

Tudományos Diákköri Konferencia 2013

NONINVAZÍV OPTIKAI MÉRÉSI ELJÁRÁS KIDOLGOZÁSA A TÉRD MOZGÁSVIZSGÁLATÁRA

Bodonyi Ádám (BHR77I)
Kecskés Barnabás (JF06V3)

Konzulens:
Bojtos Attila, tanársegéd
Mechatronika, Optika és Gépészeti Informatika Tanszék

Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem
Gépészmérnöki Kar
2013



Tartalom

Nyilatkozat	3
Bevezetés	4
A térd anatómiája és biomechanikája	5
Mozgásvizsgálatok	8
Kitekintés: ParisTech, Budapesti Ortopéd Klinika	9
Korábbi kutatási eredmények	10
Az irodalomkutatás összefoglalása	14
A térd mozgásvizsgálata saját mérési elrendezéssel	15
Lábhoz erősített váz	15
Mérés Microsoft Kinecttel	16
A bőrmozgás problémája és kiküszöbölése	17
Az első mérőállvány megépítése	20
A második mérőállvány megépítése	21
A mérés menete	22
Az első mérési adatok értékelése	23
Mérési hibaforrások, a mérőeszköz fejlesztése	27
A harmadik mérőállvány megépítése	29
A mérés megvalósítása	31
Mérési eredmények értékelése	34
Továbblépési lehetőségek	35
Irodalomjegyzék	37

Nyilatkozat

Alulírott Bodonyi Ádám (BHR77I) és Kecskés Barnabás (JFO6V3) a Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem hallgatói kijelentjük, hogy ezt a dolgozatot meg nem engedett segítség nélkül, saját magunk készítettünk 50-50%-os munkamegosztásban. A felhasznált forrásokat mindenhol egyértelműen jelöltük.

Budapest, 2013.10.20.

Bodonyi Ádám

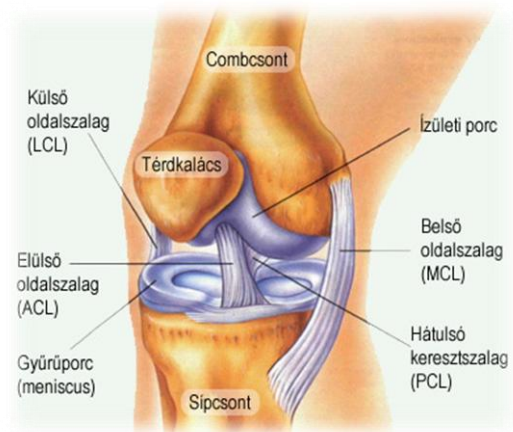
Kecskés Barnabás

Bevezetés

Tavaly csak az Egyesült Államokban 700 ezer térdprotézis műtétet hajtottak végre, ami 20 év alatt mintegy 200%-os növekedést jelent (1). Azonban legyen bármennyire is sikeres egy ilyen műtét, a betegek térde nem nyeri vissza teljes funkcióját, ugyanis a mai protézisek korlátozzák a combcsont és a sípcsont egymáshoz képesti rotációját. Bár kutatások és fejlesztések folynak a rotációt lehetővé tevő protézissel kapcsolatban, beültetésre még nem kerülnek. Ennek fő oka az, hogy egy ilyen implantátum rendkívül bonyolult geometriájú, ennek következtében nehéz lenne a gyártása és az ára is magas lenne. Ráadásul a pontos megtervezéséhez a comb- és sípcsont egymáshoz képesti rotációjának és transzlációjának pontos mérése szükséges. Projektünk célja olyan eszközök illetve mérési eljárások megvalósítása, amellyel a térd biomechanikai tulajdonságai mérhetőek.

A térd anatómiája és biomechanikája

A térd szervezetünk legnagyobb és legbonyolultabb ízülete, amely biomechanikáját már több, mint másfél évszázada vizsgálják¹. Több csontunk kapcsolódik itt, amelyeket különböző nagyságú és irányú izmok és szalagok kötnek össze, ezek jelentősen befolyásolják az ízület funkcióját és dinamikáját. Térdünk fontos szerepet lát el: egy zárt kinematikai láncban a



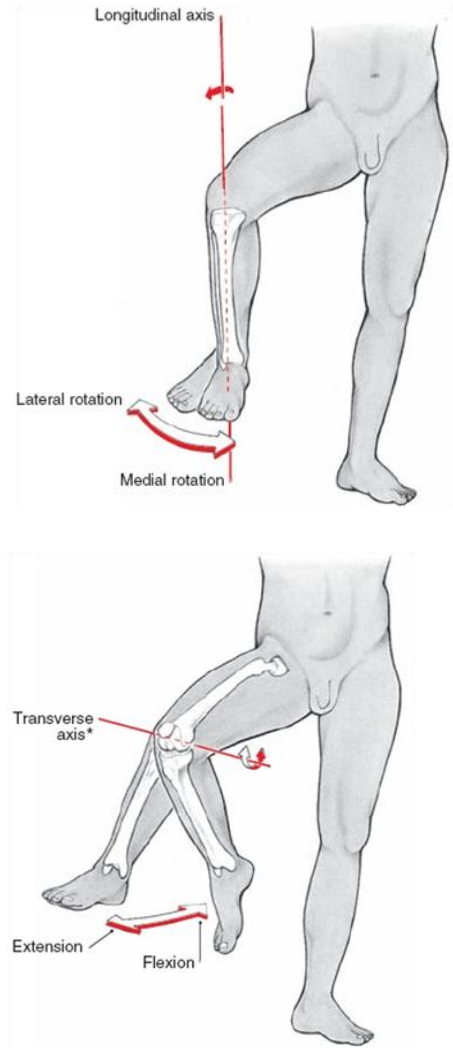
1. ábra A térd anatómiája (28)

csípővel és a bokával biztosítja a stabil járást és állást, miközben testünk súlya, illetve a különböző mozgásfajtákból eredő erők terhelik, amely például lépcsőn járás esetén a testsúly 2,5-3 szorosa is lehet. (2).

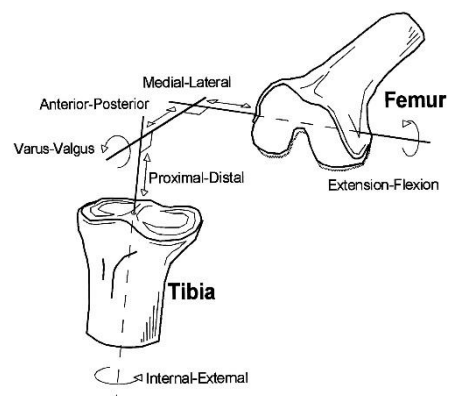
A térd csontos szerkezetét a disztális femur(combcsont), a proximális tibia (sípcsont), illetve a patella (térdkalács) alkotja, amelyek felszínét hyalin, más néven üvegporc fedi. A fibula (szárkapocscsont) az ízületi tokban nincs benne, így az nem része az ízületnek. A térdízületi tok két ízületet foglal magába: a szűk értelemben a térdnek tekintett femur és a tibia közötti úgynevezett tibiofemorális ízületet, illetve a patella és a femur alkotta patellofemorális ízületet. Esetünkben a patella szerepe elhanyagolható, emiatt a patellofemorális kapcsolattal e projekten belül nem foglalkozunk.

¹ Elsőként a Weber testvérek, Wilhelm (1804-1891) és Eduard (1806-1871) foglalkoztak a térd különleges mozgásaival Mechanik der menschlichen Gehwerkzeuge című tanulmányukban

Az ízület proximális felszínét a disztális femur mediális és laterális condylusai adják. A két condylus között méret- és geometriabeli különbség is van, de mindkettőt változó görbületi sugarú konvex görbületek alkotják. Jellemzően posterior irányban haladva csökken a görbületi sugár. A mediális felszín hosszabb, míg a laterális szélesebb, a condylusok tömegének nagyobb része a femur frontális síkja mögött helyezkedik el. A femurhoz hasonlóan a tibia condylusai sem szimmetrikusak: a tibiaplató mediális része hosszabb, és vastagabb is rajta a porcfelszín, mivel egy egészséges térd esetén a teher 60-40%-ban oszlik meg a két oldal között. A tibia platója mintegy 7-10°-os szöget zár be a tibia hossz tengelyével, vagyis enyhén hátrafelé lejt (3). A mediális és laterális részeket a plató közepén lévő eminentia intercondylaris választja ketté. Itt tapadnak a stabilitási szempontból fontos keresztszalagok, illetve részben az úgynevezett meniscusok. A meniscusok félhold alakú, porcos képződmények, melyek fő szerepe a femur és a tibia közötti, az eltérő felületekből adódó inkongruencia csökkentése, de fontos szerepük van az ízületi nedv áramoltatásában, illetve a hirtelen fellépő erők tompításában is. A stabilitásban a keresztszalagokon kívül fontos szerepet játszanak még az oldalszalagok, a dorzális tokszalag, a már említett meniscusok valamint az izmok. Ezen intra- és extraartikuláris alkotórészekre jellemző, hogy a tibia és a femur által bezárt szögtől függően egyesek feszesek, míg mások lazák. Ennek köszönhető az, hogy a térdünk nyújtott és hajlított állapotban is stabil.



2. ábra A térd rotációja (felül) és flexiója (alul) (27)



3. ábra A térd tengelyei (26)

A térd anatómiájához hasonlóan a mozgása is rendkívül bonyolult és összetett. Az elsődleges és a jelen projekt szempontjából legfontosabb mozgások az oldalsíokban

lejátszódó hajlítás és feszítés (flexió-extenzió), illetve a jelentősen kisebb mértékű kifelé és befelé forgás (internal-external rotáció) a transzverzális síkban. A térdízület ízületi felszíneinek különbözőségéből adódóan fellépnek egyéb mozgások is, így frontális síkban fellépő abdukció-addukció, illetve translációs mozgás is létrejöhet passzívan, hiszen egyetlen távolító izomcsoport sincs a térdet mozgató izmok között. A térd passzív mozgása az ízületi felületek alakjai mellett a különböző ízületi szalagoktól függ a leginkább. A flexió a disztális femur és proximális tibia egymáshoz képesti csúszás, gördülés és forgás kombinációja, ráadásul ezen mozgásösszetevők nagysága folyamatosan változik a flexió függvényében. A korai flexió (0° - 20°) esetén a gördülés a jellemző, ekkor a tibiaplató és a femur condylusai közötti érintkezési pont posterior irányban mozog. 30° felett a csúszás lesz a domináns, ilyenkor az érintkezési pont mediális és laterális oldalon is posterior mozog, de a laterális, a tibián megtett út lényegesen hosszabb, mint a mediális oldalon, a laterális oldal nagyobb sugarú görbülete miatt. Ezen aszimmetria, valamint a laterális meniscus rugalmassága miatt egy jelentős passzív rotáció történik a hajlítás első 20 - 30° során. Ezt a jelenséget „**screw home**” mozgásnak nevezik. A térd passzív kinematikájában fontos szerepet játszanak a különböző szalagok (elülső- és hátulsó keresztszalagok (ACL, PCL), oldalsó keresztszalagok, és egyéb szalagok), amelyek a különböző ízületi felszíneken tapadnak és együtt egy nagyon összetett rendszert alkotnak, így bármely szalag sérülése vagy szakadás esetén az egész térd kinematikája megváltozhat. A térd passzív mozgásai jelentősen befolyásolják az aktív izommozgás hatékonyságát az erőkarok változtatásával flexió közben, illetve a fent említett gördülés-csúszás változás is jelentősen befolyásolja az izomműködést: extenzió esetén a végső, gördülési szakaszban már sokkal kisebb nyomaték szükséges, mint a csúszási szakaszban, ezért a kvadricepsz megközelítőleg 30° -os flexió esetén fejt ki a legnagyobb erőt. (4). Az izmok keltette erőket belső erőknek nevezzük, de ide tartoznak még a keresztszalagok által kifejtett erő, valamint az érintkező felületeken ébredő erő. A belső erők fő feladata a külső erők keltette hatások kiegyensúlyozása. Jellemzően nagyon nehéz mérni ezeket az erőket, főleg in vitro kadáver kísérletek keretében próbálják meghatározni az erőhatásokat, in vivo esetekben leginkább a külső erőkből való becslés lehetséges. Külső erő lehet a testsúly, a talaj reakcióereje, illetve a testrészek gyorsulásából származó erő.

