasz: A patellofemorális erők meghatározásakor jelentős számú szerző fejezte ki eredményeit az erők egymáshoz viszonyított nagyságaként.

Azonban itt a három erőre jutott két egyenlet, így magukat az erőket, egymástól függetlenül nem lehetett meghatározni, kivéve, ha egy erőt, névlegesen a négyfejű combizomban lévő erőt, állandónak tekintették. E miatt a megközelítés miatt, magának a négyfejű combizomban lévő erőnek változását, nem vizsgálták.

Célom tehát olyan analitikus modell megalkotása, ahol a patellofemorális és tibiofemorális erők egymástól függetlenül, a behajlítási szög függvényeként, meghatározhatók.

9. KÉRDÉS: Vizsgáljuk-e a súlyvonal horizontális elmozdulásának hatását a guggolás kinetikájára?

Válasz: A kérdést, miszerint milyen hatása van a súlyvonal változásának a patellofemorális erőkre, először Bishop és Denham vetette fel.

Modelljükben, két helyzetben (más és más súlyvonal mellett) vizsgálták az erőket, ami alapján megjegyezték, hogy „*néhány centiméternyi előredőlés esetén a patellofemorális erők megfelelőhetnek*”. Tanulmányukból kitűnt a paraméter fontossága, azonban ők, illetve más szerzők sem folytattak további kutatást ezzel kapcsolatban.

A kérdés teljes nyitottsága miatt és a korábbi szerzők utalása alapján eme paraméter figyelembe vétele az analitikus modellben döntő fontosságú.

2.2 Az analitikai-kinetikai modell matematikai megfogalmazása

2.2.1 A modell általános peremfeltételi rendszere

A modellen a következő egyszerűsítéseket alkalmaztam:

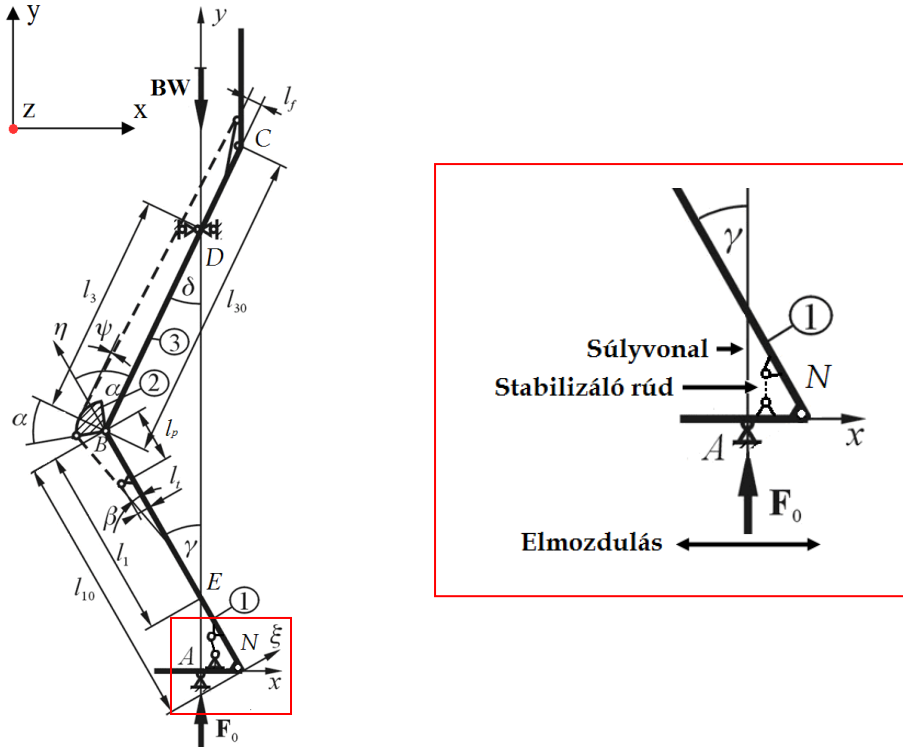
- A modell kvázi-statikus,
- A femúr, tibia és patella merev testek,
- A patelláris szalag, illetve a négyfejű combizom szalagja nyújthatatlan,
- A négyfejű combizomban ébredő erő hatásvonalára párhuzamos a femúr tengelyével,
- A vizsgált jelenség a sagittális síkra teljesen szimmetrikus így a modell kétdimenziósként kezelhető,
- Az erők csak a sagittális síkban hatónak értelmezettek,
- A súrlódást elhanyagoltam,
- A femúr és tibia közötti kapcsolatot egy egy-szabadságfokú csuklóval modelleztem (a pillanatnyi forgáspontot nem vettem figyelembe),
- A terhelés a testtömegeből adódik.

Az egyszerűsítések mellett, a következő továbblépéseket eszközöltem (1. ábra):

- Mind a standard, mind a nem-standard guggolás vizsgálható a modellel,
- Figyelembe vettem a súlyvonal horizontális elmozdulását,
- Figyelembe veszem a patelláris szalag és a tibia tengelye közötti szöveget (β),
- Figyelembe vettem a súlyvonal (BW) és a tibia tengelye közötti szöveget (γ),
- Figyelembe vettem a súlyvonal (BW) és a femúr tengelye közötti szöveget ($\delta = \alpha - \gamma$),
- Figyelembe vettem a tibiofemorális erőt (F_{tf}) és a tibia tengelye közötti szöveget (φ),
- Figyelembe vettem az F_q , F_{pt} , F_{tf} és F_{pf} erők hatásvonalait és a tibia-femúr tengelyek közötti távolságokat, mint egyfajta erőkarokat.

2.2.2 A mechanikai-kinetikai modell

A mechanikai modell három egymással kapcsolatban lévő testből épül fel: a femútból (3), tibiaból (1) és a patellából (2). A guggolás során az egymással kényszerkapcsolatban lévő testek között fellépő erők egyensúlyi egyenletekkel meghatározhatók. Az 1. ábrán a térdízület globális mechanikai modellje látható.



1. ábra: A mechanikai modell

A mechanikai modell egy tetszőleges α helyzetben van, mely során a BW súlyerővektor, amely a testtömegeből származtatott erő, hatásvonala egy-egy (D , illetve E) pontban metszi a femúr és tibia tengelyét. A patella a B pont körül elfordulhat, és ugyanígy a tibia is. A koordináta-rendszer y tengelyét a mozgó súlypont hatásvonalához rögzítjük, míg az origó az A pontban foglal helyet. A tibia az N pontban egy csuklóval kapcsolódik a lábfejhez. A súlyvonal, jelenlegi helyzetében, a D pontban metszi a femúrt és az A pontban a lábfejet. Ezen pontok nem rögzítettek, különböző α helyzetben más és más helyen metszik a femúrt és a lábfejet.

A D pontban egy görgős csuklót helyeztem el, amely mentén a femúr tengelye elmozdulhat, míg a lábfej alatti A pontban egy másik görgős kényszert alkalmaztam, ami a lábfej mentén végezhet elmozdulást (1. ábra).

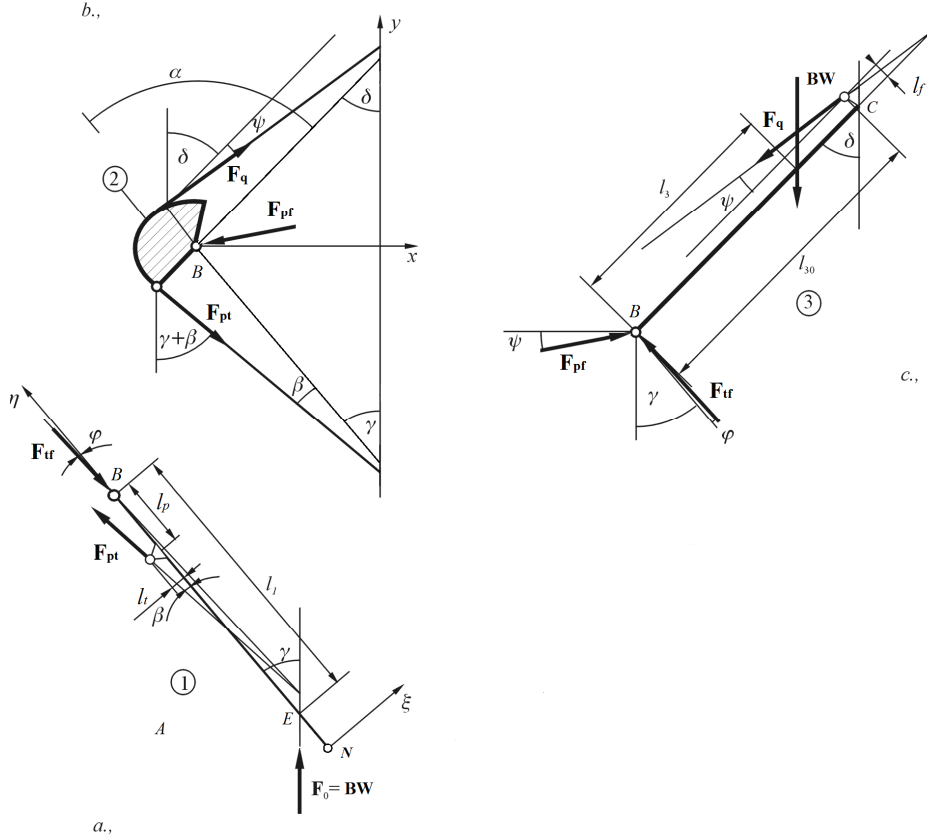
Az A pontban ébredő kényszererőt F_0 erővel jelöltem, amelynek nagysága természetesen megegyezik a BW súlyerővel. A modell számos paramétert tartalmaz, amelyet az 1. Táblázatban összegeztem. Megjegyzendő, hogy a patella geometriai alakját egy körívvel modelleztem.

PARAMÉTER NEVE	JELÖLÉSE	FÜGG-E α SZÖGTŐL
Tibia hossza	l_{10}	Nem
Femúr hossza	l_{30}	Nem
Patelláris szalag hossza	l_p	Nem
A tibia tengelye és a tuberositas tibiae közötti távolság	l_t	Nem
A femúr tengelye és a négyfejű combizom közötti távolság	l_f	Nem
A tibia hosszának a súlyvonal által kimetszett B ponttól mért szakasza.	l_1	Igen
A femúr hosszának a súlyvonal által kimetszett B ponttól mért szakasza.	l_3	Igen
A patelláris szalag és a tibia tengelye közötti szög	β	Igen
A súlyvonal és a tibia tengelye közötti szög	γ	Igen
A súlyvonal és a femúr tengelye közötti szög	δ	Igen
A tibiofemorális erő és a tibia tengelye közötti szög	φ	Igen
A négyfejű combizomban ébredő erő hatás-vonala és femúr tengelye közötti szög	ψ	Nem

1. Táblázat: A mechanikai modell paramétereit

2.2.3 Az erők számítása

A mechanikai modell célja, hogy a térdízületben ébredő erőket, a patellofemorális összenyomó erőt (F_{pf}), a patelláris szalagban ébredő erőt (F_{pt}), a négyfejű combizomban ébredő erőt (F_q) és a tibiofemorális erőt (F_{tf}) analitikus úton, zárt alakban, a behajlítási szög függvényében meghatározza. A mechanikai vizsgálódás érdekében a modellt részekre bontjuk, és az elhagyott részeket erőkkel helyettesítjük. A 2. ábrán a szétbontott szerkezet látható.



