

IDŐSKORI CSÍPŐPROTÉZIS ESETTANULMÁNYA

Készítette: Molnár Johanna BSc IV. évf.

e-mail: jmolnar@edu.bme.hu

Konzulens: Rác Kristóf, Mechatronika, Optika és Gépészeti Informatika Tanszék

e-mail: racz.kristofmogi.bme.hu

2023. November



M Ű E G Y E T E M 1 7 8 2

Gépészmérnöki Kar

Tartalomjegyzék:

1. Bevezetés.....	3
2. Irodalomkutatás.....	3
a. Járáselemzés és csípőhajlító funkció vizsgálata a teljes csípőprotézis műtétet követő korai időszakban.....	3
b. A járásmintaparaméterek összehasonlítása teljes csípőprotézis műtéten átesett betegek között, akiknél a műtét során direkt laterális vagy antero-laterális sebészeti megközelítést alkalmaztak	4
c. A járási sebesség és a csont-ízületi gyulladás súlyosságának hatása a járás változékonyságára.....	5
d. A talajon és futópádon végzett járás kinematikai összehasonlítása.....	6
e. Nemek közötti különbségek háromdimenziós járáselemzési adatokban 98 egészséges koreai felnőttél.....	7
f. Életkorral összefüggő különbségek a járásstabilitás tér-időbeli markereiben két feladatot egyidejűleg végző járás során.....	8
3. Anyag és Módszer.....	9
4. Eredmények.....	12
5. Megbeszélés.....	18
6. Összegzés, kitekintés.....	19
7. Irodalom jegyzék.....	21
8. Melléklet.....	24

1. Bevezetés:

Minden ember számára az orvosi ellátás és rehabilitáció a lehető legjobb akkor lenne, ha teljesen személyre szabott lenne. Lehetséges ez ebben a rohanó világban, amikor az orvosok, nővérek, és egyéb orvosi szakemberek mind így is terheltek? Ha mindent változót meg tudnánk határozni, figyelembe venni, akkor talán készíthetnénk egy olyan programot, ami megkönnyítené az egészségügyi dolgozók munkáját ebben a helyzetben. Elég lehetne csupán időnként jelölőket viselve körbe sétálnia a páciensnek, és egy effektívebb rehabilitációs tervet kaphatna, figyelembe véve, hogy például a teljes csípőprotézis műtéten belül milyen típusú műtéten esett át, és annak mik a specifikus hatásai a rehabilitáció folyamatára. Akár meghatározhatnánk egy ember korát, esetleges csont-ízületi gyulladásának súlyosságát néhány felvételtől.

Talán, ha még többet tudnánk mindenről, kevésbé lenne félelmetes egy csípőprotézis beültetése és a további élet azzal, ha az emberek tudnák, hogy napjainkban megfelelő rehabilitációval milyen mértékben visszaszerezhetjük mozgástartományunkat a műtétet követően.

Ennek az esettanulmánynak célja figyelembe véve az esettanulmány alanyának nemét, korát, hogy éppen talajon vagy futópadon készült felvételt elemzünk ki, megfigyelni, hogy hogyan változnak a járási paraméterek a rehabilitáció során, illetve összehasonlítani a kapott járási paramétereket egészséges, és más csípőprotézissel rendelkezők eredményeihez.

2. Irodalomkutatás:

Járáselemzés és csípőhajlító funkció vizsgálata a teljes csípőprotézis műtétet követő korai időszakban. [1.]

A tanulmányban résztvevő 10 alany egyoldali teljes csípő ízületi protézis műtéten esett át. Eredményeik azt mutatták, hogy a fájdalom és a funkcionális képességek és a passzív mozgásterjedelem jelentősen javultak, a lépés- és a lépéshossz szignifikáns javulása nem történt. Viszont továbbra is fennáll a medence túlzott előre billenése.

Eredményeik alapján a rehabilitáció során fontos hangsúlyt fektetni a hajlítóizom gyakorlatokra, hogy növeljék az erőt és a passzív mozgásterjedelmet, amik segítenének a járásminták javításában.

A műtéten átesett páciensek járásmintája javul, de ritkán éri el a normális állapotot. Számos járásvizsgálat kimutatta, hogy a járásminták hosszútávon továbbra is rendellenesek maradnak, és összehasonlíthatóak a műtét előtti járásmintával, a műtét előtti járásparaméterek erőteljesen előrejelzőek voltak néhány műtét utáni járásmintaparaméterre.