Dolgozatunk célja egy olyan mérőrendszer és eljárás létrehozása, amellyel lehetőség van a tibia és a femur rotációjának in vivo mérésére flexió közben.

Mozgásvizsgálatok

Ahhoz, hogy megismerjük saját vagy más élőlény szervezetének biomechanikáját, méréseket kell végeznünk. A különböző mozgásformák célja lehet: motoros képességek felmérése, speciális, vagy mindennapos mozgásformák vizsgálata, mozgászavarok diagnózisa, rehabilitáció eredményeinek ellenőrzése. Azonban egy mérés sikerességének alapja a megfelelő mérőrendszer, mérési eljárás megválasztása. A napjainkban elérhető mozgásvizsgálatokat többféleképpen is csoportosíthatjuk: (5)

- In vivo
- In vitro

In vivo mérések esetén élő embereken kísérletezünk, míg az in vitro (latin, „az üvegben”) vizsgálatok esetén a kísérleti folyamat nem élő szervezetben folyik, hanem halott vagy mesterséges szöveteken. Ilyen mérést alkalmaznak abban az esetben, ha olyan biomechanikai jellemzőket kell meghatározni, amely élő emberen nem, vagy csak korlátozottan mérhető (például az ízület belsejében ható erők mérése). Problémát okozhat ilyen mérések esetén a kadáver (preparált) testrész beszerzése (etikai okokból egyes országban tiltott), ráadásul sok esetben a halott szövetek már órákkal a halál beállta után máshogy viselkednek, mint az élő szövet.

- Statikus
- Dinamikus

Attól függően, hogy egy konstans, rögzített paramétert, vagy paraméterek változását szeretnénk mérni, választhatunk statikus és dinamikus mozgásvizsgálatok közül. A dinamikus vizsgálatok jellegzetes példája a járásvizsgálat, míg az álló helyzetben történő talpnyomás mérése statikus mérés.

- Kinematikus
- Kinetikus

Kinematikus mozgásvizsgálat esetén egy anyagi pont helyzetét határozzuk meg valamilyen viszonyítási rendszerben (általában Descartes-féle koordinátarendszer). A kinetikai vizsgálatok közé tartoznak: mozgásokat létrehozó erők elemzése, vizsgálata.

- Markeres
- Marker nélküli

Egyes mozgásvizsgálatok esetén a csontjaink egymáshoz képesti elmozdulásait szeretnénk mérni. Azonban mivel in vivo vizsgálatok esetén szabad szemmel nem

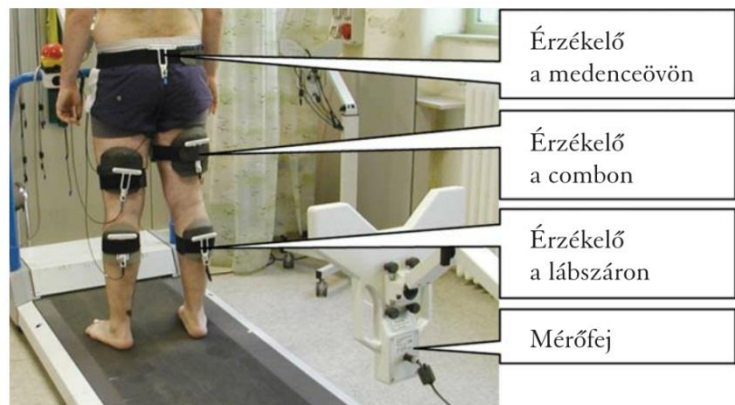
láthatóak a csontok, láthatóvá kell tenni a mozgásukat. Lehetőség van röntgen, CT esetleg MRI géppel gyakran képet készíteni a vizsgálat során, azonban ez csak kis mozgástartományban lehetséges, valamint igen nagy sugárterheléssel jár, éppen emiatt ritkán alkalmazzák. Sokkal gyakrabban használják azt a megoldást, hogy a csontok helyett valójában a bőrre helyezett markerek mozgását követik. Fontos ugyanakkor megjegyezni, hogy az ilyen vizsgálatokban mindig megjelenik a bőrmozgás problémája. (részletesen lásd később).

Kitekintés: ParisTech, Budapesti Ortopéd Klinika

Hogy jobban megértsük, és megvizsgálhassuk a gyakran használt mozgásvizsgálati módszereket, két olyan helyen is tettünk látogatást, ahol ilyen rendszereket használnak.

Márciusban az Athens program keretében lehetőségünk nyílt ellátogatni a párizsi École National Arts et Métiers ParisTech egyetemre, amely azon kevés párizsi egyetem egyike, amely biomechanikai kutatóközponttal rendelkezik. Ottlétünk alatt bemutattak nekünk, illetve ki is próbálhattunk kétféle vizsgálórendszert: az elektromágneses, illetve az ultrahangos elven működő rendszereket. Mindkét mozgásvizsgálat arra a feltételezésre épül, hogy az emberi testben csak az ízületekben jön létre mozgás, az egyes testszegmentumok merev testek.

Az elektromágneses alapú rendszereknél a mérőrendszer az adóhoz rögzít egy koordinátarendszert, majd a



4. ábra Ultrahangos járásvizsgálat (25)

vevők távolságát, illetve szögelfordulását méri. A vevőket a vizsgált személy testszegmentumaira rögzítik úgy, hogy lehetőség szerint ne tudjon elmozdulni, és a vizsgálni kívánt mozgásformát ne zavarja. Az adót a mérőtér fix pontján helyezik el. A mérőrendszer része még egy adatgyűjtő egység, amelyet egy számítógéphez kötnek. A rendszer egy speciális eleme az úgynevezett jelölő ceruza, amivel a kalibráció alatt a lokális koordináta rendszereket jelölik ki. Ezen lokális koordináta rendszerek

rendszerint az anatómiai pontokra kerülnek, emiatt az ilyen vizsgálatokat általában félmeztelenül végzik. Az elektromágneses mérőrendszerek jó pontossággal rendelkeznek (1-2 mm), azonban hatótávolságuk korlátozott (max 3-4 m), illetve a testre szerelt érintkezők akadályozhatják a mozgást. A kereskedelmi forgalomban kapható rendszerek közül ilyen elven működik pl. az ISOTRACK és az Ascension. A meglátogatott párizsi egyetemen egy kórháznak fejlesztettek olyan elektromágneses rendszert, amivel agybénulásos gyerekek rehabilitációját tudják nyomon követni oly módon, hogy a betegek kézmozgását vizsgálják különböző, szabványosított feladatok elvégzése közben.

Az ultrahang alapú rendszerek egyedi érzékelős mérési módszert tesznek lehetővé, mérőhármassokat használva. A rendszer itt is egy jelet kibocsátó adóból, egy (vagy több) három érzékelőt magába foglaló mérőfejből, valamint egy központi egységből áll. Az adó és a mérő egység egy érzékelője közötti távolság a mért terjedési időből és az ultrahang sebességéből számolható. Ezen rendszer esetén 4-5 mm-es pontosság érhető el, de a hatótávolság itt is korlátozott, valamint az összeköttetéshez szükséges vezetékek itt is zavaróak lehetnek. Ilyen például a biomechanikai méréseknél gyakran használatos Zebris mérőrendszer.

A másik hely, amit meglátogattunk, a Semmelweis Egyetem Ortopédiai Klinikája volt, ahol néhány hónapja helyeztek üzembe egy korszerű, több tízmillió forint értékű, marker alapú optikai mérőrendszert, amellyel éppen egy ultrahangos rendszert váltottak le. Az optikai alapú markeres mérővizsgálatok esetén



5. ábra Optikai vizsgálat (29)

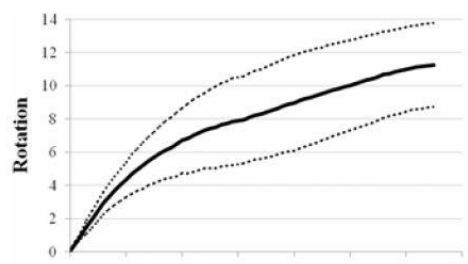
fényvisszaverő érzékelőket helyeznek a test több pontjára, majd a mozgást különböző pozíciókban elhelyezett kamerákkal rögzítik. Az ilyen mérésekhez legalább 2 kamera szükséges, (a laboratóriumban 6 kamera működött egyidejűleg) de több kamera esetén nagyobb pontosság és nagyobb mérőtér érhető el. A feldolgozás automatizált, a mérési eredmény rögtön megtekinthető a számítógépen 3D szimuláció formájában. Az Ortopédiai Klinikán a mérőrendszert gerincferdüléses, lábsérült, lúdtalpas, lábdeformitással rendelkező betegek járásvizsgálatára, járáselemzésére használják.

Korábbi kutatási eredmények

A térd komplexitását mutatja az is, hogy immáron több, mint másfél évszázada áll kutatások középpontjában, ráadásul a témák is rendkívül változatosak. Gyakran találkozhatunk mozgásvizsgálatokkal, keresztszalag szakadás következményeit vizsgáló kutatásokkal, belső erők mérésével, implantátumfejlesztésekkel. Az alábbiakban a térd rotációjának mérését megkísérlő néhány kutatás eredményét foglaljuk össze.

- **Modeling human knee dynamics (6)**

Magyar kutatók a térd rotációját és abdukcióját mérték a flexió függvényében ultrahangos eljárással öt in vitro kadáver kísérlet keretében. Egy fából készült kerethez erősítették a preparált térd femurját, majd a quadriceps ínját meghatározott erővel húzták, miközben a tibiát

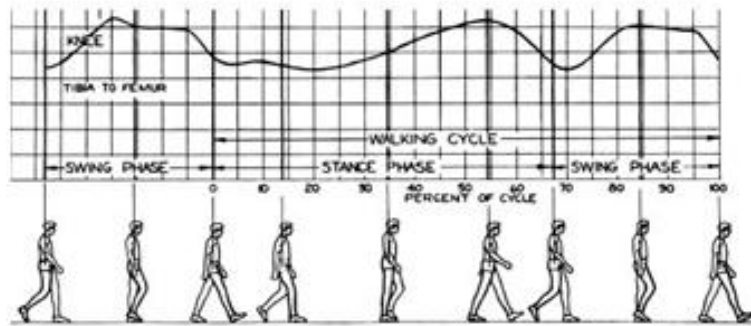


6. ábra A flexió és rotáció kapcsolata (6)

is terhelték. Csak 0° és 65° közötti flexió esetén végeztek méréseket, mivel eredményeik szerint ennél nagyobb hajlítás esetén a térd mozgása nem egy meghatározott pálya mentén történik a szalagok meglazulása miatt. Méréseik alapján a rotáció a flexió 0-20° közötti tartományában a legnagyobb, közel **8-10°**-os.

- **Transverse rotation of the segments of the lower extremity in locomotion (7)**

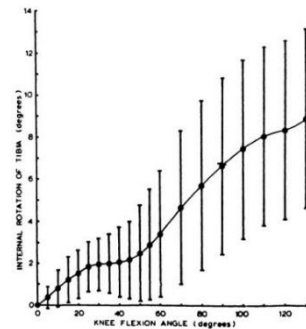
A 65 évvel ezelőtt elvégzett kísérlet során természetes emberi járás közben vizsgálták a femur és tibia egymáshoz képesti elfordulását. A kísérlet során a tesztalányok közvetlenül csontjaiba fúrt csavarokhoz rögzítettek markereket, amelyek mozgását több kamerával vizsgálták. A mérések (30 résztvevő) alapján az átlagos legnagyobb rotáció **8,7°** volt.



