

TÉRDMOZGÁS VIZSGÁLATA POLARIS TÉRBELI HELYMEGHATÁROZÓ RENDSZERREL

Analysis of Knee Motion with Polaris Positioning System

Szerző:

Virághalmy Zsófia

Szent István Egyetem, Gépészmérnöki kar,
Mechatronikai mérnök szak, III. évfolyam

Témavezető:

Dr. Oldal István egyetemi docens

Szent István Egyetem Gépészmérnöki Kar,
Mechanika és Géptani Intézet,
Mechanika és Műszaki ábrázolás tanszék

2014. 11. 26.

Tartalomjegyzék

1. Bevezetés
 - 1.1. A probléma vázolása, célkitűzés
 - 1.2. A térdízület rövid ismertetése
2. Koordináta-rendszerek
 - 2.1. Eddig alkalmazott koordináta-rendszerek
 - 2.2. Grood és Suntay-féle anatómiai koordináta-rendszer
 - 2.3. VAKHUM-típusú koordináta-rendszer
3. A mérések
 - 3.1. A mérőberendezés bemutatása
 - 3.1.1. Használati mód
 - 3.2. Gumiiizom modelles és a súlyterheléses mérés
 - 3.3. Polaris térbeli helymeghatározó rendszer bemutatása
4. Vizsgálataim
 - 4.1. Sebességek
 - 4.2. Szögsebességek
 - 4.3. Eredő sebesség nagysága
 - 4.4. Eredő szögsebesség nagysága
 - 4.5. Eredő sebesség iránya
 - 4.6. Eredő szögsebesség iránya
5. Következtetéseim
6. Tovább lépési lehetőségek
7. Források

1. Bevezetés

1.1. A probléma vázolója, célkitűzés

A Szent István Egyetem Mechanika Tanszékén működő Biomechanika Kutatócsoport a térd működését és tulajdonságait vizsgálja, egy megfelelő modell létrehozása, és az ez alapján kifejleszthető térdprotézis elkészítése érdekében.

A térdprotézis elkészítése már magának a térd felépítésének bonyolultsága miatt is nehéz feladat, a meniscusok pótolhatatlan szerepe, valamint a térdben a láb behajlítása során fellépő elfordulás (rotáció-flexió) és csúszva gördülés miatt. Ezek a térdprotézisek élettartamát nagy mértékben csökkentik. A meniscusok modellezése anyagösszetételileg szinte lehetetlen feladat, ezért a ma létező protézisek kénytelenek két összetevővel helyettesíteni a három rész finom munkáját. Ez, és a flexió-rotáció olyan mértékű kopást eredményez a protézisen, hogy annak cserélése 15-20 évente szükséges.

Ezt vizsgálván jöttek rá a kutatócsoport tagjai, hogy nem elegendő a geometriai modell, hanem kinetikai-kinematikai modell megalkotására van szükség.

Azonban a megfelelő kinetikai-kinematikai modell létrehozásához szükséges a térdmozgás pontos leírása. Jelenleg ennek a mozgásnak a leírásához a kutatók különböző koordináta-rendszereket alkalmaznak, ugyanis rengetegféle koordináta-rendszer választható a térd mozgásának vizsgálatához, amit mindig valamilyen anatómiai, vagy geometriai jellegzetességhez próbáltak illeszteni. Ez azonban minden térdnél más-más koordináta-rendszert jelent, és sokuk csak valamilyen képalkotó eljárással határozható meg, ami bonyolult, és a megfelelő berendezés hiányában lehetetlen, vagy nagyon drága. A képalkotó eljárás nélkül is meghatározható koordináta-rendszerek viszont sokszor pontatlanok.

Mindezek mellett a különböző koordináta-rendszerek használata ellehetetleníti a kapott eredmények összehasonlítását.

Célom a térdmozgás vizsgálata a megszokott eljárásoktól eltérő módon. A kutatók az időben lejátszódó mozgásokat időtől függetlenül vizsgálták, eredményeik is időtől független mozgásleírások. Elsődleges célom a térdmozgás időbeli vizsgálata, ezért nemcsak az elmozdulásokat és elfordulásokat, hanem a sebességeket és szögsebességeket is vizsgálom. Nagyon fontosnak tartom a mozgás irányfüggőségének vizsgálatát, amely megállapítását szintén célul tűztem ki.

A későbbi célok elérése érdekében elvégzendő fontos feladatom a mozgásjellemzők alapos vizsgálata – különös tekintettel a mozgások irányaira –, amely segítségével egy majdani általános koordináta-rendszer létrehozása válik lehetővé.

Ahhoz, hogy kitűzött eredményeimet elérhessem, egy már meglévő adatsor eddigiektől eltérő kiértékelését végzem el, melyet dolgozatomban bemutatok.

1.2. A térdízület rövid ismertetése

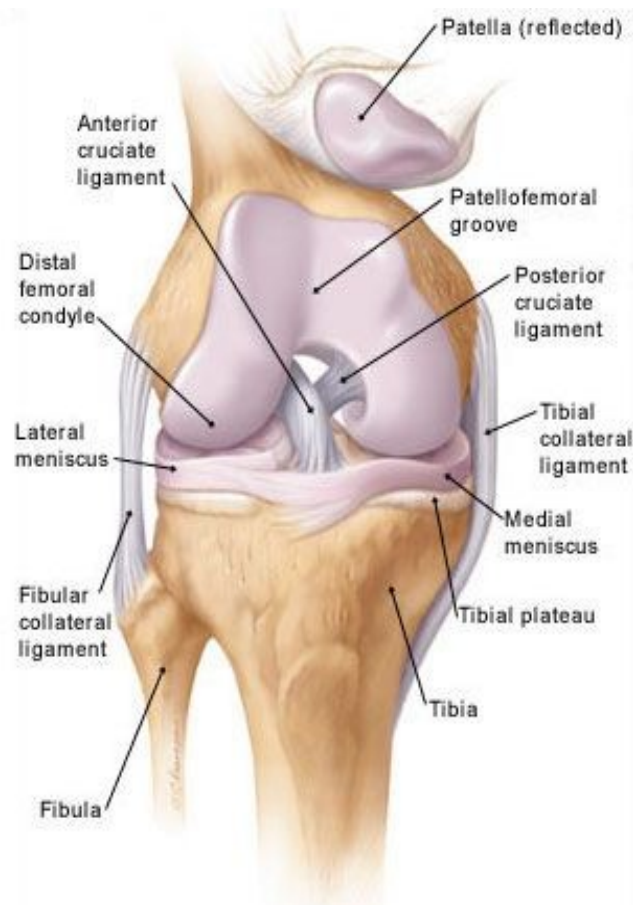
A térdízület az emberi test egyik legnagyobb, és legbonyolultabb ízülete. Szerepe a combcsont (femur) és a sípcsont (tibia) közötti terhelésátvitel létrehozása úgy, hogy közben kontrollált, de mégis szabad mozgás jöhhessen létre. A csontok és az izmok a végtag mozgása mellett főként támasztásért felelnek, míg a kereszt- és oldalszalagok, valamint az ízületi tok statikus stabilizáló funkciót töltenek be.

A térdízület három csontból áll, a combcsontból (femur), a sípcsontból (tibia) és a térdkalácsból (patella).

A mozgásban szerepet játszó izmok a comb elülső részén a szabóizom és a négyfejű combizom, a hátsó részén a félighinas izom, a félighártyás izom és a kétféjű combizom.

Az ízületben kettő tokon belüli és öt tokon kívüli szalagot különböztetünk meg. Tokon belüli szalagok az elülső keresztszalag és a hátsó keresztszalag, amik az ízületben keresztezik egymást. Tokon kívüli szalagok a sípcsonti és a szárkapocsi oldalszalagok, a térdkalácsszalag, a belső és külső térdkalácstartó szalagok és a ferde térdhajlati szalag.

Az ízfelszíneket tükörsima felületű, úgynevezett üvegporc borítja. Az üvegporcot mintegy kiegészítve a sípcsont lapos ízületi felszínén két félhold alakú rostos-rugalmas porc, a külső és belső meniscusok helyezkednek el. Ezek növelik a terhelési felszínt, valamint csökkentik az ízületet érő dinamikus terheléseket.



1. Ábra: A térdízület

2. Koordináta-rendszerek

A térd kinematikájának leírása során két merev test, a tibia és a femur egymáshoz viszonyított mozgását kell meghatározni. Ennek a mozgásnak a leírásához azonban nem tudjuk felhasználni a mozgás valós, pillanatnyi forgástengelyeit, mert ezeket nehéz pontosan meghatározni. A kutatók általában azt a megoldást alkalmazzák, hogy mindkét csonthoz rögzítenek egy-egy koordináta-rendszert, majd az egyik koordináta-rendszerben írják le a másik mozgását. A kutatók között abban van jelentős eltérés, hogy ezeket a koordináta-rendszereket milyen módon rögzítik a csontokhoz.

A kísérletekhez használt mérőrendszereknek is van saját koordináta-rendszerük, ez általában egy környezetbe rögzített koordináta-rendszer. Freeman és Pinskerova (2005) és McPherson et al. (2005) szerint az egyik legnagyobb nehézség az olyan jellegzetes pontok megkeresése a tibián és a femuron, amelyhez koordináta-rendszert lehet rögzíteni. Általában a kutatók szerint lényeges a koordináta-rendszer szerepe, mert annak rossz megválasztásával, a mérések kiértékelése hibás lehet (Piazza és Cavanagh, 2000, Freeman és Pinskerova, 2005, Marin et al., 2003, Morton et al., 2007). Képalkotó eljárások segítségével, a jellegzetes anatómiai pontok meghatározásával azonban már fel lehet állítani egy jó anatómiai koordináta-rendszert. Erre használható például MRI vizsgálat (Lerner et al., 2003), de lehet használni egyszerűbb térbeli helymeghatározást is (Testa et al., 2012).

2.1. Eddig alkalmazott koordináta-rendszerek

Anatómiai, csak képalkotó eljárással meghatározható:

- Wretenberg et al. (2002) koordináta rendszere
- Lerner et al. (2003) koordináta-rendszere
- Lafortune koordináta-rendszere
- Grood és Suntay (1983) koordináta-rendszere

Anatómiai, képalkotó eljárás nélkül meghatározható:

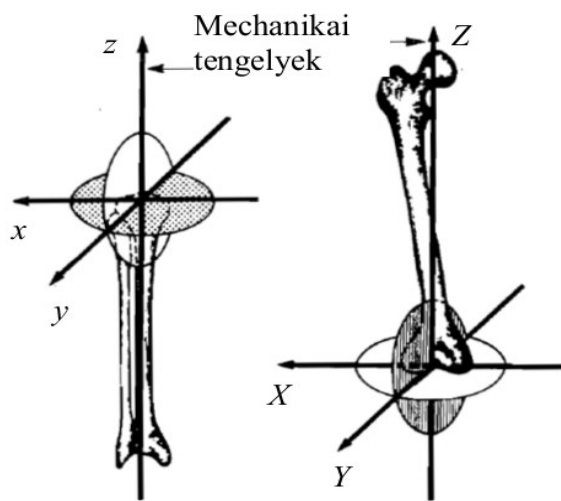
- Pennock és Clark (1990) koordináta-rendszere

Nem anatómiai:

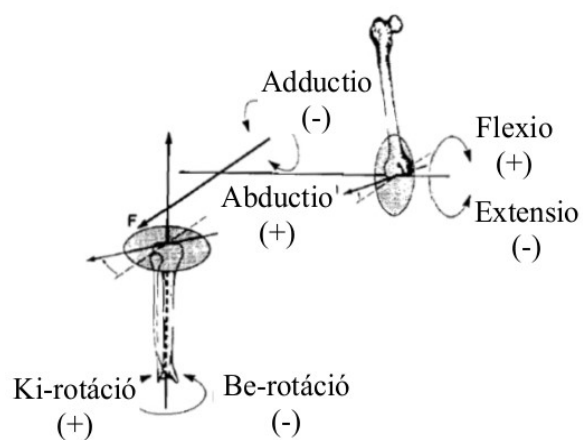
- Testa et al. (2012) koordináta-rendszere

A legtöbb ma használt koordináta-rendszer a Grood és Suntay-féle (Grood és Suntay, 1983) anatómiai koordináta-rendszerre épül. 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) ennek a koordináta-rendszernek valamilyen módosított változatát használják.

2.2. Grood és Suntay-féle anatómiai koordináta-rendszer:



2. Ábra: Grood és Suntay (1983) anatómiai koordináta-rendszere



3. Ábra: Grood és Suntay (1983) ízületi koordináta-rendszere, szögértelmezése

Grood és Suntay (1983) kutatómunkájukban a femurhoz és a tibiához rögzített anatómiai koordináta-rendszeren (2. ábra) kívül értelmeznek egy ízületi koordináta-rendszert is (3. ábra), amelyben meghatározható a tibia femurhoz viszonyított mozgását részben leíró három szög.

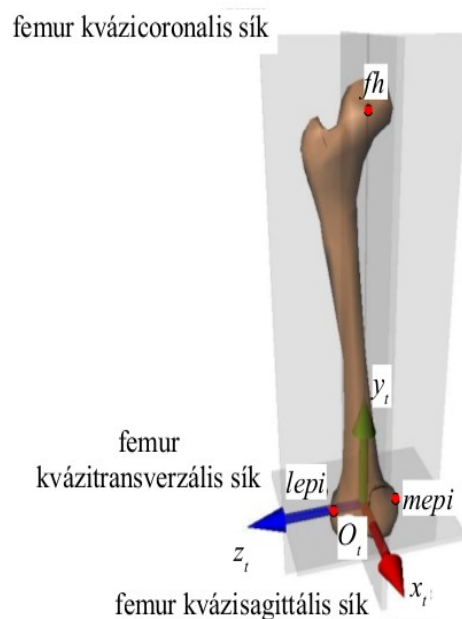
Az anatómiai koordináta-rendszert úgy vették fel, hogy a tibián meghatározták a z tengelyen a törzshöz közel (proximálisan) a tibiaplatón lévő két eminencia pontot, míg törzstől távol (distálisan) a két bokapontot összekötő egyenes felezőpontján megy keresztül a z tengely, amely a törzs felé mutat. A koordináta-rendszer origóját a két eminenciapontot összekötő egyenes felezőpontja adja. Az ízületi koordináta-rendszerben ekörül a z tengely körül értelmezik a tibia elfordulását (rotatioját). Az y tengely előre felé mutat, és merőleges mind a tibiaplató ízfelszíneinek (condylusainak) középpontjait összekötő egyenesre, mind a z tengelyre. Az x tengely értelme jobbra mutat és egyaránt merőleges az y és z tengelyekre.