2. ábra: Szabad test ábra (a, b, c)

Először is felírom az egyensúly nyomatéki egyenletet a B ponton átmenő z tengelyre (2. ábra-a):

$$\sum M_{B1z} = 0 = -l_p \cdot F_{pt} \cdot \sin \beta(\alpha) - l_t \cdot F_{pt} \cdot \cos \beta(\alpha) + l_1(\alpha) \cdot BW \cdot \sin \gamma(\alpha) \quad (3.1)$$

Az (3.1)-es egyenletből kifejezve, a patelláris szalagban ébredő erő meghatározható:

$$F_{pt}(\alpha) = BW \cdot \frac{l_1(\alpha) \cdot \sin \gamma(\alpha)}{l_p \cdot \sin \beta(\alpha) + l_t \cdot \cos \beta(\alpha)} \quad (3.2)$$

Az eredmények általánosítása érdekében, dimenzió nélküli mennyiségeket vezetek be, melyeket a 2. Táblázatban foglaltam össze.

FÜGGVÉNY	MEGNEVEZÉS
$\lambda_1(\alpha) = l_1(\alpha)/l_{10}$	Dimenziótlan, tibiális metszéki hossz
$\lambda_3(\alpha) = l_3(\alpha)/l_{30}$	Dimenziótlan, femorális metszéki hossz
$\lambda_p(\alpha) = l_p(\alpha)/l_{10}$	Patelláris szalag dimenziótlan hossza
$\lambda_t(\alpha) = l_t(\alpha)/l_{10}$	Lábszár dimenziótlan vastagsága
$\lambda_f(\alpha) = l_f/l_{30}$	Comb dimenziótlan vastagsága

2. Táblázat: Dimenzió nélküli paraméterek

Emellett, a meghatározott erőket a testtömegből származtatott erővel osztva szintén dimenzió nélküli formában közlöm:

$$\frac{F_{pt}(\alpha)}{BW} = \frac{\lambda_1(\alpha) \cdot \sin \gamma(\alpha)}{\lambda_p \cdot \sin \beta(\alpha) + \lambda_t \cdot \cos \beta(\alpha)} \quad (3.3)$$

Ezután felírom az $\zeta - \eta$ koordinátarendszerben értelmezett skalár egyenleteket (2. ábra-a):

$$\sum F_{i\eta} = 0 = -F_{tf} \cdot \cos \varphi(\alpha) + F_{pt} \cdot \cos \beta(\alpha) + BW \cdot \cos \gamma(\alpha) \quad (3.4)$$

$$\sum F_{i\xi} = 0 = F_{tf} \cdot \sin \varphi(\alpha) - F_{pt} \cdot \sin \beta(\alpha) + BW \cdot \sin \gamma(\alpha) \quad (3.5)$$

Ezekből egyszerű átalakítások segítségével meghatározhatóvá válik a tibiofemorális erő és a tibia tengelye közötti szög:

$$\varphi(\alpha) = \arctg \left[\frac{(\lambda_1(\alpha) - \lambda_p) \cdot \tg \beta(\alpha) - \lambda_t}{\lambda_1(\alpha) \cdot \tg \gamma(\alpha) + \lambda_p \cdot \tg \beta(\alpha) + \lambda_t} \cdot \tg \gamma(\alpha) \right] \quad (3.6)$$

Ezen szög ismeretében a (3.4)-es vagy (3.5)-ös egyenletből meghatározhatóvá válik a tibiofemorális erő:

$$\frac{F_{tf}(\alpha)}{BW} = \frac{F_{pt}}{BW} \cdot \frac{\cos \beta(\alpha)}{\cos \varphi(\alpha)} + \frac{\cos \gamma(\alpha)}{\cos \varphi(\alpha)} \quad (3.7)$$

Ismét felírom az egyensúly nyomatéki egyenletet a B ponton átmenő z tengelyre (2. ábra-c):

$$\sum M_{ib3} = 0 = l_f \cdot F_q \cdot \cos \psi(\alpha) + l_{30} \cdot F_q \cdot \sin \psi(\alpha) - l_3(\alpha) \cdot BW \cdot \sin \delta(\alpha) \quad (3.8)$$

Figyelembe véve, hogy $\delta = \alpha - \gamma$ és feltételezve, hogy $\psi = 0$, a négyfejű combizomban lévő erő meghatározható:

$$\frac{F_q(\alpha)}{BW} = \frac{\lambda_3(\alpha) \cdot \sin(\alpha - \gamma(\alpha))}{\lambda_f} \quad (3.9)$$

A $\psi = 0$ feltétel azt jelenti, hogy a négyfejű combizomban ébredő erő hatásvonalát és a femúr tengelyét a mozgás során egymáshoz képest párhuzamosnak tekintem. Ez a szakirodalom is elfogadott közelítés.

Legvégül felírom az x - y koordinátarendszerben értelmezett skalár egyenleteket (2. ábra-b):

$$\sum F_{ix} = 0 = F_q(\alpha) \cdot \sin \delta(\alpha) + F_{pt}(\alpha) \cdot \sin(\gamma(\alpha) + \beta(\alpha)) + F_{pf_x} \quad (3.10)$$

$$\sum F_{iy} = 0 = F_q(\alpha) \cdot \cos \delta(\alpha) - F_{pt}(\alpha) \cdot \cos(\gamma(\alpha) + \beta(\alpha)) + F_{pf_y} \quad (3.11)$$

A (2.10)-es és (2.11)-es egyenletekből meghatározható a patellofemorális összeszorító erő x és y irányú komponense, majd ezekből annak nagysága:

$$\frac{F_{pf}(\alpha)}{G} = \frac{\sqrt{F_{pf_x}^2 + F_{pf_y}^2}}{G} = \frac{\sqrt{F_q(\alpha)^2 + F_{pt}(\alpha)^2 - 2 \cdot F_q(\alpha) \cdot F_{pt}(\alpha) \cdot \cos(\beta(\alpha) + \delta(\alpha) + \gamma(\alpha))}}{BW} \quad (3.12)$$

2.2.4 Megjegyzés

A mechanikai modell segítségével az összes keresett erőt zárt alakban kifejeztem, azonban az egyenletek magukba foglalnak hét paramétert ($\lambda_1(\alpha)$, $\lambda_3(\alpha)$, λ_p , λ_b , λ_f , $\beta(\alpha)$, $\gamma(\alpha)$), amelyek nélkül a modell nem oldható meg. Ezen paraméterek kísérleti úton való meghatározását doktori munkám következő fejezetében tárgyalom.

3 MODELLPARAMÉTEREK KÍSÉRLETI MEGHATÁROZÁSA

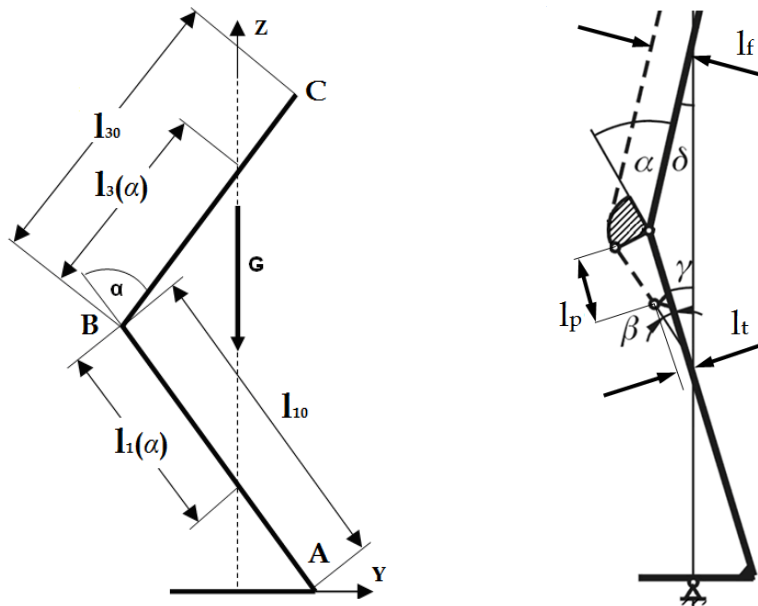
3.1 A kísérlet célja

Az analitikus modell megoldásához a korábban említett hét paramétert meg kell határozni. Ezen függvények és konstansok között szerepel az erők hatásvonalára és a csonttengelyek közötti merőleges távolságok (λ_p , λ_b , λ_f), anatómiai szögek ($\beta(\alpha)$, $\gamma(\alpha)$) valamint két olyan függvény ($\lambda_1(\alpha)$, $\lambda_3(\alpha)$), amelyek a súlypont horizontális elmozdulását írják le a guggolás során. Kísérleteim fő célja, a mechanikai modell paramétereinek meghatározása mellett, a súlypont horizontális elmozdulásáról kívánok további két hipotézist igazolni:

1. A súlyvonal a guggolás során helyzetét horizontálisan is megváltoztatja,
2. A súlyvonal horizontális megváltozása a guggolás során analitikus egyenletekkel leírható.

3.2 A mérés folyamata

A kísérlet során mérendő mennyiségeket a 3. ábrán definiáltam:

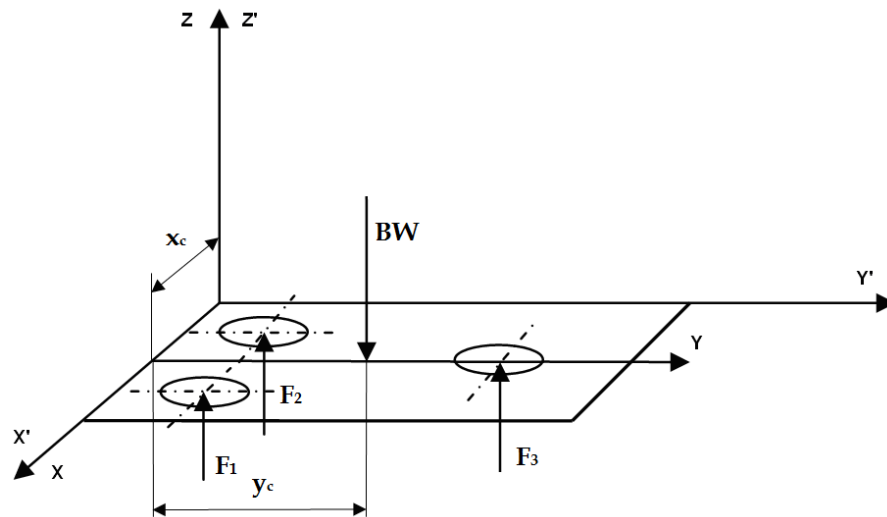


3. ábra: Mérendő mennyiségek

Ezen mennyiségeket az 1. Táblázatban részletesebben közöltem, míg az ezekből képezhető dimenzió nélküli mennyiségeket a 2. Táblázatban közöltem. A méréshez 3 db MOM típusú, A osztályú ETP 7922-es mérőcellákat használtam, amit egy Spider 8 adatfeldolgozóhoz csatlakoztattam és Catman Express 3.0 programmal vezéltem.