7. ábra A térd rotációja járás közben (7)

- **Stiffness and laxity of the knees: the contributions of supporting structures (8)**

35, átlagosan 64 éves személyektől származó preparált térdet vizsgáltak, a kísérlet célja a térdszalagok rugalmasságának és a térd mozgásában betöltött céljának vizsgálata volt, de a rotációt is mérték speciális, háromdimenziós szögmérőkkel. A kísérleti eredményekben a flexiótól függően egyre nagyobb szórást tapasztaltak, átlagban a legnagyobb rotáció $\approx 9^\circ$ volt.



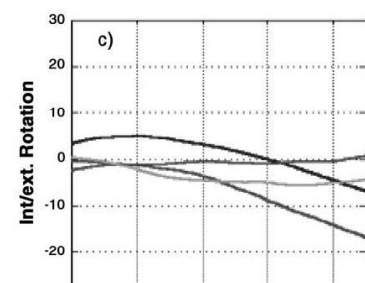
8. ábra A flexió és a rotáció kapcsolata (8)

- **Three-dimensional kinematics of the human knee with intracortical pin fixation (9)**

Az egyik legtöbbet idézett cikk a térd biomechanikája témában. Japán kutatók Kirschner dróttal rögzítettek öt egészséges férfi csontjaiba referenciapontokat, így küszöbölve ki a bőrmozgásokat. Pontos mérőberendezést (pontosság: $\pm 0,5$ mm, $\pm 0,5^\circ$) használva az általuk kapott rotáció nagysága: $10,6^\circ \pm 2,8^\circ$.

- **Correction of axis misalignment in the analysis of knee rotations (10)**

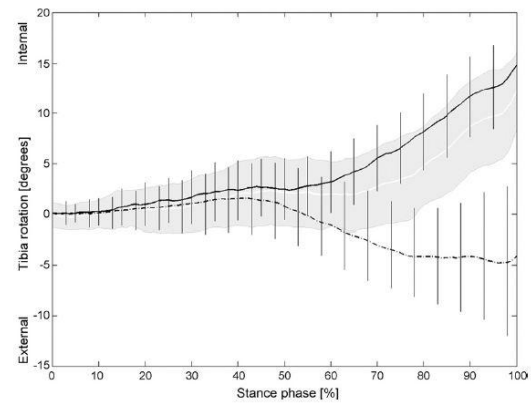
Ebben az in vivo kísérletben egy térdre erősíthető külső, szenzorokkal ellátott váz segítségével mérték az anatómiai tengelyek egymáshoz képesti elmozdulásait, forgásait, így a rotációt is. Azonban az egy alanyon elvégzett különböző mérések között nagy különbségeket tapasztaltak. Az átlagos maximális rotáció $\approx 15^\circ$ volt.



9. ábra A flexió és a rotáció kapcsolata (10)

- **Knee rotation during a weight bearing activity: Influence of turning (11)**

Ebben a kísérletsorozatban a térd dinamikáját vizsgálták különböző módokon végrehajtott székről felállás közben. A 15 tesztalany mozgását optoelektronikus rendszerrel vizsgálták háromdimenziós környezetben. Itt is az egyes anatómiai tengelyekhez kötött koordinátarendszerek egymáshoz képest történő elmozdulásaik alapján számolták a szögeket. A mérések alapján akkor következett be a legnagyobb mértékű rotáció, amikor enyhén kifordult lábbal oldalirányban álltak fel a tesztalanyok. Sima felálláskor átlag 12° volt a rotáció nagysága.



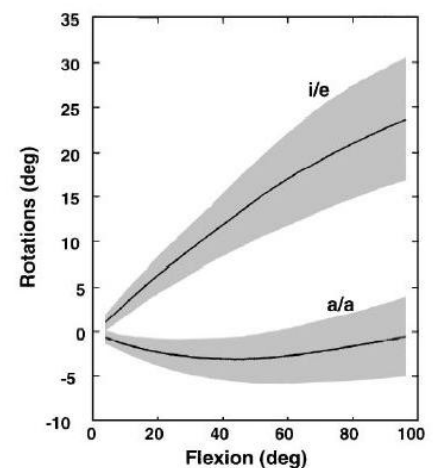
10. ábra A rotáció nagysága (11)

- **Reproducibility of an optical measurement system for the clinical evaluation of active knee rotation (12)**

Francia kutatók, saját markeres, optoelektronikai érzékelős mérési összeállításukat vizsgálták reprodukálhatóság szempontjából. A dolgozat szempontjából lényegesebb azonban, hogy nők, férfiak, fiatalok és idősek egyaránt szerepeltek a tesztalanyok között, így láthatóvá váltak a nemre és életkorra visszavezethető különbségek. Rotációt és flexiót is mértek, a rotáció nagysága 6° és 19° között volt.

- **The components of passive knee movement are coupled (13)**

Az Oxford Egyetemen elvégzett kadáver kísérlet során a kutatók arra a kérdésre keresték a választ, hogy a térd passzív flexiója során mekkora a rotáció, illetve azt, hogy extenzió esetén ugyanazon az útvonalon történik-e a rotáció, mint flexió esetén. Eredményeik szerint extenzió esetén a térd megközelítőleg ugyanúgy mozog (csak természetesen fordítva), mint flexió esetén. Méréseik szerint a rotáció mértéke egyenletesen növekszik $\sim 23^\circ$ -ig (100°-os flexióig mértek), 25°-os flexió mellett $5\text{-}8^\circ$ között változik.



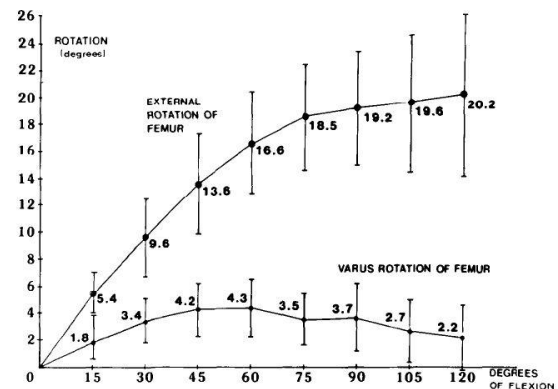
11. ábra A fellépő rotáció nagysága (i/e) (13)

- **Measurement of the screw-home motion of the knee is sensitive to errors in axis alignment (14)**

Piazza és Cavanagh kifejezetten a screw-home mechanizmus működését vizsgálták kadáver térdeken. A 0-90° nagyságú flexió tartományt vizsgálták, eredményeik szerint a maximum rotáció 90°-os flexió esetén **15°**.

- **Geometry and motion of the knee for implant and orthoic design (15)**

Az amerikai kutatás kadáver térdeken történt, röntgenfelvételek alapján. Célja az emberi térd mozgásának pontosabb megértése abból a célból, hogy az eredmények felhasználhatóak legyenek implantátumtervezés során. Itt is a flexió függvényében vizsgálták a rotációt és az abdukciót. Mérési eredményeik igazolják, hogy a rotáció



12. ábra A mért rotáció nagysága (15)

monoton nő a méréshatárig (120°). Ami a kisebb flexiót illeti: 15°-os flexió mellett **5,4°**, 30°-os flexió mellett pedig **9,6°**-os átlagos külső rotációt mértek.

Az irodalomkutatás összefoglalása

Az egyes szerzők cikkeikben részletesen leírják az esetleges mérési pontatlanságok forrásait. Néhány, gyakran előforduló hibaforrás:

- Különböző nemű és életkorú tesztalanyok: kortól és nemtől függően a condylusok görbülete különbözik, emiatt a létrejövő rotáció nagysága is különböző lesz
- Kadáver kísérletek esetén befolyásoló tényező a halál óta eltelt idő, illetve az alkalmazott esetleges tartósítási eljárás
- A mérések egyes esetekben nehezen reprodukálhatóak
- Bőrmozgás okozta pontatlanságok (részletesebben lásd később)

A térd mozgásvizsgálata saját mérési elrendezéssel

A mérési elrendezés megvalósítását ötletek és követelmények összegyűjtése előzte meg.

A következő követelményeket állítottuk fel a mérőberendezéssel szemben:

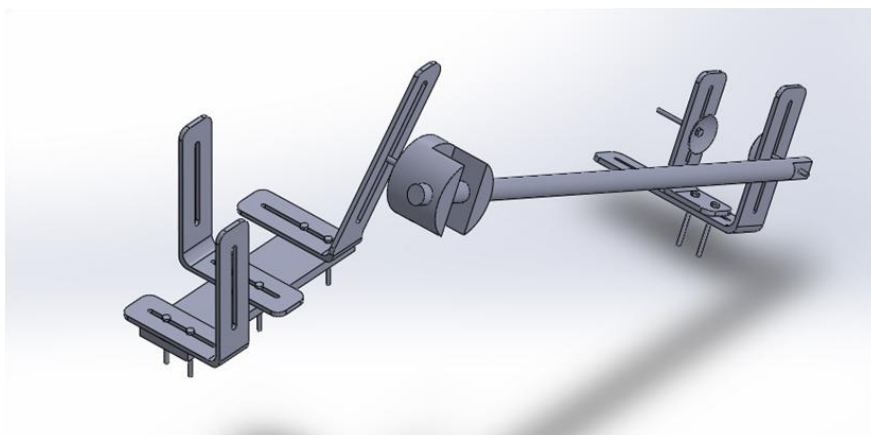
- ne akadályozza a vizsgált mozgást, ne befolyásolja a mérési eredményt
- legyen használható in vivo mérésekre
- mérési pontossága minél nagyobb legyen $\Rightarrow$ a mért szögek hibája lehetőleg ne legyen nagyobb néhány foknál
- minél kisebb legyen a speciális anyagigénye, egy prototípus legyen megépíthető a rendelkezésre álló anyagokból
- a mérés reprodukálható legyen
- anatómiailag eltérő embereken is lehessen méréseket elvégezni (férfi-nő, alacsony-magas)

Egy brainstorming, majd a felvetődött ötletek értékelése után a következő lehetséges megvalósítások mellett döntöttünk:

- lábhoz erősített váz, amely egyes elemeinek egymáshoz viszonyított elmozdulását mérjük
- sípcsonthoz erősített lézer pointer, megfelelő vetítővászonnal
- érintésmentes, marker nélküli mérés Microsoft Kinect segítségével

Lábhoz erősített váz

A lábhoz erősített váz CAD modelljét elkészítettük, de megvalósításába mégsem kezdtünk bele, mert úgy gondoltuk, hogy egyrészt a mozgást jelentősen befolyásolná egy lábhoz rögzített fémszerkezet, így a mérési eredményt meghamisítaná, másrészt a sok mozgó alkatrész miatt költséges és bonyolult lett volna megépíteni egy működő prototípust.