A femuron a Z tengely a törzs felé (proximális irányba) mutat és a femurfej

középpontján és a combcsontízfelszínek (femurcondylusok) hátsó ízfelszíni (condylaris) íveinek legalsó pontjait összekötő egyenes felező pontján megy keresztül. Ez a pont egyben a koordináta-rendszer origója is. Az Y tengely pozitív értelme előre felé mutat és merőleges a Z tengelyre és a leghátsó condyláris pontokat összekötő egyenesre is. Az X tengely egyaránt merőleges az Y és a Z tengelyekre. A behajlítás-kinyújtást (flexio-extensiot) ekörül az X tengely körüli szögelfordulásként értelmezik. Az távolítás-közelítést (adductio-abductio) a femorális X és a tibiális z tengelyre egyaránt merőleges tengely körüli szögelfordulásként értelmezik. Ezt a tengelyt lengőtengelynek (F) nevezték el.

A kutatók méréseiknek kiértékeléséhez általában ezt a koordináta-rendszert tekintik alapnak, azonban sokan változtatnak is rajta. Ennek okai, hogy az anatómiai pontok, amelyekre épül, csak valamilyen képalkotó eljárással határozható meg, és még úgy is nehézkes, valamint azért, mert előfordul, hogy a mérés végeztével az ízületet boncolni kell.

2.3. A VAKHUM-típusú koordináta-rendszer:



4. Ábra: Femur anatómiai koordináta-rendszere (Hilal et al., 2002)

fh - Caput femoris középpontja; *mepi* - Epicondylus medialis;
lepi - Epicondylus lateralis

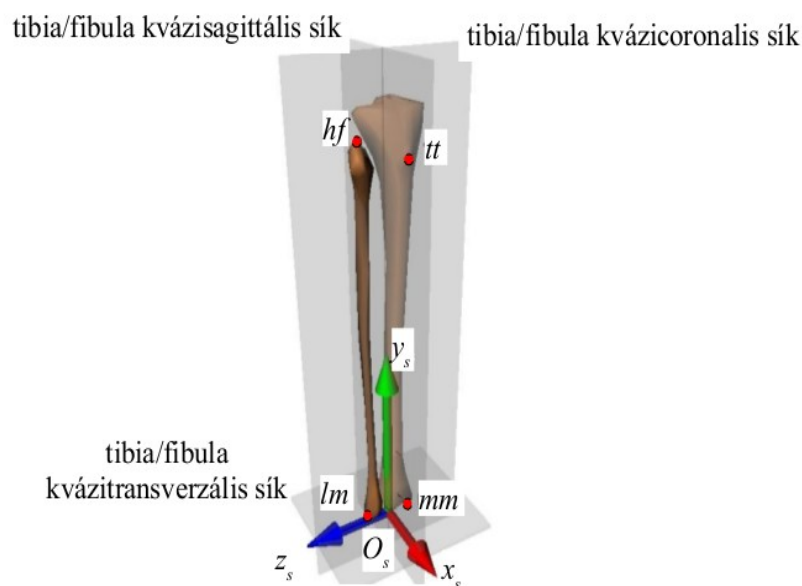
A VAKHUM típusú koordináta-rendszer egy szabványosított koordináta rendszer. Ebben az esetben a femur koordináta-rendszerét a következő három pont határozza meg (4. ábra). A combcsontfej (caput femoris) középpontja (*fh*), a belső oldali ízfelszín (epicondylus medialis) (*mepi*) és a külső oldali ízfelszín (epicondylus lateralis) (*lepi*).

A koordináta-rendszer felvételének szabálya a következő:

– az origó (O_t) a belső és a külső oldali ízfelszínt összekötő szakasz felezőpontja

- a koordináta-rendszer y_t tengelyének pozitív értelme a törzs felé mutat, az origót a szárkapocscsontcsúcs (caput fibulae) középpontjával összekötő egyenes lesz a tengely
- a koordináta-rendszer x_t tengelye a három anatómiai pont által meghatározott síkra (kvázicoronális – szemközti sík) merőleges irány úgy, hogy a tengely pozitív értelme előre felé (anterior irányba) mutat.
- a koordináta-rendszer z_t tengelye az előző két tengelyre egyaránt merőleges, pozitív értelme jobbra mutat

A tibia koordináta-rendszerét négy anatómiai pont határozza meg. Ezek a szárkapocscsontcsúcs (caput fibulae) (hf), a sípcsonti dudor (tuberositas tibiae) (tt), a belső bokacsont (malleolus medialis) (mm) és a külső bokacsont (malleolus lateralis) (lm). A tibia koordináta-rendszerének kijelölési szabályai a következők (5. ábra):

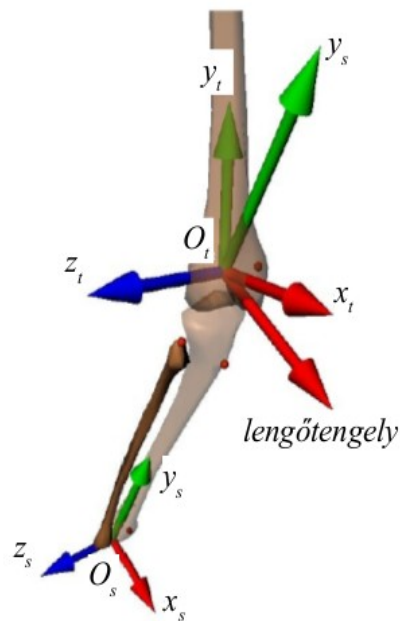


5. Ábra: Tibia anatómiai koordináta-rendszere (Hilal et al., 2002)

hf - Caput fibulae; *tt* - Tuberositas tibiae; *lm* - Malleolus lateralis;
mm - Malleolus medialis

- az origó (O_s) a belső és a külső bokacsontot összekötő szakasz felezőpontja
- a koordináta-rendszer y_s tengelye a tibia kvázicoronalis (a belső és külső bokacsont valamint a szárkapocscsontcsúcs által alkotott sík) és kvázisagittális (az előzőre merőleges sík úgy, hogy tartalmazza a sípcsonti dudort és az origót is) síkjának metszésvonala, a tengely pozitív értelme a törzs felé mutat
- az x_s tengely a tibia kvázicoronalis síkjára merőleges, értelme előre felé pozitív
- a z_s tengely az előző kettő tengelyre egyaránt merőleges, pozitív értelme jobbra mutat

Hilal et al. (2002) a tibia femurhoz viszonyított helyzetét a 6. ábrán látható ízületi koordináta-rendszerben írják le.



6. Ábra: VAKHUM ízületi koordináta-rendszer (Hilal et al., 2002)

z_t - flexio-extensio tengelye; y_s - rotatio tengelye;
lengőtengely - adductio-abductio tengelye

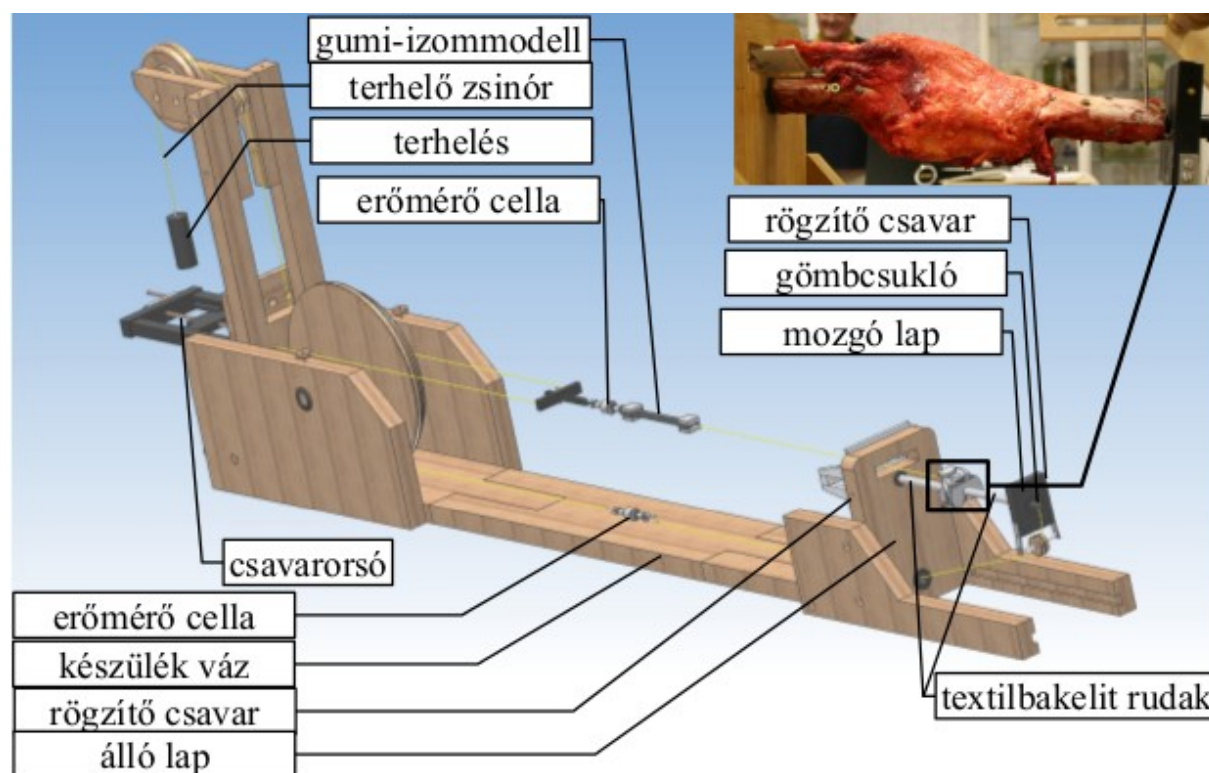
Itt a behajlítás-kinyújtás tengelye a femorális z_t tengely, az elfordulás tengelye a tibiális y_s tengely, míg a távolítás-közelítés tengelye az előbbi két koordináta-tengelyre merőleges (lengő) tengely. A koordináta-rendszer origója az O_t pont. A három elmozdulást szintén ezen a három tengelyen definiálták.

A szerzők cikkeikben (Cappello et al., 1997, Cappozzo et al., 1995) rámutattak, hogy az anatómiai pontok egyszerűen meghatározhatók ha anatómiai pontok közvetlenül a bőrszövet alatt vannak. Emiatt kérdéses a combcsontfej középpontjának meghatározása. Leardini et al. (1999) nem adtak egyértelmű és pontos meghatározási módot ennek az anatómiai pontnak a meghatározására, csak közelítő módszert, de ezt is csak élő személyeken, cadaver, azaz hulla térden nem.

3. A mérések

3.1. A mérőberendezés bemutatása

A mérések elvégzéséhez a Mechanika tanszéken működő Biomechanikai Kutatócsoport olyan berendezést épített, amely lehetővé teszi a térdízület egyes részeinek a mozgás során bekövetkező szabad mozgását. A tibia a femurhoz képest hat szabadságfokkal rendelkezik, viszont az ízület maga csak egy szabadságfokú mozgást végez, mivel a behajlítás-kinyújtás során a porc felszínének geometriájának kényszerítő hatása mellett jön létre a további öt kinematikai jellemző. A vizsgált esetben a tibia elfordulása, valamint távolítása-közelítése a kapcsolódó felületek geometriai jellemzőinek következménye. Az épített készüléknek ezeket a mozgásokat kellett lehetővé tennie úgy, hogy közben a mozgást előidéző terhelések ne akadályozzák az ízfelszínnek által megvezetett mozgást, mivel a cél ezeknek a kényszmozgásoknak a mérése volt. A készülék létrehozásának két célja volt, az egyik, hogy cadaver térdízületeken olyan kinematikai adatokat szolgáltató méréseket lehessen végezni, amelyekből egy egészséges emberi térdízület mozgásviszonyai leírhatóak, valamint, hogy egy kiegészítő berendezéssel felszerelve térdprotézisek tervezésére és vizsgálatára is alkalmazható legyen.



7. Ábra: A kísérleti berendezés háromdimenziós modellje (Katona, 2014)

A mérésekhez Katona Gábor, a készülék építője, a négyfejű combizom (m. quadriceps femoris) modellezésére gumiizom modellt használt. Az izommodell (7. ábra) az egyik végével a kísérleti modellhez, míg a másik végével egy erőmérő cellán és egy csavarorsón keresztül a készülék fából készült vázához csatlakozik (fából készült készüléket már Iwaki et al. (2000) is használt cadaver ízületek MRI vizsgálatánál). Az erőmérő cellával az izommodellben keletkező erő mérhető, míg a csavarorsóval állítható be a térd helyzete és az izommodellben keletkező feszítő erő nagysága, valamint ennek segítségével történik a tibia mozgatása. A négyfejű combizom szalagját a csavarorsóval feszítve a térdízület kinyújtott helyzetbe állítható a tibia és a hozzá csatlakozó szerelvények önsúlyának kiegyensúlyozásával. Az ízületet a velőürrökbe rögzített textílbakelit rudak segítségével rögzíthetjük a készülékhez. A femurba ragasztott rúd a készüléktest álló lapjához csavarral rögzül.

A femurt vízszintesen fogjuk be. A tibiába ragasztott rúdra merőlegesen, csavarral rögzített egy szabadon mozgó lapot. A terhelés mindig súlyterhelés, amely egy gömbcsuklóval csatlakozik a kísérleti modellhez a tibia tengelyével egy vonalban. A csatlakozást azért így valósította 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 terhelést a kívánt behajlításig majd kinyújtásig kétféleképpen adhatjuk a szerkezetre, a súlyterheléses és a gumiizom modelles mérési eljárás keretében.

Az ízület mozgatását mindig háromszoros ismétléssel végezte el, amivel megállapítható volt a kísérletek ismételhetőségének mértéke. A különböző beállításokkal elvégzett kísérletek után az ízület pozícióját a készülékben megváltoztathatjuk, és a fent leírt kísérleti vizsgálatokat megismételhetjük. Ezzel azt is vizsgálhatóvá tette, hogy az erők hatásvonalának a sagittális (oldalirányú) síktól való eltérése (a kialakuló csavarónyomaték), mekkora hatással lehet a kinematikai viszonyokra.

