

TUDOMÁNYOS DIÁKKÖRI DOLGOZAT

TÉRDPROTÉZISEK ROTÁCIÓ SZERINTI MINŐSÍTÉSÉNEK ELSŐ LÉPÉSE

Készítette: **ANTAL VIKTÓRIA**
III. évf. hallgató

Témavezetők: **DR. M. CSIZMADIA BÉLA**
professor emeritus
BALASSA GÁBOR PÉTER
PhD hallgató



Gödöllő
2014

Tartalomjegyzék

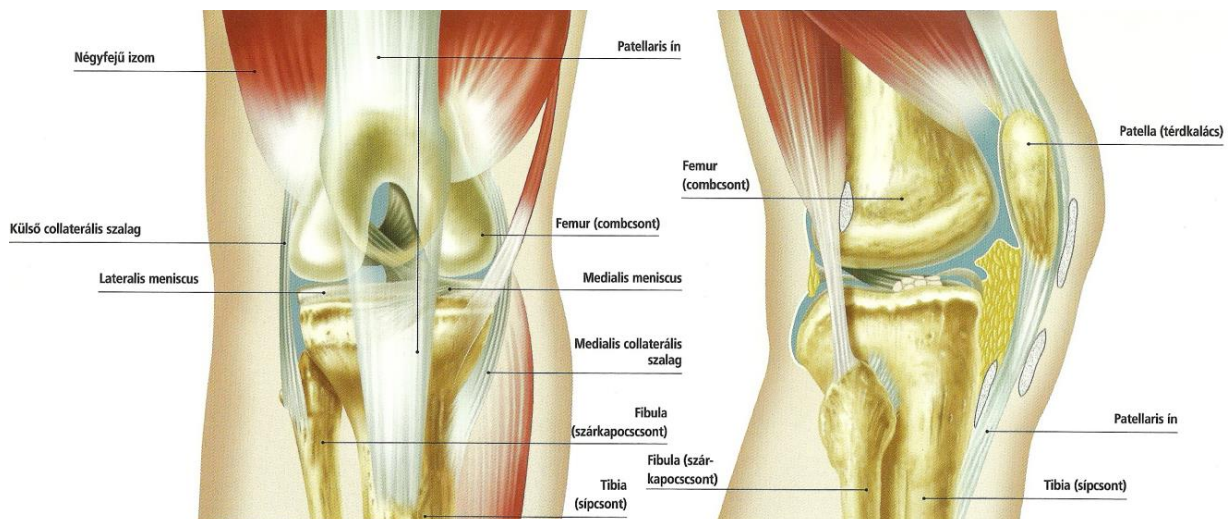
1	Bevezetés	2
1.1	Biomechanikáról	2
1.2	A térdízület fő alkotóelemei	2
1.2.1	A combcsont (femur)	2
1.2.2	A térdkalács (patella)	3
1.2.3	A sípcsont (tibia)	4
1.3	A probléma megfogalmazása, célkitűzés	5
2	Emberi térd mozgásának leírása	6
2.1	Kinematikai tengelyek.....	6
2.2	Térdízület kinematikája.....	7
2.3	Önkéntelen forgatás.....	8
2.4	Akaratlagos forgatás.....	9
2.5	A rotáció fontossága.....	9
2.6	Protézis beültetési faktorok	10
3	A protézis rotációjának meghatározási módszere	12
3.1	A vizsgált protézisek	12
3.2	Balassa Gábor féle vizsgálókészülék.....	13
4	Eredmények	16
4.1	Vizsgálókészülék hitelesítése	16
4.2	A rotációt meghatározó paraméterek.....	17
4.2.1	Paraméterek értéktartománya	17
4.2.2	Kísérleti terv.....	18
4.3	Mérések technikai háttere.....	19
4.4	Mérések végrehajtása	21
4.5	Mérési eredmények kiértékelése	22
4.5.1	A kiértékelés alapelve	22
4.5.2	Mérési eredmények	24
4.5.3	Az eredmények összefoglalása.....	25
5	Következtetések	27
6	Ábrajegyzék	28
7	Irodalomjegyzék	29
8	Mellékletek	29

1 Bevezetés

1.1 Biomechanikáról

A biomechanika – a legáltalánosabb értelmezés szerint – az élő szervezetek mechanikai viselkedését leíró tudomány. Egy viszonylag új tudományterület, amely az élő szervezetekkel foglalkozó kutatók és a műszaki szakemberek szoros együttműködésével művelhető.

Jelen esetben a biomechanika azon területét emelném ki, mely a térd kinematikai mozgásaival és a térdprotézissel foglalkozik. A térd nem más, mint egy megszakított csontösszeköttetés, ahol a két csont közötti kapcsolatot egy hártyaszerű ízületi tok, és a körülvevő ínszalagok alkotják. A térd mechanizmusa csukló-forgó ízület, mely három részből tevődik össze: a combcsont (femur), a lábszárcsont (tibia), illetve a térdkalács (patella). A térdízület felépítését az 1. ábra mutatja.



1. ábra: A térdízület felépítése (McMillan, 2011)

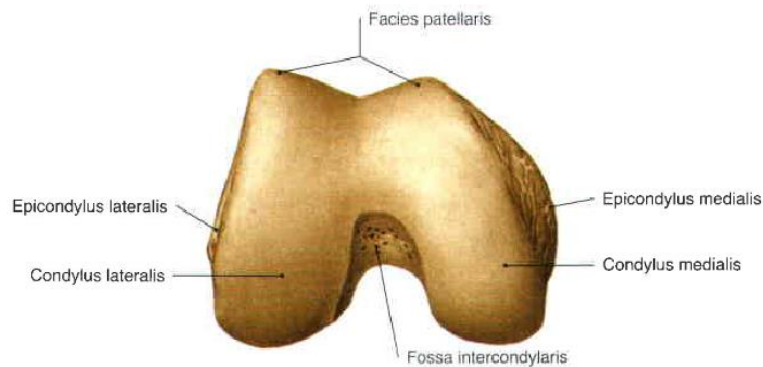
1.2 A térdízület fő alkotóelemei

1.2.1 A combcsont (femur)

A combcsont a comb csontos vázát alkotó csöves csont. Az emberi test leghosszabb és legerősebb csontja. Testet és két végdarabot különböztetünk meg rajta, felső és alsó végdarabot. Jelen esetben az alsó részét mutatom be részletesen, mivel az kapcsolódik a térd ízületéhez.

Az alsó része két nagy ízületi bűtyökben szélesedik ki, amelyek között elől az ugyancsak ízületi porccal bevont térdkalácsi felszín található. A két ízületi bűtyök (domború) hátul erősen kiemelkedik a combcsont testének síkjából. A hátulsó felszínen közöttük egy érdes, porc nélküli árok húzódik, az ízületi bűtyökök közötti árok. Az ízületi bűtyökök fölött, a csont

oldalsó szélein egy-egy érdes felületű kis dudor van. Ezek a külső (lateralis) és belső (medialis) térdudorok (Miltényi, 1980). Ezek anatómiai elhelyezkedését a 2. ábra mutatja.

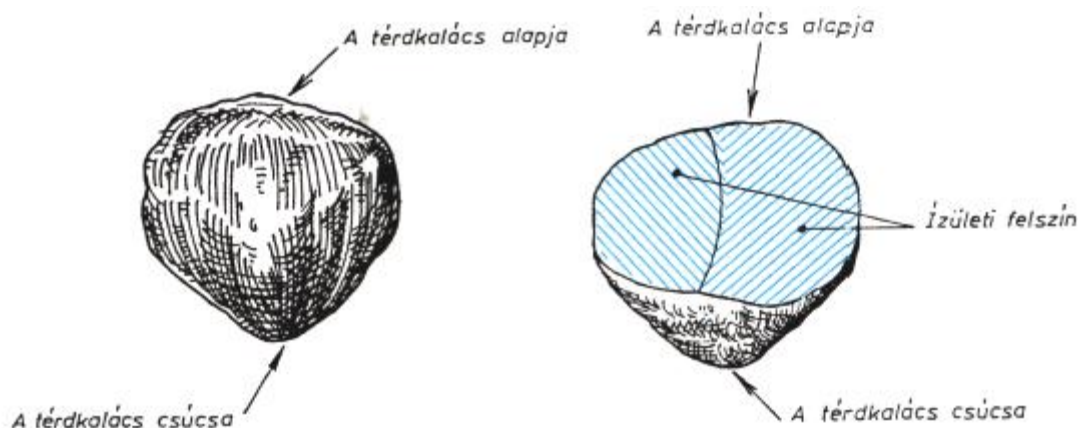


2. ábra: A combcsont alsó végrésze, jobb láb esetén (Putz et al., 2006)

A két condylus a nagyságuk és a formájuk alapján egyértelműen megkülönböztethetőek. A condylus lateralis elől szélesebb, mint hátul, a condylus medialis mindenhol egyenlő szélességű. Ebből adódóan nem egy, hanem számtalan transzverzális tengely képzelhető el, amely a térdízület gördülő-csúszó mozgásait is lehetővé teszi. A condylusok gördületi sugara az ízületi felszín közepe táján a legnagyobb. Ettől előre és hátrafelé a sugarak fokozatosan csökkennek (Platzer, 1996).

1.2.2 A térdkalács (patella)

Gesztenye alakú csont, a térd alkotásában vesz részt. Felső része szélesebb, itt találjuk a csont alapját (basis patelle), alsó része csúcsban (apex patelle) végződik. Elülső felszíne gömbölyű, érdes felületű. Hátsó felszínén egy vonallal két részre osztott, vastag üvegporccal borított ízületi felszín (3. ábra) van, amellyel a térdkalács a combcsonthoz kapcsolódik.



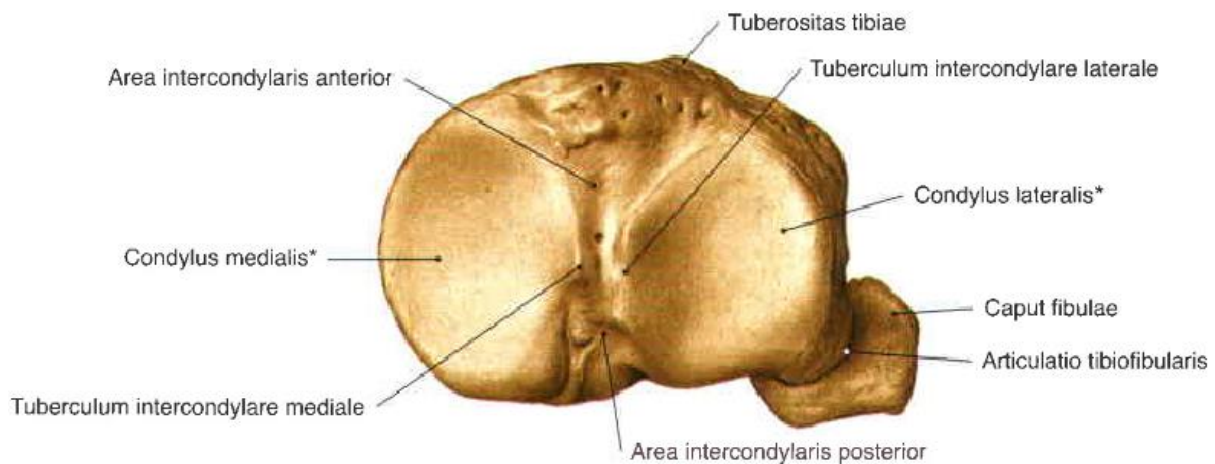
3. ábra: A térdkalács (Miltényi, 1980)

A patella kapcsán fontos megjegyeznünk, hogy a térdízület semleges szöghelyzetében, amikor a térdfesztők nem fejtenek ki húzóerőt, a patella a combcsont hornyában nyugszik, de azzal

nem érintkezik. A patella felső része a térd 10-20°-os flexiójánál lép érintkezésbe a combcsonti horonnyal. Ez a tény térdprotézisek vizsgálatánál (egyedi vizsgálóberendezések fejlesztésénél) fontos bemeneti paraméter lehet.

1.2.3 A sípcsont (tibia)

Hosszú, erős, páros csöves csont, ahol a kiterjedtebb tömegű proximális és a karcsúbb distális végdarabot különböztetünk meg. Jelen esetben csak a törzshöz közelebb eső (proximális) részt mutatom be, ugyanis a térdízület képzésében ez vesz részt. A proximális végrész oszlopszerűen szélesedik ki két condylussá, amelyek felszínét kettős üvegporc-réteg borítja. Itt is a femurhoz hasonlóan megkülönböztetünk laterális és mediális ízületi felszíneket (4. ábra). A kettős porcfelszín egymás felé tekintő oldalai lelapultak, és felfutnak a felszínek között kiemelkedő dombra. Ezt a dombot tulajdonképpen két gumó alkotja.



4. ábra A lábszárcsont felülnézete, jobb láb esetén (Putz et al., 2006)

A mediális és laterális ízületi büttyök tetején egy-egy enyhén homorú ízületi lap helyezkedik el, a combcsonttal való ízesülésre. A büttyök között egy kiemelkedést látunk, amelyet két kis gumó alkot. A kiemelkedés előtt és mögött két, ugyancsak kicsi porcmentes terület található, a térdízület belső szalagjainak tapadási helyei. Az elülső él kezdetén tapintható a sípcsont érdessége, amely a négyfejű combfeszítő izom tapadási helye (Andrónyi Kristóf).

A tibia ízfelszíne előről hátrafelé lejt, mintegy 5-7 fokban (Szendrői, 2009). Ennek az a jelentősége, hogy hajlított térdel történő előrelépés esetén a femur condylusok kevésbé tudnak előrecsúszni a tibiaplatón. Más szerzők szerint (Platzer, 1996) ez a hátrahajlás mintegy 4-6°.

1.3 A probléma megfogalmazása, célkitűzés

A XXI. század egyik nagy ortopédiai problémája az emberi ízületekben levő porcszövet kopása, amely idővel kezelésre szorul. Az ízületekben a csontok egymáshoz viszonyított súrlódás és kopásmentes elmozdulását az íz felszíneket borító tükörporc és az ízületi folyadék biztosítja. A kor előrehaladtával romlik tribológiai tulajdonságuk, ami a felszínek kopásához vezethet. Gyógyíthatatlan megbetegedés esetén teljes porcpótlásos térdprotézis (TKR) beültetése válhat szükségessé.

A mai térdprotézisek nem valósítják meg az emberi térd valós mozgását, illetve a protézis beültetés megváltoztatja a térdízület kinematikáját (Ostermeier et al., 2004), így egy az emberi térd mozgását leképező térdprotézis megalkotásához elengedhetetlen a térdmozgások pontosabb megismerésére. Dolgozatomban az emberi térdízület vizsgálatát emelném ki, ugyanis kutatócsoport évek óta foglalkozik a térdízület mozgásvizsgálatával.

Ennek vizsgálata érdekében a Szent István Egyetem Biomechanikai Kutatócsoportja egy kísérleti mérőberendezést hozott létre. A térdízületet alkotó, egymáson elmozduló combcsontfej és lábszárcsontfej geometriája nem hengerfelszínt alkot, hanem folyamatosan változó görbületes sugárral rendelkező felületet képez. Ezek geometriája határozza meg a lábszár combcsontához viszonyított mozgását egy térdbehajlítás során.

A térd mozgását alapvetően három jellemző írja le: hajlítás (flexió), lábszártengely körüli elfordulás (rotáció) és oldalirányú kitérés (abdukció).

A mai protézisek legnagyobb százaléka csak a behajlítást teszi lehetővé, a másik két fent említett mozgásformára nincs lehetőség. Ezekből adódóan nincs minősítési módszer sem arra vonatkozóan, mik a jó protézis feltételei.

A Mechanika Tanszéken működő kutatócsoportban a térdprotézisek minősítésére vonatkozóan egy minősítési módszer kidolgozása van folyamatban. Balassa Gábor PhD hallgató TDK dolgozatait ebben a témakörben írta. A rotáció-flexió minősítéshez kialakított vizsgáló berendezés jól működik, ugyanakkor a mérési pontosságának növelése szükséges feltétel.

A rotáció nagysága csupán 10-12°, ezért a pontos mérés fokozott igény. Munkám során a készülék folyamatos javításába kapcsolódtam bele. Felmértem azokat a hibaokozó tényezőket, amelyek a pontosságot rontják és ezeket kijavítva elvégeztem a méréseket. Méréseim során 5 protézist vizsgáltam, három vizsgálati faktorral, amelynek beállítási paramétereit a későbbiekben ismertetni fogom.