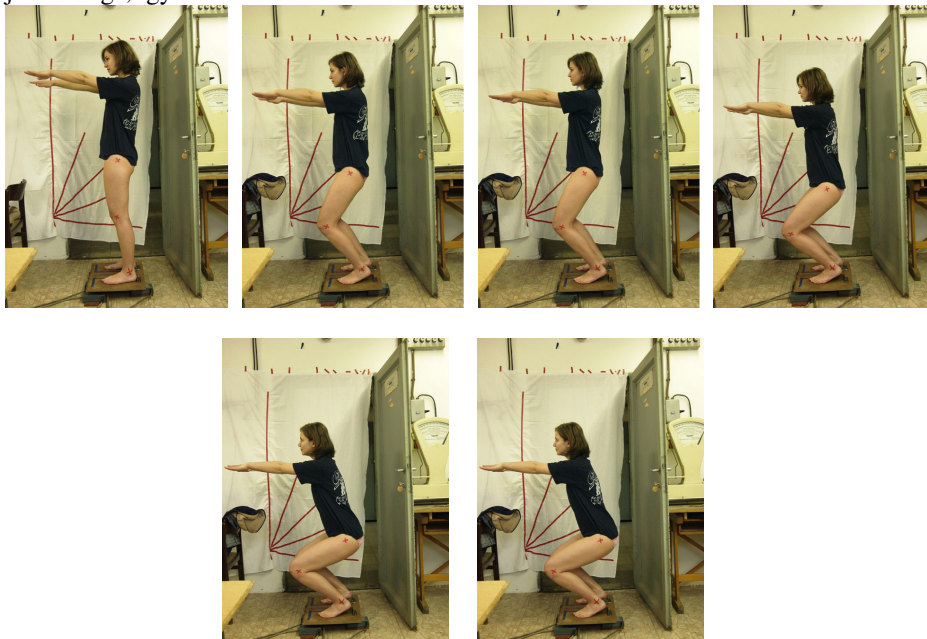
A kísérletet 16 személyen (9 férfin és 7 nőn) végeztem el. A személyek 21 és 27 év közöttiek voltak, átlag súlyuk 72.2 ± 17.4 kg volt. A mérés két részletben történt, első alkalommal 9 majd utána 7 személyen.

A mérés a következőképpen zajlott: A 3 mérőcellát a kalibráció után egy előre elkészített mérőtábla alatt helyeztem el (4. ábra).



4. ábra: Mérőcellák elhelyezése

Ezt követően a kísérleti alanyok hat fázisban – különböző térdbehajlítási szögek alatt – leguggoltak, így a súlypont helyzetét minden fázisban megmértem (5. ábra). A kiértékelés szempontjából csak az y_c irányú (horizontális) súlypontváltozásnak van jelentősége, így azt elemeztem a továbbiakban.



5. ábra: A guggolás fázisai

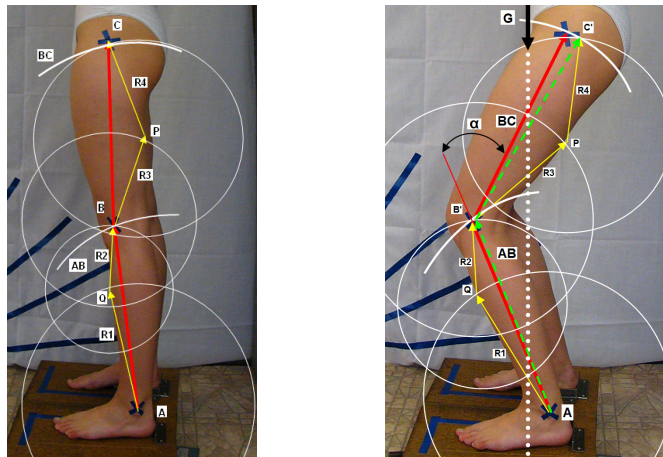
A guggolást a következő feltételek alapján kellett végrehajtani:

- 1) Nyújtott karok,
- 2) Sarok a kezdeti helyzetben rögzített (fémkerethez igazítva),
- 3) A pozíciót lehetőleg 3 másodpercig megtartani.

A guggolás során a sarok felemelése megengedett volt a személyeknek az egyensúly megtartása végett. A mérés után meghatároztam az egyes pozíciókhoz tartozó súlypont y_c irányú koordinátájának várható helyzetét és szórását az erőmérőkkel mért adatokból.

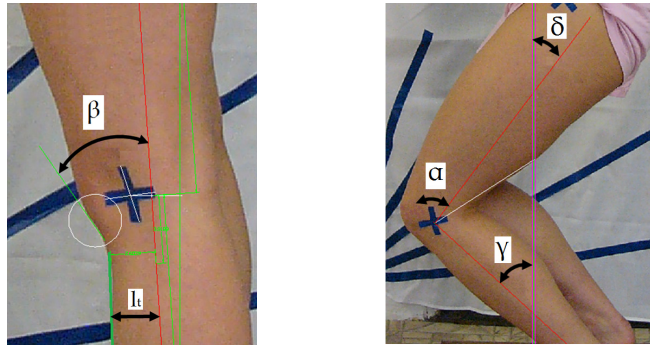
3.3 A mérendő mennyiségek szerkesztése

Az y_c koordináták mérése után, a súlyvonal valamint a femúr és tibia csontok tengelyvonalainak metszéspontjait kellett megszerkeszteni. A szerkesztést AutoCad programmal végeztem el oly módon, hogy az egyes fázisokról készített fotókat a programba importáltam, majd a mért y_c koordinátákat felmérve, illetve a csonttengelyeket megszerkesztve, meghatároztam a metszéspontokat minden egyes pozícióban. A jelölőpontok (kék kereszt) az alaphelyzethez képest elmozdulnak, így ezek új helyzetét egy szerkesztési eljárással kell megszerkeszteni. A szerkesztéshez két segédpontot kell felvenni (P és Q). Egy helyzet szerkesztése az 5. ábrán látható.



5. ábra: A súlyvonal és a metszékek szerkesztése

A különböző helyzetekben meghatároztam a többi keresett mennyiséget is (6. ábra):



6. ábra: Paraméterek meghatározása

Ezután statisztikai módszerekkel megvizsgáltam a mért adatokat és megfelelő közelítő függvényt határoztam meg. A $\gamma(\alpha)$ függvényt is dimenzió nélküli alakban adtam meg a következőképpen: $\Phi(\alpha)=\gamma(\alpha)/\alpha$. Az adatok mellett a szórást is közöltem a 3. Táblázatban.

	C1	C2	SD	r ²
$\lambda_1(\alpha)$ [-]	0.492	0.0024	0.15	0.65
$\lambda_3(\alpha)$ [-]	0.86	-0.0022	0.22	0.63
$\beta(\alpha)$ [°]	26.56	-0.3861	14	0.95
$\Phi(\alpha)$ [-]	0.567	-0.0026	0.081	0.735
λ_p [-]	0.11	0	0.018	-
λ_p [-]	0.1475	0	0.043	-
λ_f [-]	0.164	0	0.028	-

3. Táblázat: A matematikai modell függvényei* és konstansai

*A függvény alakja: $f(\alpha) = C1 + C2 \cdot \alpha$

3.4 Megjegyzés

Összegzésként elmondható, hogy a keresett paramétereket sikerült megfelelő pontossággal előállítani a mechanikai modell számára, emellett egy új szerkesztési módszert vezettem be a súlypont horizontális irányú elmozdulásának meghatározására.

4 A TÉRDEN BELÜLI KINEMATIKAI VISZONYOK NUMERIKUS MODELLEZÉSE

4.1 Modellalkotási kérdések

A térden belüli jelenségek közül a csúszva-gördülés kinematikáját és a kapcsolat közben, az ízfelszínnek között kialakuló kinetikát vizsgáljuk. A korábbi irodalmakat áttekintve, amelyek szervesen kapcsolódnak a csúszva-gördülés térdízületben történő leírásához, több nyitott kérdés, probléma szerepel. Figyelembe véve az eddig nem vizsgált részeket, a következő kérdéseket fogalmaztam meg az új numerikus modell megalkotása érdekében.

1. KÉRDÉS: Numerikus vagy analitikus modell a célravezető?

Válasz: Jelentős számú korábbi szerzőnek (Chittajalu & Társai, Nägerl & Társai, Hollman & Társai, etc) volt problémája a modellezés kapcsán a bonyolult geometria és az érintkezés pontos leírásának nehézségével, mivel a kapcsolatot algebrai egyenletekkel kezelni egyszerűen lehetetlen.

A geometria és kényszerkapcsolat leírása miatt numerikus-kinematikai modell alkalmazása célszerű.

2. KÉRDÉS: Melyik emberi mozgást célravezető vizsgálni?

Válasz: Az analitikus modellhez kapcsolódóan, célszerű azonos mozgást vizsgálni a numerikus-kinematikai modellel is, hogy az eredmények egymásra kiterjeszhetőek legyenek.

Ezen okokból kifolyólag a vizsgált mozgás a standard guggolás.

3. KÉRDÉS: Merev vagy rugalmas testek használata célszerű?

Válasz: Baldwin & Társai valamint Halloran & Társai kiterjedten tárgyalta tanulmányukban a rugalmas, illetve merev testel való modellezés közti különbséget. Különböző céljaik mellett közös pont volt, hogy bizonyították a merev test elhanyagolható hibáját a rugalmas megközelítéshez képest, főleg ha a vizsgálat kinematikai (kinetikai vizsgálatoknál a hiba nagyobb). Emellett a számítási idő fele, negyede a rugalmas testéhez képest.

Mivel dolgozatomban nem vizsgálom a protézisek, illetve a térd alakváltozását, így az új numerikus-kinematikai modellben a testeket merevnek tekintem.

4. KÉRDÉS: Két- vagy háromdimenziós modell használata célravezető?

Válasz: A térdízület alapvetően háromdimenziós mozgást végez, így ha a kinematikáját a sagittális síkra szűkítjük le, akkor egyúttal kizárjuk a tibia rotációjából adódó csúszva-gördülést is.

Chittajalu & Társai, Hollman & Társai, illetve további szerzők modelljeinek legnagyobb hiányossága, melyet a szerzők is elismertek, a geometriai túlegyszerűsítés. O'Connor & Társai jegyezte meg a csúszva-gördülésről írt tanulmányában, hogy milyen érzékenyen változik a jelenség a geometriai alak megváltozására (főleg a tibia plató változása esetén).

Ezen tények ismeretében az új numerikus-kinematikai modellt háromdimenziósként írom le.

5. KÉRDÉS: A csúszva-gördülés jelenségét a tibiofemorális vagy a patellofemorális kapcsolat között kell vizsgálni?

Válasz: Általában a kopás, protézisekre vonatkozóan, a tibiofemorális kapcsolat között jelentkezik az állandóan fennálló csúszás és gördülés miatt. Ennek folytán, szinte kivétel nélkül az össze tanulmány (Karlhuber & Társai, Blunn & Társai, Davidson & Társai, etc.) a tibiofemorális kapcsolatra helyezi a hangsúlyt a kopás vizsgálatakor.

A korábbi tanulmányok alapján, az új numerikus-kinematikai modell ugyancsak a tibiofemorális kapcsolat közben fogja elemezni a csúszva-gördülés jelenségét.

6. KÉRDÉS: Mely izmokat-szalagokat kell figyelembe venni, és melyeket lehet elhanyagolni?

Válasz: Az analitikus-kinetikai modellhez hasonlóan a négyfejű combizmot és a patelláris szalagot vettem figyelembe.

7. KÉRDÉS: Figyelembe vegyem-e a súrlódást az ízfelszínek között?

Válasz: Kivétel nélkül az összes korábbi szerző eltekintett a súrlódás hatásától, mivel a súrlódási tényező igen csekély nagyságú (0.001-0.004). Ennek ellenére, nem kizárt, sőt nagyon valószínű, hogy a súrlódás befolyásolhatja valamilyen szinten a csúszva-gördülést is.