3.1.1. 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 fel kellett helyezni a térdízületbe csavart csapokra a helymeghatározó rendszer jeladóit. A mérések megkezdése előtt a kísérleti modellt alaphelyzetbe kell állítani, ami az ízület kinyújtott helyzetét jelenti és azt, hogy a hajlítás síkja függőleges legyen. A nyújtott állapotot a gumiizom modellben előfeszítő erőként megfelelő nagyságú terheléssel lehet előállítani, amit a tibiára viszünk fel a terhelőszinóron keresztül. A kísérlet során ezen két erő értékét,

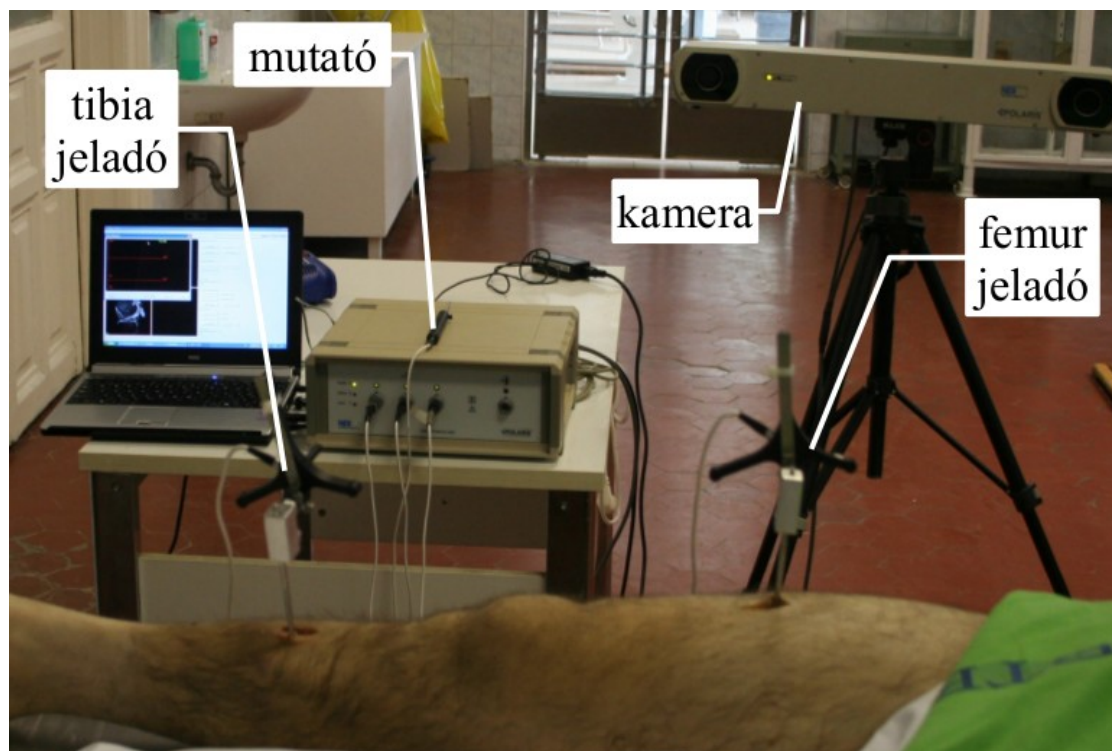
valamint a csontokhoz rögzített jeladók pozícióját mérte Katona Gábor. A terhelést a kívánt behajlításig majd kinyújtásig vagy állandó tömegáramú, a terhelő zsinórra akasztott edénybe felfogott vízszugárral és a víz kiengedésével (1-es típusú, súlyterheléses mérés), vagy a térd kinyújtott állapotából az izomerő a csavarorsó általi csökkentésével, majd növelésével biztosította (2-es típusú, gumiizom modelles mérés). Az első esetben a terhelés növelésével érte el a térd behajlítását, míg a második esetben a gumiizom modellben lévő előfeszítő erő változtatásával.

3.2. Gumiizom modelles és a súlyterheléses mérés

Az 1-es típusú, azaz súlyterheléses mérés során állandó tömegáramú, a terhelő zsinórra akasztott edénybe felfogott vízszugárral és a víz kiengedésével biztosítható a térd mozgása. A 2-es típusú, azaz a gumiizom modelles 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.

3.3. Polaris térbeli helymeghatározó rendszer bemutatása



8. Ábra: A Polaris mérőrendszer készülékbe helyezés előtt (Katona, 2014)

A tibia helyzetének változását a térd kinyújtott állapotához viszonyítva Polaris (Northern Digital Inc., Waterloo, Ontario, Canada, NDI, 2014) optikai helymeghatározó mérőrendszer (8. ábra) felhasználásával határozta meg (a Polaris validálási hibája a gyártó adatai (M.8. melléklet) szerint 0,35 mm) – a 3.1.4.2. alfejezetben leírt hitelesítés után Katona Gábor. A Polaris mérőrendszer az elhelyezett jeladók (trackerek) mozgását követi az abszolút, kamerához rögzített koordináta-rendszerben. A rendszer két mozgó jeladóját az álló femurhoz és a mozgó tibiához mereven rögzítette, 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 (7. ábra) (HBM U9B 0,5kN) a terhelő erő, a izommodellhez csatlakoztatott erőmérő cellával (7. 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 rögzítette, és dolgozta föl.

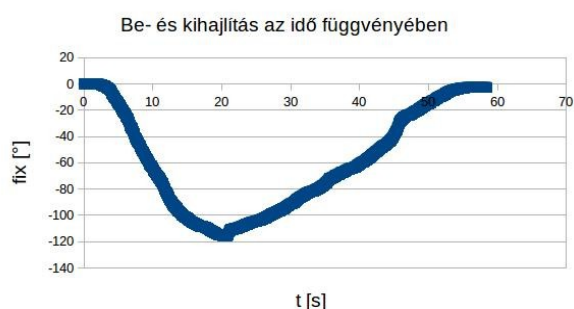
4. Vizsgálataim

A vizsgált adatsort Katona Gábor (2014) mérte a Polaris térbeli helymeghatározó rendszerrel egy megadott koordináta-rendszerben. Az adatsor hat paraméteréből (x, y, z irányú elmozdulás és elfordulás), elsőként megvizsgáltam a behajlítás szögeit jelentő ϕ_x adatsort az idő függvényében.

A függvény a behajlítás és a kihajlítás teljes egészét mutatja. Ezen jól látható a két fajta mérés, - a két fajta terhelés - közötti különbség.



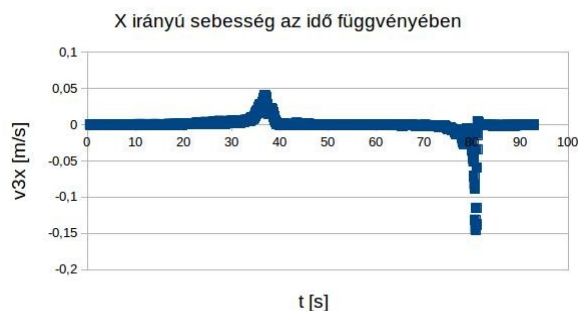
9. Ábra: Gumiizom modelles mérés



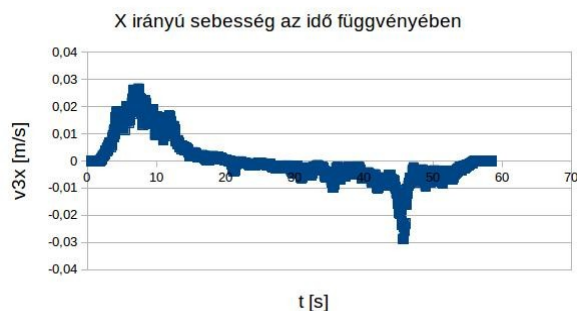
10. Ábra: Súlyterheléses mérés

Míg a gumiizom modelles mérés esetén U alakra hasonlít a függvény, ami másodfokú polinomra vezethető vissza, addig a súlyterheléses mérést vizsgálva egy V alakú, lineáris függvényt láthatunk.

Ezek után differencia elvvel előállítottam a sebességeket a pontok között úgy, hogy minden pontból kivontam az előtte álló pont értékét. Így megkaptam, hogy mennyi a két pont között megtett út, a két pont mérése között eltelt idő alatt, tehát, hogy mekkora a sebesség a két pont között. Mivel a gépben a femur rögzítve van, így ezen sebességek mérésekor csak kis amplitúdójú rezgésről beszélünk. A tibia szabadon elmozdulhat a behajlítás irányába. Ezt az x irányú elmozdulást láthatjuk a következő függvényen:



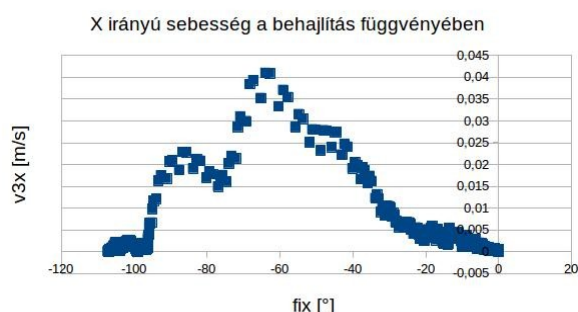
11. Ábra: Gumiizom modelles mérés



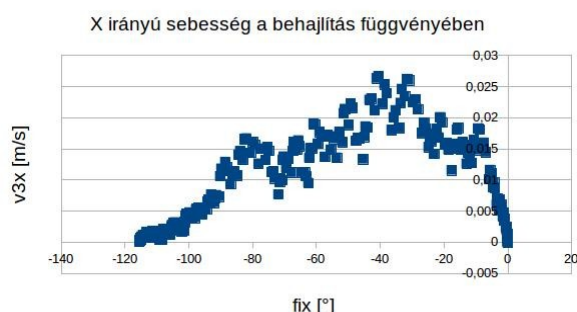
12. Ábra: Súlyterheléses mérés

Ez az elmozdulás a tibia x irányú sebességével egyenlő. A tibia mozgásához tartozó sebességek jól látható jellegzetességet mutatnak. Mindkét mérésnél látható a megnövekedett sebesség a behajlítás kezdetén és a kihajlítás végén. Ez a gumiizom modelles méréskor könnyen meghatározható két csúcs. A súlyterheléses méréskor a sebességnövekedés egyenletesebb.

Ugyanezt az idő helyett a behajlítás függvényében vizsgálva már nem ennyire egyértelmű függvényt kapunk. A gumi izommodelles méréskor a behajlítás kezdeti szakaszán a sebesség egyenletesen növekszik, eléri maximumát, majd csökkenni kezd. Azonban a linearitás itt megszűnik, és egy újabb, lokális maximumot vesz fel.



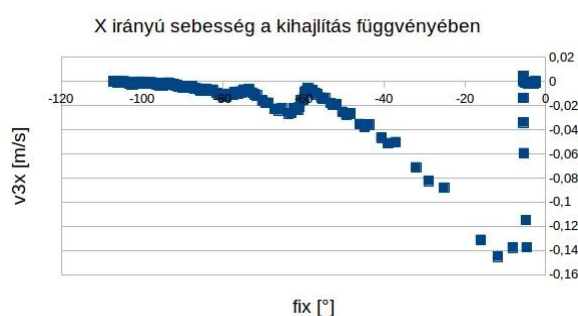
13. Ábra: Gumiizom modelles mérés



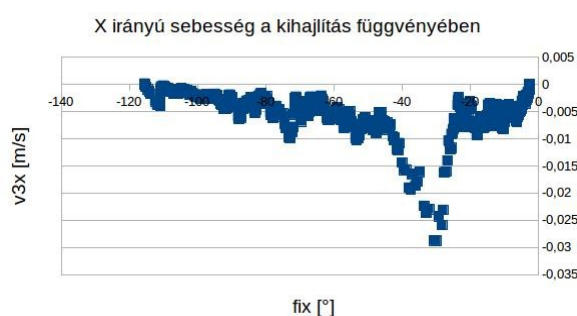
14. Ábra: Súlyterheléses mérés

Súlyterheléses mérés esetén a kezdeti szakasz sokkal meredekebb, és a maximum után sokkal egyenletesebben ereszkedik a függvény, de azért itt is megfigyelhető a lokális maximum a csökkenő szakaszban.

A kihajlítás szakaszában a függvény teljesen különböző utat jár be, mint a behajlítás szakaszában. A gumiizom modelles mérésnél lassan, alig változva indul a függvény, egy kis lokális maximum után lineárisan emelkedni kezd, majd hirtelen lecsökken nullára.



15. Ábra: Gumiizom modelles mérés



16. Ábra: Súlyterheléses mérés

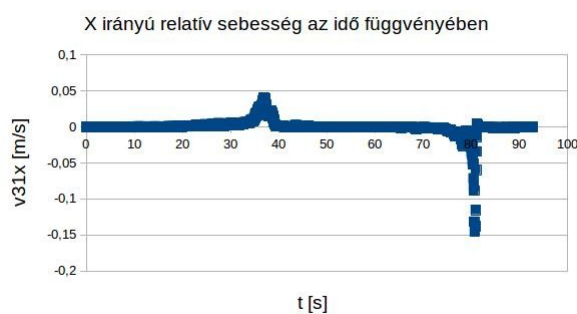
Súlyterheléses mérés esetén is megfigyelhető a kis lokális maximum, majd az azt követő lineáris emelkedés de kevésbé hirtelen a csökkenés. A súlyterheléses mérésnél általában sokkal egyenletesebben változnak az értékek, de nagyobb a szórásuk.

Ennek a különbségnek a megállapítása az egyik legfontosabb eredmény, ami nyilvánvalóvá teszi, hogy a behajlítás és a kihajlítás szakaszait külön kell kezelni. Ez nagyban megnehezíti a tökéletes térdprotézis megalkotását, azonban ennek a ténynek a tudatosításával már egy lépéssel közelebb kerültünk a megoldáshoz.

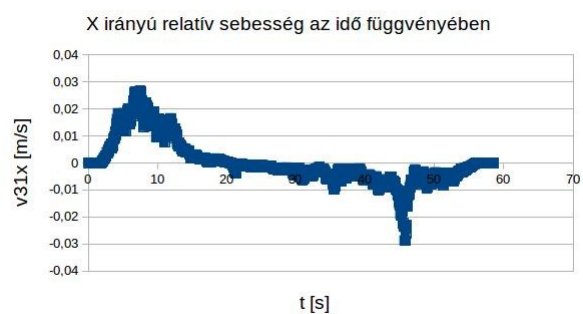
4.1. Sebességek

A következő lépésben meghatároztam a tibia femurhoz képest történő relatív sebességét úgy, hogy minden pontban kivontam a tibia sebességeiből a femur sebességeit.

Gumiizom modelles mérés esetén a relatív sebességek az idő függvényében két csúcspontot tartalmaznak – a behajlítás kezdetén és a kihajlítás végén. Ezek a kiugró pontok mind a három irányú sebességnél megfigyelhetők, csak az előjelek különböznek. A következő ábrákon az x irányú relatív sebességek láthatóak:



17. Ábra: Gumiizom modelles mérés

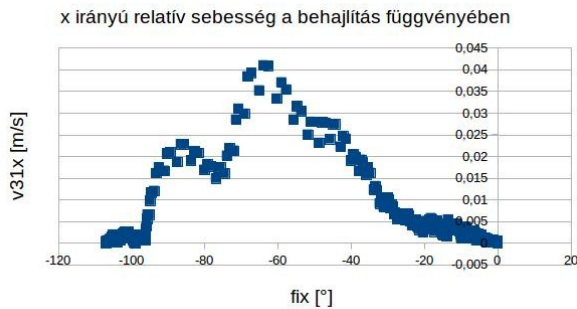


18. Ábra: Súlyterheléses mérés

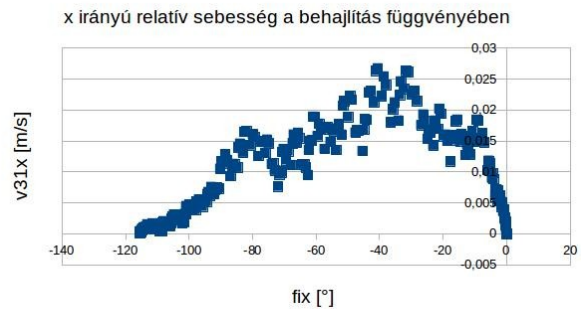
A súlyterheléses mérés itt is hasonló jellegzetességeket mutat, mint a gumiizom modelles mérés, az eredmények itt is kevésbé letisztultak. A két maximumpont itt is a behajlítás kezdetén és a kihajlítás végén figyelhető meg.