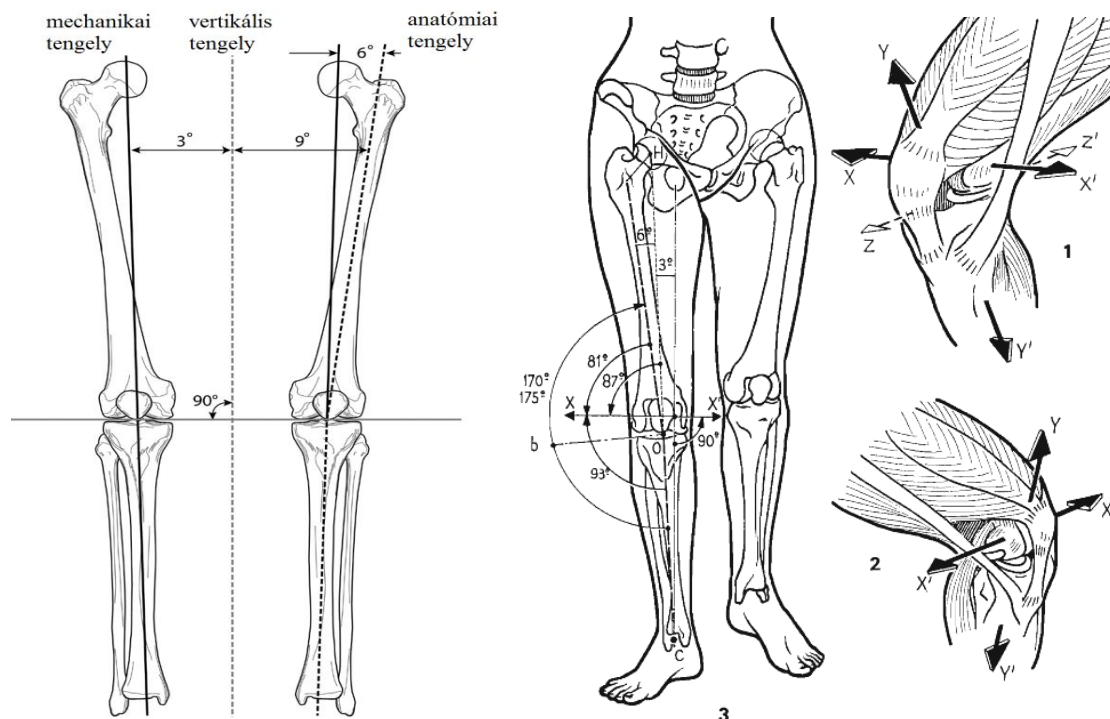
2 Emberi térd mozgásának leírása

2.1 Kinematikai tengelyek

Az ízületek mozgáslehetőségein túl nagy jelentősége van az ízesülő csontok egymáshoz viszonyított helyzetének és az általuk kialakított végtagtengelyeknek. Mind az alsó, mind a felső végtagokon megkülönböztetünk anatómiai és konstrukciós (mechanikai) tengelyeket.

Katona Gábor és Balassa Gábor is mechanikai tengelyek szerinti koordinátarendszerben végezte méréseit, így azok összehasonlíthatóak.

A femur és a tibia hossztengelye frontális síkban (anatómiai tengely) átlagosan 6° -os laterális irányú nyitást mutat, tehát a femur anatómiai tengelye a tibia mechanikai tengelyéhez képest 6° -os szögben áll (5. ábra). Tibia esetében pedig 3° -os varus (kifelé hajló) tengelyállást tekintünk normál állapotnak, ami a vertikális tengelyhez viszonyított dőlést adja meg (Pickering et al., 2012, Szendrői, 2009). Látható, hogy a mechanikai tengely a függőlegessel (vertikális tengely) 3° -os szöget zár be, laterális irányba dől. Tibia esetén a mechanikai tengely és az anatómiai tengely egy egyenesbe esik. A mechanikai tengely (HOC egyenes) a combcsont fejének központjából kiindulva a térdízület közepén át a bokavilla középpontján halad keresztül.



5. ábra A térdízület mechanikai és anatómiai tengelyei (Pickering et al., 2012; Kapandji, 1987)

A frontális síkban elhelyezett XX' tengely horizontálisan mutatja a femur condylust. E tengely körül az oldalirányú síkban történik a lábszár hajlítása és nyújtása.

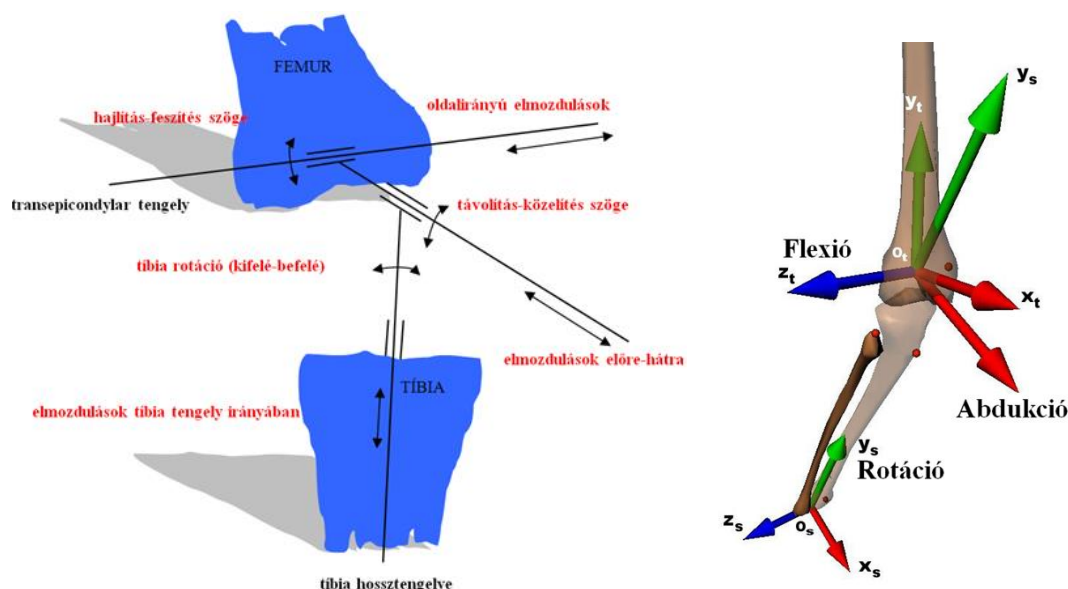
A térdízület kissé excentrikusan helyezkedik el, ennek következménye, hogy a laterális femur condylus kissé laposabb, a mediális nagyobb. A terhelés tengelye azonban a combfejet, térdízület közepét és a bokafejet összekötő egyenes vonalon halad át, tehát a térdízület medialis és lateralis részének terhelése normális körülmények között azonos.

A tengelyek pontos definiálása problematikus, térdprotézis beültetések során is többféle módszer kínálkozik a meghatározásukra, amelyet a „Protézis beültetési faktorok” fejezetben mutatok be.

2.2 Térdízület kinematikája

A korábban említett térdmozgásokat a következőkben részletesen ismertetem.

Ez a mozgást az 6. ábra mutatja, amely három jellemzővel írható le: hajlítás (flexió), lábszártengely körüli elfordulás (rotáció) és oldalirányú kitérés (abdukció).



6. ábra A térd 3 hengeres kinematikai modellje (Bíró et al., 2008), (s.n.)

A térdízület bonyolult szerkezeti felépítéséből adódóan mozgása is bonyolult elemekből épül fel. Mint minden ízület mozgási lehetőségeinek bemutatása során, a térdízületet is először egy ízületi osztályba szükséges sorolni. Számos irodalom (Miltényi, 1980; Demay et al., 1995) a térdízületet a könyök ízülettel említi együtt, egyszerűsítve hengeres ízületként kezelik. Ez már csak azért sem lehetséges, mert a térdízületi condylusok nem egyforma görbülettel rendelkeznek. Miltényi szerint a térdízületben az erős külső és belső szalagok csak kétirányú mozgásra, hajlításra – feszítésre és kevés forgó mozgásra adnak lehetőséget. A hajlítás és feszítés (elsődleges mozgás) közel transversalis tengely körül történik. Valójában a térdízület egy 6 szabadságfokú rendszer, a következő mozgáslehetőségekkel:

- hajlítás (flexio) / nyújtás (extensio)
- közelítés (adductio) / távolítás (abductio)
- kifelé / befelé forgatás (rotatio)
- elülső (anterior) / hátulsó (posterior) elmozdulás
- mediális / laterális elmozdulás
- összenyomódás / eltávolodás

A térdmozgás normál esetben nyújtott lábbal indul, amely 0°-os flexió esetén a tibia és a femur tengelyei a szagitális síkban egytengelyűek. Az aktív flexiós tartomány megközelítőleg 160°, illetve a passzív flexió értéke maximálisan 160° lehet. Fiatal korban úgynevezett túlfeszítés (hyperextensio) -5 – -10° flexió lehetséges. Hajlítás és feszítés esetén a combcsont két ízületi bűtyke – egy közös tengely körül – együtt mozog. Mozgástengelyük a két térdudor alatt, az alsó végtag konstrukciós tengelyére merőlegesen húzódó ún. haránttengely. Hajlításnál az ízületi fej kisebb sugarú, feszítésnél nagyobb sugarú része kerül az ízületi árokba (az előbbieken ismertetett változó sugarú hengerfelszín kialakítás miatt), vagyis mozgás közben a pillanatnyi forgástengely helyzete és szöge változik. Bíró et al., 2008 a 6 szabadságfokú ízületnek megfelelően egy 3 hengeres kinematikai modellt hozott létre (6. ábra). A 6 szabadságfoknak megfelelően a modell 3 rotációs és 3 translációs mozgást ismertet. A modell alkalmas az ábrán pirossal jelölt (mozgás közbeni) változó mennyiségek meghatározására. E mennyiségeket a hajlítás-feszítés szöge függvényében célszerű ábrázolni. Továbbiakban a kutatómunkám szempontjából egyik legfontosabb térdmozgást ismertetem, az ízületben létrejövő rotációt. Két típusát különböztetjük meg: az önkéntelen forgatást és a szándékosat.

2.3 Önkéntelen forgatás

Az önkéntelen forgatás, más néven kezdeti (flexió esetén) és végrotatio (extensio esetén) nem izomműködés eredménye (Miltényi, 1980). A hajlító mozgások elején és a feszítő mozgások végén keletkezik kb. 5°-nyi ellentétes irányú forgás, melyet az ízületi felszínek és az ízületi szalagok felépítésbeli sajátosságai eredményeznek. Ennek az anatómiai oka, hogy a combcsont belső ízületi bűtyke kb. 20 mm-el hosszabb, mint a külső, görbületi síkjaik között is lényeges különbség van. Ugyanakkor az elülső keresztszalag is rövidebb, mint a hátsó. Más szerzők szerint (Szendrői, 2009) az ép térdízületben a nyújtás (extensio) végén csekély, kb. 10°-os passzív végrotáció következik be, kifelé. Ebben a helyzetben a passzív stabilizátorok feszülnek, az aktívak (izmok) ellazulnak. Tehát nyújtott helyzetben való álláshoz nem szükséges különösebb izommunka, ilyenkor az ízület stabil (úgynevezett „screw home – haza

érkezés” mechanizmus) (Szendrői, 2009; Standring, 2008). A condylus mediálisnak van még egy járulékos verticalis tengely körüli görbülete, az úgynevezett rotációs görbület ami ugyancsak a rotáció létrejöttét segíti elő. A szerző szerint (Platzer, 1996) a kezdeti és végrotációt az elülső keresztszalag (LCA) váltja ki, a condylus femoralis formája ehhez hozzájárul, és a tractus iliotibialis is ezt elősegíti. A lábszár kényszerforgásának tengelye merőleges a hajlítás és feszítés haránttengelyére, és a combcsont külső ízületi büttykén halad keresztül. A mozgások alkalmával a sípcsont külső ízületi büttyke forog, a sípcsont belső ízületi büttyke pedig ívszerű mozgásokat végez. A térd hajlítása ezért a lábszár kisfokú befelé forgatásával kezdődik, ugyanakkor a térd feszítése a lábszár kisfokú kifelé forgatásával végződik. A végrotáció kapcsán fontos megjegyezni, hogy lengő láb esetén a végrotáció a tibia kifelé rotációjában nyilvánul meg, álló lábon pedig a femur befelé rotációjában (kb. 5°).

2.4 Akaratlagos forgatás

Az akaratlagos forgató mozgás csak hajlított térdízület mellett mehet végbe, ilyenkor lazulnak el az oldalszalagok kellően. Az akaratos forgatás mozgástengelye a combcsont belső ízületi büttykén halad keresztül, merőlegesen a hajlítás és feszítés tengelyére. A kifelé forgatást az oldalszalagok és a ferde térdhajlati szalagok feszülése akadályozza, a befelé forgatást a keresztszalagok felcsavarodása. Akaratlagos mozgás esetén a térdet felépítő bonyolult rendszer kb. 20 °-os berotációt és kb. 40°-os kirotációt biztosít 90 fokban hajlított térd esetében. Számos szerző megerősíti, hogy a térdízület akaratlagos rotációját csak az egyidejűleg ellazult kollaterális szalagok biztosítják hajlított térd esetén (Platzer, 1996). Platzer szerint a befelé rotáció esetén a keresztszalagok egymásra tekerednek, így akadályozva a további rotációt. Kifelé rotációban ezek egymásról letekerednek. A rotáció maximális terjedelme 45-60° közé tehető. Tehát a flexióbeli rotációt a keresztszalagok koordinálják. Az ízületekről általánosságban elmondhatóak, hogy a csontok végzik a tartófunkciót és nagyrészt kijelölik a mozgáspályát, az ízületet az izmok működtetik (motor funkció) az inakon keresztül és ehhez a szalagok tartják össze az ízesülő csontvégeket (Szendrői, 2009).

2.5 A rotáció fontossága

Láthattuk, hogy a kinematikai mozgások közül a rotációnak igen nagy szerepe van. Mind a természetes térd mozgása közben, mind a protézis által biztosított mozgás létrejöttékor. A megfelelő rotáció létrehozása növeli a protézis jóságát. A protézisen mért eredményeket össze kell vetnünk a cadaver térdeken mért eredményekkel. A térdprotézis vizsgálóberendezés célja,

hogyan a mérések során egy adott protézisre vonatkozóan el tudjam készíteni a protézis rotáció-flexió diagramját. Akkor jó a protézis, hogyha a mérési eredmények megegyeznek a cadaver térden mértékkel.

2.6 Protézis beültetési faktorok

A következőkben a „lego” rendszerű, bikondiláris térdprotézisek beültetési folyamatát mutatom be két protézis gyártó cég beültetési utasításai alapján, valamint személyes orvos kapcsolati tapasztalatból (Andrónyi Kristóf, Rudner Ervin) nyert tapasztalatokat ismertetek. Csak a főbb lépéseket emelem ki, amelyek a térdprotézisek vizsgálata során fontos tényezők lehetnek.

1. Lépés a beültetés során:

A femur felület vágásának elvégzése (a 7. ábra szerint). Ehhez először az operáló orvos a femur velőűrjébe egy célzó rudat vezet (1), amihez a szögbeállító skálával ellátott vágóablont helyezi (5). Ennek a lépésnek az a szerepe, hogy a térdprotézist a femur mechanikai tengelyéhez állítsák be (azzal 90° -ot zárjon be). Mivel a műtét során csak a velőűr (anatómiai tengely) ismert, így szükséges a szögbeállító egység, annak érdekében, hogy a vágás síkjára merőleges átmenjen a combfej középpontján. A Sanatmetal cég javaslata alapján itt általában 5° a kívánt beállítás. A mechanikai tengely megkeresése combkörzessel is megkereshető (Andrónyi Kristóf), ugyanis a gömbfej középpontján megy át a tengely.

A szakirodalom ezt a lépést úgy nevezi, hogy a femorális komponens valgításának a beállítása.

Ez a quadriceps hatásvonalát is kijelöli, ugyanis a quadriceps némi közelítéssel de femur anatómiai tengely irányú (Andrónyi Kristóf). **Így a quadriceps a protézishez képest olyan szöget zár be, mint amekkora a felület vágás döntési szöge.**



7. ábra Femur disztális rezekció (Biotech)

2. Lépés a beültetés során:

A femorális komponens kirotaiójának (femorális komponenes mechanikai tengely körüli forgatása laterális irányba) beállítása. A beültetési leírások eltérő szögértékeket adnak meg a

kirotációra vonatkozóan. A kirotáció annyit jelent, hogy a protézis a femorális komponense a mechanikai tengely körül milyen mértékben van laterális irányba elforgatva. A Sanatmetal beültetési leírása 3°-ot javasol varus térdekhez.



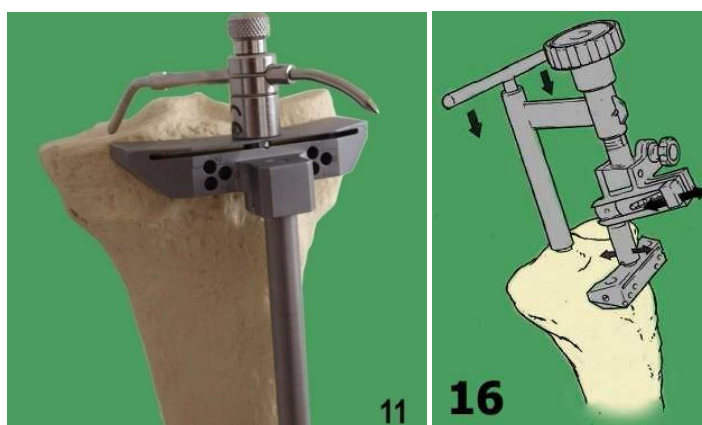
8. ábra Femur kirotáció beállítása (Biotech)

A Biotech leírása 3-5° közötti tartományt jelöl meg (8. ábra).

A kirotáció megfelelő beállítása a műtött személy stabilabb állását biztosítja (Andrónyi Kristóf).

3. Lépés a beültetés során:

A femorális komponens beültetése után a következő lépés a tibiális komponens beültetése. Az operáló orvos a vágósablon megfelelő pozicionálásához használhat úgynevezett intramedulláris (velőúron belüli) (9. ábra/16) vagy extramedulláris (velőúron kívüli/11) célzó rendszert. Természetesen a velőúri jobb pozicionálást biztosít.