Mivel a numerikus-kinematikai modellen könnyedén definiálhatunk súrlódást a kényszerkapcsolatok között, így figyelembe vesszem a hatását az új numerikus-kinematikai modellben.

8. KÉRDÉS: Az irodalomban megjelent csúszási tényezőt vagy más jellemzőt használják a csúszva-gördülés leírásához?

Válasz: Az irodalomban jelen van több különböző jellemző is, ami a csúszás, illetve a gördülés viszonyára utal. Ezek közül a legismertebb az O'Connor & Társai leírás, amely a következőképpen definiálja a jelenséget: ha a csúszási tényező értéke egy, az tiszta gördülést jelent, míg a végtelen tiszta csúszást. A kettő közötti értékek a kettő kombinációját, tehát csúszva-gördülést.

Ez a fajta leírás megnehezíti a jelenség megértését, hiszen egy és végtelen között a különbség, vagy arány, végtelen. Emiatt egy másik mérőszámot kell bevezetni, ami egyszerűen ám pontosan kifejezi a két mozgás viszonyát.

Ezen okokból, egy új, csúszva-gördülést leíró számot vezetek be.

9. KÉRDÉS: Valódi csontgeometriát vagy protézisgeometriát célszerű használni?

Válasz: A csúszva-gördülés csak protézisekre vonatkozóan jelent problémát. Az egészséges ízületben, bár ott is jelen van, a jól kialakított kenés, a tökéletes geometriai kapcsolat és a meniscusok stabilizáló hatása miatt, normális esetben, nem okoz kóros elváltozást.

A protéziseknél más a helyzet. Egy implantátum beültetésével a természetes egyensúly valamelyest megbomlik, ami elejét veszi a jó esetben lassú, rossz esetben igen gyors lefolyású, gyakran kopás okozta tönkremenetelnek.

Ezen tények ismeretében célszerű tehát protézisgeometriát felhasználni a numerikus-kinematikai modellben.

10. Kérdés: Milyen behajlítási szög tartományban célszerű a csúszva-gördülést tanulmányozni?

Válasz: Összegezve a protézisgeometriákra vonatkozó jelenlegi kísérleti és elméleti eredményeket, megállapíthatjuk, hogy az irányadó szerzők a csúszási-gördülési arány maximális értékét kb. 0.3-0.46 közöttire becsülték és alkalmazták kísérleteik során. Ezzel ellentétben más szerzők (Nägerl & Társai, McGloughlin & Társai, etc.) állítják, hogy az arány ennél sokkal magasabb lehet a behajlítás végső szakaszában. Ehhez kapcsolódó, feltáró jellegű cikket azonban még nem közöltek.

Mivel a térdízülethez kapcsolódó csúszva-gördülési arányt nem kutatták mélységeiben, így a következő célokat tűzöm ki a témában:

- I. Meghatározom a csúszva-gördülés arányát (lefutás és nagyság) a 20-120° behajlítási szögtartományban (úgynevezett teljes funkcionális behajlítási szakaszban), több protézisgeometria bevonásával. Ebben a tartományban az ízület teljesen az izmok irányítása alatt áll, emellett ez az a tartomány, amelyet mindennapi tevékenységeink alatt használunk.
- II. Meghatározom a csúszva-gördülés változásának nagyságát különböző protézisgeometriák bevonásával. Ezáltal meghatározhatóvá válik egy alsó és felső határ ahová egy átlag csúszva-gördülési függvény eshet.
- III. Meghatározom a csúszva-gördülés változásának nagyságát a kollaterális szalagok megléte/hiánya mellett protézisgeometriák bevonásával. Ezáltal képet alkothatunk egyes szalagok a lokális kinematikára gyakorolt hatásáról.

4.2 A numerikus-kinematikai modell matematikai megfogalmazása

4.2.1 A modell általános peremfeltételi rendszere

Az új numerikus-kinematikai modellel a csúszva-gördülés mechanizmusát és az ízfelszínek érintkezésének kinetikáját kívánom vizsgálni standard guggolás során. A modell természetesen magába foglal néhány egyszerűsítést:

- A femúr, tibia és patella merev testek,
- A patelláris szalagot nyújthatatlannak tekintem,
- A négyfejű combizmot egyetlen lineáris rugómodellel közelítem,
- A keresztzalagokat nem vettem figyelembe.

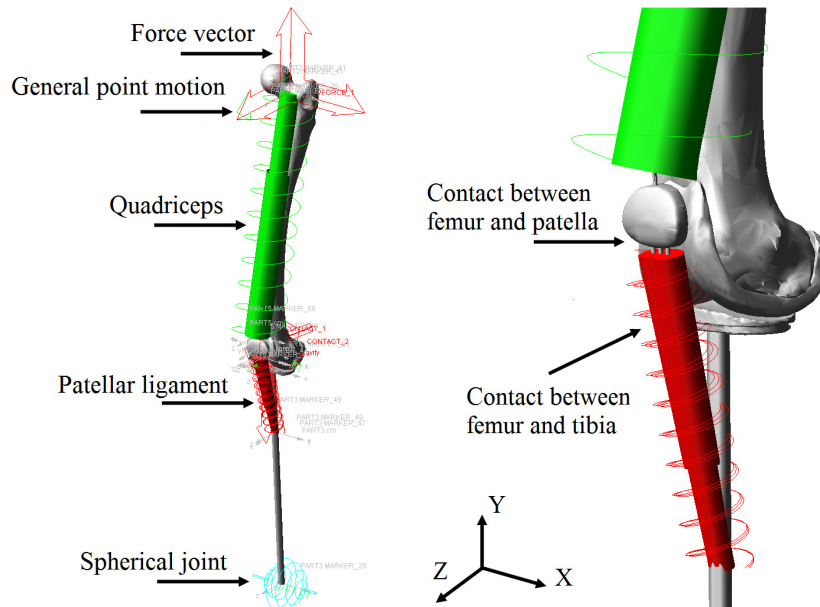
Az egyszerűsítések mellett, a következő továbblépéseket alkalmaztam:

- A modell háromdimenziós, forgalomban lévő protézisgeometriákból van felépítve,
- Az ízfelszínek mind a laterális mind a mediális oldalán lehet a csúszva-gördülést, illetve az erőket vizsgálni,
- Valóságos súrlódási kapcsolatot veszek figyelembe,
- Teljes körű kinetikai és kinematikai vizsgálatot lehet a modellen folytatni (nincs korlátozva kinetikára vagy kinematikára).

4.2.2 A modell speciális peremfeltételi rendszere

A számításokhoz öt különböző protézisgeometriát használtam fel. A protézisgeometriák háromdimenziós leképezése a Szent István Egyetemen történt, majd a geometriákból az MSC. ADAMS programban úgynevezett „multibody” modellt alakítottam ki. A programon belül a következő kezdeti és peremfeltételeket definiáltam:

- A négyfejű combizom szalagjának rugóállandója, ill. csillapítási állandója az irodalom alapján: 130 N/mm és 0.15 Ns/mm.
- Egy 800 N nagyságú erőt alkalmaztam a femúr distalis-on, amely a testtömeget hivatott modellezni,
- A femúr distalis-on kinematikai kényszert alkalmaztam (GENERAL POINT MOTION), amely által a test mozgáskoordinátái előírhatóak. Egyetlen előírást tettem: az adott pontban (femúr distalis) csak y irányú elmozdulás történhetett (7. ábra),
- A láb bokarészen kinematikai kényszert alkalmaztam (SPHERICAL JOINT), amely minden koordináta elmozdulását megakadályozza, azonban elfordulásukat engedélyezi,
- Az irodalom alapján definiáltam a nyugalásbeli és mozgásbeli súrlódási tényezőt ($\mu_s = 0.003$ $\mu_d = 0.001$), amelyek tetszés szerint változtathatóak,
- Az irodalom alapján definiáltam a csont átlagolt anyagjellemzőit: Young modulus: 15 GPa, Poisson szám: 0.3 és a sűrűség: 1650 kg/m³.



7. ábra: A „multibody” modell felépítése

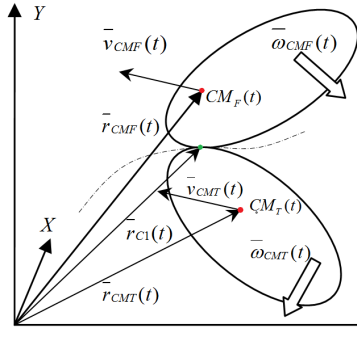
4.2.3 A numerikus-kinematikai modell számítási módszere

Az MSC.ADAMS-el a következő kinematikai mennyiségek számíthatók közvetlenül:

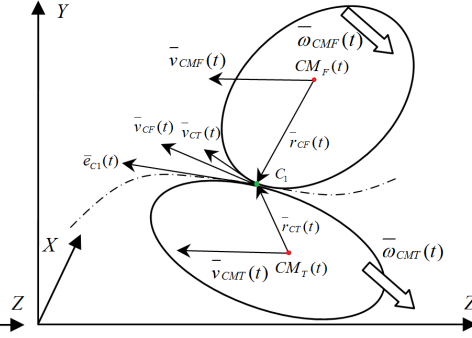
- $\bar{r}_{Ci}(t)$: vektor-skalár függvény, amely meghatározza a két test közötti kapcsolódási pont pillanatnyi helyzetét az abszolút koordináta rendszerben (8. ábra). Ha $i = 1$, akkor femúr-tibia kapcsolat, ha $i = 2$, akkor femúr-patella kapcsolat.
- $\bar{r}_{CMF}(t), \bar{r}_{CMT}(t), \bar{v}_{CMF}(t), \bar{v}_{CMT}(t), \bar{\omega}_{CMF}(t), \bar{\omega}_{CMT}(t)$: vektor-skalár függvények, amelyek meghatározzák a femúr (F) és tibia (T) tömegpontjának pillanatnyi helyzetét (CM_i), sebességét és szögsebességét az abszolút koordináta rendszerben (8. ábra).
- $\bar{e}_{Ci}(t)$: vektor-skalár függvény (egység-vektor), amely meghatározza a két test kapcsolódásának pontjához tartozó pillanatnyi érintőjét az abszolút koordináta rendszerben (9. ábra).

A csúszva-gördülés meghatározásához egyéb kinematikai mennyiségek is szükségesek (ezeket a mennyiségeket nem tudja közvetlenül számolni az MSC.ADAMS):

- $\bar{r}_{CF}(t), \bar{r}_{CT}(t), \bar{v}_{CF}(t), \bar{v}_{CT}(t)$: vektor-skalár függvények, amelyek meghatározzák a pillanatnyi kapcsolódási pont (C) helyzetét és sebességét a tibiához és femúrhoz képest (9. ábra).



8. ábra: Kinematikai mennyiségek I.



9. ábra: Kinematikai mennyiségek II.