A behajlítás függvényében vizsgálva a sebesség függvényeket megállapítható, hogy a behajlítás és a kihajlítás nem ugyanolyan sebességállapotokat mutat, így a protézisgeometria sem lehet szimmetrikus. Ezeket a különbségeket mutatják a következő ábrák:

Az x irányú relatív sebességek a behajlítás függvényében:



19. Ábra: Gumiizom modelles mérés

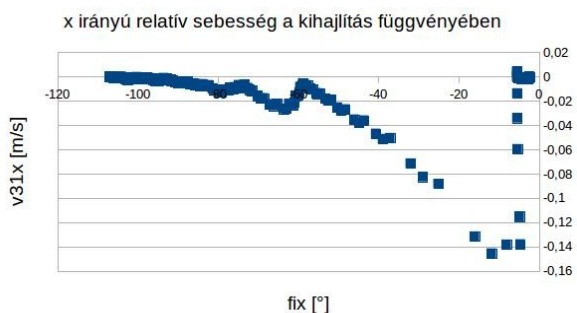


20. Ábra: Súlyterheléses mérés

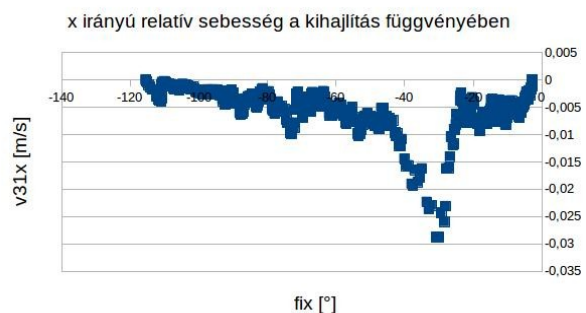
Az így kapott függvények hasonlóak a tibia sebesség- függvényeikhez, mivel a femur sebességei csak egy kis amplitúdó közötti rezgést jelentettek, így közelítve nullát kellett kivonni, emiatt a függvénynek sem a jellegét, sem az értékek nagyságát nem befolyásolták jelentősen.

Az x irányú relatív sebességek a kihajlítás függvényében:

A kihajlítás kezdetén a sebesség nagyon enyhén emelkedő értékeket mutat, majd egy kis ugrást követően kezd el lineárisan növekedni. Ezután a gyorsulás után érkezik vissza nullába alig pár mérés alatt. Ez mutatja, hogy a kihajlítás elején a lábszár lassabb, egyenletesebb mozgást végez, majd egy bizonyos pont után az ellenállás lecsökken, így semmi nem akadályozza a gyorsabb mozgást. A legvégső szakaszban újra megfigyelhetünk valamilyen ellenállási pontot a térd szerkezetében, amely lassítja a nyugalmi helyzetbe való visszatérését. Ugyanez a súlyterheléses mérés esetén is megfigyelhető, viszont ennél a mérésnél kicsit több idő jut a nullába való visszaérkezésbe, a kiinduló helyzet újbóli felvételére.



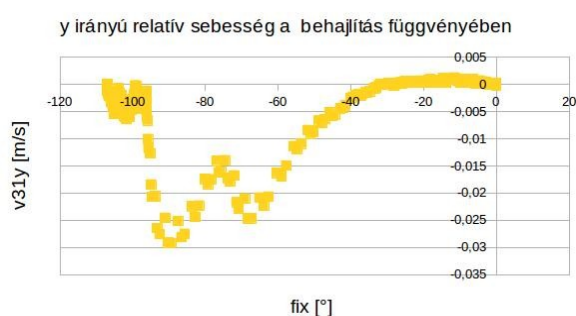
21. Ábra: Gumiizom modelles mérés



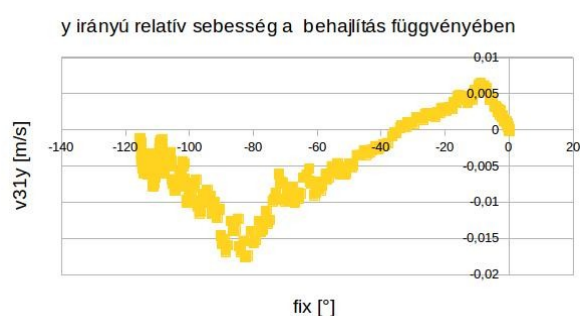
22. Ábra: Súlyterheléses mérés

Az y irányú relatív sebességek a behajlítás függvényében:

A behajlításkor megfigyelhetjük, ahogy lineárisan nő a sebesség a behajlítás előrehaladtával. Itt jobban különbözik a két mérés során készült függvény, a gumiizom modelles méréskor a kezdeti szakasz szinte nulla, és onnan indul egy lassú növekedés, ami két maximumpont elérése után hirtelen visszacsökken nullára. A súlyterheléses mérés esetén már a kezdeti szakaszban felvesz egy ellentétes irányú sebességet, és onnan jut el az egyetlen maximumponthoz, ami után lassan visszacsökken nullára. A gumis mérés során görbülő függvényt látunk, míg a súlyterheléses mérésnél lineárisat.



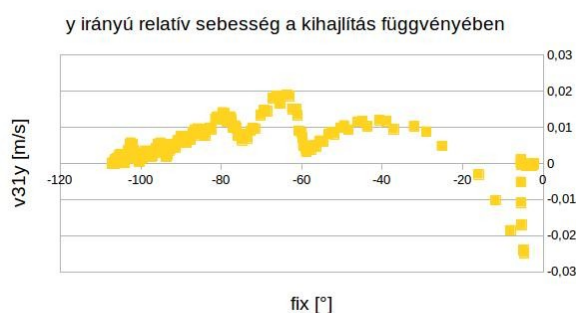
23. Ábra: Gumiizom modelles mérés



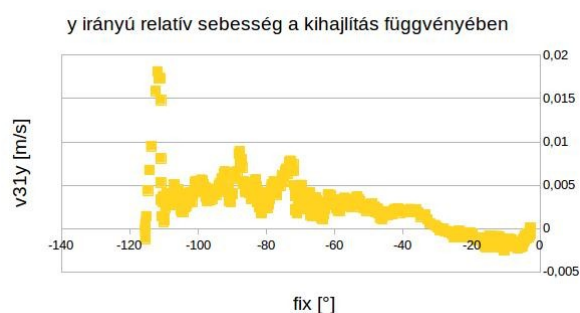
24. Ábra: Súlyterheléses mérés

Az y irányú relatív sebességek a kihajlítás függvényében:

A kihajlítás kezdeti szakasza teljesen eltér a két mérés során. A gumiizom modelles mérés esetén a kezdeti szakasz lineárisan emelkedik, elér három lokális maximumpontot, majd a maximumát az ellentétes irányban veszi fel egy hosszabb egyenletes csökkenés után, aztán hirtelen visszatér nullába. A súlyterheléses mérés ezzel szemben rögtön a maximumponttal indít majd vissza is tér egy közel állandó értékhez és egy enyhe növekedés után csökken nulláig.



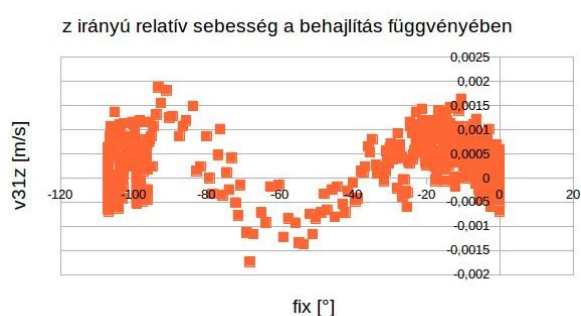
25. Ábra: Gumiizom modelles mérés



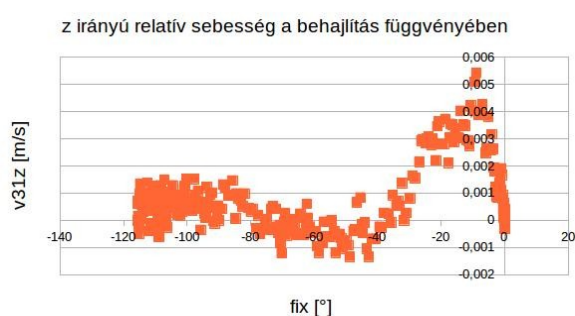
26. Ábra: Súlyterheléses mérés

A z irányú relatív sebességek a behajlítás függvényében:

A z irányú relatív sebességeknél megint hasonlóak a két mérés eredményei. A gumizom modelles mérés esetén a behajlítás kezdetén megnő a sebesség, majd a nullán áthaladva a másik irányban is felvesz egy lokális maximumot, végül visszatér az eredeti irányba, és nagyságba. Alakra leginkább egy szinusz függvény másfél periódusára hasonlít. A súlyterheléses mérés ellenben az első maximum után inkább az x tengely mentén hullámozik kisebb amplitúdóval.



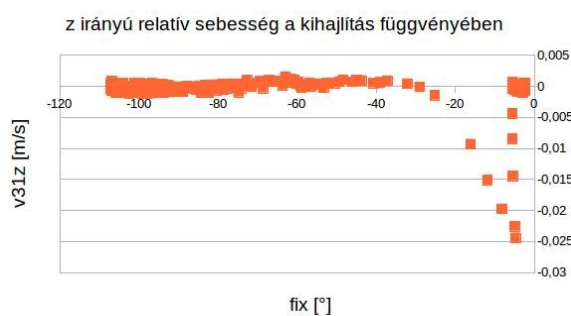
27. Ábra: Gumizom modelles mérés



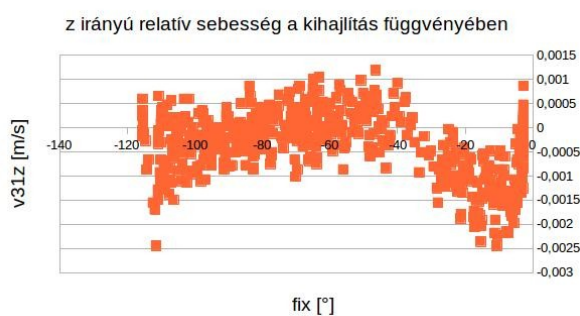
28. Ábra: Súlyterheléses mérés

A z irányú relatív sebességek a kihajlítás függvényében:

Kihajlításnál mindkét mérés esetében szinte nulla értéket, nulla emelkedést mutat a függvény, mintha az x tengely mentén egy konstans értéket venne fel, és csak a szakasz legvégén nő meg a sebesség, majd csökken le szinte azonnal nullára.



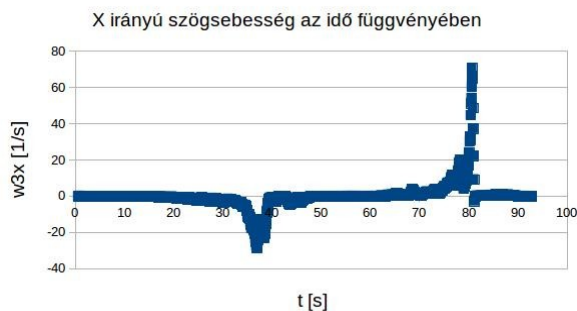
29. Ábra: Gumizom modelles mérés



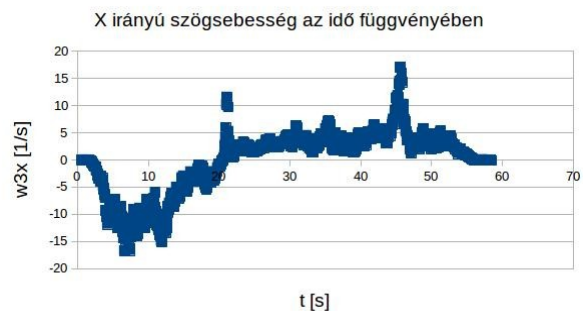
30. Ábra: Súlyterheléses mérés

4.2. Szögsebességek

Ugyanezzel a differencia elvvel meghatároztam a szögsebességeket is. A szögsebességek időbeni függvénye jellegre szinte teljesen megegyezik a sebességek időbeni függvényével, csak irányra és mértékre különböznek, ugyanis a szögsebességek nagyságrendekkel nagyobbak, mint a sebességek.

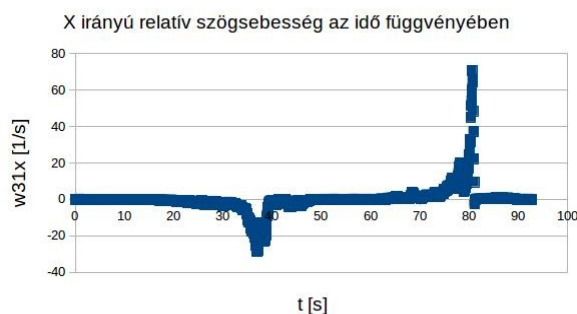


31. Ábra: Gumíizom modelles mérés

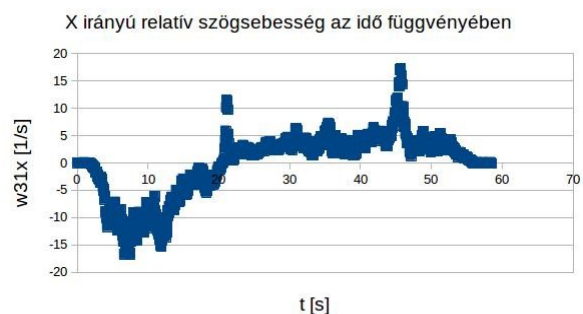


32. Ábra: Súlyterheléssel mérés

Ezután meghatároztam a tibia femurhoz viszonyított relatív szögsebességeit. Ezekre is igaz, hogy jellegre megegyeznek a relatív sebességek függvényével, de értelmük ellentétes. A gumíizom modelles mérés esetén jóval nagyobb szögsebességeket kapunk, mint a súlyterheléssel mérés esetén. Itt csak az x irányú relatív szögsebességek láthatóak:



33. Ábra: Gumíizom modelles mérés

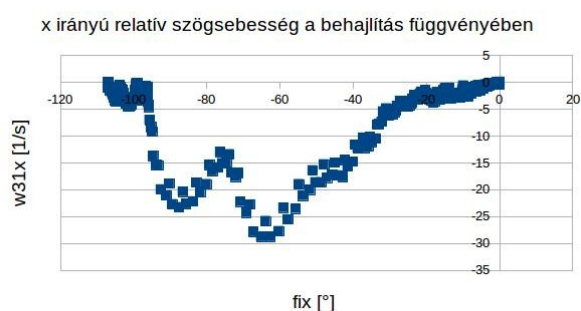


34. Ábra: Súlyterheléssel mérés

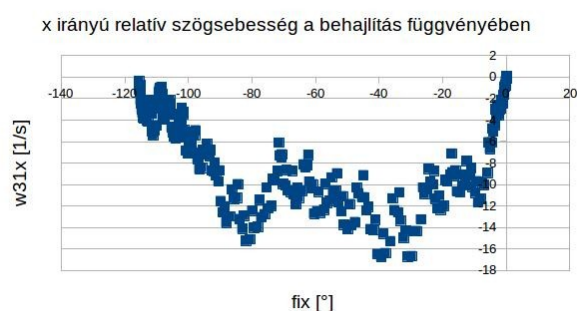
A szögsebességeket a be- és kihajlítás függvényében vizsgálva – hasonlóan a sebességekhez – nagyon eltérő függvényeket kapunk.