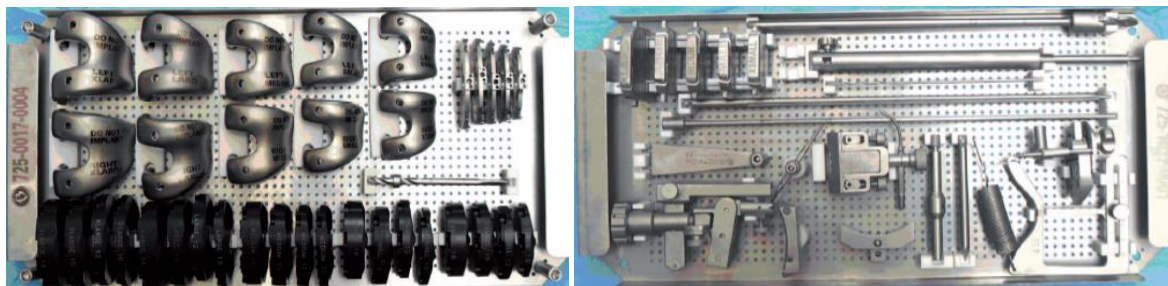


9. ábra A tibia proximális rezekciója (Biotech)

A beültetési protokollok a tibiális vágás szögére eltérő értékeket adnak meg. A Biotech javaslata 4,5°; 7°; 10° vagy ezek között tetszőleges szögtartomány, amelyet beállítva a tibia hátrahajlása hozható létre. A Sanatmetal javaslata 7° vagy 0° és 10° között tetszőlegesen.

A patellára vonatkozó módosítás kapcsán megoszlanak az orvos csoportok véleményei. Van, aki azt vallja, hogy a protézis beültetési készletben szereplő polimer csúszófelületre kicseréli a

patelláris ízfelszín, mások csak a károsodott patelláris felületrészt távolítják el, és a beteg saját módosítás nélküli patelláját hagyják továbbra is.



10. ábra Protézis beültető moduláris készlet (Biotech)

10. ábra szemlélteti a többször említett moduláris beültető készletet.

Láthatjuk, hogy a gyártók se adnak meg egzakt beültetési paramétereket, így ezen jellemzők a kinematikára gyakorolt hatásának vizsgálata új eredményeket nyújthat.

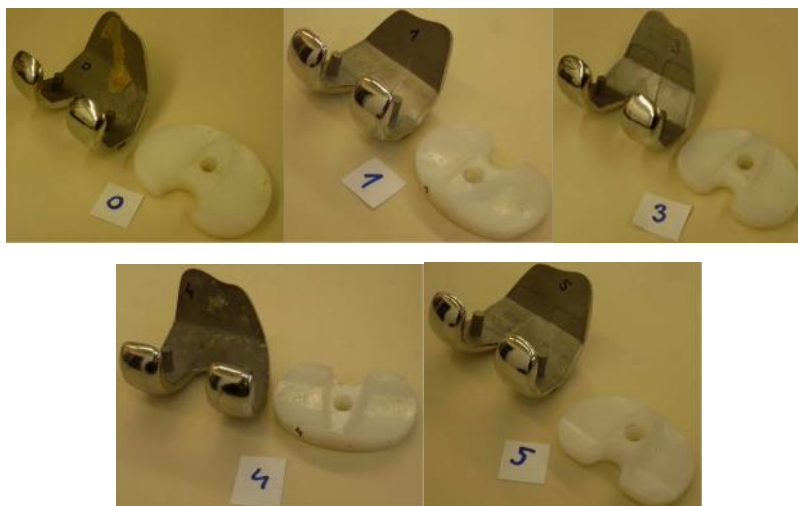
3 A protézis rotációjának meghatározási módszere

3.1 A vizsgált protézisek

A vizsgált protézisek jellemző adatait az 1. táblázat összegzi, illetve magukat a protéziseket a 11. ábra mutatja. Egyféle gyártó protéziseit vizsgáltam, jobb és bal, és hátsó keresztszalag megtartó kivitelben. Különböző korú és nemű egyénekből kioperált darabokon hajtottam végre a méréseket, akiknél szükségessé vált a beültetett protézis cseréje, rendszerint protézis kilazulás miatt.

1. táblázat A vizsgált protézisek

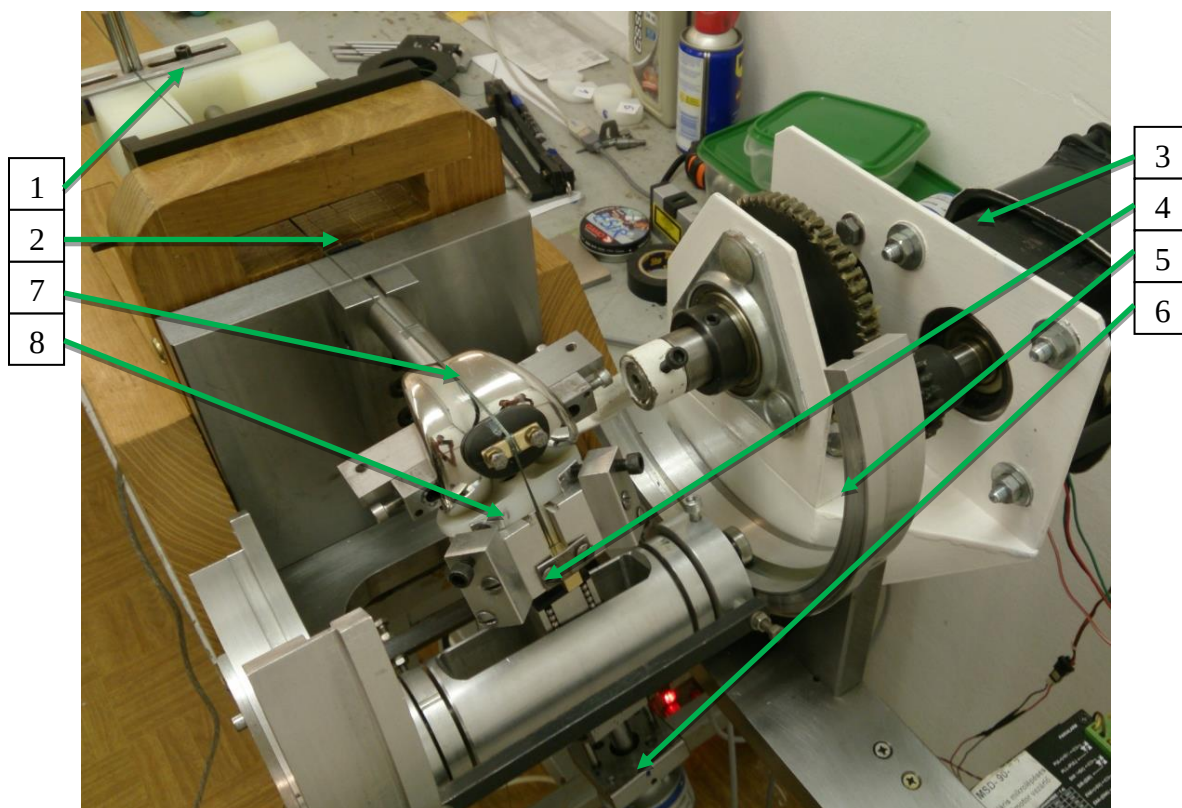
Jel	Gyártó	Femur méret	Tibia méret	Femur felirat	Tibia felirat	Láb	Típus
0	Biotech	L-Large	XLGE 12	KA 0017 12-00-74	-	bal	keresztszalag megtartó
1	Biotech	Medium Right B140	B105 M10	051-1311-3070	-	jobb	keresztszalag megtartó
3	Biotech	B102 XL-L	B106 L10	51-1712-5078	-	bal	keresztszalag megtartó
4	Biotech	M-Large	MED 10	KA 0432 12-00-70	-	bal	keresztszalag megtartó
5	Biotech	Medium Right B146	B104 S10	051-1311-3070	-	jobb	keresztszalag megtartó



11. ábra A vizsgált térdprotézisek

3.2 Balassa Gábor féle vizsgálókészülék

Balassa Gábor doktorandusz hallgató 2009-ben kezdte el munkáját a Szent István Egyetem Biomechanika Kutatócsoportjában. Az általa fejlesztett készülék két fő részegységre tagolható: a protézisvizsgáló részre, illetve a protézis mozgását végző mozgató mechanizmusra. Az egész a cadaver térdvizsgáló berendezés részeként került megtervezésre és legyártásra.

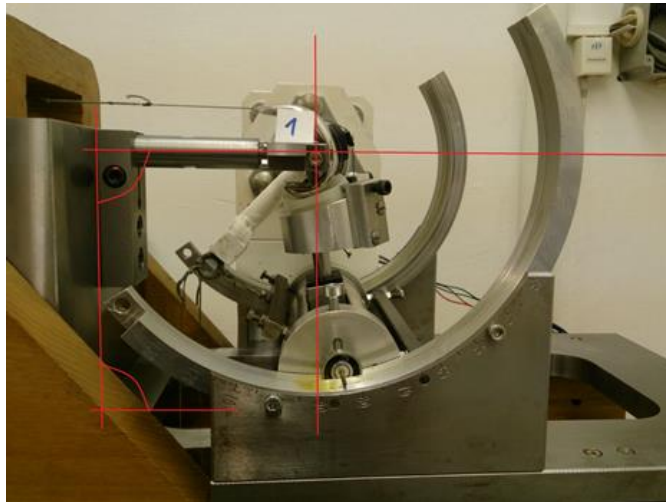


12. ábra A vizsgálókészülék részei

A vizsgálókészülék elemei:

1. Quadriceps erő hatásvonal beállítás
2. Quadriceps ín modell
3. Léptetőmotor és fogaskerék áttétel
4. Lineáris csapágyazás
5. T keresztmetszetű vezetőpálya ($-10^\circ - +120^\circ$ flexiós tartomány)
6. Digitális rotáció és flexió rögzítés forgásenkóderekkel
7. Femur rögzítése
8. Tibia rögzítése

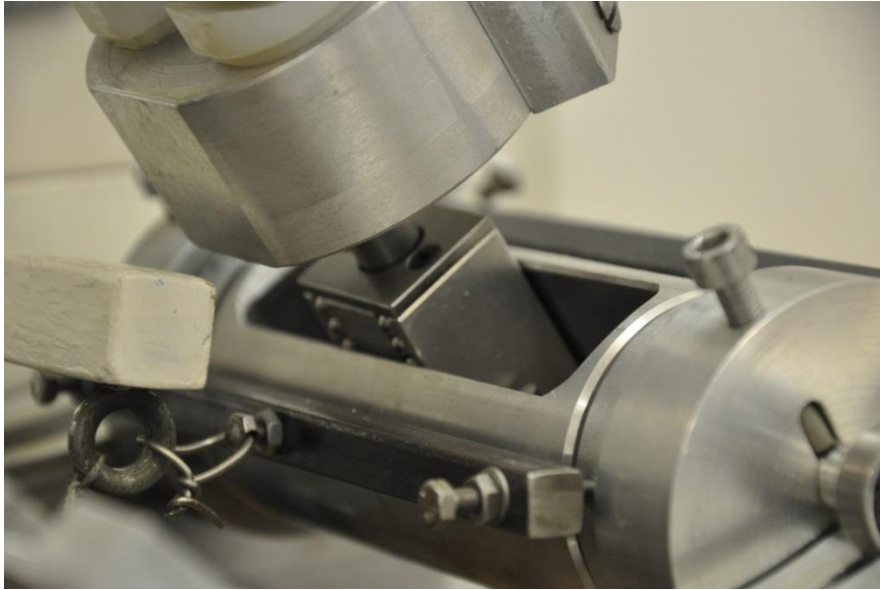
A vizsgáló rész acélból készült a megfelelő merevség biztosítására. Kialakítását tekintve szimmetrikus berendezés, kétoldali vezetőpályával (13. ábra) van ellátva. A pálya szükségessége a folyamatos terhelésvitellel, és a protézis összetartásával indokolható.



13. ábra A vázszerkezet kialakítása

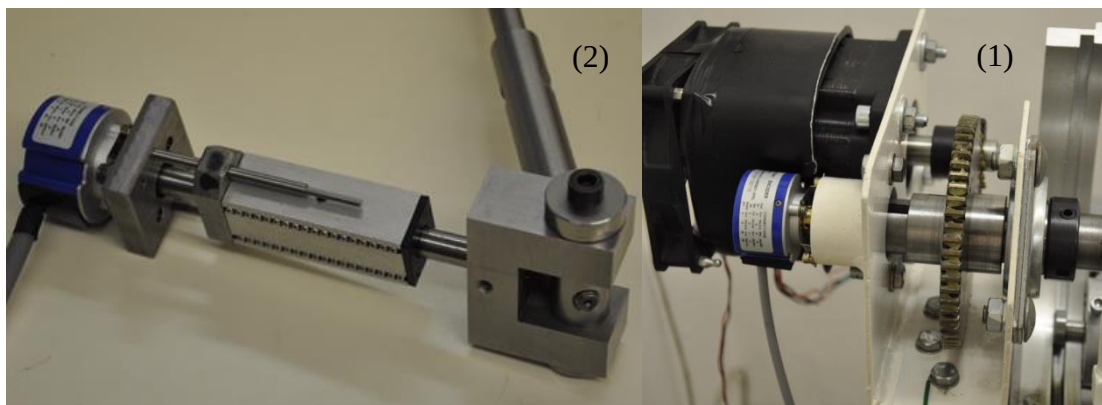
A protézis lábszárcsonti komponenséhez kapcsolódik a rotációt mérő tengely, így az a lábszárcsont modellje. Fontos megjegyezni, hogy a méréseket ugyanabban – korábban említett – az anatómiaiailag meghatározott koordináta-rendszerben kell létrehozni, ezért is lett a protézis vizsgáló berendezés a cadaver térd vizsgáló berendezés részeként megépítve. A behajlító mozgást egy léptető motor hozza létre. A készülék legelső verziójánál a mozgatus egyszerű súlyterheléssel lett megoldva. Ezzel az eljárással 60° -os flexiós tartományig lehetett vizsgálatokat végezni. Később azonban felmerült az igény a protézisek megközelítőleg teljes, 120° -os flexiós tartományig történő vizsgálatára. A léptetőmotor tartónyomatéka eredetileg 11Nm volt, de ez egy fogaskerék kapcsolattal (15. ábra) háromszorosára lett növelve, így 400N-os quadriceps előterhelés is megvalósítható a protézis teljes flexiójához. A másik vizsgálandó kérdés a léptető motor folytonossága, ugyanis a jelenlegi mozgás akadozó, nem

folytonos. A terhelést egy, a cadaver térdeknél is alkalmazott gumi izommodell biztosítja, a mozgatót pedig egy adott irányú, a lábszárcsonk végén működtetett erőhatás hozza létre. A protézishez két tengely rögzül, melyek a femurt és a tibiát helyettesítik. A lineáris elmozdulást egy tűgörgőzött közbenső alkatrész teszi lehetővé, amit a 14. ábra mutat. A minősítő berendezésen a lábszárat modellező rúdnak szabad a mozgása. Erre azért van szükség, mert az adott mozgásfajtánál a lábszár mozgását csak a combizom, az önsúly és a térdízület ízfelszínei határozzák meg.



14. ábra A szabad mozgást biztosító megvezető pálya és lineáris csapágyazás

Az analóg leolvasási mód számos hibát rejtett magában, valamint nem volt tized vagy század pontosságú. Az enkóderek segítségével digitális leolvasás és adatbevitel valósulhat meg. A számítógépbe bevitt adatok (flexió, rotáció) azonos időben történnek, így pontosan meghatározható az adott időpontban a protézis mozgása. Másik előnye, hogy 2000 impulzust ad ki egy körbefordulás során. Ez azt jelenti, hogy $0,18^\circ$ fokenként lehet mérni a rotációt és a flexiót is. Az ábra mutatja a kalibráló egységet a két mérőtengellyel és a rotációt mérő enkóderrel felszerelve (15. ábra). A jobboldali ábrán látható a fogaskerék-hajtás, és a hajtott tengelyre felszerelt forgásjeladó. A megoldásnak köszönhetően biztosan a pontos behajlítási értéket mérhetjük.



15. ábra A flexió(1) és a rotáció(2) méréséhez felszerelt enkóderek

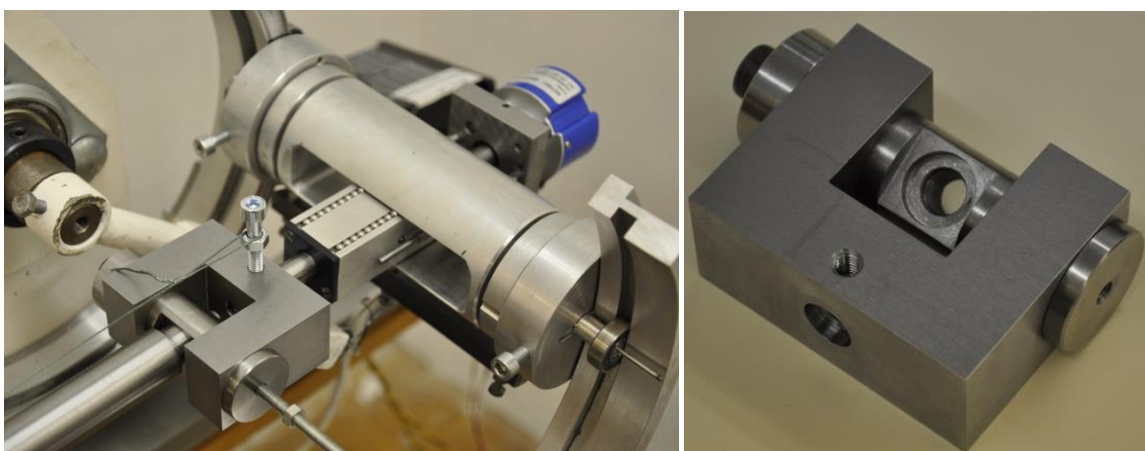
A quadriceps ín modellt egy állítható csúszka segítségével tudtam rögzíteni a megfelelő pozícióba, ezt az értéket majd a 4.2.1 pontban ismertetem részletesen.