Mivel a modellt felépítő testeket merev testeként értelmezem, a merev testek kinematikája tökéletesen alkalmazható rá. A C pontban lévő sebesség meghatározása érdekében a következő számítást végzem el:

$$\bar{v}_{CF}(t) = \bar{v}_{CMF}(t) + \bar{\omega}_{CMF}(t) \times \bar{r}_{CF}(t) \quad (3.43)$$

$$\bar{v}_{CT}(t) = \bar{v}_{CMT}(t) + \bar{\omega}_{CMT}(t) \times \bar{r}_{CT}(t) \quad (3.44)$$

ahol,

$$\bar{r}_{C1}(t) = \bar{r}_{CMF}(t) + \bar{r}_{CF}(t) \rightarrow \bar{r}_{CF}(t) = \bar{r}_{C1}(t) - \bar{r}_{CMF}(t) \quad (3.45)$$

$$\bar{r}_{C1}(t) = \bar{r}_{CMT}(t) + \bar{r}_{CT}(t) \rightarrow \bar{r}_{CT}(t) = \bar{r}_{C1}(t) - \bar{r}_{CMT}(t) \quad (3.46)$$

Behelyettesítve (3.45)-öt és (3.46)-ot (3.43)-ba és (3.44)-be, a következőt kapjuk:

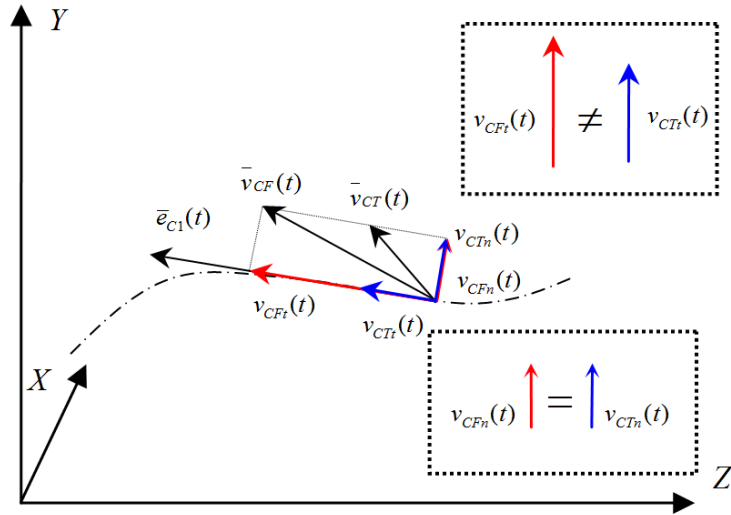
$$\bar{v}_{CF}(t) = \bar{v}_{CMF}(t) + \bar{\omega}_{CMF}(t) \times (\bar{r}_{C1}(t) - \bar{r}_{CMF}(t)) \quad (3.47)$$

$$\bar{v}_{CT}(t) = \bar{v}_{CMT}(t) + \bar{\omega}_{CMT}(t) \times (\bar{r}_{C1}(t) - \bar{r}_{CMT}(t)) \quad (3.48)$$

Így a sebességek, a kapcsolódási pontban rendelkezésünkre állnak (10. ábra). Ha megszorozom az (3.47)-es és (3.48)-as egyenleteket a $\bar{e}_{C1}(t)$ egységvektorral, akkor meghatározhatóvá válnak a femúr és tibia érintőirányú pillanatnyi sebesség komponensei (10. ábra):

$$v_{CFt}(t) = [\bar{v}_{CMF}(t) + \bar{\omega}_{CMF}(t) \times (\bar{r}_{C1}(t) - \bar{r}_{CMF}(t))] \cdot \bar{e}_{C1}(t) \quad (3.49)$$

$$v_{CTt}(t) = [\bar{v}_{CMT}(t) + \bar{\omega}_{CMT}(t) \times (\bar{r}_{C1}(t) - \bar{r}_{CMT}(t))] \cdot \bar{e}_{C1}(t) \quad (3.50)$$



10. ábra: Érintő- és normál irányú sebességkomponensek

Az érintőirányú sebességkomponensek csak akkor igazak, ha a következő feltétel fennáll:

$$v_{CFn}(t) = v_{CTn}(t) \quad (3.51)$$

Mivel rendelkezésünkre állnak az érintőirányú sebességkomponensek, integrálásukkal meghatározhatóak az általuk befutott úthosszak mind a tibián mind a femúron:

$$s_{femur}(t) = \int v_{CFt}(t) \cdot dt = \int [\bar{v}_{CMF}(t) + \bar{\omega}_{CMF}(t) \times (\bar{r}_{C1}(t) - \bar{r}_{CMF}(t))] \cdot \bar{e}_{C1}(t) \cdot dt \quad (3.52)$$

$$s_{tibia}(t) = \int v_{CTt}(t) \cdot dt = \int [\bar{v}_{CMT}(t) + \bar{\omega}_{CMT}(t) \times (\bar{r}_{C1}(t) - \bar{r}_{CMT}(t))] \cdot \bar{e}_{C1}(t) \cdot dt \quad (3.53)$$

Az úthosszak segítségével képezhetjük a csúszva-gördülési tényezőt, amelyet χ -val jelölök:

$$\chi(t) = \frac{\Delta s_{tibiaN}(t) - \Delta s_{femurN}(t)}{\Delta s_{tibiaN}(t)} \quad (3.54)$$

ahol,

$$\Delta s_{femurN}(t) = s_{femurN}(t) - s_{femurN-1}(t) \quad (3.55)$$

$$\Delta s_{tibiaN}(t) = s_{tibiaN}(t) - s_{tibiaN-1}(t) \quad (3.56)$$

Az egyes ívszakaszok egymáshoz képest vett különbsége.

A χ függvényt – csúszva-gördülési függvényt – úgy definiálhatjuk, mint a kapcsolódási pontban az egymáson legördülő ívhosszak arányát a tibiahoz viszonyítva, így abból százalékosan lehet megadni a csúszás ill. gördülés nagyságát.

Ha a χ függvény nullát vesz fel, akkor tiszta gördülés esete áll fenn, míg ha a függvény értéke egy, akkor pedig tiszta csúszás. A kettő közötti értékek pedig magától értetődően, a két jelenség együttesét. Ha tehát az érték 0.6, akkor az 60% csúszást és 40% gördülést jelent. Ha a függvény értéke pozitív, akkor az a femúr csúszását jelenti a tibiahoz képest, ha pedig negatív, az azt jelenti, hogy a tibia csúszik a femúron.

Célszerűbb a χ függvény értelmezési tartományát az idő helyett a behajlítási szögeként megadni. Mivel mint t értékhez meg lehet határozni az MSC.ADAMS-ben az α függvényt is (a szögsebesség integrálásával), így könnyedén felcserélhető az értelmezési tartomány:

$$\chi(\alpha) = \frac{\Delta S_{tibiaN}(\alpha) - \Delta S_{femurN}(\alpha)}{\Delta S_{tibiaN}(\alpha)} \quad (3.58)$$

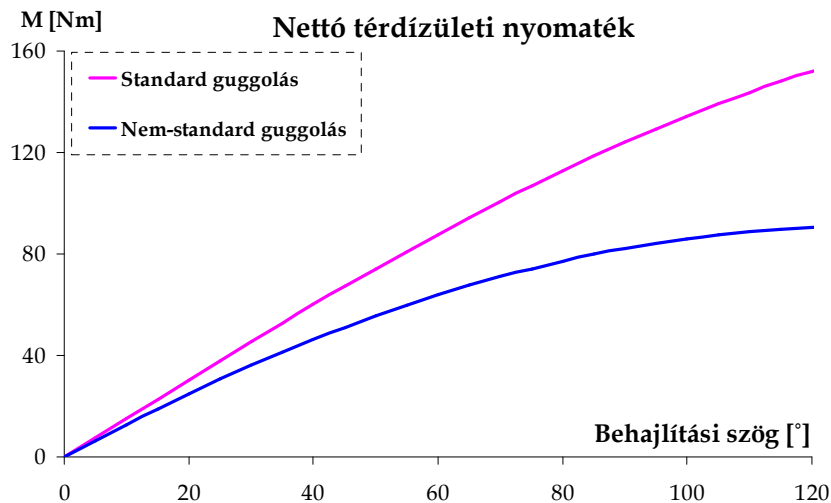
5 EREDMÉNYEK

5.1 Analitikus eredmények a terhelés hatásáról

A kísérleti úton meghatározott konstansok és függvények segítségével az analitikus-kinetikai modell használhatóvá vált, ezáltal a mozgó súlyvonal hatása, mint változó terhelés, megfigyelhető. A terhelés hatásának vizsgálatát két modellen végeztem el. Először a Mason & Társai által közölt analitikus-kinetikai guggolási modellen mutatom be súlyvonal változásának hatását az eredeti nem-mozgó súlyvonallal szemben, majd ezután az új analitikus-kinetikai modell eredményeit tárgyalom részleteiben, amely tartalmazza a tibiofemorális erő nagyságát is.

5.1.1 A mozgó súlyvonal hatása Mason & Társai modelljén

Mason & Társai közölt egyedül olyan analitikus-kinetikai modellt korábbi kísérleti és analitikus eredmények szintetizálásával, amellyel standard guggolás közbeni patellofemorális erők zárt alakban meghatározhatóakká váltak. Ezt a modellt felhasználva eredeti állapotában (standard guggolás), illetve a $\lambda_3(\alpha)$ függvénnyel kiegészítve (nem-standard guggolás), amely a súlyvonal mozgását írja le, meghatároztam a térdhajlító nyomatékot („net knee moment”). A térdhajlító nyomaték és a patellofemorális erők között direkt kapcsolat van, ez indokolja az alábbi vizsgálatot.



11. ábra: Nettó térdízületi nyomaték standard és nem-standard guggolás során

Láthatóan, a súlypont mozgása jelentősen csökkentette a nyomaték nagyságát, ezáltal a patellofemorális erők nagyságát is. Elvégezve egy számításorozatot Mason & Társai modelljén abban a két esetben, amikor a súlypont mozgott horizontálisan (nem-standard), illetve fix volt (standard) a következő eredményeket kaptam:

Behajlítási szög (α)	ΔM_h	ΔF_q	ΔF_{pt}	ΔF_{pt}
30°	20%	17%	17%	18%
60°	28%	24%	24%	24%
90°	34%	38%	38%	38%
120°	44%	25%	25%	25%

4. Táblázat: Különbség standard és nem-standard guggolás közben

A kapott Δ értékeket a következőképpen számoltam:

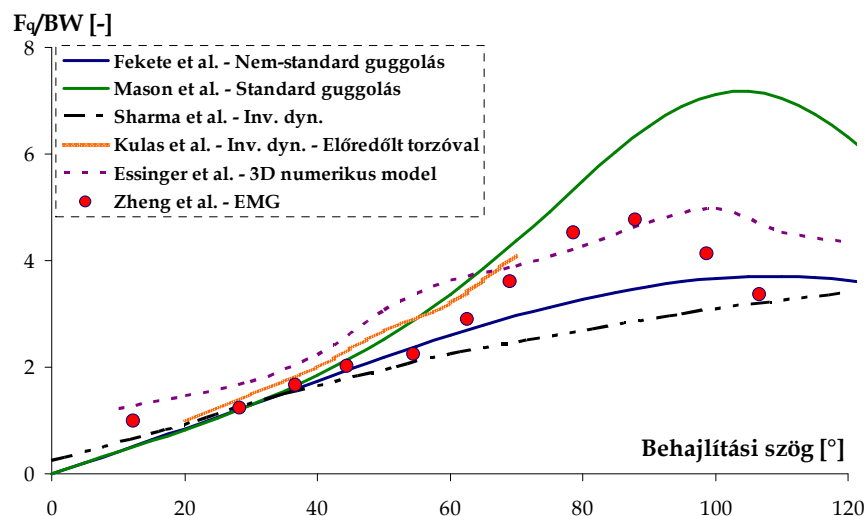
$$\Delta K = \left(1 - \frac{K_{nem-standard}}{K_{standard}} \right) \cdot 100 \quad (4.2)$$

Ahol K lehet a vizsgált térdhajlítási nyomaték, illetve bármilyen erő. A ΔK érték valamely nem-standard mennyiség, standardhoz képesti különbségét adja meg százalékosan. Amint a táblázatból is kiderül, a súlypont horizontális változását figyelembe véve az erők nagysága 17-38%-al kisebb, mint a standard guggolás esetén. Ez az átlagos, 27.5%-os csökkenés igen jó egyezést mutat Kulas és Hortobágyi munkájával, akik nem-standard guggolás közben a keresztzalagokban, közel azonos, 24%-os csökkenést tapasztaltak.