Az x irányú relatív szögsebességek a behajlítás függvényében:

Az x irányú relatív szögsebesség függvények az ugyanezen irányú relatív sebesség függvények tükörképei. A kezdeti szakaszon a sebesség növekedése figyelhető meg, amit a gumi izommodelles mérés esetén egy maximum, majd egy lokális maximum követ, a súlyterheléses mérésnél pedig egy maximum pont. Mindkét mérés esetén megfigyelhető, hogy a csúcspontok körül ritkábbak a mérési pontok, ami azt jelenti, hogy a behajlítás a középső szakaszon gyorsabb volt, mint a kezdeti és végső szakaszokban.



35. Ábra: Gumiizom modelles mérés



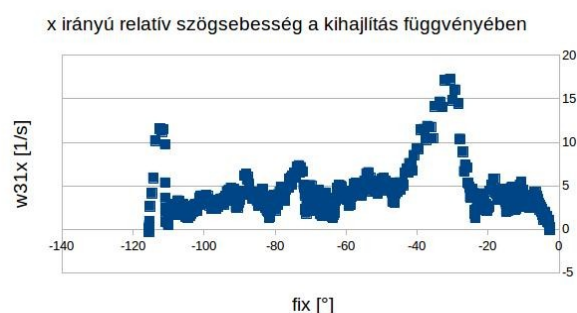
36. Ábra: Súlyterheléses mérés

Az x irányú relatív szögsebességek a kihajlítás függvényében:

A kihajlításnál is az eredmények az ugyanezen irányú sebességek tükörképei. Azonban - ahogy a behajlításnál is - az értékek jóval nagyobbak, mint a sebességeknél. A kezdeti szakaszban azonban megfigyelhetünk némi eltérést, ugyanis a sebességeknél mindkét mérés eredményeként egy enyhén növekvő, majd erőteljesebben emelkedő függvényt láthatunk, az elején viszonylag lassú, majd a kiindulási helyzet közvetlen elérése előtt gyorsuló mozgással. A szögsebességnél azonban a súlyterheléses mérés esetén rögtön egy hirtelen ugrást láthatunk. Ez azonban könnyen lehet mérési hiba is, mivel a függvény minden másban megegyezik az ugyanezen irányú sebességfüggvénnyel.



37. Ábra: Gumiizom modelles mérés

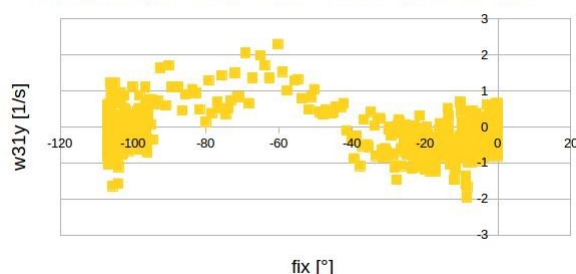


38. Ábra: Súlyterheléses mérés

Az y irányú relatív szögsebességek a behajlítás függvényében:

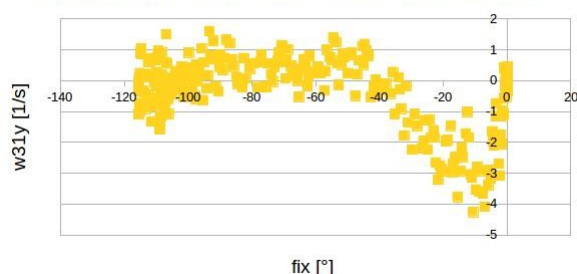
Az y irányú relatív szögsebességfüggvények annyira kis határok között mozognak az x irányhoz képest, hogy szinte elhanyagolható a tárgyalásuk. Azért teszem meg mégis, mert ennél az iránynál a gumiizom modelles mérés és a súlyterheléses mérés között fontos eltérés látható. Ezek a függvények jellegre hasonlítanak az x irányú relatív szögsebességfüggvényekhez. A gumiizom modelles mérésnél a behajlítás kezdeti szakaszában állandó sebességgel mozog a lábszár, majd a behajlítás közepén megnő a sebessége, míg a végén szintén egyenletes sebességgel mozog. A súlyterheléses mérés esetén azonban a behajlítás kezdeti szakaszán nő meg a sebesség, míg a középső és a végső szakaszban egyenletes.

y irányú relatív szögsebesség a behajlítás függvényében



39. Ábra: Gumiizom modelles mérés

y irányú relatív szögsebesség a behajlítás függvényében

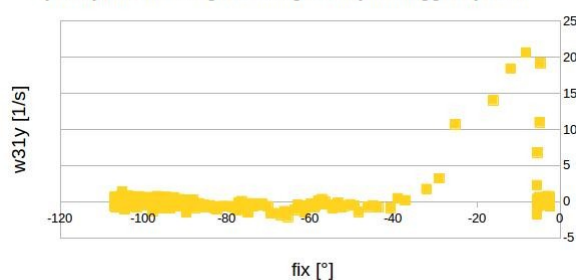


40. Ábra: Súlyterheléses mérés

Az y irányú relatív szögsebességek a kihajlítás függvényében:

A kihajlítás sem mozog sokkal nagyobb tartományban, mint a behajlítás a súlyterheléses mérés esetén, azonban a gumiizom modelles mérés maximumpontja tízszer akkora. Ezek a függvények azonban jellegüket tekintve hasonlóknak mondhatók. A kihajlítás kezdetén lassú a mozgás, majd a végén felgyorsul a kiindulópohelyzet elérése előtt. A gumiizom modelles mérésnél ez a gyorsulás jóval nagyobb mértékű, mint a súlyterheléses mérés esetén.

y irányú relatív szögsebesség a kihajlítás függvényében



41. Ábra: Gumiizom modelles mérés

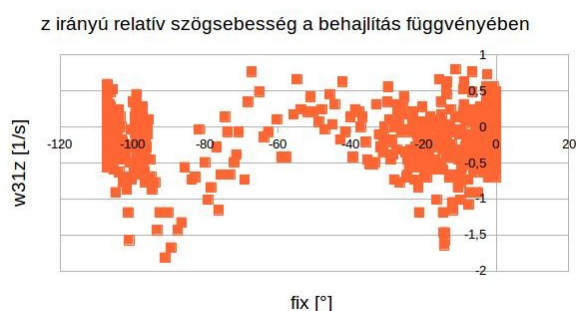
y irányú relatív szögsebesség a kihajlítás függvényében



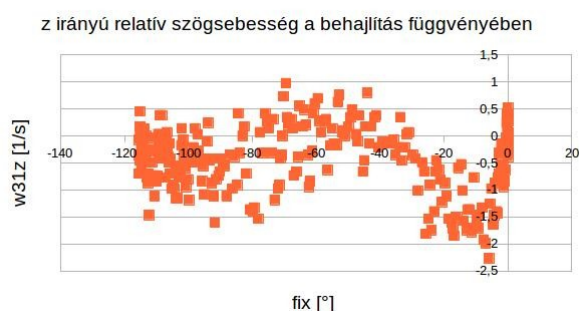
42. Ábra: Súlyterheléses mérés

A z irányú relatív szögsebességek a behajlítás függvényében:

A z irányú szögsebességek még kisebb nagyságrendben mozognak, mivel ez az oldalirányú mozgás síkja, amerre csak minimálisan mozog a térd. Itt ugyanazt a különbséget figyelhetjük meg a két mérés között, mint az y iránynál, azaz, hogy a szögsebesség növekedés a gumiizom modelles mérés esetén a behajlítás közepén figyelhető meg, míg a súlyterheléses mérés esetén a behajlítás elején.



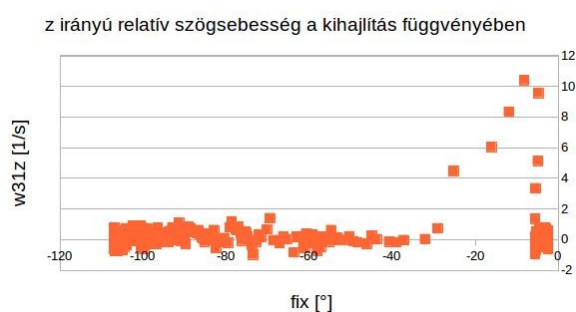
43. Ábra: Gumiizom modelles mérés



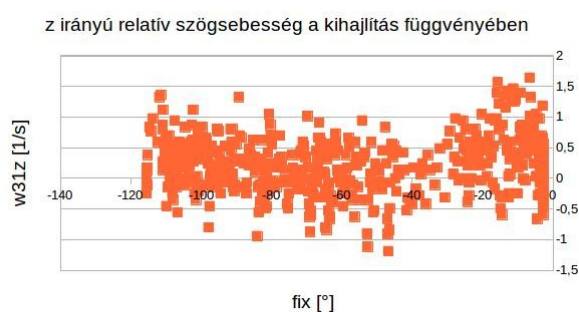
44. Ábra: Súlyterheléses mérés

A z irányú relatív szögsebességek a kihajlítás függvényében:

A kihajlítás függvényei is megegyeznek az y irányú kihajlítás függvényekkel, csak feleakkora mértékben. A kihajlítás kezdetén lassú a mozgás, majd a végén felgyorsul a kiindulóhelyzet elérése előtt. A gumiizom modelles mérésnél ez a gyorsulás nagyobb mértékű, mint a súlyterheléses mérés esetén.



45. Ábra: Gumiizom modelles mérés



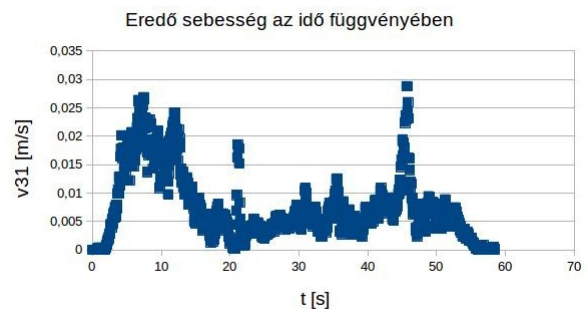
46. Ábra: Súlyterheléses mérés

4.3. Eredő sebesség nagysága

A három különböző irányú sebességekből meghatároztam minden pontra az eredő sebesség nagyságát négyzetösszegek segítségével. Ezt ábrázolva az idő függvényében a tibia x irányú sebességéhez hasonló függvényt kaptam, mivel ez volt a mozgás fő iránya, így ez volt a négyzetösszegek között a legnagyobb mértékű. Az idő függvényében itt is megfigyelhetjük a sebesség növekedését a behajlítás kezdetén és a kihajlítás végén.



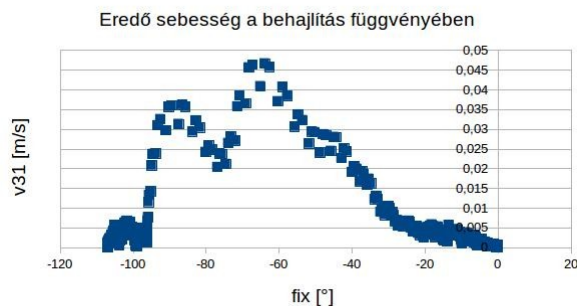
47. Ábra: Gumüizom modelles mérés



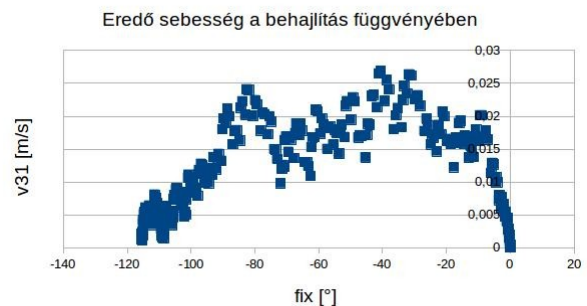
48. Ábra: Súlyterheléssel mérés

A behajlítás függvényében vizsgálva:

A behajlításnál is megfigyelhetjük, hogy a függvények azonos jelleget mutatnak az x irányú relatív sebesség behajlítás függvényeivel. Ugyanúgy egy egyenletes sebességben történő lassú mozgással kezdődik, amit két hirtelen ugrás, két hirtelen gyorsuló mozgás követ, majd újra visszatér az egyenletes mozgáshoz.



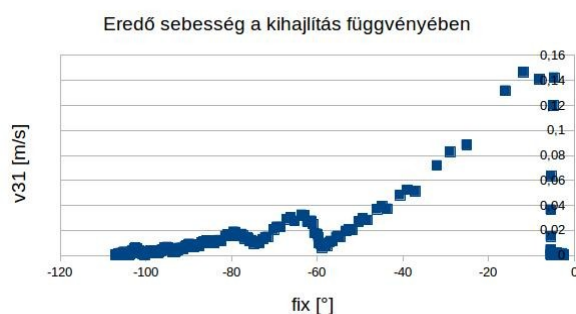
49. Ábra: Gumüizom modelles mérés



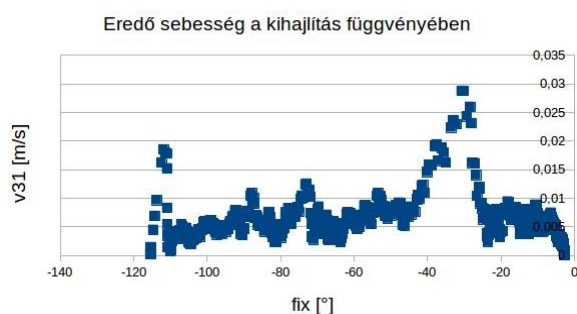
50. Ábra: Súlyterheléssel mérés

A kihajlítás függvényében vizsgálva:

Érdekes módon a kihajlítás függvényeket vizsgálva nem az x irányú sebesség függvényhez hasonló függvényt kapunk, hanem az x irányú szögsebességhez hasonlót. Ez a súlyterheléses mérés függvényén látható, ahol a kihajlítás kezdeti szakaszában megjelenik a hirtelen ugrás, a hirtelen sebességnövekedés. Ez arra enged következtetni, hogy valójában a sebesség-függvényben van a hibás mérés.