A megvalósított mérőberendezés alkalmas különböző méretű, gyártmányú, valamint keresztszalag megtartó, ill. pótló protézisek minősítésére is.

4 Eredmények

4.1 Vizsgálókészülék hitelesítése

A készülék folyamatos fejlesztés alatt állt, amelyet Balassa Gábor végzett. Ehhez a munkához csatlakoztam és segítettem. A pontosság növelése és a mérések egyszerűsítése érdekében számos átalakítás történt. Létezik egy készülék-kalibráló rendszer, amely a gyártási hibákat és a készülék pontatlanságot hivatott kiküszöbölni. A kísérleti mérések megkezdése előtt, mind a régi mind az új konstrukció esetén először a készülék beállítását kellett elvégezni. A kalibrálás tulajdonképpen a készülék nullázása, amely segítségével a készülék protézis nélkül alaphelyzetbe állítható.



16. ábra A kalibrációs eszköz és készülék nullázása

A 16. ábra mutatja kalibrációs eszközt külön és a készülékbe beszerelve. A képen látható módon a behajlítás során a zsanér (a zsanér elemeinek egytengelyűségi pontossága: 0,005mm) nulla rotációt biztosít.

4.2 A rotációt meghatározó paraméterek

A rotációt egyrészt a tibia plató geometriája határozza meg. Ez általában a gyakorlatban használt protéziseknél, szimmetrikus, ugyanakkor egyéb tényezők is hatással vannak a rotációra. A 2.6-os fejezetben említettek szerint ezek a femur kirotációja (α), tibia plató döntése (β), és a quadriceps hatásvonalának iránya (γ). Az irodalom áttekintéséből tapasztaltam, hogy ezek viszonylag széles határok között változnak. A protézisgyártók ajánlása és a műtő orvos tapasztalata határozza meg az értékeiket. Ezeknek, tudományosan megalapozott, matematikai összefüggésekkel leírható függvénykapcsolata nincs a rotációval. Az előbb említett két szempont alapján, orvosokkal konzultálva határoztam meg azt a tartományt, amelyen belül ezeknek a paramétereknek a hatását elemezzük a rotációra.

4.2.1 Paraméterek értéktartománya

A Kutatócsoport régóta dolgozik együtt Dr. Andrónyi Kristóf szakorvos-jelölttel. Az Uzsoki kórház munkatársa, ahol Sanatmetal cég által gyártott protéziseket ültetnek be. Elsősorban vele egyeztettem és következő eredményeket határoztuk meg:

A femur kirotációja laterális irányba az alábbi értékek között mozogjon:

$$3^{\circ} \pm 5^{\circ} = -2; +8$$

$$3^{\circ} \pm 7^{\circ} = -4; +10$$

Quadriceps húzás iránya laterális irányba:

$$5^{\circ} \pm 5^{\circ}$$

Tehát 0° és 10° , így a középérték 5°

Tibia plató hátrahajlás (általánosan használt érték):

$$7^{\circ}$$

A kutatócsoport kapcsolatot tart fenn egy másik orvossal, Dr. Rudner Ervinnel, aki a szolnoki MÁV kórház főigazgató főorvosa. Tőle kaptam az öt vizsgált Biotech gyártmányú protézist. A vizsgálati paramétereket alapvetően a beültetési paraméterekre alapoztam, amit a protézis beültetési leírása is megad. Ezen túl vele egyeztettem, és így született meg a három végleges paraméter, és azok vizsgálati tartománya. A méréseket ezzel végeztem, amelyek szűkebbek mint az előbbi határok, ha ezek sikeresnek bizonyulnak, érdemes elvégezni a méréseket az

Andrónyi Kristóf által javasolt paraméterekkel is. A végleges kísérleti paramétereket a 4.2.2 fejezetben mutatom be.

4.2.2 Kísérleti terv

A mérések megkezdése előtt egy kísérleti tervet készítettem. Ezt a teljes faktoriális kísérlet tervezési módszer alapján határoztam meg (Csorba László, 1998). Ennek a kísérleti tervnek a lényege az, hogy egy olyan matematikai modellt alkalmaz, amely változóiban lineáris függvénnyel közelíti a jelenséget.

Az eredeti koordináta-rendszerbeli közelítő függvény 3 faktor esetén:

$$\rho = b_0 + b_\alpha \cdot \alpha + b_\beta \cdot \beta + b_\gamma \cdot \gamma + b_{\alpha\beta} \cdot \alpha\beta + b_{\alpha\gamma} \cdot \alpha\gamma + b_{\beta\gamma} \cdot \beta\gamma + b_{\alpha\beta\gamma} \cdot \alpha\beta\gamma$$

A paraméterek értéktartományának a határán jelöli ki ez a módszer az egyes kísérleti beállításokat, egy olyan koordináta-transzformációt követően, hogy a transzformált faktorok 1 és -1 érték között változnak.

A paraméterek valós határai, és az egyes faktorok alapszintjei:

α – Femur kirotáció (laterális irányba)

$$\alpha_{\min} = 0^\circ$$

$$\alpha_{\max} = 5^\circ$$

$$\bar{\alpha} = \frac{\alpha_{\min} + \alpha_{\max}}{2} = \frac{0 + 5}{2} = 2,5^\circ$$

β – Tibia hátrahajlás

$$\beta_{\min} = 0^\circ$$

$$\beta_{\max} = 10^\circ$$

$$\bar{\beta} = \frac{\beta_{\min} + \beta_{\max}}{2} = \frac{0 + 10}{2} = 5^\circ$$

γ – Quadriceps iránya (laterális irányba)

$$\gamma_{\min} = 3^\circ$$

$$\gamma_{\max} = 7^\circ$$

$$\bar{\gamma} = \frac{\gamma_{\min} + \gamma_{\max}}{2} = \frac{3 + 7}{2} = 5^\circ$$

Az eredmények táblázatosan összefoglalva:

2. táblázat Az eredmények táblázatos alakban

Faktor	Minimum	Maximum	$\bar{x}_i$
α	0	5	2,5
β	0	10	5
γ	3	7	5

A faktortér középpontjába helyezett koordinátarendszerben a transzformált faktorok értelmezése:

$$x_1 = \frac{\alpha - \bar{\alpha}}{\alpha_{\max} - \bar{\alpha}} = \frac{\alpha - 2,5}{5 - 2,5} = 0,4\alpha - 1$$

$$x_2 = \frac{\beta - \bar{\beta}}{\beta_{\max} - \bar{\beta}} = \frac{\beta - 5}{10 - 5} = 0,2\beta - 1$$

$$x_3 = \frac{\gamma - \bar{\gamma}}{\gamma_{\max} - \bar{\gamma}} = \frac{\gamma - 5}{7 - 5} = 0,5\gamma - 2,5$$

Ennek megfelelően a nyolc kísérleti beállítást a 3. táblázat mutatja

3. táblázat Kísérleti beállítások meghatározása

α	+				-			
β	+		-		+		-	
γ	+	-	+	-	+	-	+	-
Kísérleti beállítás	1	2	3	4	5	6	7	8

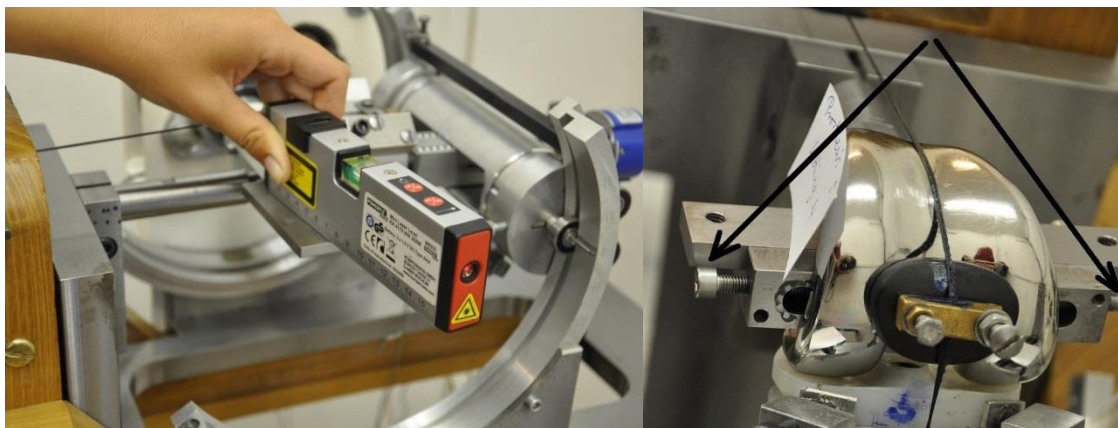
Kísérleti beállítások:

1	$\alpha^+ = 5^\circ$	$\beta^+ = 10^\circ$	$\gamma^+ = 7^\circ$
2	$\alpha^+ = 5^\circ$	$\beta^+ = 10^\circ$	$\gamma^- = 3^\circ$
3	$\alpha^+ = 5^\circ$	$\beta^- = 0^\circ$	$\gamma^+ = 7^\circ$
4	$\alpha^+ = 5^\circ$	$\beta^- = 0^\circ$	$\gamma^- = 3^\circ$
5	$\alpha^- = 0^\circ$	$\beta^+ = 10^\circ$	$\gamma^+ = 7^\circ$
6	$\alpha^- = 0^\circ$	$\beta^+ = 10^\circ$	$\gamma^- = 3^\circ$
7	$\alpha^- = 0^\circ$	$\beta^- = 0^\circ$	$\gamma^+ = 7^\circ$
8	$\alpha^- = 0^\circ$	$\beta^- = 0^\circ$	$\gamma^- = 3^\circ$

4.3 Mérések technikai háttere

Femur beállítása

A protézis beültetési feltételrendszer további biztosítására és a minél pontosabb kalibráció érdekében lézeres vízszintmérőt (17. ábra) is alkalmaztam. Segítségével le tudtam ellenőrizni, hogy a hitelesítésnél meghatározott nulla pozíció valóban teljesült-e, illetve beállítottam vele a femorális komponens 5° -os és 0° -os laterális dőlését. A protézis femur befogóba történő rögzítésekor ügyelni kellett a szimmetriára, ezt a kétoldali állító csavarokkal biztosítottam.(17. ábra)



17. ábra A lézeres beállítás módja és a femur komponens pozicionálása

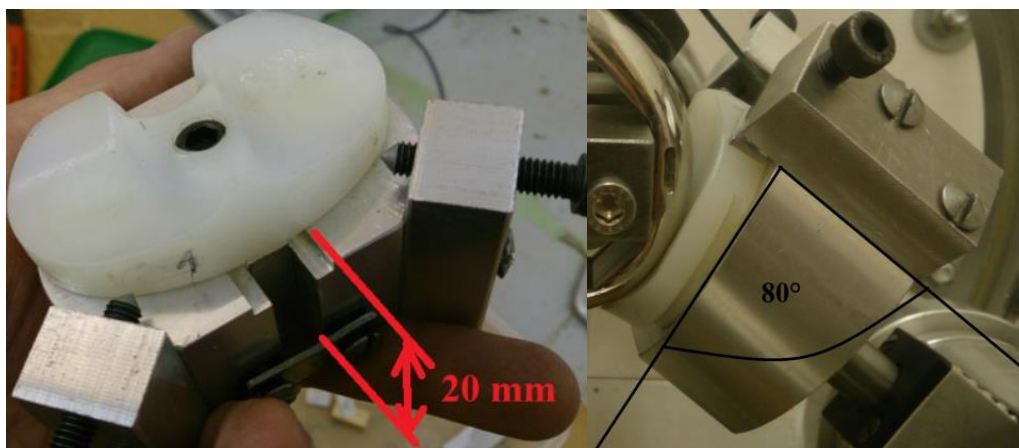
Tibia beállítása

A tibiális komponens elülső része minden esetben az elmetezett felszínnel kerül egy síkba, a protézis lehetőség szerint a befogó egységre minden szempontból szimmetrikusan került rögzítésre és oldalsó rögzítő csavarokkal volt biztosítva. Az alkalmazott patella (3D nyomtatott) magassága 15mm. A vágott felszíntől 20 mm-re kötöttem be a quadriceps izomerőt.

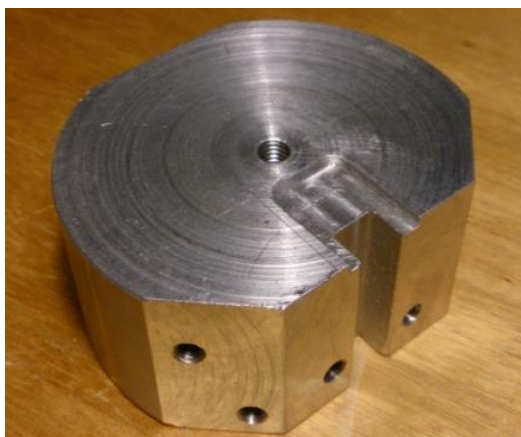
Tibia befogó esetében beállítható paraméterek:

10° -os hátrahajlású tibia befogó,

0° -os tibia befogó.



18. ábra 10° -os tibia befogó

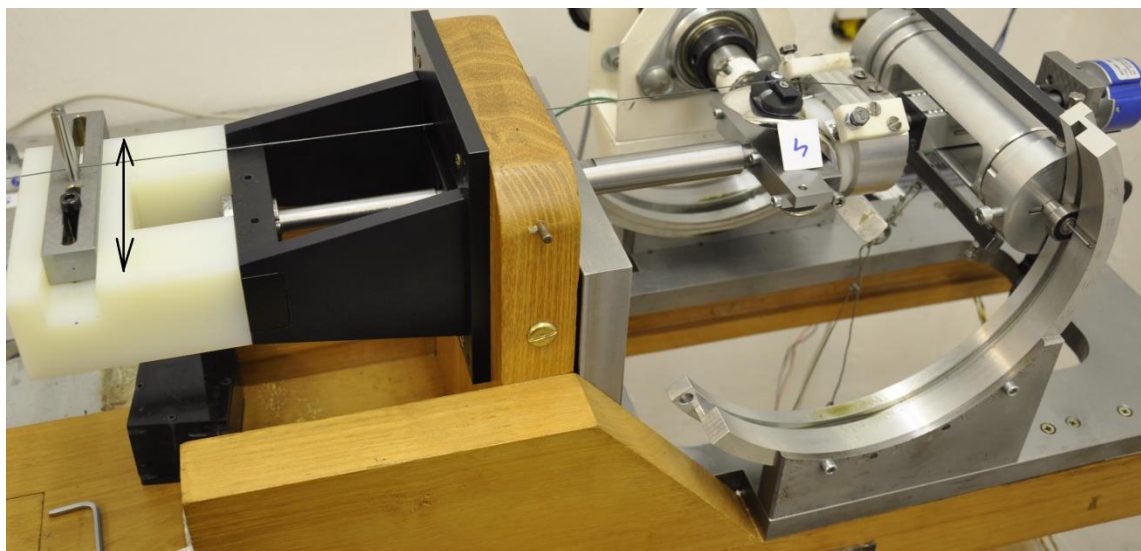


19. ábra 0°-os tibia befogó

Quadriceps beállítása

A quadriceps izomerő hatásvonalának fokozatmentes állítása a képen látható (20. ábra) beállító rendszer segítségével volt megvalósítható. A beállítási paramétereket a korábbi fejezetben meghatározottak alapján választottam meg (4.2).

Quadriceps hatásvonal 3° vagy 7° laterális irányba:



20. ábra Quadriceps állító rendszer

4.4 Mérések végrehajtása

A mérések előkészületében a hitelesítés mellett számos beállítás történt. A mérési hibák kiküszöbölésének érdekében minden beállítást (1-8) ötszöri ismétléssel hajtottam végre. Ezekből nagyobb biztonsággal lehetett átlagértéket venni a későbbi kiértékelések során (ld. Mellékletek). A nyolc beállítással történő méréssorozatok között egyfajta sorrendet állítottam fel. Erre azért volt szükség, mert így lehetett a legkisebb módosítással és átszereléssel folytonosságában végezni a méréseket. Öt protézisen, nyolc beállítással és ötszörös

ismétléssel végeztem a méréseket, ennek eredményeként 200 behajlítás történt, melyben segítségemre volt a konzulensem, Balassa Gábor doktorandusz hallgató.

Igényként merült fel a quadriceps erő nagyságának és irányának ismerete is. Az erő nagyságát a gumiizom hatásvonalában elhelyezett erőmérő cella segítségével tudtam nyomon követni. Az erőmérő cella jeleit a Spider8 nevű egység dolgozta fel számítógépen kiértékelhető formára. A mért értékek 130N és 400N között mozogtak. (21. ábra)



21. ábra Az erő értékeinek változása egy behajlítás során

4.5 Mérési eredmények kiértékelése

4.5.1 A kiértékelés alapelve

Valamennyi mérési eredményt függvény formájában vettem fel. A rotáció változását határoztam meg a flexió függvényében. Nyilvánvalóan olyan kell legyen a protézis beépítése, hogy a műtött személy lábszárának rotációja jellegre az átlagos emberi térdízület rotációjának feleljen meg. Hogy ezt az összehasonlítást megtehessem, a Biomechanikai Kutatócsoportban korábban meghatározott, emberi térdízület mozgását leíró rotáció-flexió függvényt vettem alapul. Ez egy trilineáris függvénnyel, az úgynevezett célfüggvénnyel közelíti az emberi térdízület mozgását. A kísérleti mérések során a Kutatócsoport cadaver térden meghatározta a flexió-rotáció diagramot (Katona G. et al. 2013). A mérések és azok kiértékelése során a szakirodalom alapján megállapította, hogy a térd behajlítása alatt a mozgás két részre bontható. Az első 20-30°-os szakasz a kényszerített végrotáció szakasza, ahol elsősorban a geometria határozza meg a kinematikát. Ezen szakasz után a mozgás folyamatosan átmegy szabad mozgásba, ahol már a külső és belső erők együttesen irányítják a térdízület mozgását.