A mozgásterjedelem javult a műtét után, de sok esetben továbbra is kisebb volt a normálnál. A csípő mozgásterjedelem csökkenése a műtét után akár 1 évig is fennállhat több tényező kombinációja miatt, mint például tartós izomgyengeség, hegszövet képződés, és tanult járásminták.

Bár a műtét előtti járási sebesség és a lépéshossz csökkent összehasonlítva a normális értékekkel, a lépéshossz szimmetriája a nem mutatott különbséget a műtét előtt vagy után.

A járásmintaparaméterek összehasonlítása teljes csípőprotézis műtéten átesett betegek között, akiknél a műtét során direkt laterális vagy antero-laterális sebészeti megközelítést alkalmaztak. [2.]

A vizsgálat során szignifikáns különbségeket figyeltek meg a járásparaméterekben az érintettek és a kontrollcsoport között. A csípőmozgás csökkenését többek között kompenzálta a medence dőlés. A teljes csípőprotézis műtétet követő tizenkét hónappal, a direkt-laterális (DL) beavatkozáson átesett betegeknél korlátozott csípőmozgás és növekedett medenceforgás volt megfigyelhető, míg az antero-laterális (AL) beavatkozáson átesett összes beteg az egészséges kontroll csoportéhoz hasonló járásmintát mutatott.

A vizsgálat azt mutatta ki, hogy az antero-laterális eljárás jobb eredményeket eredményez a teljes csípőprotézis műtétet követően. Az AL teljes csípőprotézis műtéten átesett betegek járásparamétereinek a helyreállási ideje rövidebb, mint a direkt-laterális megközelítést alkalmazottaknak, mivel az antero-laterális műtét során nem sérül meg a hátsó ízületi kapszula.

Az eltávolított hátsó ízületi kapszula a csípő ízület stabilitásáért felelős, így ezt az esettanulmányt mindenképpen érdemes kiegészíteni a jövőben az egyensúlyvizsgálatok feldolgozott eredményével.

A kontroll csoport összes alanya kiváló Harris csípő pontszámokkal rendelkezett (HHS), míg a két operált csoport minden tagja gyenge HHS-ekkel rendelkezett. Az AL megközelítés

alkalmazásával végzett teljes csípőprotézis műtét esetében a 'kiváló' eredmény elérésének esélye szignifikánsan magasabb volt.

A megközelítés típusa jelentősen befolyásolta a csípőmozgást és annak helyreállítását a posztoperatív időszakban. Az AL csoport csökkent mozgása egy évvel a műtét után nincs jelen az érintetlen oldalon az egészséges kontroll csoporttal összehasonlítva, azonban a DL csoportban hajlamos volt fennmaradni a csípőmozgás terjedelmének és a maximális csípőhajlítás csökkenése az egészséges kontrollszemélyekhez képest a műtét után egy évvel is.

Az operált oldalon a térdmozgás csökkenése annak lehet köszönhető, hogy az operált csípő ízületet biztonságban tartják.

A DL megközelítéssel elvégzett műtéten átesett betegek nem álltak vissza a normális járásmintához a posztoperatív fájdalom kerülő stratégiák kialakulása miatt. A posztoperatív időszakban a medence dőlése és flexió-extenziója fontos szerepet játszott a betegeknél DL megközelítéssel, a medence rotációja csak egy évvel a műtét után nőtt. Az AL csoportnál egy évvel a műtét után sem volt medence kompenzáció észlelhető.

A járási sebesség és a csont-ízületi gyulladás súlyosságának hatása a járás változékonyságára. [3.]

A tanulmány célja, hogy hogyan befolyásolják a különböző kontrollált sebességek és a különböző mértékű csípő ízületi oszteoarthritisz a járás változékonyságát.

A járásban a legkisebb változékonyságot az önállóan kiválasztott járási sebességeknél találták. A nem érintett ízületek és a medence kompenzálva növelte a rugalmasságot és alkalmazkodott lépcsőről lépcsőre a mozgásokhoz. Különös figyelmet kell fordítani a járási stabilitás és a végtagmozgások javítására az oszteoarthritisz jelenlétében és súlyosbodásánál.

Egy futópadon járva jól tudunk saját magunk által választott sebességeken járásvizsgálatot végezni. Tanulmányok kimutatták, hogy az idősebb alanyoknál, hasonlóan a fiatalabb alanyokhoz, a járási sebesség jelentősen befolyásolja a járási paraméterek változékonyságát. [8.][9.] [10.] Az idősebb emberek és az ízületi problémákkal küzdő betegek lassabb önállóan kiválasztott járási sebessége az elesés kockázatának csökkentése érdekében alakulhat ki. Korábbi tanulmányok kimutatták, hogy a növekedett járásváltozékonyság növeli az elesés kockázatát.