13. ábra Lábra rögzíthető váz 3D modellje

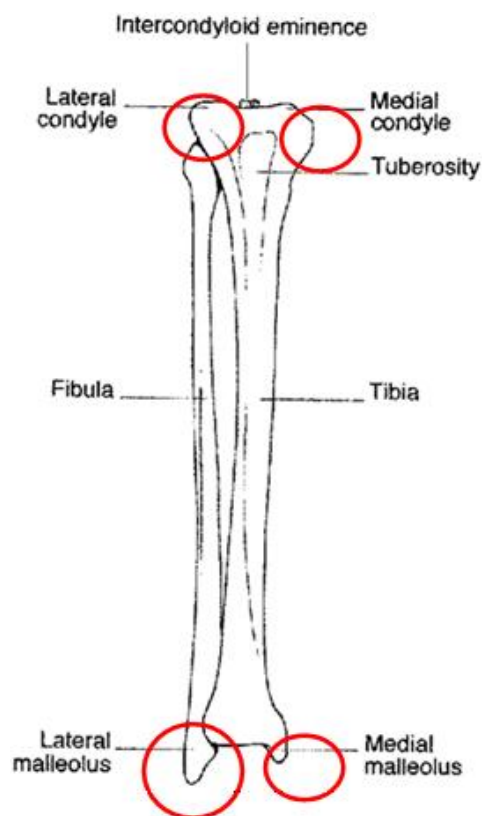
Mérés Microsoft Kinecttel

Dr. Tamás Péter rendelkezésünkre bocsájtott egy Kinectet, valamint egy speciálisan 3D mérésre készített programot (KinectScan, készítette Major Péter), amelyekkel néhány mérést el is végeztünk, azonban ez a kísérlet nem volt túlságosan sikeres. Az eredeti elképzelés szerint 4 kijelölt anatómiai pont pozícióját mértük volna a térd különböző flexiójú helyzeteiben, majd ezen pontok térbeli pozícióiból rekonstruáljuk a tibia térbeli mozgását. A 4 kitüntetett anatómiai pont: tibia proximális végénél a mediális és laterális condylusok, a tibia disztális végén a mediális és laterális malleolusok (a laterális malleolus már a fibula része, azonban a tibia és fibula közötti feszes szalagok miatt közelítőleg együtt mozog a két csont)

A marker nélküli mérés azért jelent előnyt, mert

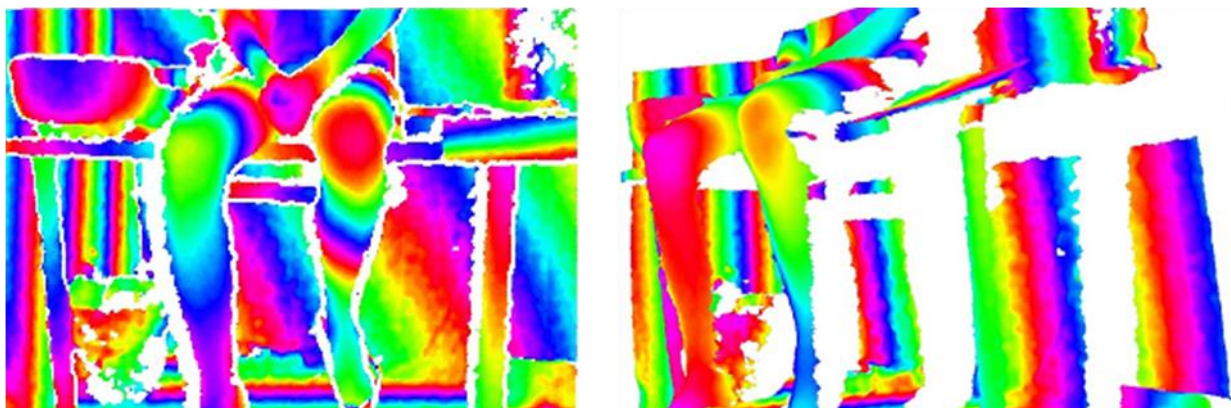
így a bőrmozgás okozta hiba kiküszöbölhető. A gyakorlati megvalósítással kapcsolatban 3 probléma merült fel:

- a Kinect pontossága távolságfüggő, ~50 cm tárgy távolság esetén 2-3 mm körüli pontosság az elérhető, ~1 m tárgy távolság esetén már 1 cm körüli a maximális pontosság, valamint 40 cm-nél közelebbi tárgyak 3D képét nem képes létrehozni az eszköz



14. ábra A mérendő anatómiai pontok elhelyezkedése (22)

- a kamerát a femur hossz tengelyén célszerű elhelyezni, azonban a vizsgált mozgás során a megfigyelt pontok ~80 cm-t mozognak a képsíkra merőlegesen, ami a pontosságot nagyban lerontja, tekintve, hogy a legközelebbi pont minimum 50-cm-re kell, hogy legyen a kamerától
- a program a tárgy kontúrjai mentén csak nagy sík felületekkel rendelkező objektumokat tud elkülöníteni, a vizsgált anatómiai pontok nem látszanak a generált 3D-s modellben, azok az elmosódott tartományban találhatóak, így csak nagyon nagy bizonytalansággal (gyakorlatilag a mérni kívánt értékek többszörösével) lehetséges a pozíciók leolvasása



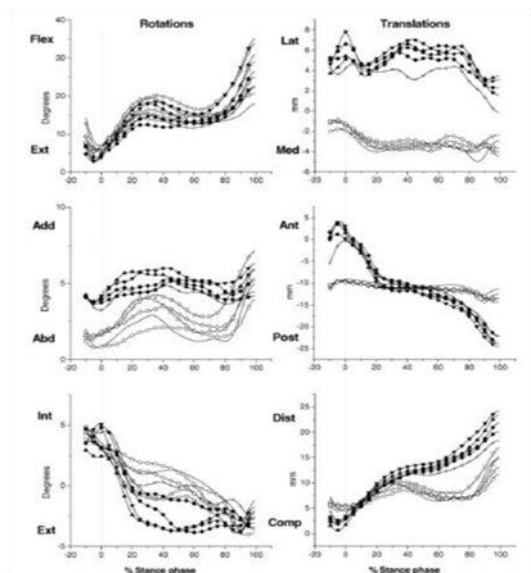
15. ábra Szemből, illetve oldalról készült mélységképek. Látszik, hogy a tárgyak kontúrja mentén egy fehér - mélységértékkel nem rendelkező - sáv található.

A bőrmozgás problémája és kiküszöbölése

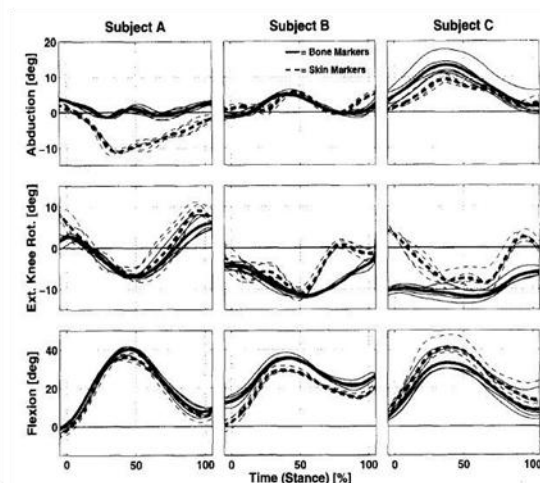
A biomechanikai mérések esetén a csontok egymáshoz képesti mozgásait szeretnénk megmérni, ez azonban az in vivo, vagyis élő embereken elvégzett kísérletek esetén nem könnyű. Ugyan van arra lehetőség, hogy röntgen géppel nyomon kövessük a csontok helyzetét, azonban ez leginkább a sugárterhelés miatt problémás. Emiatt legtöbb esetben a bőrre erősített markerek vagy eszközök helyzetét vizsgáljuk. Ez azonban nagy hibaforrás egy mérés esetén, hiszen a bőr a csontokhoz képest a lágy szövetek rugalmassága, illetve az izmok feszülése-lazulása miatt jelentősen mozoghat. Lehetséges megoldást kínálnak a közvetlenül a csontokba fúrt csavarokhoz rögzített markerek, azonban érthető okokból (sok ország esetén az ilyen kísérletek szigorú engedélyekhez kötöttek) az ilyen kísérletek nagyon ritkák. Még kevesebb az olyan kísérletsorozat, amikor egy mozgásanalízis során össze is hasonlítják a bőrre és a csontba rögzített markerek egymáshoz képesti mozgását.

A témában az egyik legtöbbet idézett tanulmány egy kanadai-svéd publikáció (16), amely egy kísérletsorozat eredményeit írja le, melyben 3 tesztalany femur és tibia

csontjába 2,5 mm átmérőjű csavarokat rögzítettek, a csavarokhoz pedig markereket, de ezeken kívül még a bőrre is helyeztek markereket. Ezek után futás közben optoelektronikai módszerrel vizsgálták a két marker-rendszert, összehasonlítva a két rendszer adataiból kapott flexió, rotáció és abdukció értékeket. A legkisebb különbséget a flexió esetén kapták, itt átlag 30%-os eltérést tapasztaltak, azonban ez az érték abdukció esetén már 115%, míg rotáció esetén 129% volt.



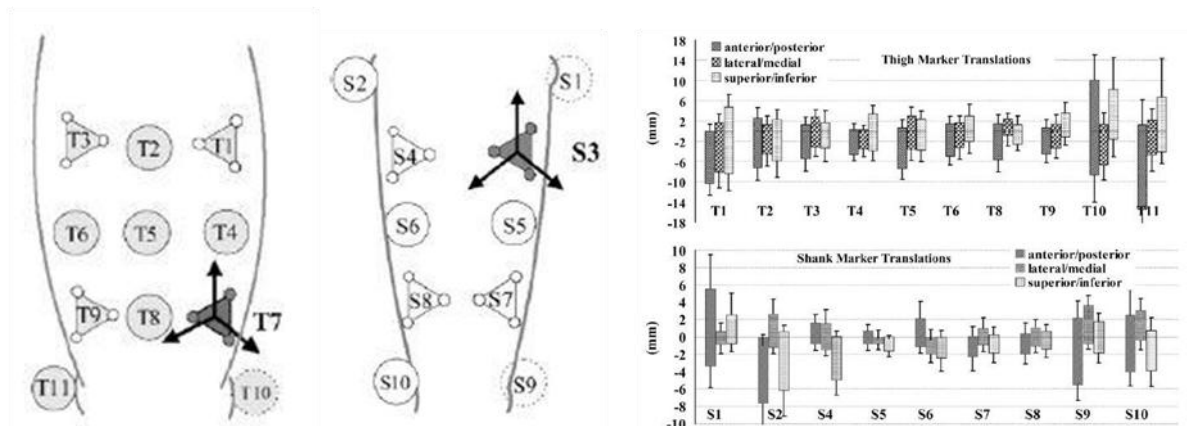
16. ábra A bőrre (pontozott vonal), illetve a csonthoz (sima) szerelt markerek alapján mért értékek (17)



17. ábra A bőrre (szaggatott vonal), illetve a csonthoz (folytonos) szerelt markerek alapján mért értékek (16)

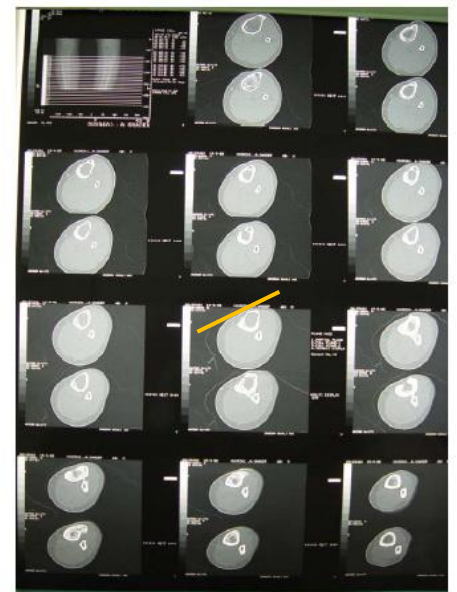
Hasonló eredményről számoltak be egy másik, szintén kanadai-svéd publikációban (17) is, ráadásul ebben az esetben a járás közben nem csak a szögbeli különbségeket, hanem a különböző translációs eltéréseket is vizsgálták. Szögbeli eltéréseik nagysága az előző publikációhoz hasonló: flexió esetén 2,5°, abdukció esetén 3,6°, rotáció esetén 2,9° volt az átlagos különbség. A translációs eltéréseket tekintve anterior-posterior irányban volt a legnagyobb a különbség (6,8 mm) ezt követte a mediális-laterális (5,9 mm) irány, majd a disztális-proximális irány (2,7 mm).

Amerikai kutatók a bőrre helyezett markerek egymáshoz képesti elmozdulásait vizsgálták (18), ebben az esetben csonthoz nem volt rögzítve marker. Egy referenciaként használt markerhez képest mérték a többi marker translációs elmozdulásait három dimenzióban. Eredményeik alapján a legnagyobb bőrmozgás a comb disztális végén van anterior-posterior irányban, mértéke több, mint 1 cm is lehet. Ezzel szemben a lábszárra rakott markerek esetében sokkal kisebb mozgásokat tapasztaltak, főleg a sípcsont közelében elhelyezett markerek esetén.