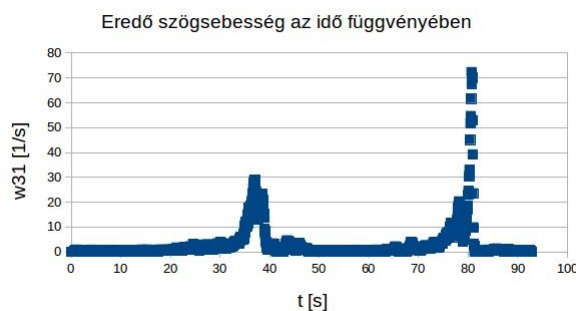
51. Ábra: Gumizom modelles mérés



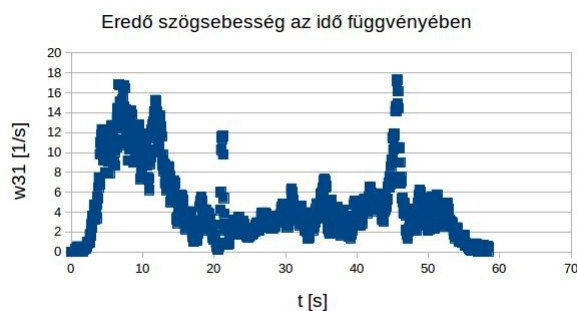
52. Ábra: Súlyterheléses mérés

4.4. Eredő szögsebesség nagysága

A eredő szögsebesség nagyságát vizsgálva megállapíthatjuk, hogy jellegét tekintve megegyezik az eredő sebességgel, viszont mértékét tekintve nagyságrendekkel nagyobb értékeket vesz fel. Az idő függvényében itt is megfigyelhetjük a sebesség növekedését a behajlítás kezdetén és a kihajlítás végén.



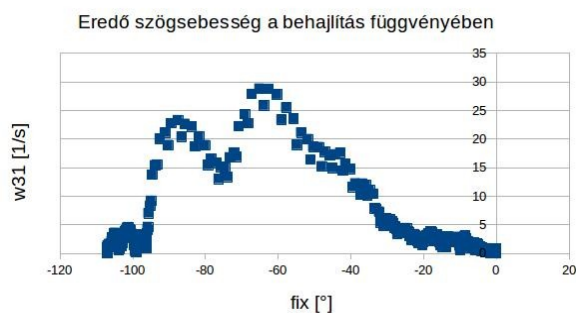
53. Ábra: Gumizom modelles mérés



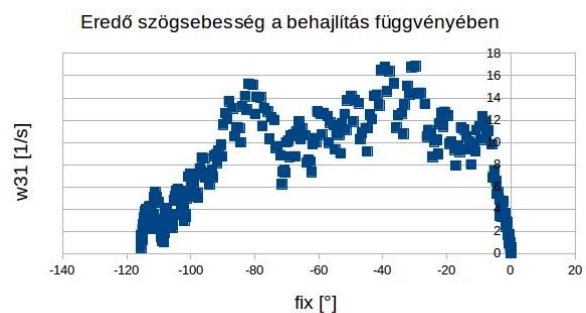
54. Ábra: Súlyterheléses mérés

A behajlítás függvényében vizsgálva:

A behajlítás függvényében az x irányú szögsebességhez hasonló függvényeket kapunk. A kezdeti szakaszon a sebesség növekedése figyelhető meg, amit a gumiizom modelles mérés esetén egy maximum, majd egy lokális maximum követ, a súlyterheléses mérésnél pedig egy maximum pont. Mindkét mérés esetén megfigyelhető, hogy a csúcspontok körül ritkábbak a mérési pontok, ami azt jelenti, hogy a behajlítás a középső szakaszon gyorsabb volt, mint a kezdeti és végső szakaszokban.



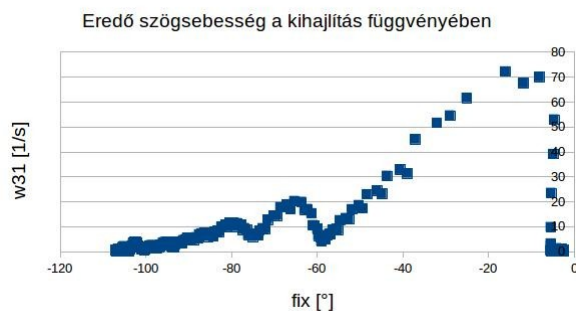
55. Ábra: Gumiizom modelles mérés



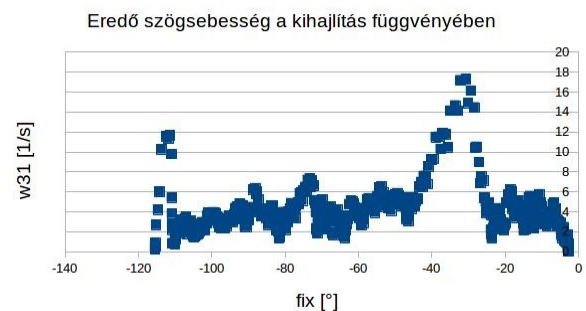
56. Ábra: Súlyterheléses mérés

A kihajlítás függvényében vizsgálva:

A kihajlítás függvényében is az x irányú szögsebességhez hasonló függvényeket kapunk, az eredmények a sebességek tükörképei. Azonban, ahogy a behajlításnál is, az értékek nagyságrendekkel nagyobbak, mint a sebességeknél. A kezdeti szakaszban azonban megfigyelhetünk némi eltérést, ugyanis a sebességeknél mindkét mérés eredményeként egy enyhén növekvő, majd erőteljesebben emelkedő függvényt láthatunk, az elején viszonylag lassú, majd a kiindulási helyzet közvetlen elérése előtt gyorsuló mozgással. A szögsebességnél azonban a súlyterheléses mérés esetén rögtön egy hirtelen ugrást láthatunk.



57. Ábra: Gumiizom modelles mérés



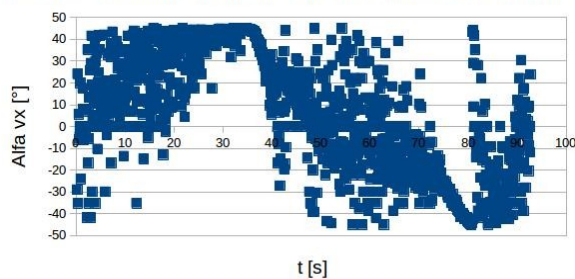
58. Ábra: Súlyterheléses mérés

4.5. Eredő sebesség iránya

Az eredő sebesség x iránnyal bezárt szöge az idő függvényében:

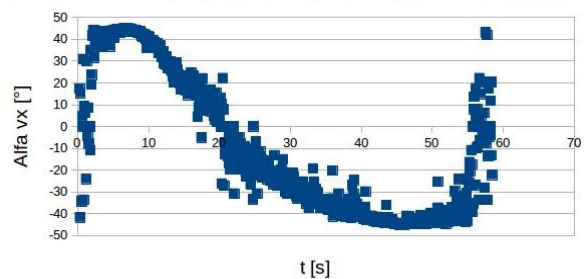
A fő sebesség irányát ábrázolva szinusz-függvényhez hasonló függvényt kapunk. Érdekes módon ennél a vizsgálatnál a gumiizom modelles mérés eredményei mutatnak nagyobb szórást, nem pedig a súlyterheléses mérés eredményei. Az értékek elég nagy intervallumban mozognak, egészen -40° és $+40^\circ$ között. A behajlítás kezdetén és végén ezen a skálán végig mennek az értékek, míg közte szinte lineárisan csökkennek a két csúcspont között. Ennek oka, hogy a kezdeti és végállapotban a sebesség nullához közelít, így az iránya végtelen irányú lehet.

Az eredő sebesség x iránnyal bezárt szöge az idő függvényében



59. Ábra: Gumiizom modelles mérés

Az eredő sebesség x iránnyal bezárt szöge az idő függvényében

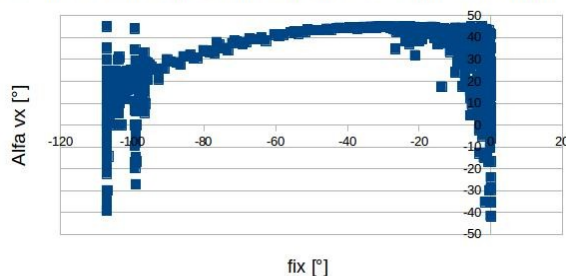


60. Ábra: Súlyterheléses mérés

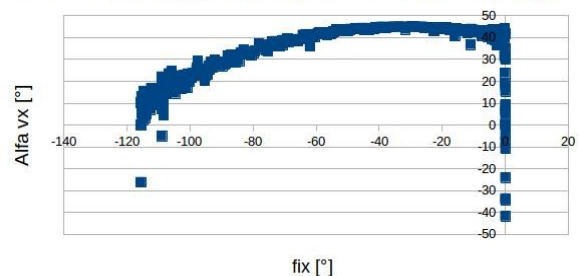
Az eredő sebesség x iránnyal bezárt szöge a behajlítás függvényében:

Az eredő sebesség irányát a behajlítás függvényében vizsgálva megfigyelhetjük, ahogy a behajlítás kezdetén és végén megint csak a teljes intervallum értékeit felveszi a függvény, bár a súlyterheléses mérésnél a behajlítás végén nem annyira jellemző ez, mint a rugalmas terhelésű mérés esetén. Az bezárt szögek fokai lineárisan csökkennek az egész behajlítás szakaszán, $+40^\circ$ -tól $+20^\circ$ -ig.

Az eredő sebesség x iránnyal bezárt szöge a behajlítás függvényében Az eredő sebesség x iránnyal bezárt szöge a behajlítás függvényében



61. Ábra: Gumiizom modelles mérés

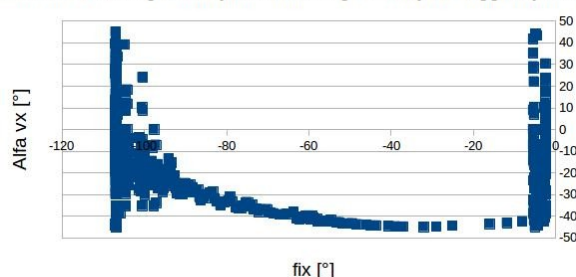


62. Ábra: Súlyterheléses mérés

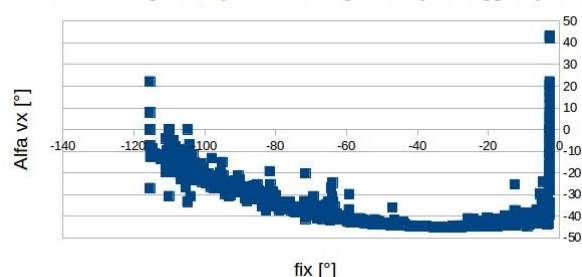
Az eredő sebesség x iránnyal bezárt szöge a kihajlítás függvényében:

A kihajlítás kezdeti szakaszában megint megfigyelhető a különbség a két mérés között, a gumiizom modelles mérés esetén a szórás az egész intervallumot érinti, míg a súlyterheléses mérés esetén ez sokkal kisebb mértékű. Ennek magyarázata az lehet, hogy a súlyterheléses mérésnél a lábszár rövidebb ideig maradt teljesen behajlítva, szinte azonnal elkezdődött a kihajlítás szakasza. A kihajlítás egészén is megfigyelhető a szögek lineáris csökkenése, itt -20° -tól -40° -ig.

Az eredő sebesség x iránnyal bezárt szöge a kihajlítás függvényében Az eredő sebesség x iránnyal bezárt szöge a kihajlítás függvényében



63. Ábra: Gumiizom modelles mérés

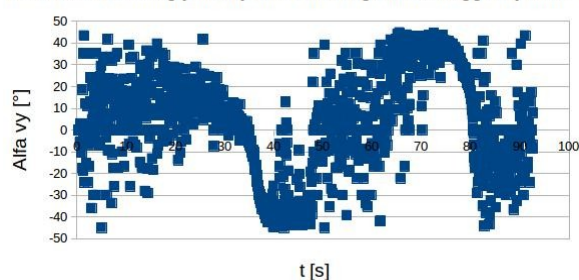


64. Ábra: Súlyterheléses mérés

Az eredő sebesség y iránnyal bezárt szöge az idő függvényében:

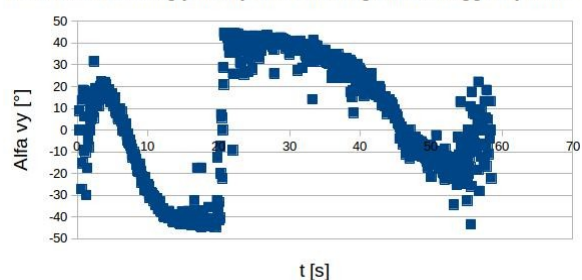
Az eredő sebesség y iránnyal bezárt szögeinél is megfigyelhető ugyanaz a szinuszos jelleg, mint az x iránynál, azonban itt két periódust is felvesz a függvény a be- és kihajlítás teljes szakaszán. Az intervallum továbbra is -40° és $+40^\circ$ között változik a szögek értéke. A kezdeti szakasz szórása után a függvény behajlítás szakaszának végén felvesz egy negatív maximumot, ami a kihajlítási szakasz közepéig lineárisan emelkedik, és eléri maximumát. Ezek után megint csak egyenletesen csökkenve tér vissza a nullához, hogy ott megint több értéket vegyen fel egyszerre.

Az eredő sebesség y iránnyal bezárt szöge az idő függvényében



65. Ábra: Gumiizom modelles mérés

Az eredő sebesség y iránnyal bezárt szöge az idő függvényében

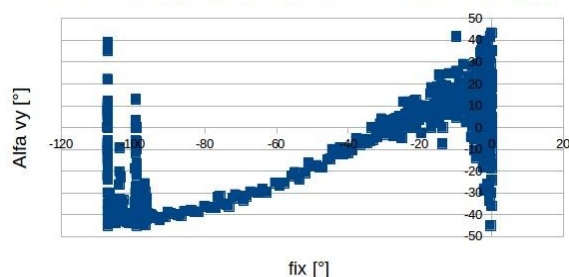


66. Ábra: Súlyterheléses mérés

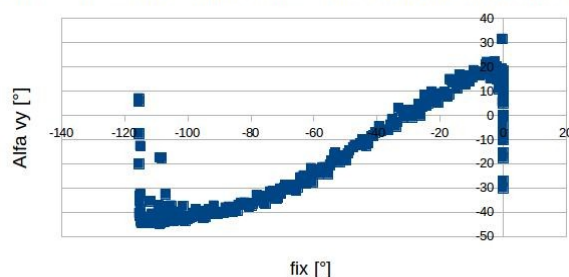
Az eredő sebesség y iránynal bezárt szöge a behajlítás függvényében:

Az eredő sebesség y iránynal bezárt szögét a behajlítás függvényében vizsgálva az eredő sebesség x iránynal bezárt szögéhez hasonló eredményeket kapunk. A különbség az, hogy míg az x iránynál a csökkenés a $+40^\circ$ -tól indult, itt inkább $+30^\circ$ -ra lehet közelíteni a behajlítás elindulásakor értelmezett irányt. Ez a súlyterheléses mérés esetén egyértelműbb és még kevesebb; $+20^\circ$ -nál kezdődik. Ezután egyenletesen csökken a szögek értéke, amíg el nem éri a teljes behajlítást, ahol megint az egész intervallum értékeit felveszik.