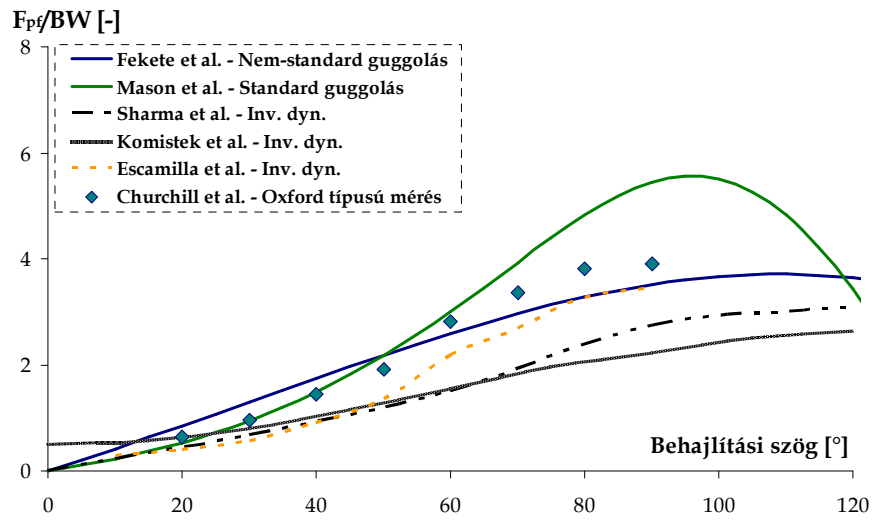
Ezekből az eredményekből azt a következtetést lehet levonni, hogy a súlyvonal horizontális megváltozása, mint új terhelési mód, jelentősen csökkenti az ízületben fellépő erők nagyságát. Emiatt, mint új paraméter, további használata a modellezésben messzemenően indokolt.

5.1.2 Az új analitikus-kinetikai modell eredményei

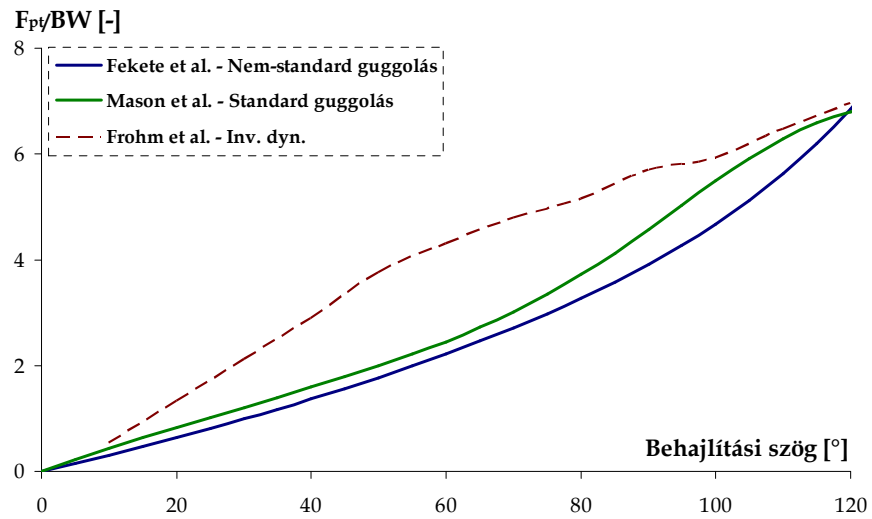
Ezután tekintsük meg az új analitikus-kinetikai modell eredményeit.



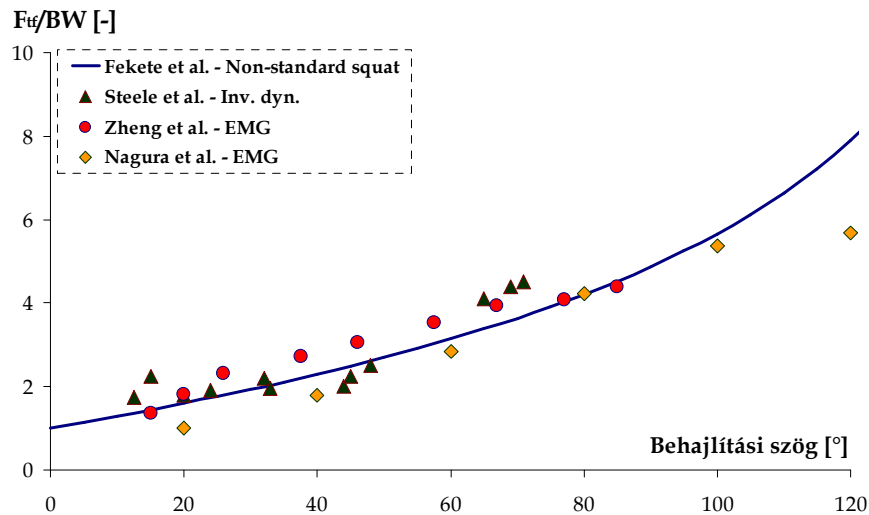
12. ábra: Quadriceps-ben ébredő erő



13. ábra: Patellofemorális összeszorító erő



14. ábra: Patelláris szalagban ébredő erő



15. ábra: Tibiofemorális összeszorító erő

A 12. ábrán a quadricepsben ébredő erő nagyságát láthatjuk, amely mellett kísérleti eredményt („inverse dynamics), numerikus, háromdimenziós modellből számított eredményt és Mason & Társai modelljének eredményét is feltüntettem. Az analitikus-kinetikai modell eredményeit olyan kísérleti eredményekkel vettem össze, amelyek szintén magukban foglalták az elmozduló súlyvonal hatását. Láthatóan, az új analitikus-kinetikai modell ezen eredményekkel igen jó összhangban van, míg Mason & Társai modellje felülbecsli a quadricepsz nagyságát.

A 13. ábrán a patellofemorális összeszorító erő, különböző kísérleti, illetve Mason & Társai modelljének eredményével együttvéve látható. Az új analitikus-kinetikai modell eredménye valamivel felülbecsli Sharma & Társai valamint Komsitek & Társai eredményeit, azonban így is jobb közelítést ad Mason & Társai modelljéhez képest.

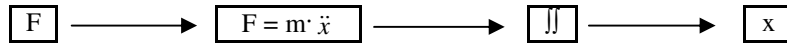
A 14. ábrán a patelláris szalagban ébredő erőt vettem össze Frohm & Társai kísérleti, illetve Mason & Társai analitikus-kinetikai eredményével. Ennél az erőnél a két analitikus-kinetikai modell függvénye közel megegyező mind a lefutást, mind a maximumot tekintve. Az analitikus eredményeket a kísérleti eredménnyel összevetve látható, hogy a maximum közel megegyező, azonban Frohm & Társai függvénye degresszív alakú.

Legvégül a 15. ábrán a tibiofemorális erőt vettem össze Zheng & Társai, Steele & Társai valamint Nagura & Társai kísérleti eredményével. Az eredmények igen jó egyezést mutatnak 90° térdbehajlítási szögig. Leszögezhető, hogy a korábbi erők esetében az új modell jobb közelítéseket szolgáltatott a Mason féle modellhez képest (kivéve a patelláris szalagban ébredő erőt, melynél a két modell közel azonos eredményt mutat), emellett a tibiofemorális erő is számítható általa, míg a Mason & Társai modell erre nem alkalmas.

Az eredményekhez kapcsolódóan megjegyzendő, hogy az analitikus-kinetikai modell egyik legnagyobb újdonsága, a horizontálisan elmozduló súlypont paramétere.

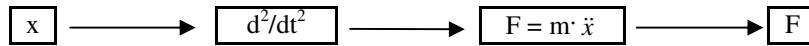
Az eredményeket kinematikai méréseken alapuló ún. „inverse dynamics” módszerrel vetettem össze. A módszer lényege a következő: abban az esetben, ha ismerjük egy adott dinamikai rendszerre ható erőt, illetve a rendszer tömegét (tehetetlenségi nyomatékát), akkor kettős integrálással előállítható a rendszer elmozdulása.

Dinamikai rendszer



Másik esetben, ha ismerjük a rendszer elmozdulását, illetve a rendszer tömegét (tehetetlenségi nyomatékát), akkor hasonlóan, kétszeres deriválással, visszaszámítható a rendszerre ható és annak mozgását előidéző erő(k).

Inverz dinamikai rendszer



Ez az eljárás alapvetően magába foglalja a mozgó súlypont hatását, ezért volt célszerű az analitikus-kinetikai modell eredményeit ilyen típusú mérésekkel összevetni. Az ábrákat tekintve látható, hogy a quadriceps-ben, illetve a tibiofemorális kapcsolatkor ébredő erőket írja le legpontosabban a modell, míg a patellofemorális összeszorító erőt valamivel túlbecsüli, a patelláris szalagban ébredő erőben pedig a két modell összhangban van.

A kísérletekből kapott (inverse dynamics) erőkhöz viszonyítva az új analitikus-kinetikai modell közelítése sokkal jobb, mint Mason & Társai modelljének eredménye, mivel kevésbé becsüli túl az erőket, valamint meghatározható vele a tibiofemorális erő, ami más analitikus-kinetikai modellel nem.

Mivel direkt mérést nem sikerült végrehajtani az eredmények ellenőrzéséhez, az irodalomban található modelleket, és azok 90°-os behajlítási szögben megállapított eredményeit hasonlítottam össze az új analitikus-kinetikai, mechanikai modell eredményeivel. A „Hinge” típusú modellek jellemzői, hogy a patellofemorális, valamint tibiofemorális kapcsolatot egyszerű csuklóval modellezik, hasonlóan az új mechanikai modellhez.