18. ábra Jól látható különbségek a markerek helyétől függően (18)

Éppen ezért kezdtük el annak a lehetőségét vizsgálni, hogy a lézert tartó szerkezetet a lábszárra, a sípcsontra rögzítsük. Ehhez tanulmányoztuk a tibia anatómiáját anatómia könyvek, CT felvételek, illetve CAD modellek segítségével. Ezek alapján arra jutottunk, hogy a sípcsont körülbelül középső harmada megfelelő egy eszköz rögzítéséhez, hiszen ezen a szakaszon jól láthatóan és érezhetően vékony a bőr, és a csont geometriája is lehetővé teszi ezt. Van egy jól tapintható hosszanti "éle", ráadásul a mediális oldal megfelelően lapos. A rögzítés hátránya, hogy a vádli izomzatát is lefogjuk, azonban ez nem baj, hiszen az nem játszik jelentős szerepet a térd mozgásában.



19. ábra Jobb tibia CT metszetei, jól látható a lapos mediális rész (24)

Ezek alapján egy olyan eszközt kellett készíteni, ami:

- képes a lézert rögzíteni
- egy része görbült, de van lapos része is, így felveszi a tibia alakját
- rögzíthető a lábszárhoz, viszonylag egyszerűen fel- és leszerelhető
- van lehetőség állításra
- lehetőleg a térd forgáspontjához (a néhol csúszó mozgás miatt ez csak közelítés) közel helyezkedik el
- mindkét lábon használható
- minél kisebb és könnyebb

Ezeknek a követelményeknek egy közönséges iratcsipesz is megfelel, ha az egyik szárát eltávolítjuk. Ráadásul ebből a termékből többféle méret is kapható, de akár az egyes

csipeszek görbülete is változtatható és mindkét lábon használható. A megfelelő rögzítés érdekében célszerű két csipeszt is elhelyezni minél messzebb egymástól. Természetesen a csipeszek távolsága a lézer hosszától is függ, emiatt célszerű toll lézert használni. Azonban ezzel az elrendezéssel a lézersugár párhuzamos lesz a tibiával, esetünkben viszont célszerűbb a tibiára merőleges elrendezés. A lézersugár megtöréséhez egy fogorvosi tükröt használtunk. A tükrő feje nem pontosan 45° -ot zár be a szárával, így meg kellett mérni, hogy a sugarat pontosan hány fokkal téríti el. Ehhez a tükröt egy kicsit szennyezett vízzel teli pohárba tettük, és rávilágítottunk a lézerrel. Így láthatóvá és mérhetővé vált a visszaverődési szög, ami $107/2^\circ$, tehát a lábról induló lézernyaláb a tibia hossz tengelyével 107° -os szöget zár be. A szerkezet lábra történő rögzítése történhet széles fűzővel is, ami akár lehet gumis is. A mozgást főleg az eszköz alakja, illetve a súrlódás fogja megakadályozni. Mivel a mérés közben a lézernek folyamatosan világítania kell, egy gumival biztosítottuk, hogy a lézer gombja be legyen nyomva.



20. ábra A tükrő visszaverési szögének mérése

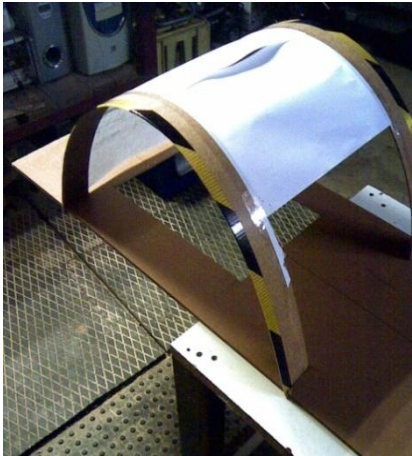


21. ábra A lézert és a tükröt rögzítő szerelvény

Az első mérőállvány megépítése

A mérés kivitelezéséhez szükségünk volt egy megfelelő vetítővászonra, amelyre a lézer fényét kivetítve leolvashatóak az aktuális pozícióhoz tartozó flexió és rotáció értékek. Erre a célra először egy két laminált padlóból álló szerkezetet építettünk, amelynek közepére lyukat vágtunk, majd a lyuk két oldalára egy közel félkör ív alakú rugalmas falemezt rögzítettünk, ezek közé feszítettük ki a fénymásolópapírból készült vásznat. Az elkészült váz sajnos nem bizonyult használhatónak, ennek több oka is volt:

- a rugalmas falemez nem körív alakú volt, hanem negyedrendű görbével közelíthető alakot vett fel, ami nagyon bonyolulttá tette a leolvasott értékek kiértékelését
- kicsi volt a hely a vizsgált személy lábának, a mérés szempontjából legfontosabb 0-30° flexió szakasz során a váz külső része akadályozta a láb mozgását
- a vászon elméleti fél méteres sugara kevésnek bizonyult, nem lehetett elég pontosan leolvasni az adatokat.
- a térd flexiójának közelítő forgás tengelye sem esett egybe a hengeres vászon forgástengelyével
- ennél a változatnál a lézernyaláb a tibia hossz tengelyével párhuzamosan világított, ami további nehézségeket okozott (a patella néha teljesen kitakarta a lézernyalábot)



22. ábra Az első prototípus



23. ábra Mérési kísérlet (látható, hogy a patella részben kitakarta a lézernyalábot)

A sok probléma miatt úgy döntöttünk, hogy építünk egy nagyobb vázat, amelyet úgy terveztünk meg, hogy a fenti hibákat lehetőség szerint megszüntessük.

A második mérőállvány megépítése

Az új vázszerkezet sokkal nagyobb méretű lett, mint elődje, itt a vetítővászon sugarát 1 m-re választottuk, azonban teljes félkör helyett, csak kicsivel több, mint negyedkört építettünk meg. A szerkezet alapját két szimmetrikus, egyenként egy vízszintes és egy függőleges lécből álló keret adta. A vízszintes lécz jóval hosszabb volt, mint 1 méter, erre azért volt szükség, hogy a vizsgálat során az állványt az vizsgáló asztalra fel lehessen tenni, valamint a túllógó rész biztosította a femur elhelyezését, rögzítését. A vászon vezetésére 2, párhuzamosan futó drótot használtunk, amelyet a keretben rögzítettünk. Olyan drótot használtunk, ami kellően merev, megtartja az alakját, ugyanakkor kézzel

könnyen alakítható. Így a negyedkör középpontjához rögzített 1 méteres fonállal a drót hosszán többször végigmenve "kalibráltuk" a vásznat. A vetítövászon 3db egymás után ragasztott A2-es méretű fénymásolópapír volt, amelyre előzetesen egy négyzethálót rajzoltunk fel. A négyzethálót a negyedkör felső részén (ahova a flexió 0-30° tartományában esik a lézerfény) 1x1cm-es felbontással készítettük, a kevésbé fontos területeken 2x1 illetve 2x2 cm-es felbontást használtunk.



24. ábra Az elkészült második mérőszerszék

A mérés menete

A mérés előkészítéseképpen a korábban ismertetett tükör+lézer szerelvényt rögzítettük a vizsgált személy sípcsontjához. Ezután a vizsgált személy beült a keretbe, lábát ellazítva lelógatta. A keret kialakításakor a negyedkör középpontját kijelölő csavar hosszát szándékosan nagyobbra választottuk, mint amekkora szükséges volt a rögzítéshez, így mindkét oldalon egy 5-5 cm hosszú rész kiállt belőle, így szemmel is jól látható volt az ideális forgástengely. A vizsgált személy ezután úgy helyezkedett el, hogy térdének közelítő forgástengelye minél közelebb legyen a kijelölt ideális



25. ábra A rögzítés módja

forgástengelyhez. Ekkor a lézert bekapcsoltuk, majd megkezdődött a mérés.

A mérést csak aktív mozgás során végeztük el, tehát a vizsgált személy a saját lábát mozgatta a mérés során. A mérést először több különálló pont felvételével végeztük el olyan módon, hogy a vásznon kb. 5 cm-enként készítettünk egy fényképet a lézer aktuális helyzetéről. A mérés nem dinamikus mérés volt, tehát nem mozgás közben történt a pontok felvétele, hanem egymást követő beállítások eredményeképpen. Ezen módszer előnye, hogy a mérési pontok könnyen számíthatók, hátránya azonban, hogy nagyon időigényes és a vizsgált személy számára fárasztó a mérés elvégzése.

A mérési eredmények számának növelése érdekében a fényképezőgéppel hosszú (2-3s) záridős képeket készítettünk, amelyeken jól kirajzolódott a lézer mozgás közbeni pályája. A 3s időtartam elég volt arra is, hogy egy adott szakaszon többször is elhaladjon a lézerpont (több flexió-extenzió is végrehajtásra került ennyi idő alatt), így lehetőség nyílt a mérés reprodukálhatóságát vizsgálni. A reprodukálhatóságot numerikusan nem értékeltük ki, mert nem volt minden esetben egyértelmű, hogy a görbe egyes szakaszai melyik mozgásfázisokhoz tartoznak, de jól látható, hogy a görbék egy igen szűk tartományon belül találhatók, ami arra enged következtetni, hogy a mérés jól reprodukálható, nincsenek olyan hibák, amelyek jelentősen befolyásolnák a mérési eredményt.

Az első mérési adatok értékelése

A vászonról leolvasott adatokkal néhány műveletet el kell végezni, hogy megkapjuk a keresett elfordulás értékeit.

Jelölje a térd flexióját α (a láb nyújtott helyzetében 0° , flexió közben növekszik), míg a rotációt β (nyújtott helyzetben 0° , laterális rotáció irányában növekszik).

Éljünk a következő egyszerűsítésekkel

- a lézer tükre (mint a sugár látszólagos kilépési pontja) az ideális forgástengelyen található, így a mozgás során a vizsgált lézersugarak minden esetben egy gömb sugarai. A valóságban 5-8 cm a távolság a forgástengelytől, azonban ha nem élünk ezzel az egyszerűsítéssel, egyetlen pont leképezése esetén a térd más mozgásai miatt olyan megfeleltetést kapunk a flexió, rotáció értékek és az ernyőn leolvasott értékek között, ami nem kölcsönösen egyértelmű, így a leolvasott értékek alapján nem számíthatóak ki a flexió, rotáció szögértékei.

- a vetítővászon ideális esetben egy 1 m sugarú szimmetrikus (a főkört középen tartalmazó) gömböv részlete lenne, azonban mi ezt hengerrel közelítjük. Mivel a vászon szélessége 32 cm és középen húzódna a gömb átmérője, ezért a legnagyobb eltérés a gömbi felülettől a vászon két szélén:

$$\Delta R = R' - R = \sqrt{R^2 + 0,16^2} - R = \sqrt{1,0256} - 1 = 0,0127 \text{ m} \quad (1)$$

- Egyrészt ez a közel 1%-os hiba nem jelentős a többi fellépő hibához képest, másrészt a vászon teljes megfeszítése nem lehetséges, így az esetleges gyűrődések is okoznak ekkora hibát

Az ernyő tehát 1 m sugarú gömbfelület, amelyen 1 cm-es osztások találhatóak. Ez azt jelenti, hogy a gömbfelületen 1 cm távolság, a középpontból

$$\frac{360^\circ}{2\pi * 100\text{cm}} * 1\text{cm} = 0,5729^\circ \quad (2)$$

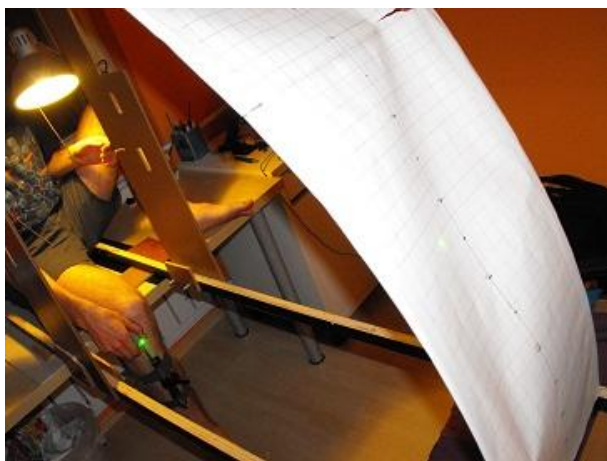
szög alatt látszik.