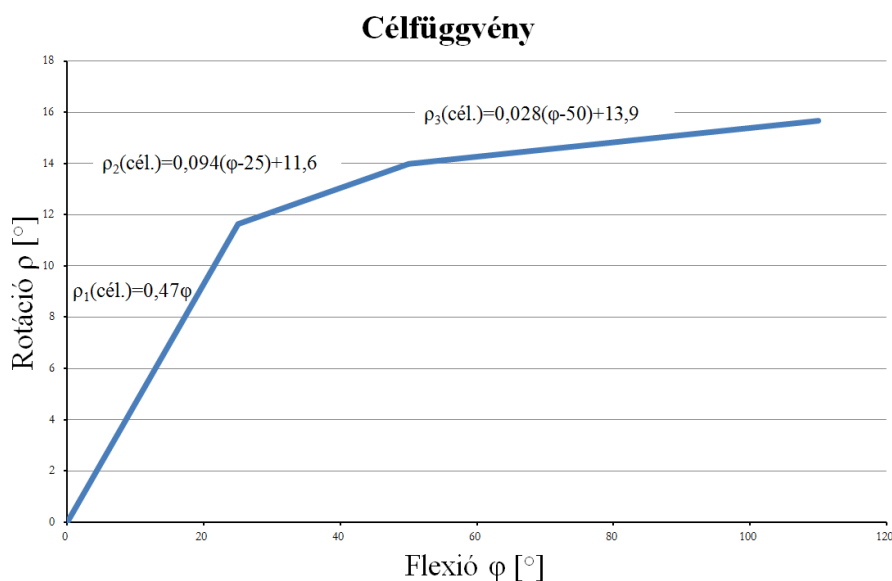
Ennek megfelelően a cadaver térden mért rotáció-flexió adatsorra 3 db lineáris függvényt illesztett (Katona G. et al., 2013). Az első szakasz a 0-25 °-os flexióig tartó, kényszerített végrotáció szakasza. A második, 25-50°-ig tartó szakasz egy átmeneti szakasz a szabad mozgás tartománya felé. Az 50° feletti tartomány már a szabad mozgás tartománya, ahol a mozgás esetlegessé válhat. A kilenc illesztett függvény szakaszhatárait felhasználva megállapította, hogy a legkisebb négyzetek elve alapján a kényszerített végrotáció határa 95%-os valószínűséggel

$$\varphi_1 = 17,75 \pm 1,075^\circ,$$

míg a szabad mozgás határa 95%-os valószínűséggel

$$\varphi_2 = 42,28 \pm 4,8^\circ.$$

Ezen eredmény alapján mérési eredményekkel igazolta, hogy a kényszerített végrotáció határára a $\varphi_1 = 20^\circ$ -ot, valamint a szabad mozgás határára a $\varphi_2 = 40^\circ$ -ot. A trilineáris illesztéssel kapott célfüggvényt a 22. ábra mutatja.



22. ábra A protézis minősítés alapját képező rotáció-flexió célfüggvény (Katona G. et al., 2013)

Én a 20°-ot és a 45°-ot választottam és ez le is fedi ezt a tartományt. Az összehasonlíthatóság érdekében a protézis méréseknél felvett függvényekre az adott szögtartományban szintén trilineáris függvényt illesztettünk. Ezeket az illesztett függvényeket mutatja a 23. ábra minden egyes kísérleti beállításhoz. Ezeket a függvényeket az ötszörös ismétléssel felvett átlagos görbeseregbe illesztettem.

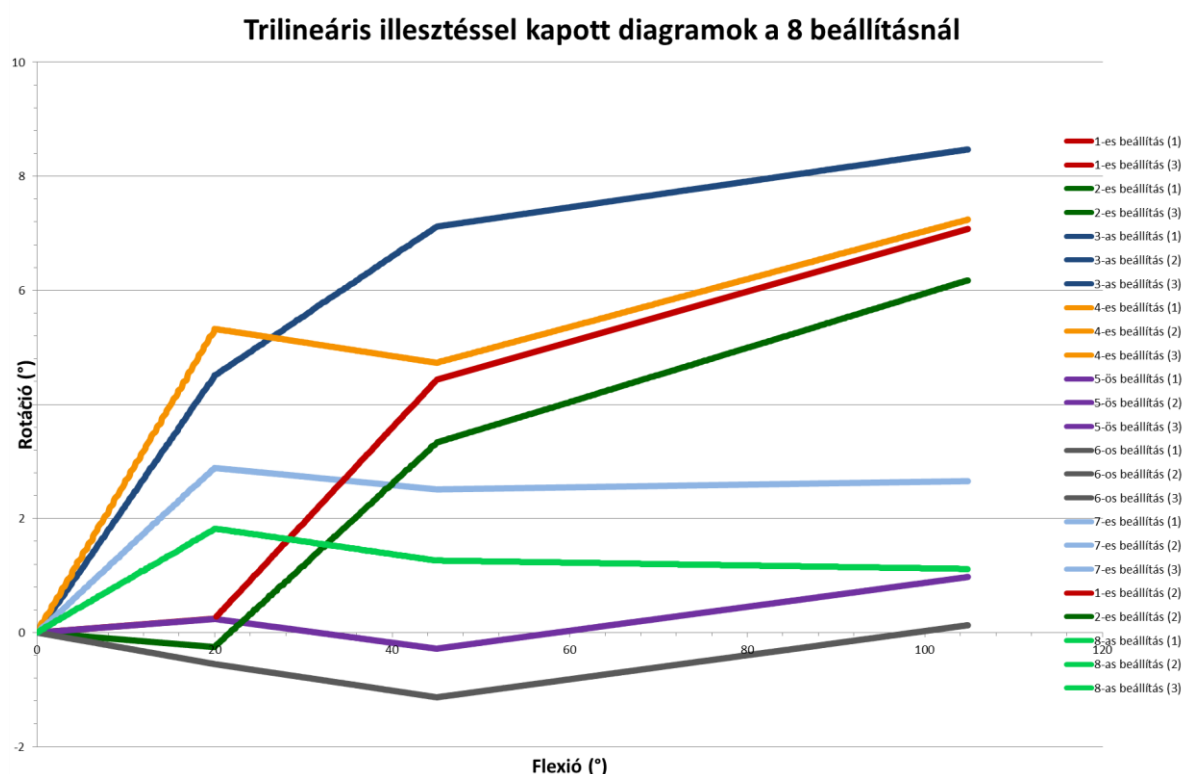
A kutatócsoport szerint akkor jó a protézis, hogyha a mérési eredmények megegyeznek a cadaver térden mértekkel.

A protézis minősítési eljárás során a protézisek rotáció-flexió értékeit a célfüggvénnyel, mint publikált mérési eredményekkel kell összehasonlítani. Ez a célfüggvény megteremti a térdprotézisek rotáció szerinti kinematikai minősítésének alapját.

A szakirodalom rendkívül sok cadaver vizsgálóberendezést és mérési eredményt tartalmaz. Protézis minősítéshez **célfüggvénynek a SZIE Biomechanikai Kutatócsoportja által készített rotáció-flexió diagramot** választom, ugyanis az általuk mért értékek jól illeszkednek a szakirodalomban található mérésekhez.

4.5.2 Mérési eredmények

Az öt protézis közül a 4-es számút választottam ki a részletes elemzéshez. Ennél a protézisnél, az előzőekben tárgyaltak szerint, minden egyes beállításhoz az átlagolt mérési eredményekre illesztettem egy trilineáris függvényt. Ezeket mutatja a 23. ábra.



A diagramokból jól látszik a három szakasz. Ezeket meghatározó állandókat egy táblázatban foglaltam össze (4. táblázat).

4. táblázat A trilineáris illesztés paraméterei

i	a ₁	a ₂	a ₃	ρ ₀	ρ ₁	ρ ₂	α(femur) [°]	β(tibia) [°]	γ(quadriceps) [°]	Szórás (ρ ₂ -nél)
1	0,0122	0,1672	0,0441	0	0,2439	4,4355	5	10	7	0,2203
2	-0,0126	0,1417	0,0478	0	-0,2523	3,3349	5	10	3	0,0226
3	0,2262	0,1040	0,0226	0	4,5117	7,1176	5	0	7	0,3661
4	0,2655	-0,0236	0,0421	0	5,3242	4,7307	5	0	3	0,6220
5	0,0120	-0,0209	0,0210	0	0,2393	-0,2820	0	10	7	0,1069
6	-0,0278	-0,0232	0,0211	0	-0,5518	-1,1344	0	10	3	0,1134
7	0,1455	-0,0150	0,0024	0	2,8870	2,5101	0	0	7	0,0583
8	0,0903	-0,0222	-0,0024	0	1,8212	1,2623	0	0	3	0,0421

A trilineáris illesztéssel létrehozott függvény egyenletei a három szakaszon:

$$a_1 \cdot \phi \quad (0^\circ-20^\circ) \quad (4.5.2.1)$$

$$\rho_1 + a_2 \cdot (\phi - 20) \quad (20^\circ-45^\circ) \quad (4.5.2.2)$$

$$\rho_2 + a_3 \cdot (\phi - 45) \quad (45^\circ-) \quad (4.5.2.3)$$

ahol,

a_1 : az illesztett egyenes meredeksége az 1. szakaszon

a_2 : az illesztett egyenes meredeksége a 2. szakaszon

a_3 : az illesztett egyenes meredeksége a 3. szakaszon

ρ_0 : az illesztett egyenes tengelymetszete az 1. szakaszon

ρ_1 : rotáció értéke az 1. szakaszhatáron

ρ_2 : rotáció értéke a 2. szakaszhatáron

φ_1 : flexió értéke az 1. szakaszhatáron ($\varphi_1=20^\circ$)

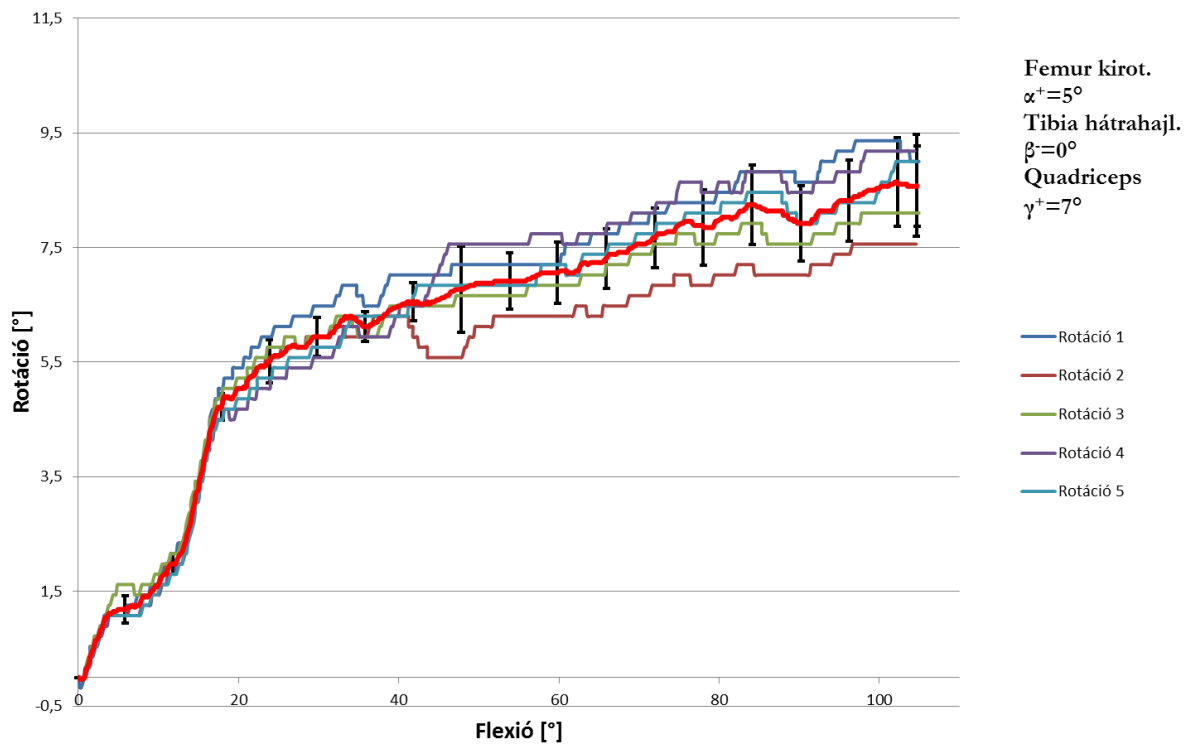
φ_2 : flexió értéke a 2. szakaszhatáron ($\varphi_2=45^\circ$)

4.5.3 Az eredmények összefoglalása

Az eredményekből látható, hogy különböző kísérleti beállításoknál jellegére sem hasonló függvényeket kaptunk. Igaz, hogy azoknál a kísérleti beállításoknál, ahol a rotáció kicsi, a szórások miatt a jelleg megítélése nem mértékadó.

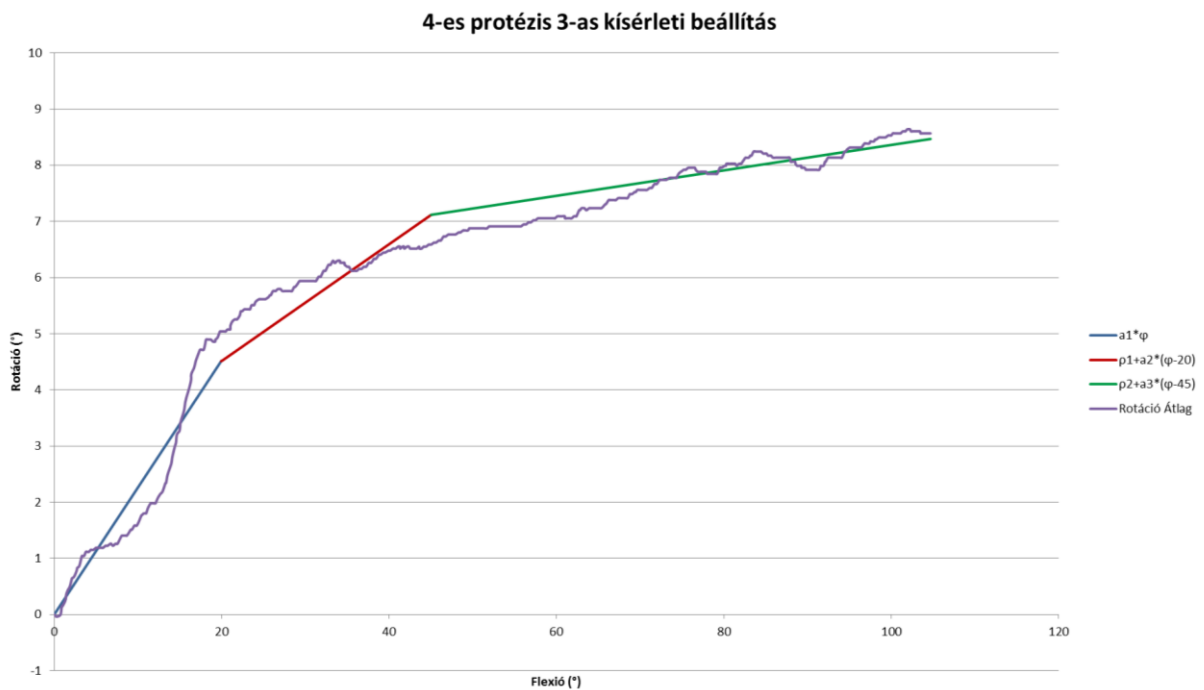
A 23. ábrán bemutatott trilineáris függvények közül láthatóan a 3-as kísérleti beállítás (α , β , γ) ad jellegére hasonló görbét, mint a célfüggvény. Az ehhez a kísérleti beállításhoz tartozó, a mérésismétléseket bemutató és a kiszámított szórásokat szemléltető görbesereget a 24. ábra mutatja.

4-es Protézis mérés, 3-as beállítás 2014.09.14 - AV/BG



24. ábra Szórás értékei az átlagra

A 25. ábrán külön szemléltetem a 24 ábrán látható középérték függvényre illesztett trilineáris görbét.



25. ábra A 4-es protézis 3-as beállításának trilineárisan illesztett 3 szakasza

Első megállapításként elmondhatjuk, hogy a pillanatnyi protézisek zsanérok. A protézisfejlesztők munkájuk során a tibia platót akarják úgy alakítani, hogy a rotáció megfelelő legyen, viszont nem veszik figyelembe a többi paramétert. Feladatunk, hogy a beépítés szögeit tudományos alátámasztással tudjuk megállapítani. A mérések kiértékeléseként létrejött diagramok bizonyítják, hogy a beállított paramétereknek hatása van a rotációra.

Továbbá kijelenthetjük a meglévő diagramok alapján, hogy a 4-es protézis 3-as számú beállítása ($\alpha = 5^\circ$, $\beta = 0^\circ$, $\gamma = 7^\circ$) jellegre megegyezik a célfüggvény jellegével, viszont a protézisen mért rotáció érték csak fele (8°) a térdízület rotációjának.

A protézis geometria fejlesztésénél figyelembe kell venni a beépítési szögeket. A protézis szimmetrikus, így a különféle beállítási szögek hozzák létre a rotációt. Ez az érték jelenleg 8° .