SZERZŐK	MODEL TÍPUS	F _{pt} /BW	F _{pt} /BW	F _{tf} /BW	F _q /BW
Mason & Társai	Hinge	5.4	4.5	-	7.1
Dahlkvist & Társai	Hinge	7.4	-	5.1	5.3
Steele & Társai	Hinge (OpenSim)	-	-	7.6	9.6
Essinger & Társai	Three- dimensional	-	-	-	4.7
Kulas & Társai	Inverse dynamics	-	-	-	4.1
Sharma & Társai	Inverse dynamics	2.7	1.5	-	3
Frohm & Társai	Inverse dynamics	-	5.7	-	-
Escamilla & Társai	Inverse dynamics	3.5	-	-	-
Komistek & Társai	Inverse dynamics	2.5	-	-	-
Nagura & Társai	EMG	-	-	4.7	4.5
Zheng & Társai	EMG	-	-	4.4	4.7
Churchill & Társai	Oxford	3.9	-	-	-
ÁTLAG		4.3	3.9	5.45	5.37
SZÓRÁS		1.86	2.16	1.46	2.06
ANALITIKUS- KINETIKAI MODELL	Hinge	3.51	3.9	4.86	3.52

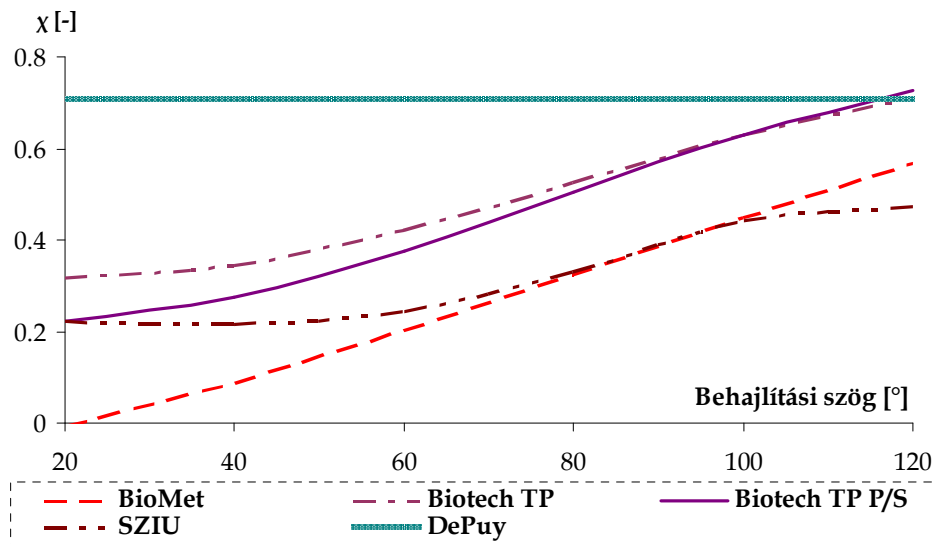
5. Táblázat: Korábbi modellek, illetve az új modell eredményeinek összehasonlítása

Láthatóan, az egyszerű felépítésű, azonban megfelelő paraméterekkel rendelkező új, analitikus-kinetikai modell megfelelő pontossággal határozza meg az erők nagyságát az irodalomban található, bonyolultabb modellekhez képest is.

Összegezve, az új analitikus-kinetikai modell segítségével a patellofemorális és tibiofemorális erők meghatározhatóak mind standard, mind nem-standard guggolás során. Az irodalomban közölt, kinematikai méréseken alapuló ún. „inverse dynamics” módszerrel végrehajtott, mérési eredményekkel a modell megfelelő egyezést mutat, azonban előnye velük szemben egyszerűsége, mivel algebrai egyenletekkel az erők meghatározhatóak.

5.2 A numerikus-kinematikai modellhez tartozó eredmények

A numerikus-kinematikai modellel elsősorban a csúszva-gördülés változását vizsgáltam öt, kereskedelmi forgalomban lévő protézisgeometrián. A kapott eredmények alapján megerősítettem Wilson & Társai megfigyelését, miszerint a mediális oldalon a csúszás hatása pár százalékkal nagyobb, mint a laterális oldalon. Ezen okból a mediális oldalt tekintetem normatívnak, így a továbbiakban az öt protézis mediális oldalon kapott eredményét közlöm (16. ábra):



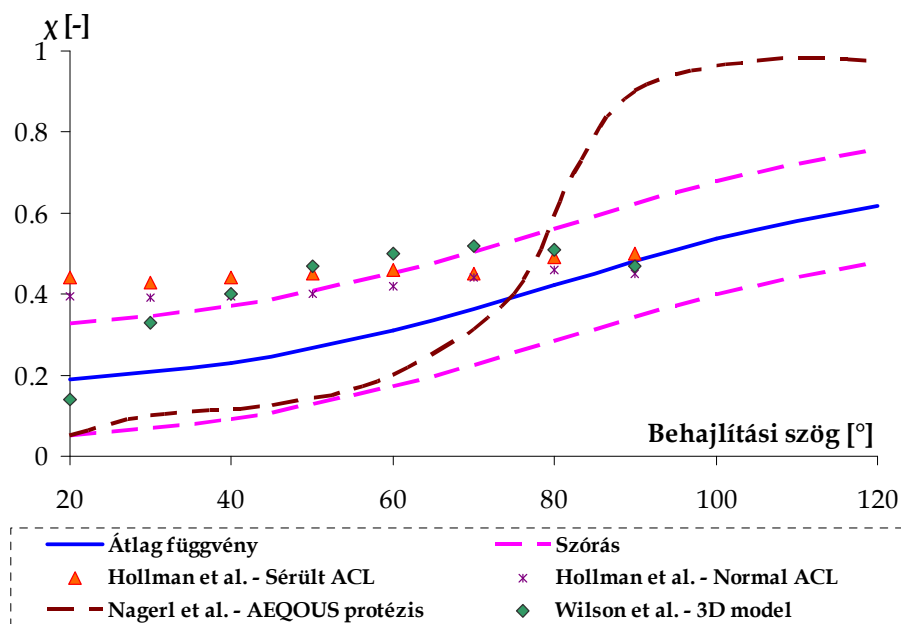
16. ábra: Csúszva-gördülési függvények

A 16. ábrát tekintve jól látható trend rajzolódik ki a modellek között. A behajlítási szög növekedésével a csúszás, amely kezdetben alacsonyabb értékű, fokozatosan növekszik, míg körülbelül 120° foknál a maximális értéket is eléri. A DePuy modell, az összes többi modellel szemben, állandó értéket mutat. Teljesen eltérő volta miatt, amely bármilyen trendet nélkülöz, a további vizsgálatokból a modellt kizártam.

A megmaradt eredményeket ezután átlagoltam, meghatározva egy átlagos csúszva-gördülési függvényt annak szórásával.

$$\chi(\alpha) = -5.16 \cdot 10^{-7} \cdot \alpha^3 + 1.235 \cdot 10^{-4} \cdot \alpha^2 - 4.113 \cdot 10^{-3} \cdot \alpha + 0.226 \quad (4.3)$$

Az eredmények mellett, a fellelhető irodalomból mellékeltem korábbi szerzők eredményeit is.



17. ábra: Átlagolt csúszva-gördülési függvény

Az eredmények összehasonlítása során meg kell jegyezni, hogy Hollman & Társai a pillanatnyi forgástengelyek módszerével határozta meg a csúszva-gördülési függvény értékeit. Modellje egyszerű kétdimenziós volt, amely ennek ellenére igen jó egyezést mutatott Wilson & Társai kvázi háromdimenziós modelljével.

Mindkét szerző megjegyezte, hogy modelljeik fő problémája a geometria túlzott egyszerűsége, amelyek nagy közelítéssel vizsgálják a jelenséget.

Ezt támasztja alá Nägerl & Társai eredménye is, amely hasonló tendenciát mutat az új numerikus-kinematikai modell eredményével. Az ő függvénynek is van egy meghatározott lefutása: először nagyobb gördülés, majd fokozatosan átvált a jelenség csúszásba. Nägerl & Társai egyetlen protézisről közölt eredményt, mely hamarabb vált át gördülésből csúszásba, mint amit az új modell számít, azonban az általam közölt eredmény több protézis eredményét foglalja magába, így kínálva egy általánosabb eredményt.

6 ÚJ TUDOMÁNYOS EREDMÉNYEK

Doktori disszertációmban a guggolás mechanikáját vizsgáltam, kinetikai és kinematikai szempontból. Kinetikai szempontból céлом volt bemutatni a súlypontvándorlás, mint új paraméter hatását a guggolásra, míg kinematikai szempontból, a guggolás során az ízfelszínek között fellépő relatív mozgást, a csúszva-gördülést vizsgáltam.

Ezen cél elérését egy új analitikus-kinetikai, illetve numerikus-kinematikai modell felállításával, és az ahhoz tartozó korábbi irodalmakban nem fellelhető jellemzők kísérleti úton való meghatározásával vittem végbe. Kutatásom során analitikus, zárt alakú, összefüggést találtam a patellofemorális, illetve tibiofemorális erők és a behajlítási szög között.

Az így létrejött analitikus és numerikus eredmények jól illeszkednek az irodalomban talált mérési eredményekhez, emellett az analitikus-kinetikai modellnek számottevő előnye, hogy gyorsan, könnyen és pontosan alkalmazható bármilyen mérőeszköz, illetve berendezés nélkül.

Disszertációm második szakaszában, guggolás közben a térdízület érintkező felületei (condylusai) közötti relatív mozgást, egy csúszási-gördülési hányadossal jellemeztem és numerikus úton vizsgáltam. Ezen jellemző egy rendkívül fontos paramétere a kopásvizsgálatoknak, amely ez idáig csak a mozgás kezdeti fázisában volt ismert. A numerikus modellezést MSC.ADAMS programrendszerrel végeztem, számos mechanikai modellt hozva létre protézisgeometriákból, amelyeket különböző ismert gyártó cégektől szerezünk be.

Munkám eredményeit a következő 3 tézisben foglaltam össze:

1. Tézis: Létrehoztam egy olyan új mechanikai modellt, amely analitikusan, zárt formában képes kapcsolatot teremteni a patellofemorális, illetve a tibiofemorális erők között a horizontálisan elmozduló súlypont figyelembevételével. A modell által bizonyítást nyert a mozgó súlypont, a guggolásra kinetikájára vonatkozó szakirodalomban eddig nem tárgyalt paraméter, térdízületre vonatkozó jelentős hatása.

A korábbi guggolásra vonatkozó irodalmak figyelembe vételével létrehoztam egy olyan új mechanikai modellt, amely 7 antropometrikus paraméter segítségével írja le mind a patellofemorális, mind a tibiofemorális erők változását 0° és 120° behajlítási szögön belül standard, illetve nem-standard (változó súlypontú) guggolás közben.

$$\frac{F_{pt}(\alpha)}{G} = \frac{\lambda_1(\alpha) \cdot \sin \gamma(\alpha)}{\lambda_p \cdot \sin \beta(\alpha) + \lambda_t \cdot \cos \beta(\alpha)} \quad (3.3)$$

$$\frac{F_{tf}(\alpha)}{G} = \frac{F_{pt}}{G} \cdot \frac{\cos \beta(\alpha)}{\cos \varphi(\alpha)} + \frac{\cos \gamma(\alpha)}{\cos \varphi(\alpha)} \quad (3.7)$$

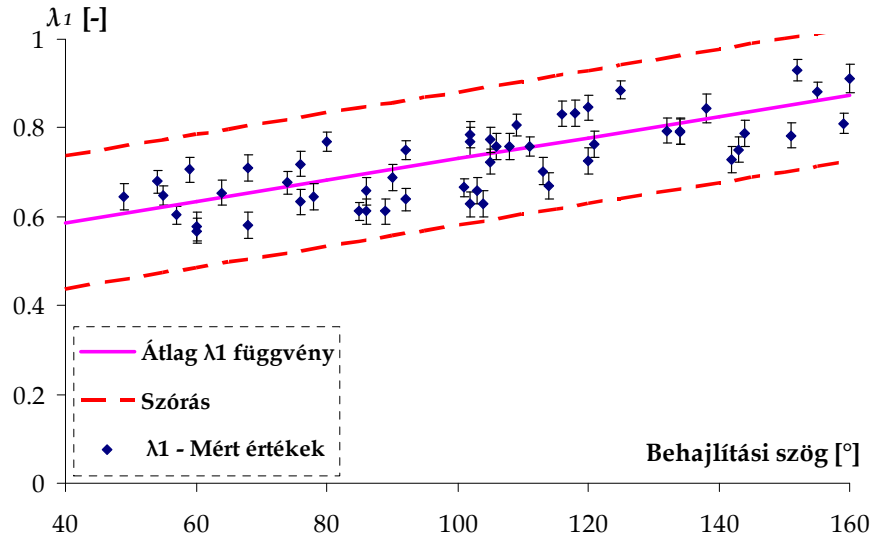
$$\frac{F_q(\alpha)}{G} = \frac{\lambda_3(\alpha) \cdot \sin(\alpha - \gamma(\alpha))}{\lambda_f} \quad (3.9)$$

$$\frac{F_{pf}(\alpha)}{G} = \frac{\sqrt{F_q(\alpha)^2 + F_{pl}(\alpha)^2 - 2 \cdot F_q(\alpha) \cdot F_{pl}(\alpha) \cdot \cos(\beta(\alpha) + \delta(\alpha) + \gamma(\alpha))}}{G} \quad (3.12)$$