Az ernyő beosztása úgy került felhelyezésre, hogy a forgástengelytől függőlegesen fölfelé a 18-as érték szerepel, így ha a tibia szöghelyzetét akarjuk meghatározni, ezt az eltérést is figyelembe kell venni.

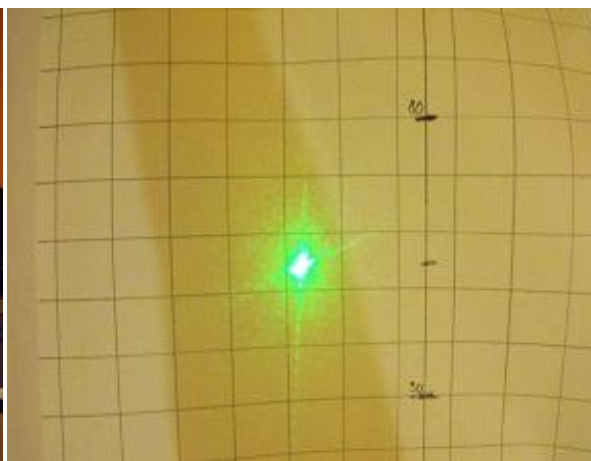
A leolvasott x (a vászon hosszanti irányában mért érték) és y (a vászon szélei felé mért érték) alapján a flexió szöge a (3) összefüggéssel számítható ki, míg a rotáció szöge a (4) összefüggéssel számítható. Az y skálát balról jobbra növekvőnek tekintve bal lábnál -, jobb lábnál + előjel esetén kapjuk meg a laterális rotáció mértékét.

$$\alpha = (x - 18) \frac{360^\circ}{200\pi} + 17^\circ \quad (3)$$

$$\beta = (\pm)y * \frac{360^\circ}{200\pi} \quad (4)$$



26. ábra A mérés beállítása



27. ábra Különálló pont mérése ($x=85, y=-4,5$)

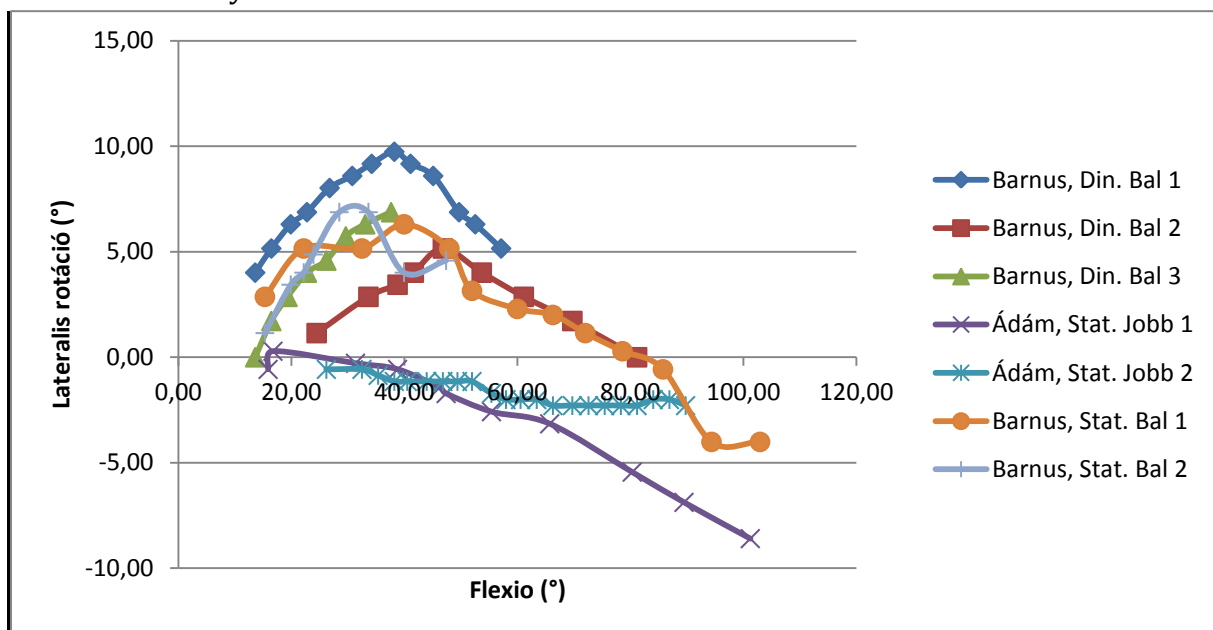


28. ábra A bal láb mérése hosszú záridővel



29. ábra Folytonos mozgás közbeni mérés. A skála nem látszik megfelelően, azonban a görbe a vászon széléhez ér, ami $\sim 9^\circ$ -os maximális rotációt jelent. 23° -os flexiónál A flexió kb. $0-30^\circ$ -os tartományának ismételtetését jól mutatja a görbék egymáshoz közel futása.

Mérési eredmények:



30. ábra Statikus mérések esetén minden pont ábrázolásra került, dinamikus mérés esetén csak néhány kiválasztott pont koordinátája került ábrázolásra.

Értékelés:

A méréseket önmagunkon végeztük el, azonban így is szignifikáns különbség figyelhető meg kettőnk vizsgálatának eredményei között.

Barnabáson mért értékek az elvárásokhoz hasonlóak, a kezdeti flexió során jelentős a rotáció, ahogyan az a korábbi kutatások eredményeiből várható volt. Megfigyelhető, hogy Barnabáson végzett mérések nagyjából egyforma eredményeket adnak, csak kezdeti hiba figyelhető meg, ami annak tudható be, hogy nyújtott állapotban a lábszár a feltételezett ellentétben nem vízszintes volt. Ez egy kezdeti plusz flexiót eredményez a mérési eredményekben.

Ádám mért értékei teljesen eltérnek a várttól, ennek oka valószínűleg mérési hiba (a mérés során a femur rögzítése nem volt megfelelő, és a láb mozgásakor a megfeszülő izomzat miatt többször is kicsit arrébb csúszott az egész comb, ezzel befolyásolva az eredményt).

Érdekes megfigyelni, hogy a szakirodalomban nem jelentkezik a rotáció "visszafordulása", a mérések során azonban ez jelentkezett. Ennek valószínű magyarázata, hogy a térd hajlításakor a comb izmai megfeszülnek, így a femur helyzete, valamint a térd ideális forgástengelyéhez mért helyzete is megváltozik.

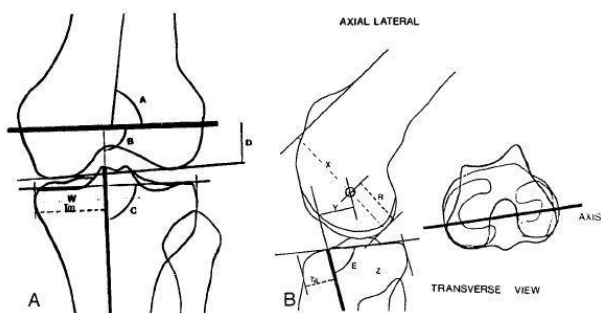
Mérési hibaforrások, a mérőeszköz fejlesztése

Természetesen a mérési eredményeket sok hiba terheli, amelyek feltárása egy mérési eljárás fejlesztése során létfontosságú. Az egyes hibák eltérően befolyásolják a végeredményt, vannak hibák amelyek további fejlesztéssel kiküszöbölhetőek, mások viszont nem.

- bőrmozgás

Korábban részleteztük, hogyan próbáltuk a minimálisra csökkenteni a bőrmozgások okozta hibát, de természetesen teljesen kiküszöbölni nem tudjuk. Nagyobb probléma, hogy pontosan nem tudjuk, hogy mekkora hibát okozhat, csak a már említett tanulmányok által közölt eredmények alapján tudjuk becsülni a hiba nagyságát, ami megközelítőleg $2-2,5^\circ$ lehet. Mivel ezt amennyire csak tudtuk, lecsökkentettük, a lézer rögzítésének módját nem változtattuk, csupán egy könnyebben és gyorsabban rögzíthető anyagot, tépőzárat használtunk.

- flexió tengelyének megtalálása



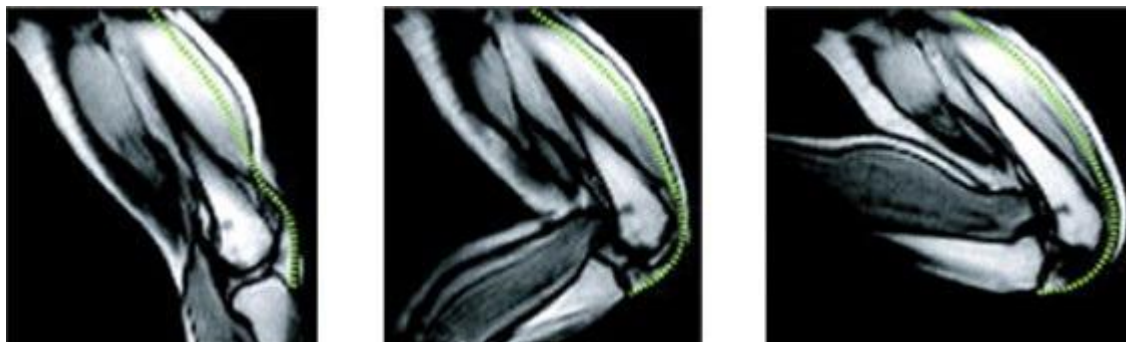
31. ábra A térd flexiójának tengelye (20)

A térd biomechanikájának leírásakor megemlítettük, hogy a flexió egy bonyolult és összetett folyamat, ahol a csúszva gördülés jelenségével is találkozhatunk. Jelenleg is folynak kutatások amelynek célja a térd flexió tengelyének megtalálása és kimérése.

Azonban a legtöbb kutató eredménye szerint a flexió nem egy fix tengely körül történik, hanem a mozgás egy állandóan változó policentrikus rotáció. A középpontnak a flexió során leírt útját egy, a femur anatómiai tengelyétől hátrébb elhelyezkedő álló helyzetű, hátrafelé tekintő "J" betűvel lehet modellezni (19). Más szerzőknek ezzel szemben sikerült kadáver térdek esetében konkrét forgástengelyeket kimérni. Hollister szerint (20) a flexió-extenzió tengelye konstans, és meg is adja a tengelyek helyét az általa vizsgált térdek esetére. Azonban az általa megadott tengely sem a tibia, sem a femur anatómiai tengelyére nem merőleges, így pontos mérések nélkül csak becsülni lehet a helyét. Méréseink során első közelítésben konstansnak vettük a tengely helyzetét. A térdízületet egy egyik végén csuklóval befogott rúddal modelleztük, amely saját hossz tengelye körül is szabadon elfordulhat.

- flexió tengelyének fixálása

A tengely megtalálása mellett a tengely fixálása a másik legnagyobb probléma. Mivel a lábszár mozgásában a combizmok aktívan részt vesznek, a comb vastagsága folyamatosan változik, emiatt a femur helyzete sem fix. Néhány mm-es mozgás is jelentős hibát okozhat a végeredményben. A továbbiakban ezt megpróbáltuk lecsökkenteni a femur rögzítésével.



32. ábra A combizmok vastagságának változásai flexió esetén (23)

- rotáció tengelyének megtalálása

Sokkal kevesebb publikáció foglalkozik a rotáció tengelyének mérésével, így ezt a problémát nem tudjuk kiküszöbölni. Ebben az esetben is megoszlanak a vélemények arról, hogy egy konstans tengely körül rotál-e a tibia a femurhoz képest vagy sem, de sokkal több publikáció bizonyítja azt, hogy a tengely nem állandó, sőt a forgástengely helyzetének esetleges változása nagyban függ a végzett mozgástól. Koo szerint (21) a mozgásfajták többségénél a forgástengely mindig inkább a mediális oldalon van, de közel a femur tengelyéhez.

- ernyő hibája

Méréseink során feltételezzük, hogy az általunk készített ernyő sugara állandó, és tökéletesen feszes, valamint hogy nem hengeres, hanem gömbfelület. Más anyagokat használva a továbbiakban tovább csökkenthetjük az ernyő hibáit.