Az eredő sebesség y iránynal bezárt szöge a behajlítás függvényében Az eredő sebesség y iránynal bezárt szöge a behajlítás függvényében



67. Ábra: Gumúizom modelles mérés

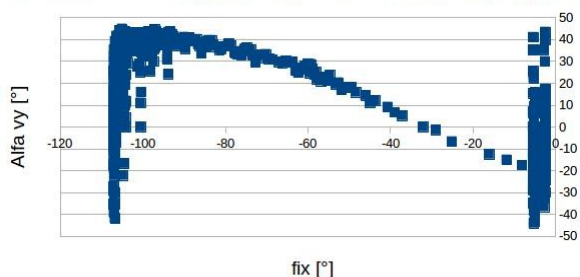


68. Ábra: Súlyterheléses mérés

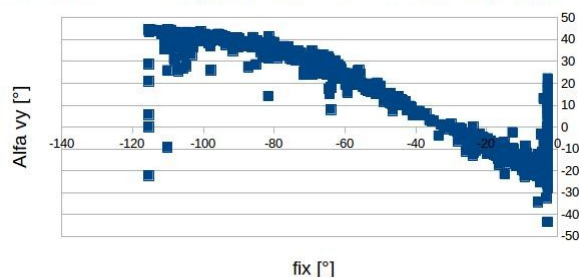
Az eredő sebesség y iránynal bezárt szöge a kihajlítás függvényében:

A kihajlítási szakasz jobban hasonlít az x irányra, viszont azzal ellentétben, itt egy újabb periódus kezdődik, azaz újra $+40^\circ$ -tól indul az egyenletes csökkenés, de csak körülbelül -20° -ig tart, mielőtt a kiinduló helyzetet elérve felveszi az intervallum összes értékét.

Az eredő sebesség y iránynal bezárt szöge a kihajlítás függvényében Az eredő sebesség y iránynal bezárt szöge a kihajlítás függvényében



69. Ábra: Gumúizom modelles mérés

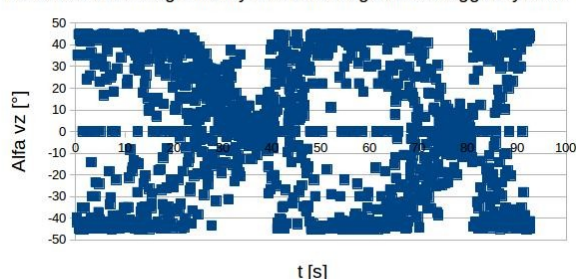


70. Ábra: Súlyterheléses mérés

Az eredő sebesség z iránnyal bezárt szöge az idő függvényében:

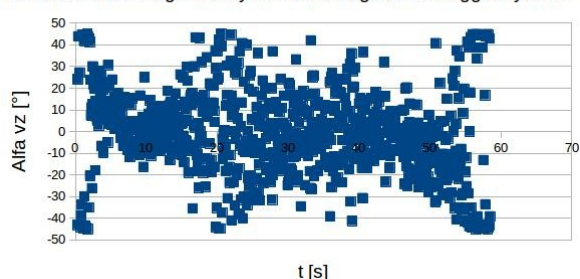
Az eredő sebesség z iránnyal bezárt szögeit az idő függvényében vizsgálva a gumiizom modelles mérésnél mintha két koszinusz függvényt látnánk, amelyek egymás inverzei. A súlyterheléses mérés esetén sokkal nehezebben meghatározható a függvény jelleggörbéje, elvértve felfedezhető rajta a gumiizom modelles méréshez hasonló jelleg. A szórás itt is $+40^\circ$ és -40° közé esik.

Az eredő sebesség z iránnyal bezárt szöge az idő függvényében



71. Ábra: Gumiizom modelles mérés

Az eredő sebesség z iránnyal bezárt szöge az idő függvényében

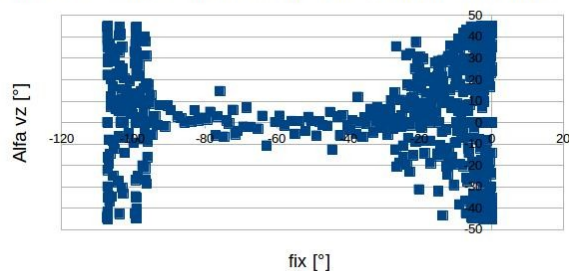


72. Ábra: Súlyterheléses mérés

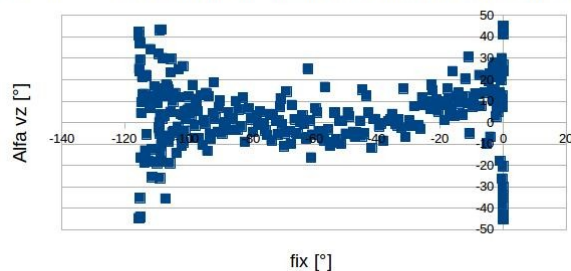
Az eredő sebesség z iránnyal bezárt szöge a behajlítás függvényében:

Az eredő sebesség z iránnyal bezárt szögeit a behajlítás függvényében vizsgálva azt kapjuk, hogy a behajlítás kezdetén és végén a minimális sebességekből fakadóan a függvény az összes értéket felveszi, míg a behajlítás szakasza alatt konstans értéket vesz fel, a nulla fok közelében mozog.

Az eredő sebesség z iránnyal bezárt szöge a behajlítás függvényében Az eredő sebesség z iránnyal bezárt szöge a behajlítás függvényében



73. Ábra: Gumiizom modelles mérés

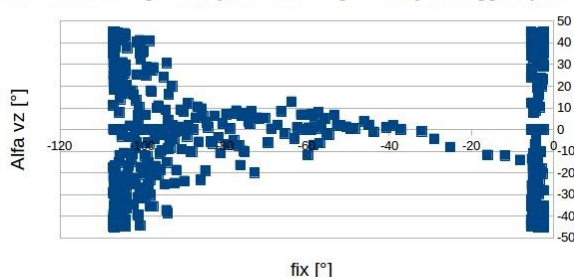


74. Ábra: Súlyterheléses mérés

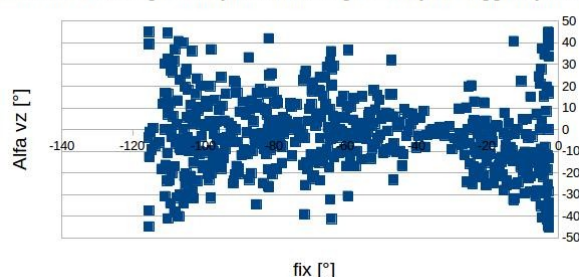
Az eredő sebesség z iránnyal bezárt szöge a kihajlítás függvényében:

Az eredő sebesség z iránnyal bezárt szögeit a kihajlítás függvényében vizsgálva nagyjából ugyanazt állapíthatjuk meg, mint amit a behajlítás szakasz vizsgálatánál, azaz, hogy a kezdeti és végső szakaszon $+40^\circ$ és -40° közötti értékeket vesz fel a közbezárt szög, közöttük pedig nullához közelít az értéke. Ez a gumiizom modelles mérés esetén jobban elkülöníthető, míg a súlyterheléses mérést vizsgálva a köztes szakasz is elég nagy szórást mutat.

Az eredő sebesség z iránnyal bezárt szöge a kihajlítás függvényében Az eredő sebesség z iránnyal bezárt szöge a kihajlítás függvényében



75. Ábra: Gumiizom modelles mérés



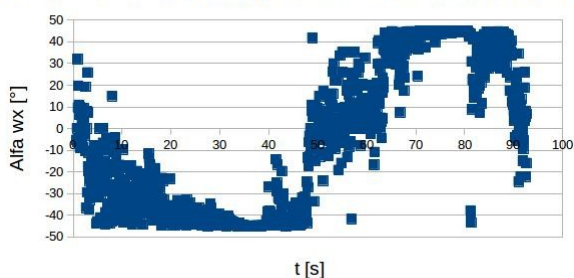
76. Ábra: Súlyterheléses mérés

4.6. Eredő szögsebesség iránya

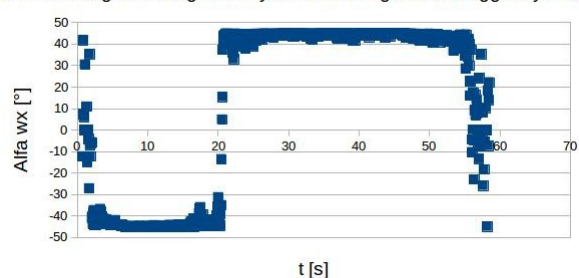
Az eredő szögsebesség x iránnyal bezárt szöge az idő függvényében:

Az eredő szögsebesség x iránnyal bezárt szögeit az idő függvényében vizsgálva hasonló, de ellentétes irányú függvényeket kapunk, mint az eredő sebesség x iránnyal bezárt szögeit vizsgálva. Az intervallum itt is $+40^\circ$ és -40° között mozog.

Az eredő szögsebesség x iránnyal bezárt szöge az idő függvényében Az eredő szögsebesség x iránnyal bezárt szöge az idő függvényében



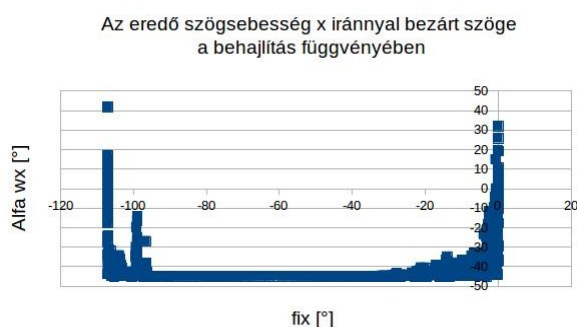
77. Ábra: Gumiizom modelles mérés



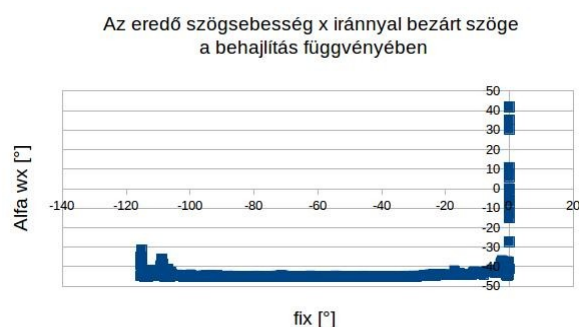
78. Ábra: Súlyterheléses mérés

Az eredő szögsebesség x iránnyal bezárt szöge a behajlítás függvényében:

Az eredő szögsebesség x iránnyal bezárt szögeit a behajlítás függvényében vizsgálva a két véghelyzet között körülbelül -45° -nál, konstans függvényt kapunk. A két végállapot itt is az egész intervallumon vesz fel értékeket. Mindkét mérés esetén látható a behajlítás végén egy lokális maximum, ami élesen kiugrik a konstans jellegből. Ebből is valamilyen simától eltérő térdgeometriára következtethetünk.



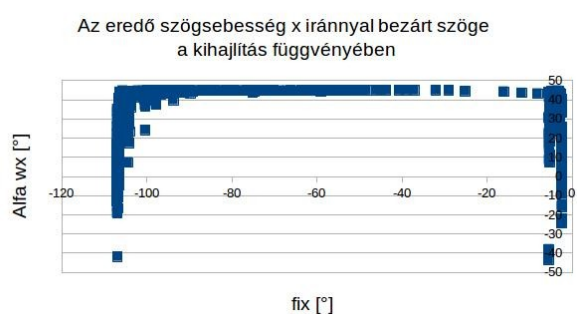
79. Ábra: Gumizom modelles mérés



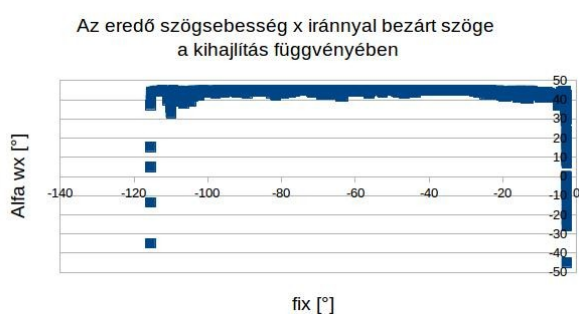
80. Ábra: Súlyterheléses mérés

Az eredő szögsebesség x iránnyal bezárt szöge a kihajlítás függvényében:

Az eredő szögsebesség x iránnyal bezárt szögeit a kihajlítás függvényében vizsgálva a két véghelyzet között itt is egy konstans értékű függvényt kapunk. A behajlítással ellentétben itt most $+45^\circ$ -nál. Itt is megfigyelhető a kis kiugrás rögtön a kihajlítás kezdetén, azonban itt sokkal kisebb mértékben. A szakasz kezdetén és végén a függvény megint felveszi az intervallum összes értékét.



81. Ábra: Gumizom modelles mérés

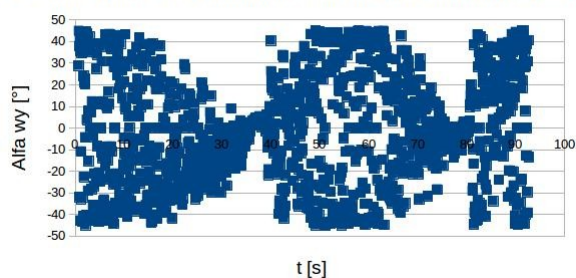


82. Ábra: Súlyterheléses mérés

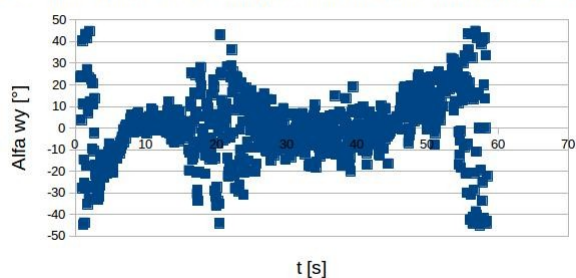
Az eredő szögsebesség y iránnyal bezárt szöge az idő függvényében:

Az eredő szögsebesség y iránnyal bezárt szögeit az idő függvényében vizsgálva az eredő sebességek z iránnyal bezárt szögeihez hasonló eredményeket kapunk. Itt is megfigyelhetjük a gumiizom modelles mérés esetén a két koszinusz függvényt, amelyek egymás inverzei, a súlyterheléses mérés esetén pedig szintén ott vannak maximum pontok, ahol a rugalmas terhelésű mérés esetén.