5 Következtetések

Az előző vizsgálati eredményeket összefoglalva a következő lényegi megállapításokat teszem:

- A protézisfejlesztők jelenleg a tibia-plató geometriájának változtatásával kívánják elérni a térdízületben létrejövő rotációt. Nem veszik figyelembe a térdprotézis beépítésének módját.
- A protézisek beültetésénél figyelembe vett, a forgalmazók által javasolt nagy határok között változtatható beépítési szögeket egy kísérleti terv alapján megvizsgáltam. Megállapíthatom, hogy ennek a 3 szögnek, a femur kirotációinak (α), a tibia döntési szögének (β) és a quadriceps irányszögének (γ) jelentős hatása van a rotációra.
- Az általam vizsgált Biotech gyártmányú, keresztszalag megtartó típusú protézisek közül a 4-es számúnál azt tapasztaltam, hogy a 3-as beállításhoz ($\alpha = 5^\circ$, $\beta = 0^\circ$, $\gamma = 7^\circ$) tartozik a jellegére olyan rotáció-flexió függvény, amely az emberi térdízület rotáció-flexió függvényéhez hasonlít. Ugyanakkor a kívánt szögértéket nem éri el.
- Az előzőekből megállapítható, hogy a protézis fejlesztések során szükséges a tibia-plató geometriájának változtatása oly mértékben, hogy a beültetésnél lévő beállításokkal a jelenlegi $\rho = 8^\circ$ rotáció, $\rho = 14^\circ$ legyen.

Kutatómunkám eredményeként törekedtem arra, hogy a tapasztalat alapján kialakult protézis beültetési szögek optimális értékeit tudományos módszerekkel határozzam meg. Az eddigiekben egy protézis részletes kísérleti elemzését végeztem el és még 4 protézisen végeztem méréseket. A további általánosítható következtetésekkel kívánok a jövőben foglalkozni.

6 Ábrajegyzék

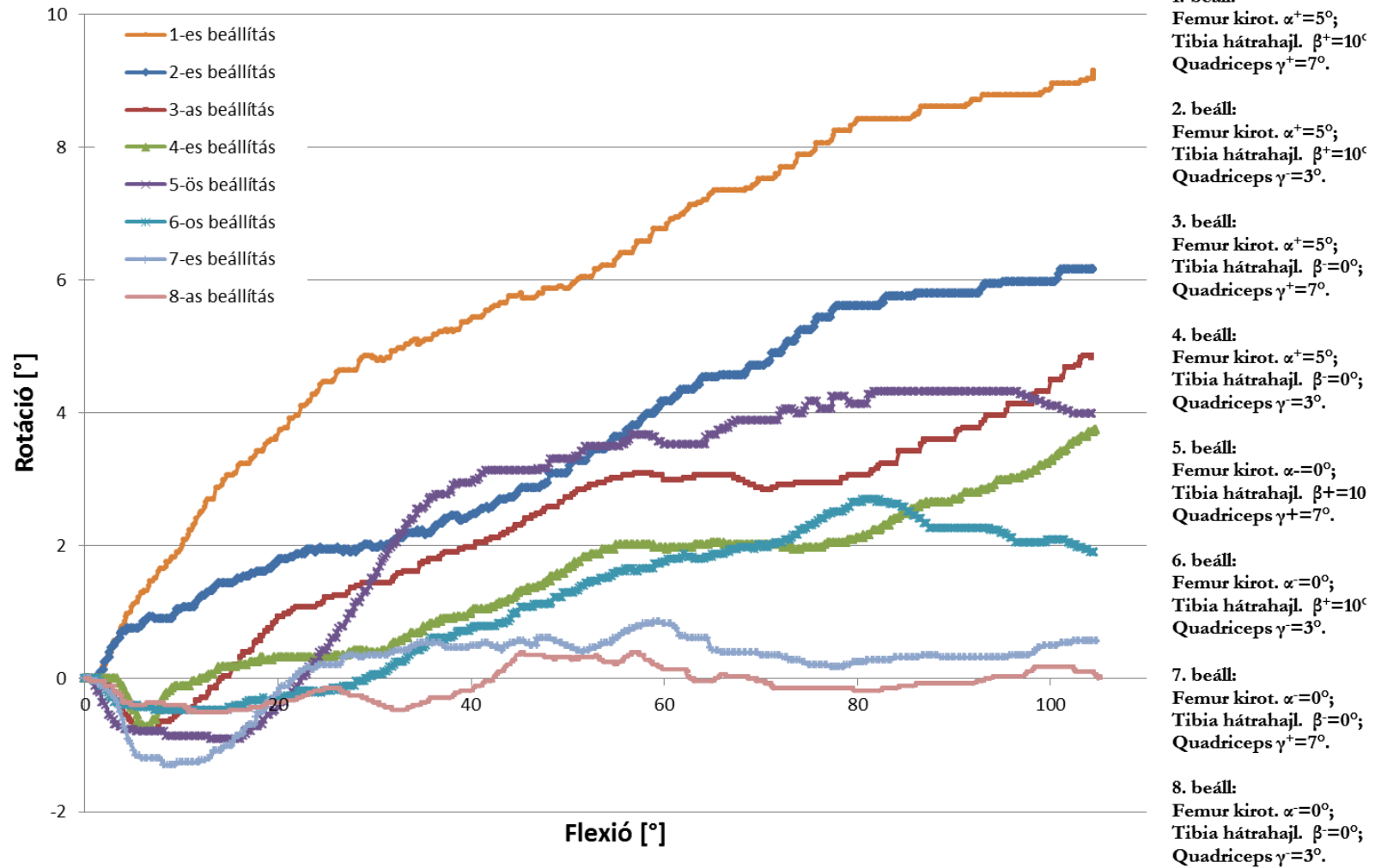
1. ábra: A térdízület felépítése (McMillan, 2011).....	2
2. ábra: A combcsont alsó végrsze, jobb láb esetén (Putz et al., 2006).....	3
3. ábra: A térdkalács (Miltényi, 1980)	3
4. ábra A lábszárcsont felülnézete, jobb láb esetén (Putz et al., 2006)	4
5. ábra A térdízület mechanikai és anatómiai tengelyei (Pickering et al., 2012; Kapandji, 1987).....	6
6. ábra A térd 3 hengeres kinematikai modellje (Bíró et al., 2008), (s.n.)	7
7. ábra Femur disztális rezekció (Biotech).....	10
8. ábra Femur kirotáció beállítása (Biotech)	11
9. ábra A tibia proximális rezekciója (Biotech)	11
10. ábra Protézis beültető moduláris készlet (Biotech)	12
11. ábra A vizsgált térdprotézisek	13
12. ábra A vizsgálókészülék részei	13
13. ábra A vázszerkezet kialakítása.....	14
14. ábra A szabad mozgást biztosító megvezető pálya és lineáris csapágyszázás	15
15. ábra A flexió(1) és a rotáció(2) méréséhez felszerelt enkóderek	16
16. ábra A kalibrációs eszköz és készülék nullázása	16
17. ábra A lézeres beállítás módja és a femur komponens pozícionálása.....	20
18. ábra 10°-os tibia befogó	20
19. ábra 0°-os tibia befogó	21
20. ábra Quadriceps állító rendszer	21
21. ábra Az erő értékeinek változása egy behajlítás során	22
22. ábra A protézis minősítés alapját képező rotáció-flexió célfüggvény (Katona G. et al., 2013).....	23
23. ábra Trilineárisan illesztett szakaszok a nyolc beállításnál	24
24. ábra Szórás értékei az átlagra	26
25. ábra A 4-es protézis 3-as beállításának trilineárisan illesztett 3 szakasza.....	26

7 Irodalomjegyzék

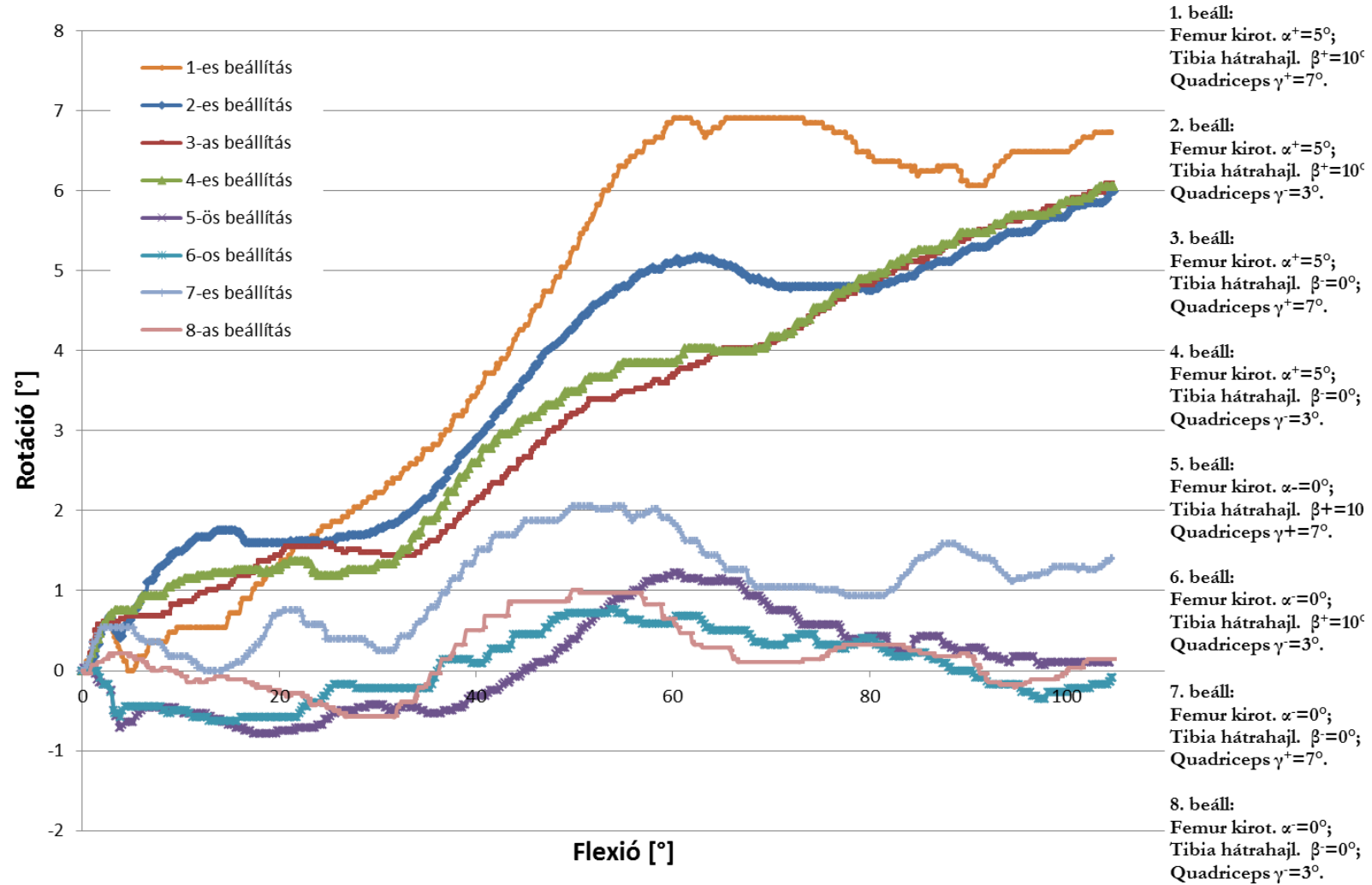
- [1] Andrónyi Kristóf szakorvos jelölt, Uzsoki utcai Kórház, Ortopéd-traumatológiai osztály.
- [2] Biotech Total Knee Minimal Invasive (and classic) surgical technique.
- [3] Bíró I., Csizmadia B. M., Katona G. (2008): Determination of instantaneous axis of rotation of tibia and its role in the kinematical investigation of human knee joint, Budapest, Proceedings of the Third Hungarian Conference on Biomechanics; July 4-5, pp. 57-62.
- [4] Csorba László (1998): Bevezetés a kutatásba (Módszerek, etika, publikáció), Gödöllői Agrártudományi Egyetem, Mezőgazdasági Gépészmérnöki Kar, Tudományos Diákköri Tanács, Gödöllő, 54-88. o.
- [5] Demay F., Garnier Y. (1995): Larousse Enciklodépiá - MEMO, Budapest, Akadémiai kiadó, 1015. o.
- [6] Kapandji I. A. (1987): The physiology of the joints, Volume two lower limb, pp. 65-147.
- [7] Katona G., Csizmadia M. B., Andrónyi K. (2013): Determination of reference function to knee prosthesis rating, Biomechanica Hungarica VI. évfolyam, 1. szám, Budapest, pp. 293-301.
- [8] McMillan B. (2011): Az emberi test atlasza, Kisújszállás, Pannon Literatúra Kft., 56-57. o.
- [9] Miltényi M. (1980): A sportmozgások anatómiai alapjai, Budapest, 164-185. o.
- [10] Pickering S., Armstrong D. (2012): Focus on – Alignment in Total Knee Replacement, The journal of bone & Joint Surgery, pp. 1-3.
- [11] Platzer W. (1996): SH Atlasz Anatómia I., Budapest, Springer Hungarica Kiadó Kft., 190-249. o.
- [12] Putz R., Pabst R. (2006): Sobotta – Atlas of Human Anatomy Volume 2., Elsevier GmbH, S. 281-293.
- [13] Rudner Ervin főigazgató főorvos, MÁV Kórház és Rendelőintézet Szolnok.
- [14] Standring S. (2008): Gray's Anatomy: The anatomical basis of clinical practice, Spain, Churchill-Livingstone-Elsevier Press, 40th Edition, pp. 4300-4354.
- [15] Szendrői M. (2009): Ortopédia, Budapest, Semmelweis Kiadó, 134, 355-382. o.

8 Mellékletek

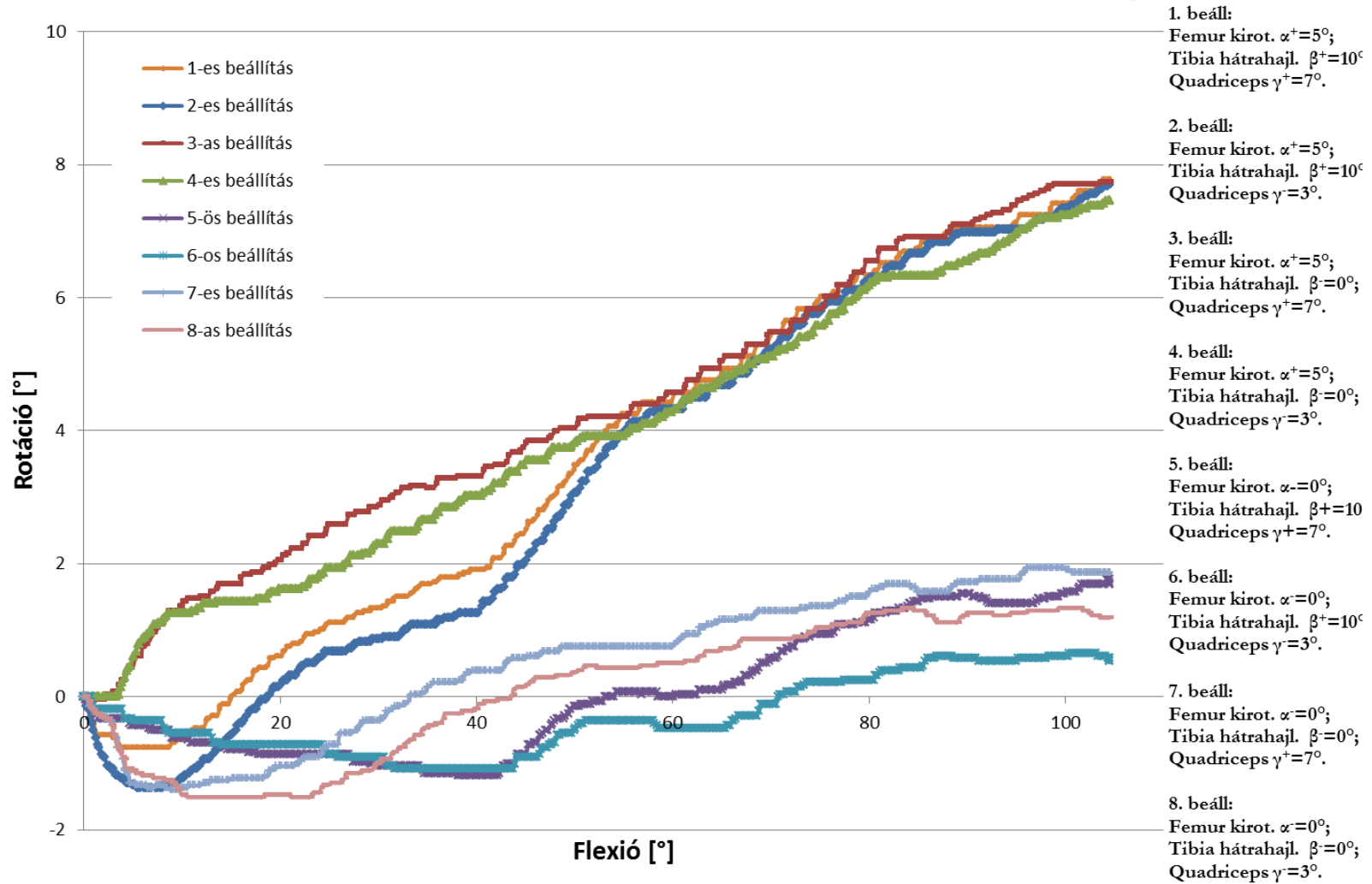
0-ás Protézis mérés, 1-8-as beállítás 2014.09.14. - AV/BG