- leolvasási hiba

Az ernyőre rajzolt beosztás felbontása a flexió első felén 10 mm míg máshol 20 mm, emiatt leolvasási hibák lehetnek, ráadásul a tükör szórása miatt előfordult, hogy a lézersugár ernyőn kapott képe nem pontszerű.

- Közelítésből származó hibák

Méréseink során a szögértékek meghatározásához közelítéseket használtunk, ezek a végeredmény pontatlanságát okozzák.

A harmadik mérőállvány megépítése

A korábban felmerült problémák ismeretében, és korábbi hibáinkból tanulva építettünk egy harmadik mérőállványt.

A második méréshez képest a főbb módosítások a következők voltak:

- A szerkezetet némileg lekicsinyítettük, a fólia sugara 70 cm-es lett, ezen kívül az új anyagoknak köszönhetően erősebb és pontosabb is.
- Az állvány a korábbiakkal ellentétben "saját lábon" állt, a combizmok közvetlenül nem is érintkeztek az állvánnyal
- A vetítőfólia anyaga papír helyett írásvetítő fólia lett. Ezzel az újítással azt értük el, hogy összetettebb modellt használhattunk a térd mozgásának leírására, mivel a lézer egyszerre látszott a fólián és a falon is.
- A lézer elejére egy optikai rácsot helyeztünk, így egy pont helyett több pontot vetített egyszerre.
- A lézert ugyanoda, de fordított irányban rögzítettük, így kevésbé zavarta a mozgást.
- A femur két pontját rögzítettük, így a comb elmozdulásából eredő hibák jelentősen lecsökkentek.



33. ábra A harmadik mérési elrendezés

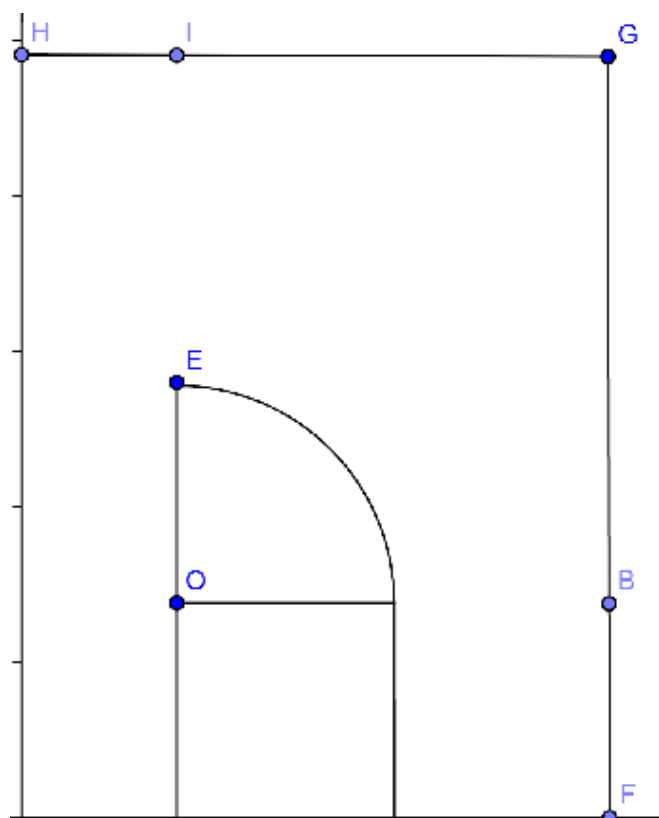


34. ábra Az megfordított lézer rögzítése



35. ábra A femur elmozdulását megakadályozó szerkezet

A mérés megvalósítása



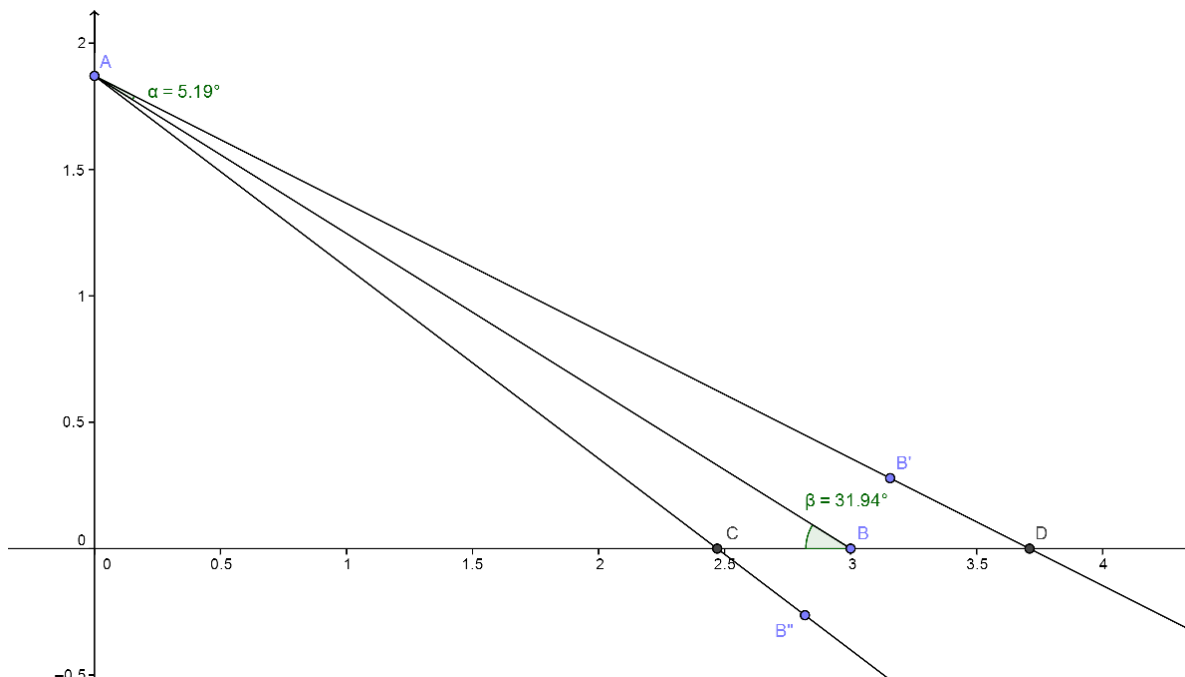
36. ábra A mérési elrendezés méreteit szemléltető, méretarányos ábra
 $\overline{OB} = 1,40m$, $\overline{OI} = 1,95m$, $\overline{BF} = 0,69m$

Koordináta rendszerünknek az állvány középpontját választottuk, az x tengely az $\overline{OB}$ vektorral meghatározott, az y tengely az $\overline{OE}$ vektorral, míg a z tengely merőleges az x és y tengelyekre és jobbsodrású koordinátarendszert alkotnak. (A z tengely a 36. ábra O pontjából a kép síkjából kifelé mutat, a 35. ábra szerkezetének tengelyével esik egybe)

Mivel egyszerre két ponton mértük a lézer helyét, ezért meghatározható a térben egy félegyenes, amely a tibiához rögzített koordinátarendszerben végig változatlan helyen van. Így az egyes időpillanatokra kiszámolt félegyenesek irányvektoraiból kiszámíthatóak a pillanatnyi forgástengelyek.

A félegyenes meghatározásához szükséges még az egyenest meghatározó 2 térbeli pont koordinátáján kívül a félegyenes végpontjának koordinátája is. Ezt a 37. ábra szerinti számításokból kaphatjuk meg.

Az optikai rács olyan rácsállandójú, hogy a lézer 532nm-es hullámhosszán az első erősítési hely sugárnyalábja $5,185^\circ$ -os szöget zár be az eredeti nyalábbal. A falon mért ponttávolságokból kiszámítható, hogy a sugárforrás milyen távol van az eltérítetlen nyaláb fallal vett metszéspontjától.



37. ábra A távolság kiszámítását bemutató ábra
(az ábrán szereplő β szög csak példa, értéke a mérés során változik)

A 37. ábra jelöléseivel élve a számítás menete a következő:

- A pont jelöli a lézer forrását
- B, C, D pontok a lézernyalábok képei a fal síkjában, térbeli koordinátáik ismertek (a továbbiakban feltételezzük, hogy az A pont mozgása során a CDA sík közel merőleges a fal síkjára)
- Ismert a $c = BC$ és $d = BD$ távolság, keressük az $x = AB$ távolságot
- A szinusztételt felírva az ABC és az ADB háromszögek megfelelő oldalaira:

$$\frac{c}{\sin(\alpha)} = \frac{x}{\sin(180 - \beta - \alpha)} = \frac{x}{\sin(\alpha + \beta)} \quad (5)$$

$$\frac{d}{\sin(\alpha)} = \frac{x}{\sin(180 - (180 - \beta) - \alpha)} = \frac{x}{\sin(\beta - \alpha)} \quad (6)$$

$$\frac{c}{d} = \frac{\sin(\beta - \alpha)}{\sin(\alpha + \beta)} \quad (7)$$

- Számértékek behelyettesítésével (7)-ből β értéke numerikusan meghatározható, ahonnan a keresett távolság:

$$x = \frac{c}{\sin(\alpha)} \sin(\alpha + \beta) \quad (8)$$

Amikor a lézer a plafonra világított, meghatároztuk a sugárnyaláb egyenesét, majd kiszámítottuk a fal síkjával való metszéspontját, így tulajdonképpen "kiegyenesítettük" a falat, a fal síkjába transzformáltunk minden mérési pontot.

A mérést videóra vettük, állványra rögzített kameráról, majd utólag értékeltük ki. A kiértékeléshez a LabVIEW 2011 Vision Development modult használtuk. Erre többek között azért volt szükség, mert a kamera torzításait (perspektivikus torzítás, nemlineáris leképezés) kompenzálni kellett. A mérésről készült videó 1280x720 pixeles felbontásban, 30fps képkockasebességgel készült, az értékeléskor minden 3. képkocka adatait használtuk fel, tehát tizedmásodperces felbontású eredményeket kaptunk. A falon leolvasott adatok pixelértékeit a LabVIEW program segítségével alakítottuk át valódi koordinátákká, a fólián közvetlenül leolvastuk az értékeket.



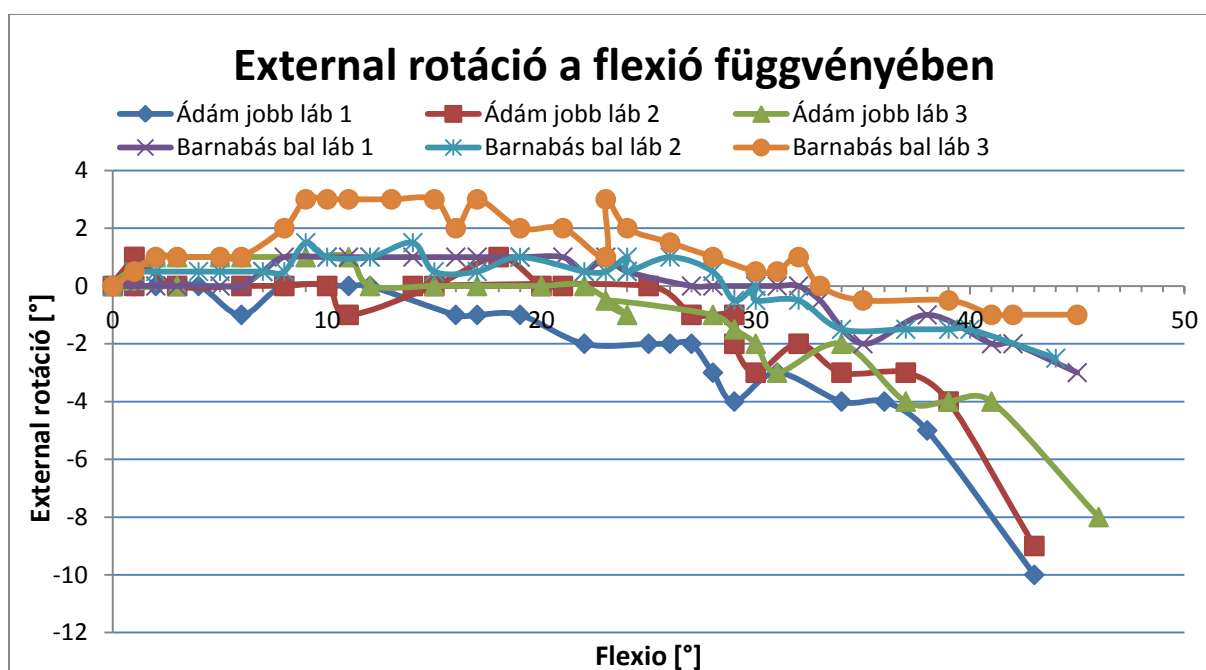
38. ábra A mérésről készült videó egy képkockája, fehérrel jelölve a 37. ábra megfelelő pontjai
Jól látható, hogy a fólián és falon is leolvasható az egyes pontok helye

Az előbbiekben ismertetett módon meghatároztuk az egyes mérési pillanatokhoz tartozó félegyeneseket. Majd ezek irányvektorait is kiszámítottuk.