Az eredő szögsebesség y iránnyal bezárt szöge az idő függvényében Az eredő szögsebesség y iránnyal bezárt szöge az idő függvényében



83. Ábra: Gumiizom modelles mérés

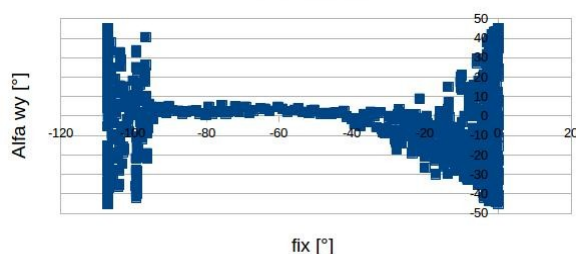


84. Ábra: Súlyterheléses mérés

Az eredő szögsebesség y iránnyal bezárt szöge a behajlítás függvényében:

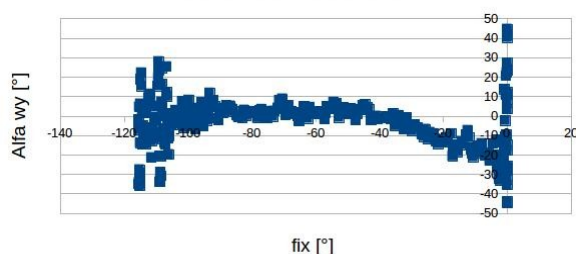
Az eredő szögsebesség y iránnyal bezárt szögeit a behajlítás függvényében vizsgálva megállapíthatjuk, hogy a sebesség iránya a nulla fok körül mozog a két végállapot között. A gumiizom modelles mérés esetén a kiindulási állapot közelében, a súlyterheléses mérés esetén a behajlítási állapot közelében nagyobb a szórás. A két végállapotban ismét az intervallum összes értékét felveszi a függvény.

Az eredő szögsebesség y iránnyal bezárt szöge
a behajlítás függvényében



85. Ábra: Gumiizom modelles mérés

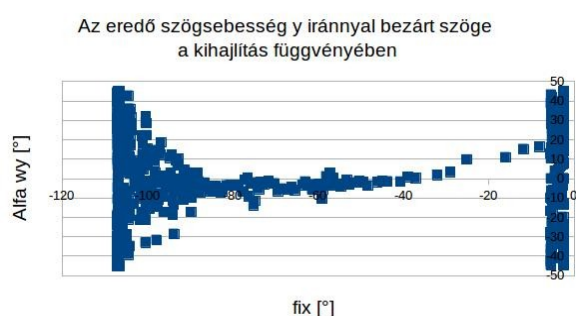
Az eredő szögsebesség y iránnyal bezárt szöge
a behajlítás függvényében



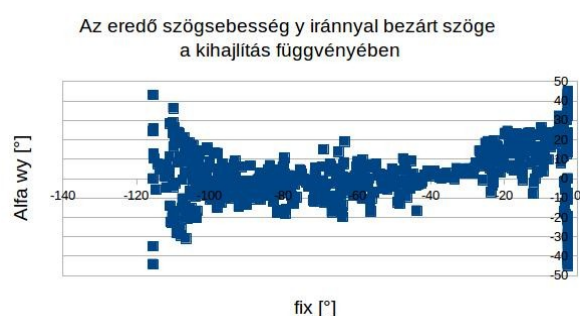
86. Ábra: Súlyterheléses mérés

Az eredő szögsebesség y iránnyal bezárt szöge a kihajlítás függvényében:

Az eredő szögsebesség y iránnyal bezárt szögeit a kihajlítás függvényében vizsgálva a behajlításhoz nagyon hasonló függvényeket kapunk. Azonban itt a gumiizom modelles mérésnél is a kihajlítás kezdetén nagyobb a szórás, ahogy a súlyterheléses mérésnél is. A két végállapot között a közbezárt szög a nulla körül mozog, konstansnak tekinthető.



87. Ábra: Gumiizom modelles mérés

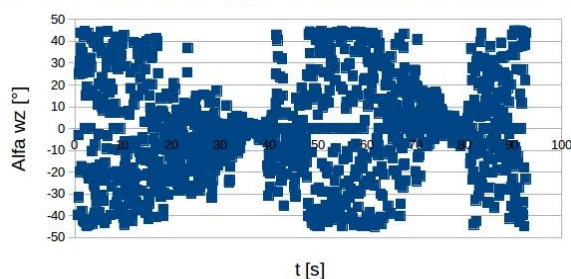


88. Ábra: Súlyterheléses mérés

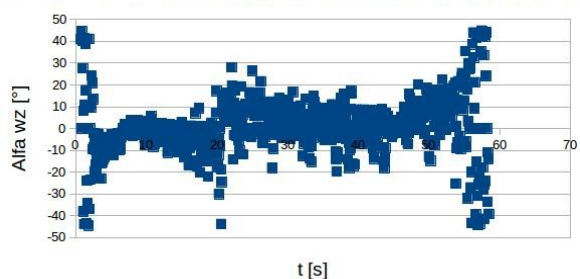
Az eredő szögsebesség z iránnyal bezárt szöge az idő függvényében:

Az eredő szögsebesség z iránnyal bezárt szögeit az idő függvényében vizsgálva az y iránnyal megegyező függvényeket kapunk. A teljes szakasz alatt háromszor veszi fel a az intervallum összes értékét és kétszer visszatér a nullához, ami azt jelent, hogy van két olyan pillanat a mozgás során, amikor a z irányú szögsebesség szinte megszűnik.

Az eredő szögsebesség z iránnyal bezárt szöge az idő függvényében Az eredő szögsebesség z iránnyal bezárt szöge az idő függvényében



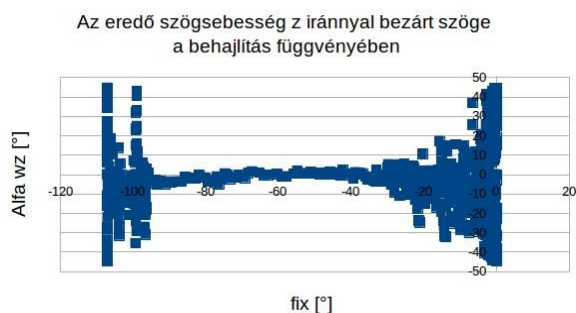
89. Ábra: Gumiizom modelles mérés



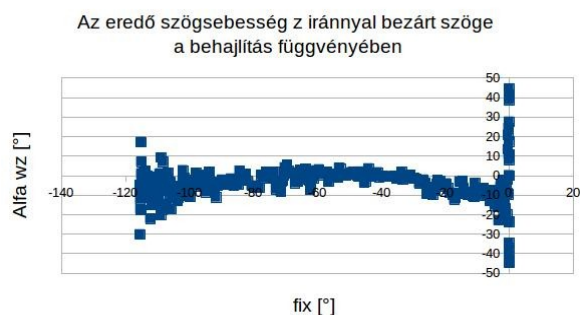
90. Ábra: Súlyterheléses mérés

Az eredő szögsebesség z iránnyal bezárt szöge a behajlítás függvényében:

Az eredő szögsebesség z iránnyal bezárt szögeit a behajlítás függvényében vizsgálva egy körülbelül $+5^\circ$ és -5° között változó ívet kapunk a behajlítás köztes szakaszán, míg a kezdeti és végső szakaszon a függvény itt is felveszi az intervallum összes értékét.



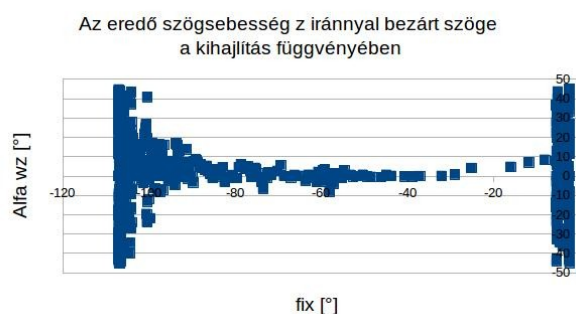
91. Ábra: Gumiizom modelles mérés



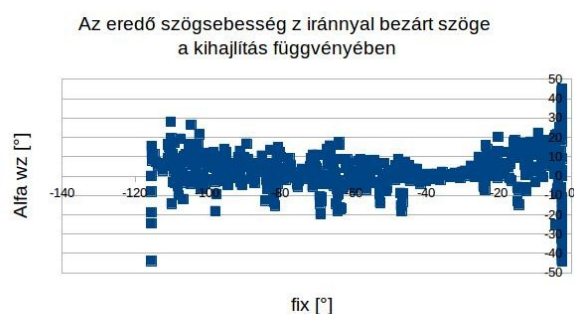
92. Ábra: Súlyterheléses mérés

Az eredő szögsebesség z iránnyal bezárt szöge a kihajlítás függvényében:

Az eredő szögsebesség z iránnyal bezárt szögeit a kihajlítás függvényében vizsgálva a behajlítás ellentétét kapjuk, az ív nem domború, hanem homorú jelleget vesz fel. A két végállapotban az értékek megint csak felveszik az egész skálát. A súlyterheléses mérés esetén itt megint nagyobb a szórás, mint a rugalmas terhelésű mérés esetén.



93. Ábra: Gumiizom modelles mérés



94. Ábra: Súlyterheléses mérés

5. Következtetéseim

Az idő függvényében vizsgálva kiderült, hogy a térd azonos mozgást végez a be- és a kihajlítás során. A sebességeket vizsgálva megállapítottam, hogy a behajlítás kezdetén, és a kihajlítás végén a lábszár sebessége megnő. Azonban a behajlítás függvényében vizsgálva megállapítottam, hogy a be- és a kihajlítás alatt más sebességeket vesznek fel a különböző pontokban. Ugyanúgy megállapítható, hogy a behajlítás kezdetén, és a kihajlítás végén megnő a sebesség, de ezek nem azonos behajlítási foknál történnek a be- és a kihajlítás során, valamint a mértékük is különböző. Ez arra enged következtetni, hogy a térd geometriájából fakadóan a benne lévő egyenetlenségek az egyik irányból nagyobb, míg a másiktól kisebb ellenállást jelentenek a mozgás során, és nem szimmetrikusak mindkét irányból.

Megállapítottam még, hogy a különböző terhelések hatására a be- és kihajlítás függvényei megváltoznak, még akkor is, ha jellegzetességeiket megtartják. Ez minél többfajta terhelés alatti vizsgálat szükségességét vonja maga után, hogy ezáltal egy átlagot számítsa, minél nagyobb közelítéssel tudjuk meghatározni azt a célfüggvényt, amit alkalmazva a legjobb térdgeometriát – és ezáltal a legjobb protézist - tudjuk létrehozni.

A sebesség illetve szögsebesség irányánál megállapítottam, hogy szinusz függvényhez hasonlóan változnak az idő függvényében, és lineárisan a be- és kihajlítás függvényében. A behajlítás kezdetén és végén, valamint a kihajlítás elején és végén elég nagy szórást mutatnak, köztük egyenletesen növekednek, vagy csökkennek. Ez arra enged következtetni, hogy a két végállapotban a sebesség olyan nagy mértékben lecsökken, így az irány szórása megnövekszik. A be- és a kihajlítás függvényei általában egymás ellentétei, így itt megállapíthatjuk, hogy a szögsebességeket a térdgeometria jelentősen nem befolyásolja. Azonban a különböző terhelések esetén itt is különböző, bár fő jellegüket tekintve megegyező függvényeket kapunk.

6. Továbblépési lehetőségek

A Polaris mérőberendezés a kapott adatokat nem nyers formában közli. Az eltolás koordinátái nyers adatok, azonban az elfordulás szögeit nem a környezeti koordináta-rendszerhez képes adja meg, hanem egymáshoz képest elforgatva. A forgatási mátrix az Euler szögekkel meghatározható. Ezekből a szögekből visszaszámolva megkaphatjuk a pontos koordinátákat, amelyek segítségével meg tudjuk állapítani a pontos eltolási és elfordulási mátrixot nem valamilyen külső koordináta-rendszerben, hanem csak és kizárólag a két csont egymáshoz viszonyított mozgása során.

A sebességviszonyokból következtethetünk az ideális protézis geometriájára, ugyanis ha egy olyan modellre tudunk hozni, amely ezeket a sebesség változásokat valamilyen kényszer hatására meg tudja valósítani, akkor nagy valószínűséggel megkapjuk azt a geometriát, amely a térd természetes mozgásához a legjobban alkalmazkodik, ezáltal a mozgás során fellépő ellenállások minimumra csökkenthetők, ezzel növelve a protézis élettartamát. Ehhez szükséges még más terhelésű méréseket is elvégezni, mivel az eredmények azt mutatják, hogy különböző mérések esetén különböző függvényeket kapunk. Ezeknek az átlaga fogja leginkább megközelíteni a tökéletes geometriát.

Hosszú távú célom egy megfelelő, anatómiai koordináta-rendszertől független koordináta-rendszer létrehozása, amely lehetővé teszi a térd behajlításakor a lábszár combcsontához képest történő mozgásának leírását. Ez megoldás lenne a most fennálló vizsgálati koordináta-rendszer kiválasztásának és az eredmények összehasonlíthatóságának problémájára.

7. Források

1. **Akalan et al. (2008)** - 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. **Baldwin et al. (2009)** - 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.
3. **Barrance et al. (2005)** - 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.
4. **Benoit et al. (2006)** - 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.
5. **Blankevoort és Huiskes (1996)** - BLANKEVOORT, L.; HUISKES, R. (1996): Validation of a three-dimensional model of the knee. In: Journal of Biomechanics, 29 (7) 955-961. p.
6. **Bull et al. (2008)** - 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.
7. **Cappello et al. (1997)** - 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.
8. **Cappozzo et al. (1995)** - 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.

9. **Freeman és Pinskerova (2005)** - FREEMAN, M.A.R.; PINSKEROVA, V. (2005): The movement of the normal tibio-femoral joint. In: Journal of Biomechanics, 38 (2) 197-208. p.
10. **Grood és Suntay (1983)** - 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.
11. **Hilal et al. (2002)** - 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.
12. **Iwaki et al. (2000)** - 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.
13. **Katona (2014)** – KATONA G. (2014): Az egészséges emberi térdízület kinematikájának leírása kísérletek alapján, doktori disszertáció, Gödöllő
14. **Leardini et al. (1999)** - 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.
15. **Lerner et al. (2003)** - 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.
16. **Marin et al. (2003)** - 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.
17. **McPherson et al. (2005)** - 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.
18. **Mesfar és Shirazi-Adl (2005)** - 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.
19. **Morton et al. (2007)** - 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.
20. **Most et al. (2004)** - 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.
 21. **Pennock és Clark (1990)** - 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.
 22. **Piazza és Cavanagh (2000)** - 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.
 23. **Testa et al. (2012)** - 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.
 24. **Wilson et al. (2000)** - 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.
 25. **Wretenberg et al. (2002)** - 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.
 26. **Zürcher et al. (2008)** - 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.
 27. **Polaris** : Northern Digital Inc., Waterloo, Ontario, Canada, NDI, 2014
 28. **Spider 8**: Hottinger Baldwin Messtechnik GmbH, Darmstadt, Germany, HBM, 2014