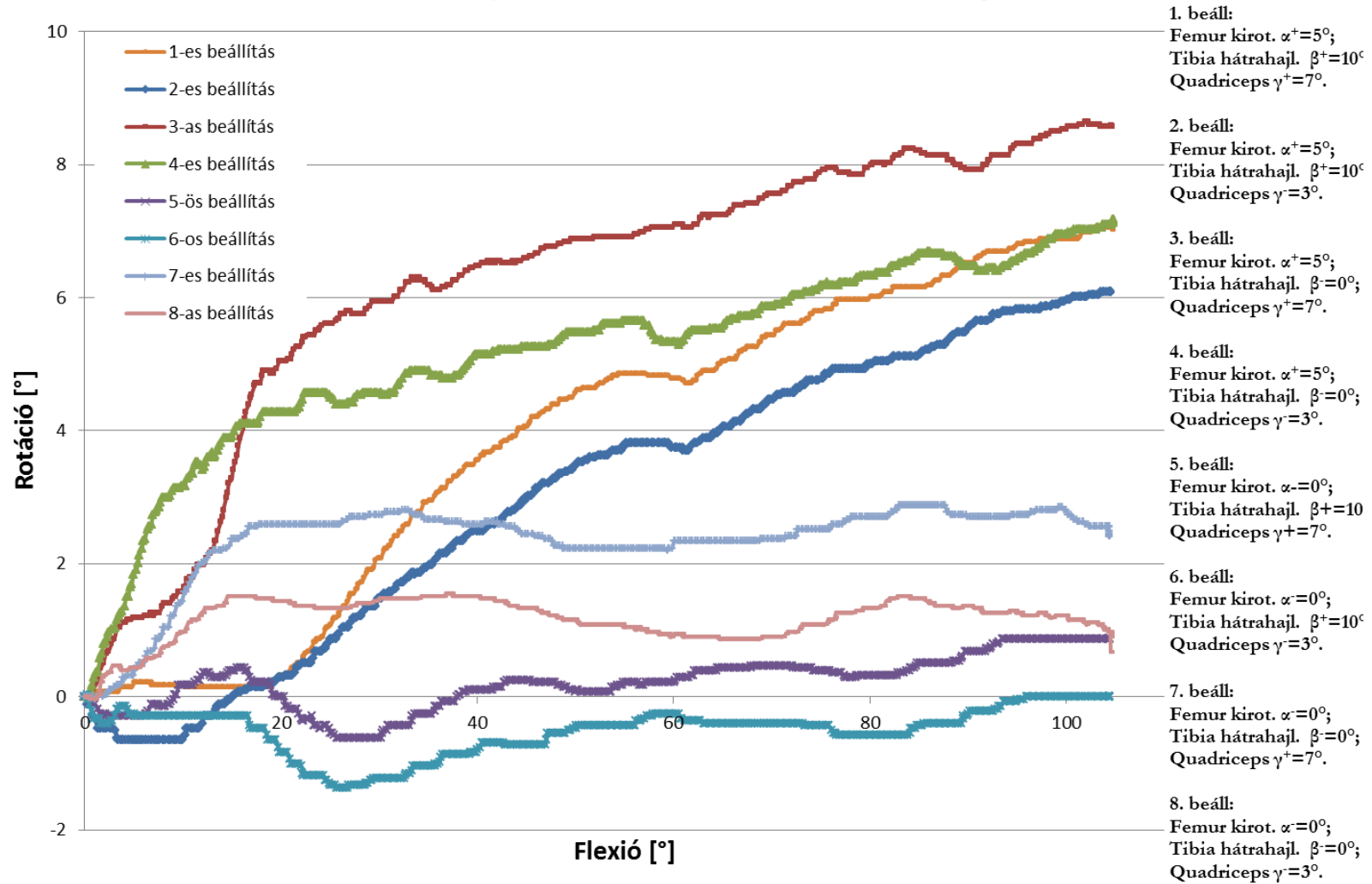
1-es Protézis mérés, 1-8-as beállítás 2014.06.22 - BG



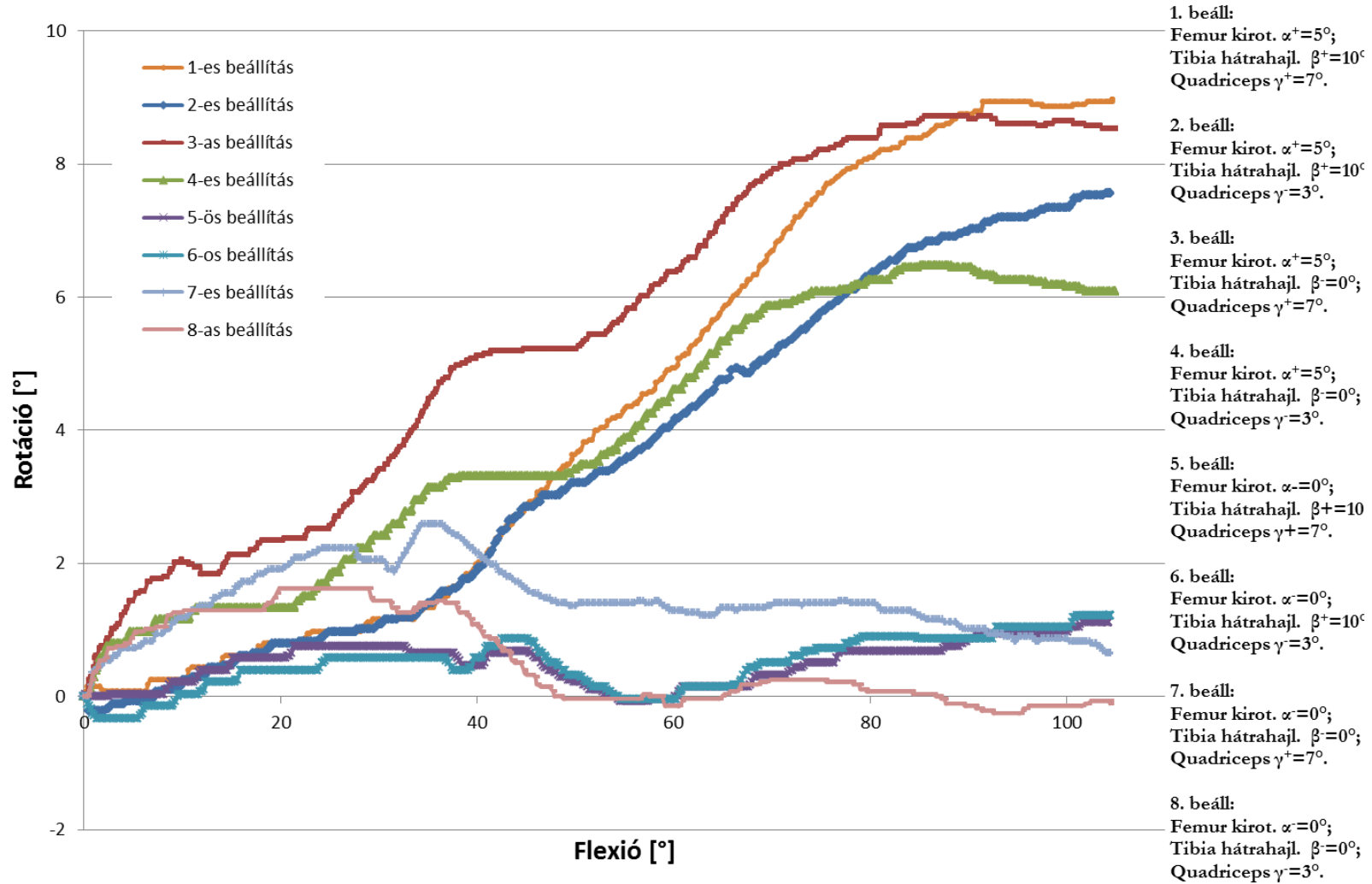
3-as Protézis mérés, 1-8-as beállítás 2014.08.30, 2014.09.14. - AV/BG