Mérési eredmények értékelése

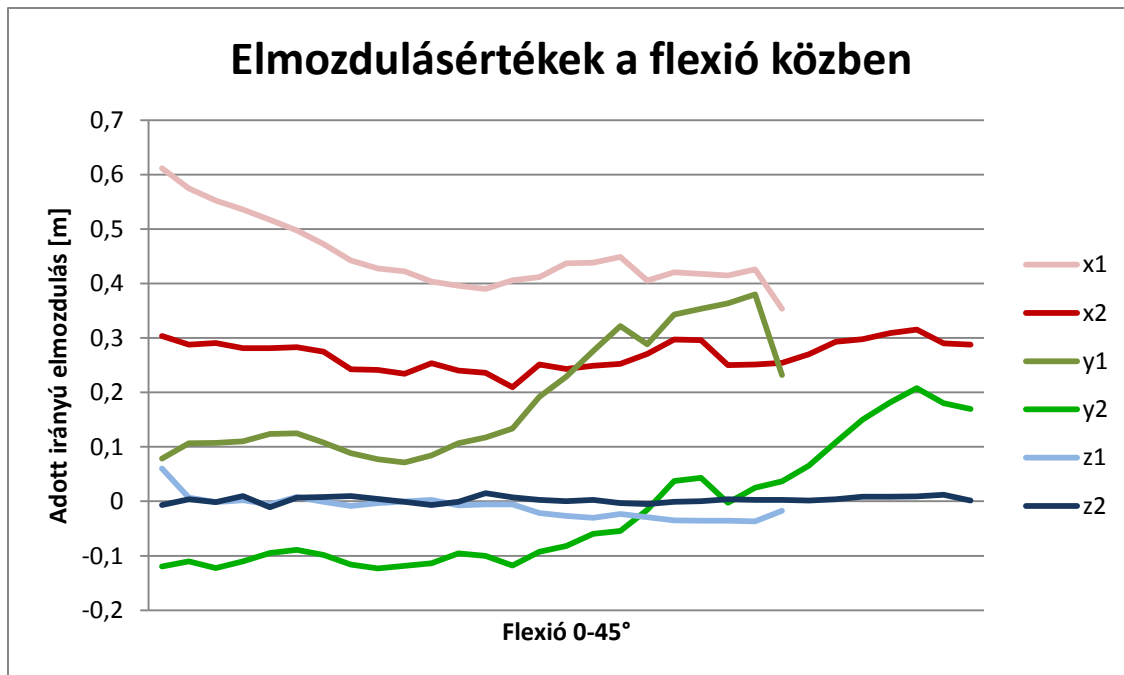
A mérés kézzel való kiértékelése rendkívül időigényes, és hibáktól terhelt (egérrel kell kijelölni az egyes pontok helyét), ezért az új módszerrel csak 1-1 mérést értékeltünk ki egyet Ádám jobb, egyet pedig Barnabás bal lábáról.

A fóliáról leolvasott értékeket a második méréshez (30. ábra) hasonlóan ábrázolva látható, hogy az adatok most is meglehetősen nagy szórást mutatnak, egyes méréseknél a feltételezettnek megfelelő, míg másoknál teljesen eltérő elfordulások figyelhetők meg.



39. ábra A harmadik mérés eredményei

A fent leírt módon meghatározott félegyenesek és irányvektorok a mérés illetve kiértékelés pontatlanságai miatt teljesen irreális értékeket vettek fel, így ezek részletes elemzését nem végeztük el.



40. ábra Irreális elmozdulásértékek a mérés hibái miatt

Noha az új mérési eljárással nem sikerült a korábbinál pontosabb eredményeket kapnunk, mégis hasznos volt egy újabb kísérlet elvégzése, hiszen újabb tapasztalatokat gyűjtöttünk. Ezen kívül a megvalósított mérés könnyebben automatizálható, a tervezésekor ez volt az egyik szempontunk.

A lézer könnyebben felhelyezhető rögzítése, valamint a femurt befogó szerkezet is használható a későbbiekben.

Továbblépési lehetőségek

- Mérés automatizálása

Megfelelő ernyő és elég nagy látószögű kamera (vagy több kamera) esetén a mérés automatizálható, így a mérési eredmények feldolgozása sokkal gyorsabbá és pontosabbá válik. Az automatizált méréssel és a továbbfejlesztett eszközökkel több személy kísérletbe bevonására is lehetőség nyílik.

- Kinectes mérések továbbfejlesztése

Mivel a Kinectes mérés valóban lehetőséget adna marker nélküli, érintésmentes mérésre, érdemes megvizsgálni a továbblépési lehetőségeket. Első lépésként a programmal készített képekből ki lehetne nyerni az egyes pixelekhöz tartozó távolság adatokat. Ez azért is lenne előnyös, mert ezzel az eszközzel nem csak a flexió, illetve a rotáció nagysága lenne mérhető, hanem a két csont egymáshoz képesti transláció

elmozdulásai is. A nehézséget az okozza, hogy jelenleg nem támogatott egyszerre a mélységkép illetve a valódi kép megjelenítése, rögzítése, valamint a már említett kontúr menti pontatlanság is nehézséget okoz a méréseknél.

Irodalomjegyzék

1. **USA Agency for Healthcare.** *Research and Quality Datas.* 2012.
2. **Halász, Gábor.** *Modellezés a Biomechanikában.* Budapest : Műegyetemi Kiadó, 2007. old.: 373.-375.
3. **Kocsis, László és Kiss, Rita.** *Mozgásszervek biomechanikája.* Budapest : TERC, 2007.
4. *Knee Biomechanics.* **Andriacchi, Thomas P. és Stanwyck, T. Scott.** 1986., The Journal of Arthroplasty, 1. kötet, old.: 211.-219.
5. **Kiss, Rita.** Biomechanika előadásvázlat. [Online] 2010. [Hivatkozva: 2013.. október 20.] <http://www.hsz.bme.hu/hsz/dolgozok/feltoltesek/rkiss/bsc-gepesz.pdf>.
6. *Modeling human knee dynamics.* **Andrónyi, Kristóf, Katona, Gábor és Krakovits, Gábor.** 2008., Proceedings of the Third Hungarian Conference on Biomechanics, old.: 5-12.
7. *Transverse rotation of the segments of the lower extremity in locomotion.* **Levens, AS, Inman, V és Blosser, JA.** 1948., The Journal of Bone and Joint Surgery, old.: 30A:859.
8. *Stiffness and laxity of the knees: the contributions of supporting structures.* **Markolf, KL, Menksch, JS és HC, Amstutz.** 1976., The Journal of Bone and Joint Surgery, 58A:583. kötet.
9. *Three-dimensional kinematics of the human knee with intracortical pin fixation.* **Ishii, Y, és mtsai.** 1997., Clinical Orthopaedics and Related Research, old.: (343):144-50.
10. *Correction of axis misalignment in the analysis of knee rotations.* **Marin, F, és mtsai.** 2003., Human Movement Science, old.: Aug;22(3):285-96.
11. *Knee rotation during a weight bearing activity: Influence of turning.* **Zurcher, A.W., és mtsai.** 2008., Gait&Posture, old.: 472-477.
12. *Reproducibility of an optical measurement system for the clinical evaluation of active knee rotation in weight-bearing, healthy subjects.* **Testa, R., és mtsai.** Volume 98, Issue 2,, 2012., Surgery& Research, old.: 159-166.
13. *The components of passive knee movement are coupled to flexion angle .* **Wilson, D.R, és mtsai.** 4, 2000., Journal of Biomechanics , 33. kötet, old.: 465-473. ISSN: 0021-9290 DOI: [http://dx.doi.org/10.1016/S0021-9290\(99\)00206-7](http://dx.doi.org/10.1016/S0021-9290(99)00206-7).
14. *Measurement of the screw-home motion of the knee is sensitive to errors in axis alignment .* **Piazza, Stephen J. és Cavanagh, Peter R.** 8, 2000., Journal of Biomechanics , 33. kötet, old.: 1029-1034. ISSN: 0021-9290 DOI: [http://dx.doi.org/10.1016/S0021-9290\(00\)00056-7](http://dx.doi.org/10.1016/S0021-9290(00)00056-7).
15. *Geometry and motion of the knee for implant and orthotic design.* **Kurosawa, H., és mtsai.** 7, 1985., Journal of Biomechanics , 18. kötet, old.: 487-499. ISSN: 0021-9290 DOI: [http://dx.doi.org/10.1016/0021-9290\(85\)90663-3](http://dx.doi.org/10.1016/0021-9290(85)90663-3).
16. *Effect of skin movement on the analysis of skeletal knee joint motion during running.* **Reinschmidt, C, és mtsai.** 1997., Journal of Biomechanics, 30(7):729-32. kötet.
17. *Effect of skin movement artifact on knee kinematics during gait and cutting motions measured in vivo.* **Benoit, DL, és mtsai.** 2006., Gait Posture, 24(2):152-64. kötet.

18. *Investigation of soft tissue movement during level walking: Translations and rotations of skin markers.* **Gao, Bo és Zheng, Naiquan.** 2008., Journal of Biomechanics, old.: 3189–3195.
19. *Polycentric knee arthroplasty Prosthetic simulation of normal knee movement.* **Gunston, F.H.** 1971., The Journal of Bone and Joint Surgery, old.: 272.
20. *The Axes of Rotation of the Knee.* **Hollister, A.M. és Sanjay, Yatana.** 1993., Clinical Orthopaedics and Related Research, 290. kötet, old.: 259-268.
21. *The knee joint center of rotation is predominantly on the lateral side during normal walking.* **Seungbum Koo, Thomas P. Andriacchi.** 2008., Journal of Biomechanics, 41. kötet, old.: 1269–1273.
22. **Kent, Michael.** *The Oxford Dictionary of Sports Science & Medicine.* 3 ed. Online : Oxford University Press, 2007. 9780191727788.
23. *Image-Based Musculoskeletal Modeling: Applications, Advances, and Future Opportunities.* **Blemker et al.** 25, 2007., Journal of Magnetic Resonance Imaging, old.: 441-451.
24. *Osseous Hydatid Disease.* **Maliheh, Metanat, és mtsai.** 2008., Iranian Journal of Parasitology, 3. kötet, old.: 60-64.
25. *A járás sebességének és a csípőízületi arthrosis fokának hatása a járás változékonyságára.* **Kiss, Rita.** 2010., Biomechanica Hungarica, II. kötet, old.: 37-46.
26. *Biomechanics of knee ligaments.* **Woo, S.L-Y., és mtsai.** No. 4, 1999., American journal of sports medicine,, Vol. 27. kötet.
27. **Hanics, János.** Knee joint and the muscles acting upon it. [Online] 2010. [Hivatkozva: 2013.. október 20.] <http://www.ana.sote.hu/acromion/hj-knee-ptt>.
28. **RH Medical.** [Online] 2012. [Hivatkozva: 2013.. október 20.] <http://www.debreceeniortopedia.hu/terd.html>.
29. **Pinero, Jay.** [Online] 2009. [Hivatkozva: 2013.. október 20.] http://i456.photobucket.com/albums/qq282/darkmanx2g/IMG_0433.jpg.