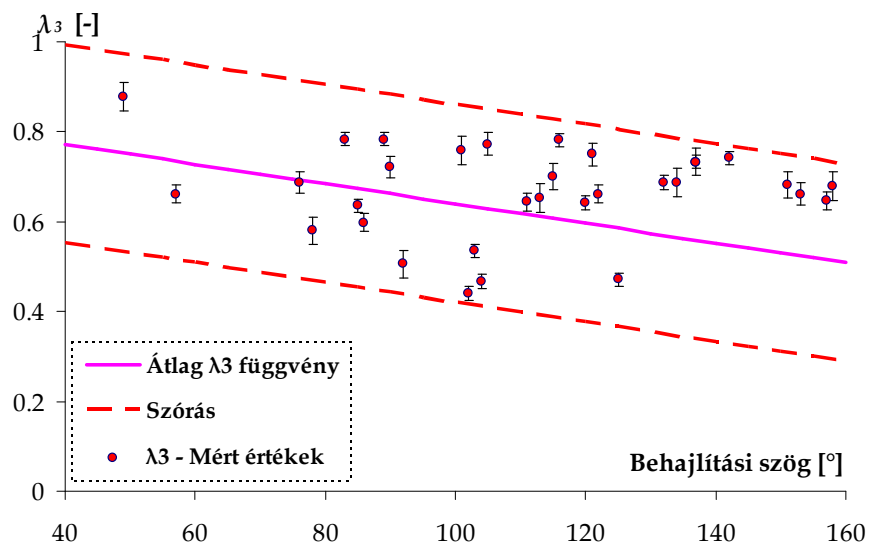
Érvényességi határa a modellnek: $0^\circ \leq \alpha \leq 120^\circ$

2. Tézis: Kísérleti módszerekkel empirikus összefüggést határoztam meg a nem-standard guggolás közbeni súlyvonal-változás és a behajlítási szög között.

Mint szükséges paramétereket a mechanikai modellhez, a függvényeket kísérleti úton állítottam elő 16 élő személy bevonásával, akik guggoló mozgást végeztek. A kísérleti személyek előírt feltételek mellett (előre nyújtott kéz, lehetőleg egyenes hát, a kísérleti helyzet három másodperces megtartása) végezték a mozgást, így az ezen feltételekből adódó súlypontvándorlást írják le a függvények.



$$\lambda_1(\alpha) = 0.0024 \cdot \alpha + 0.4925 \pm t \cdot 0.15 \quad (3.28)$$

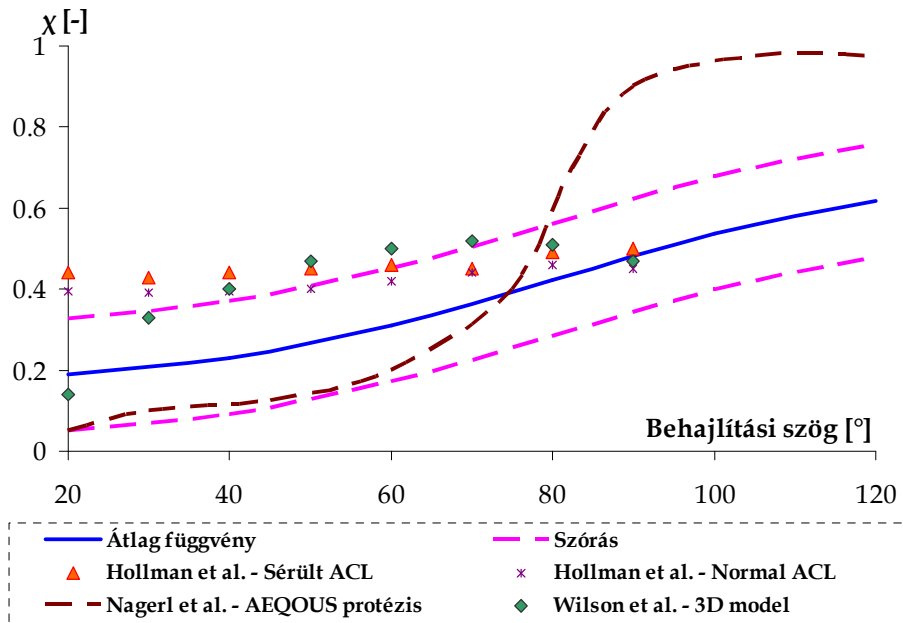


$$\lambda_3(\alpha) = -0.0022 \cdot \alpha + 0.86 \pm t \cdot 0.22 \quad (3.29)$$

Vizsgált kísérleti tartomány: $40^\circ \leq \alpha \leq 160^\circ$

3. Tézis: Kereskedelmi protézisgeometriákon alapuló numerikus-kinematikai modellekkel meghatároztam a kapcsolódó ízfelszínek közötti csúszási-gördülési hányados függvényét a teljes funkcionális behajlítási tartományban valamint a függvény alkalmazhatósági határát.

Protézisgeometriák segítségével numerikus úton meghatároztam a csúszási-gördülési hányados várható értékét a mediális, illetve a laterális oldalon a minimum és maximum értékekkel együtt. Korábbiakban mindössze a mozgás kezdeti fázisban ($0^\circ \leq \alpha \leq 20\text{-}30^\circ$) voltak a hányados értékei ismertek, így ezzel az eredménnyel a teljes funkcionális behajlítási tartományon belül feltártam a csúszási-gördülési hányados változását.



$$\chi(\alpha) = -5.16 \cdot 10^{-7} \cdot \alpha^3 + 1.235 \cdot 10^{-4} \cdot \alpha^2 - 4.113 \cdot 10^{-3} \cdot \alpha + 0.226 \quad (5.1)$$

Érvényességi határa a modellnek: $20^\circ \leq \alpha \leq 120^\circ$

7 SZAKMAI PUBLIKÁCIÓK JEGYZÉKE

Lektorált, impact factor-ral rendelkező, angol nyelvű folyóirat cikkek:

1. **G. Fekete**, B. Csizmadia, M. A. Wahab, P. De Baets: “*Experimental determination of horizontal motion of human center of gravity during squatting*”, Experimental Techniques, Elfogadva, 2011, DOI: [10.1111/j.1747-1567.2011.00768.x](https://doi.org/10.1111/j.1747-1567.2011.00768.x). IF: 0.505
2. **G. Fekete**, B. M. Csizmadia, M. A. Wahab, P. De Baets, G. Katona, L. V. Vanegas-Useche, J. A. Solanilla: “*Sliding-rolling ratio during deep squat with regard to different knee prostheses*”, Acta Polytechnica Hungarica, 9 (5), 5-24, 2012. IF: 0.385.
3. **G. Fekete**, B. M. Csizmadia, M.A. Wahab, P. De Baets, I. Bíró: “*Effect of the horizontal movement of the center of gravity on the patellofemoral biomechanics*”, Dyna Colombia, Elbírálás alatt, 2013.

Lektorált, angol nyelvű folyóirat cikkek:

1. **G. Fekete**, B. Csizmadia, P. De Baets, M. A. Wahab: “*Review of current knee biomechanical modelling techniques*”, Mechanical Engineering Letters, 5, 30-36, 2011.
2. **G. Fekete**, B. Csizmadia: “*Biomechanics of the human knee joint*”, Mechanical Engineering Letters, 1, 146-158, 2008.
3. **G. Fekete**, B. Csizmadia: “*Csúszva gördülés értelmezése a térdízület biomechanikai vizsgálatához*”, Gép, 12(59), 4-8, 2008.
4. **G. Fekete**, B. Csizmadia: “*Interpretation of sliding-roll phenomena in the examination of knee biomechanics*”, Bulletin of Szent István University, 339-347, 2008.
5. **G. Fekete**, B. Csizmadia: “*Computational human knee joint model for determining sliding-rolling properties*”, Scientific Bulletin of Politehnica University Timisoara – Transaction on Mechanics, 53 (67), 305-309, 2008.

Nemzetközi konferencia proceedings angol nyelven:

1. **G. Fekete**, B. Csizmadia, M.A. Wahab, P. De Baets: “*Analytical patellofemoral knee models: Past and Present*”, Synergy in the technical development of agriculture and food industry, Gödöllő, Hungary, October 9-16, 2011.
2. **G. Fekete**, B. Csizmadia, M.A. Wahab, P. De Baets: “*Analytical and computational estimation of patellofemoral forces in the knee under squatting and isometric motion*”, Sustainable Construction and Design, 2, 246-257, Gent, Belgium, February 16-17, 2011.
3. **G. Fekete**, B. Csizmadia: “*Biomechanical research of Szent István University*”, Sustainable Construction and Design, 1, 107-114, Gent, Belgium, February 10, 2010.

4. **G. Fekete**, B. Csizmadia: “*Numerical methods for determining local motions of human knee joint*”, Zilele Technice Studentesti, 12, 204-210. Timisoara, Romania, May 11-18, 2008.
5. **G. Fekete**, L. Kátai: “*MSC.ADAMS programrendszer felhasználása a biomechanikai modellezésben*”, Fialat Műszakiak Tudományos Ülæsszaka, 13, 1-4. Cluj-Napoca, Romania, March 13-14, 2008.

Tudományos diákköri dolgozat:

1. **G. Fekete**: „*Experimental methods for determining of mechanical model of human knee*”. Zilele Technice Studentesti (Műszaki Hallgatói Napok), Temesvár, Románia, 2007.
I. helyezéssel jutalmazva.
2. **G. Fekete**: „*Kísérleti módszerek a térdízület mechanikai modelljének számításához*”. OTDK dolgozat, Győr, Magyarország, 2007.
III. helyezéssel jutalmazva.
3. **G. Fekete**: „*Kísérleti módszerek a térdízület mechanikai modelljének számításához*”. TDK dolgozat, Gödöllő, Magyarország, 2005.
II. helyezéssel jutalmazva.
4. **G. Fekete**, M. Kassai: „*Térd egyszerű kinetikai modellje*”. TDK dolgozat, Gödöllő, Magyarország, 2004. **Különdíjjal jutalmazva.**

Nemzetközi, impact factor-ral rendelkező folyóiratokban lektorként végzett tevékenység:

1. *The use of the Taguchi method and a Neural-Genetic approach to optimize the quality of a pulsed Nd:YAG laser welding process*. Experimental Techniques, Manuscript number: ID EXT-T-0786
2. *Role of impaction force in cement penetration and mechanical properties of impaction bone grafts*. Clinical Biomechanics, Manuscript number: CLBI-D-11-00493.