4-es Protézis mérés, 1-8-as beállítás 2014.09.14. - AV/BG

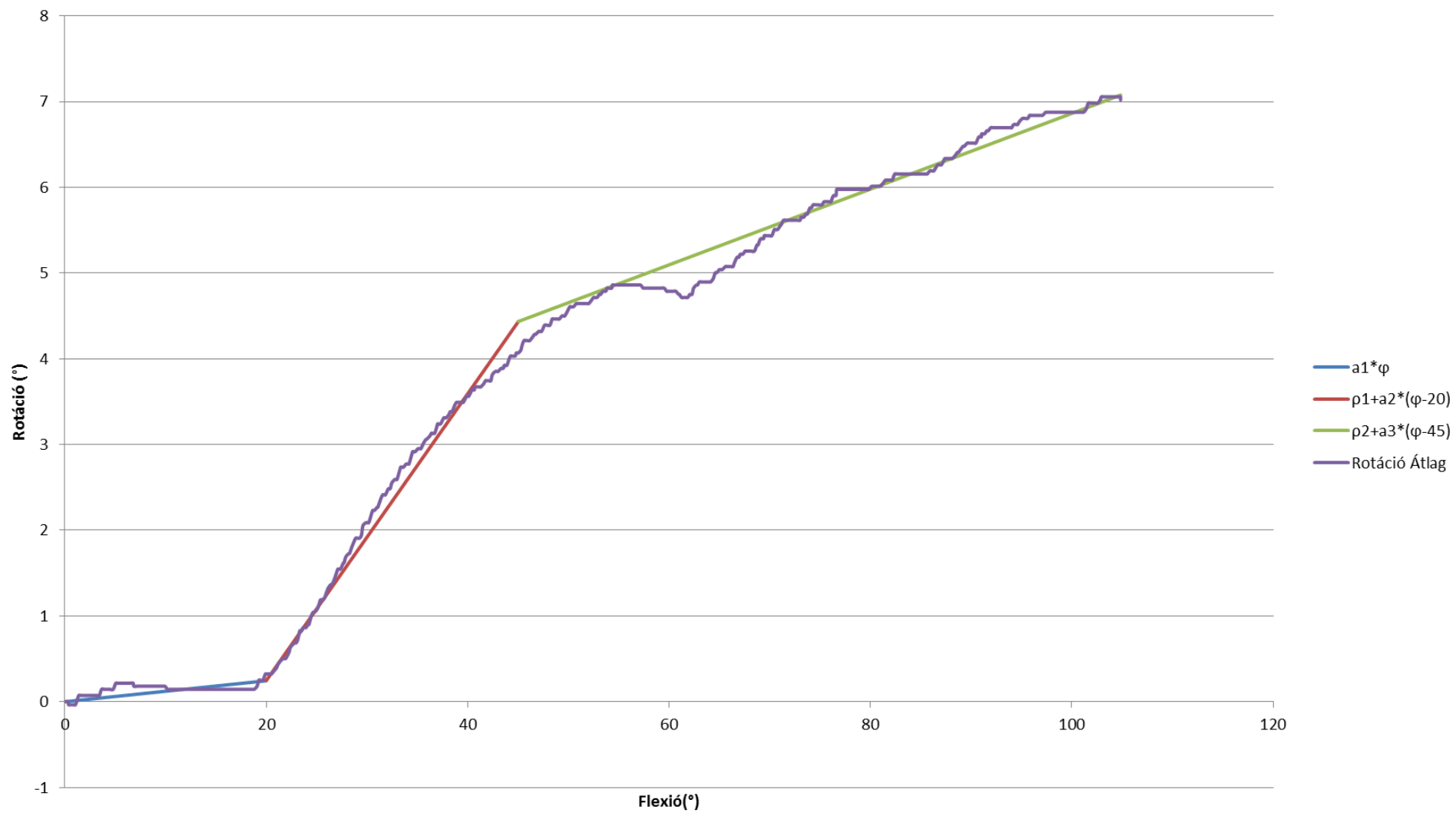


5-ös Protézis mérés, 1-8-as beállítás 2014.08.30 - AV/BG



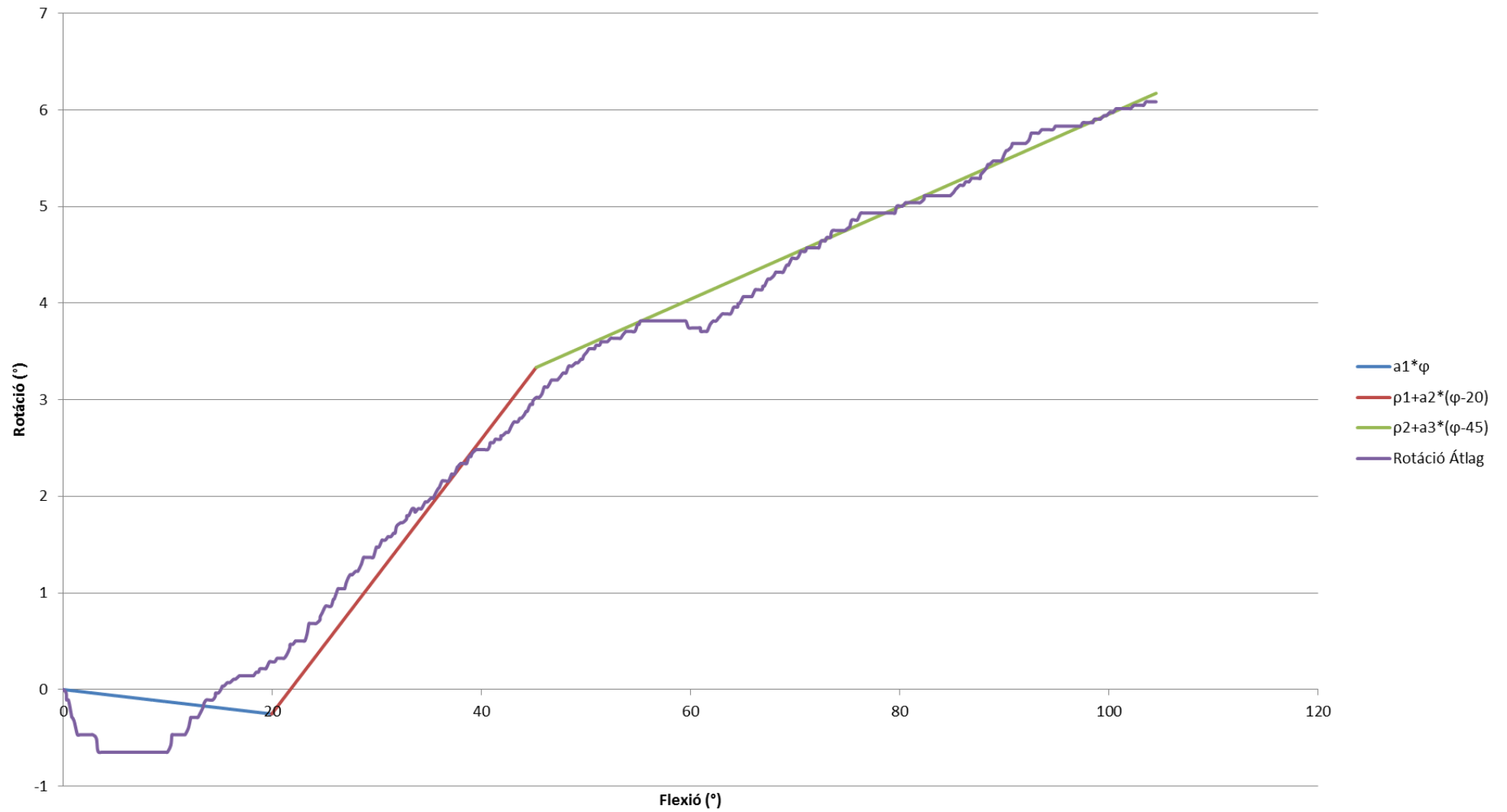
6-os számú melléklet

4-es protézis 1-es kísérleti beállítás



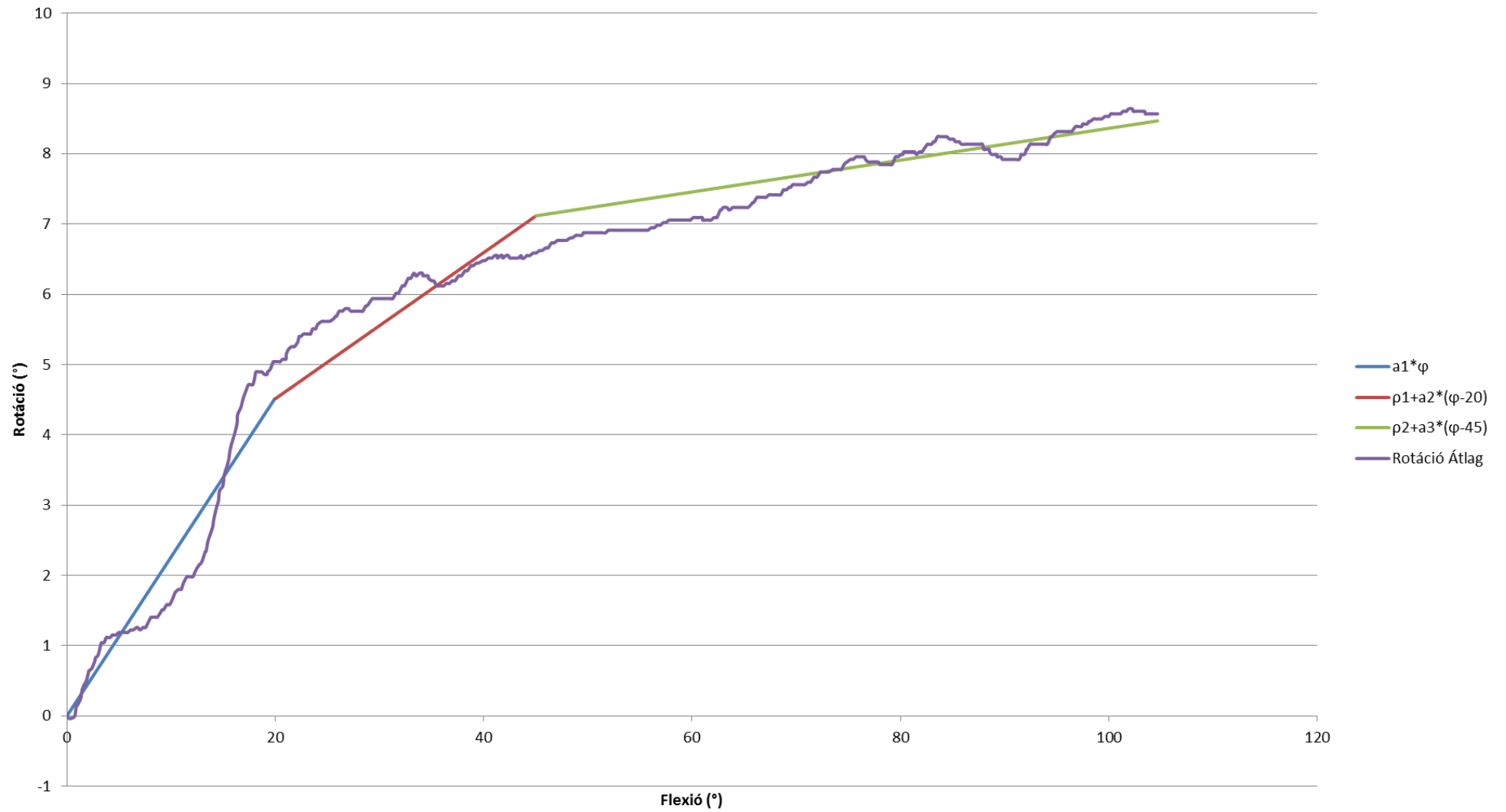
7-es számú melléklet

4-es protézis 2-es kísérleti beállítás



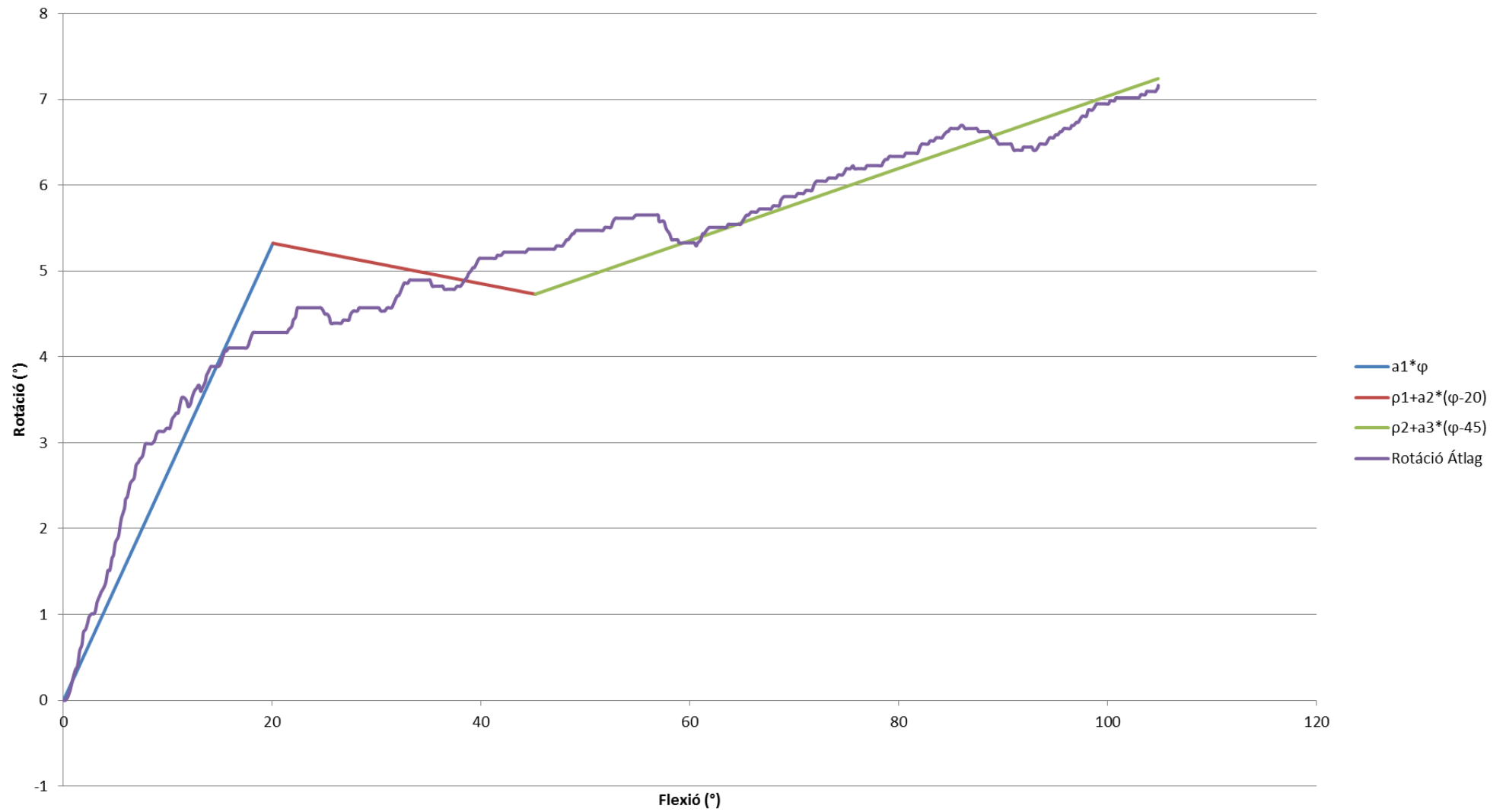
8-as számú melléklet

4-es protézis 3-as kísérleti beállítás



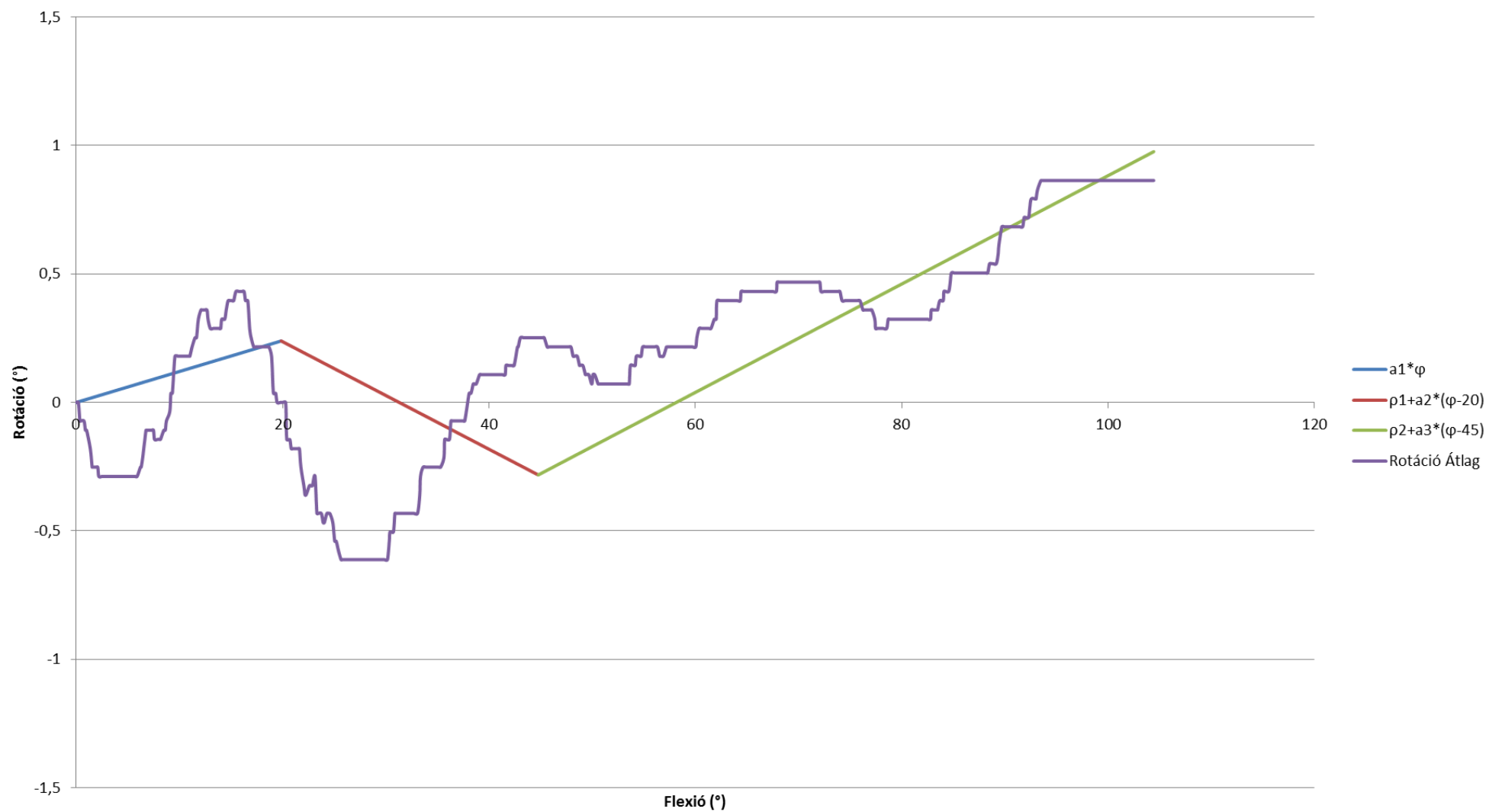
9-es számú melléklet

4-es protézis 4-es kísérleti beállítás



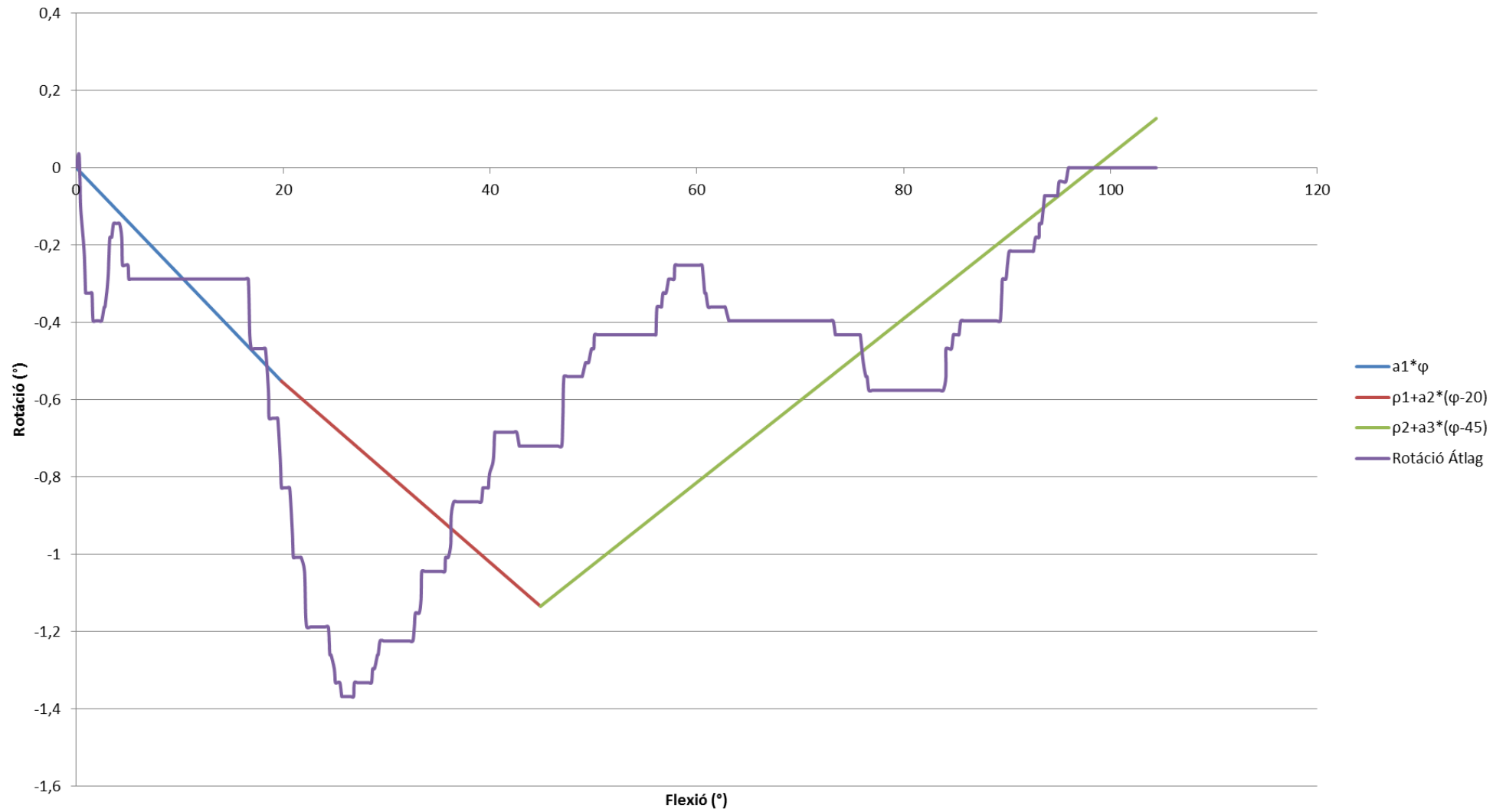
10-es számú melléklet

4-es protézis 5-ös kísérleti beállítás



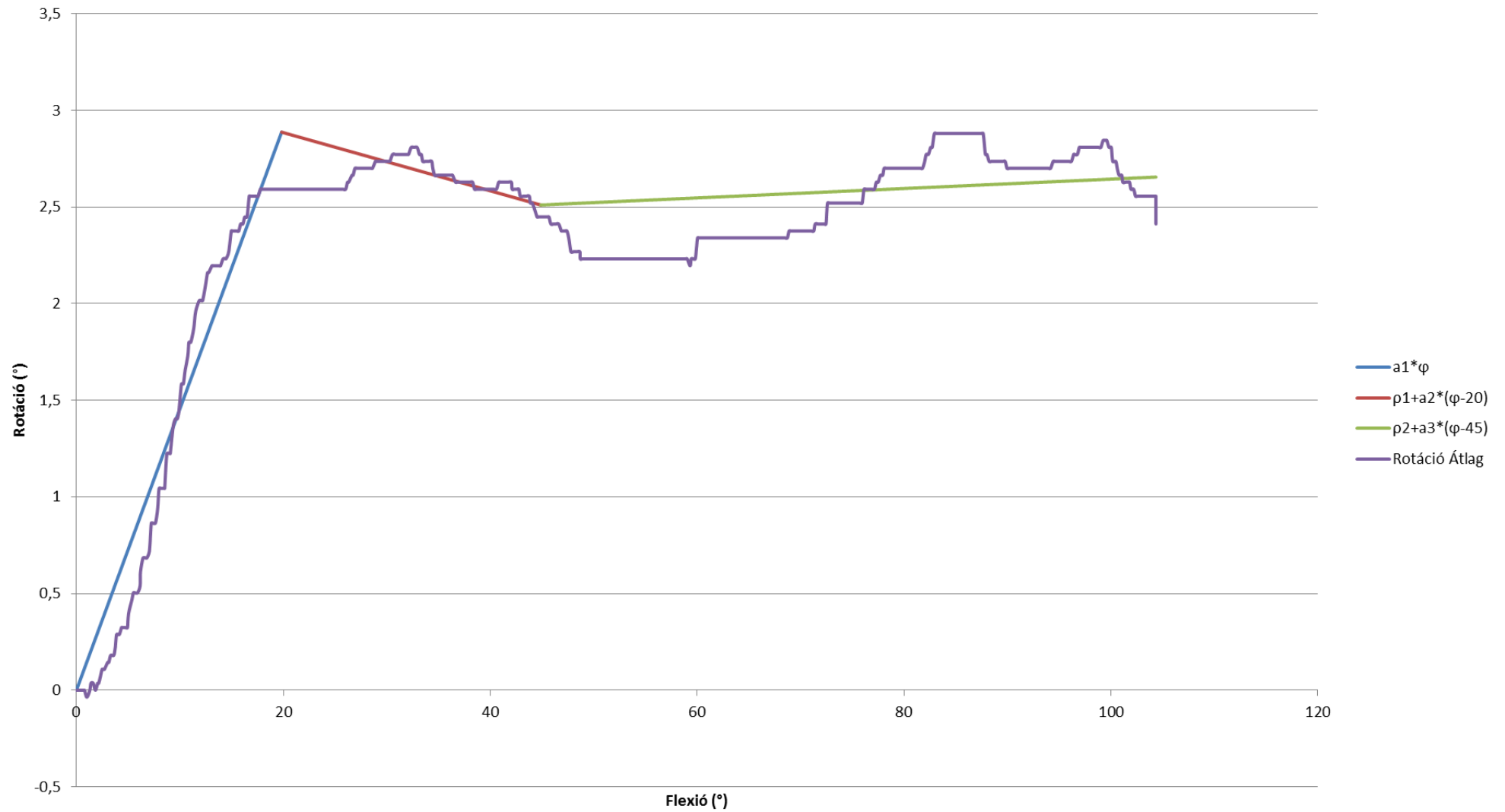
11-es számú melléklet

4-es protézis 6-os kísérleti beállítás



12-es számú melléklet

4-es protézis 7-es kísérleti beállítás



13-as számú melléklet

4-es protézis 8-as kísérleti beállítás