[9.][10.][11.][12.][13.][14.][15.]

Feltételezhető, hogy a járási sebesség hatása a járásváltozékonyságra pontosan megvizsgálható, ha a járási sebesség azonos és ellenőrzött.

Az önálló kiválasztott járási sebességek szignifikáns különbséget mutattak a súlyos OA betegek és az egészséges kontrollcsoport között. Az egészséges kontroll csoportban a legstabilabb járást 1.2 m/s-nál érték el, a mérsékelt OA betegek csoportjában a legstabilabb járást 1 m/s-nál észlelték az érintett oldalon. A súlyos OA betegek között a legstabilabb járást az érintett oldalon 0.8 m/s-nál figyelték meg.

Az OA súlyossága és az önállóan kiválasztott járási sebesség közötti kapcsolatok alapvető fontosságúak lehetnek az OA-ban szenvedő betegek járásváltozékonyságának megértése és kezelése szempontjából. Az ellenőrzött járási sebességek mellett vizsgált változékonyság segíthet az egészségügyi szakembereknek a megfelelő terápiás stratégiák kidolgozásában az OA-ban szenvedő betegek járási teljesítményének javítása érdekében.

A talajon és futópadon végzett járás kinematikai összehasonlítása. [4.]

Gyakran használnak futópadokat az egyes járásvizsgálatokban a földön történő járás szimulálásához. A nőknél csak a maximális csípő flexiós szög mutatott jelentős különbséget a két feltétel között. Nagyobb volt az alanyok csípő flexiója a futópadon. A férfiak esetében jelentős különbségeket találtak a lépésütem, és a maximális térd flexiósszög terén. A futópadon történő járás során minkető értéke nagyobb volt.

Bár a futópád kényelmes és ellenőrzött környezetet biztosít az emberi járás tanulmányozásához, az összes alanyra vonatkozó kombinált adatok szignifikáns különbségeket mutattak az talajon és a futópadon történő járás között. A szignifikáns különbségek lehetnek annak a következményei, hogy az alanyok nem voltak szoktatva a futópadon történő járáshoz. Ennek ellenére a futópád szoktatása egy klinikai környezetben valószínűleg nem lehetséges a korlátozott betegképességek és a személyzet ideje miatt. A klinikusoknak tehát kerülniük kell a talajon és a futópadon történő járás összehasonlítását a betegeiknél, különösen olyan változók esetében, mint a csípőmozgás, a kadencia és a támaszidő, ahol jelentős különbségeket mutattak a talajon és a futópadon történő járás között.

Jelentős különbség volt megfigyelhető a támaszidő terén a talajon és a futópádon történő járás között az összes alany esetében. Ezt a változást a futópádon szükséges nagyobb lépésritmus okozhatja, amely a járási sebesség fenntartásához szükséges. Talán annak érdekében, hogy elkerüljék a futópádra hátuljáról való leesést vagy lépést tartsanak a szalag sebességével. Ez a magasabb lépésritmus lehet, hogy azért jelentkezik, mert az egyének sietnek, hogy a lendülettel hátrafelé mozgó támasz lábát a futópádra helyezték.

Nemek közötti különbségek háromdimenziós járáselemzési adatokban 98 egészséges koreai felnőtténél. [5.]

A nőknek kisebb volt mind a magasságuk, mind a láb hosszuk. A járásütem és a medence szélessége megegyezett a férfiakéval. A nők járási sebessége lényegesen lassabb volt, mint a férfiaké. Azonban amikor a sebességet a lábhosszal normalizálták, a magasságot kovariánsként használva, nem lehetett kimutatni a nemek közötti különbséget. A nők a medencéjüket jobban előredöntötték, és nagyobb felfelé és lefelé irányuló ferde mozgást végeztek. Az ö csípő ízületeik flexiója, addukciója és belső rotálása nagyobb volt. Az állásfázis és a kettős támasztási fázis időtartama a járásciklus százalékos részeként nem különbözött a nemek között. Habár a nők láb hosszuk rövidebb volt, a járásütemük megegyezett a férfiakéval. A lépéshossz, a lépésszélesség és arányuk a medence szélességéhez képest mind rövidebb volt a nők esetében.

Az amerikai női alanyok ugyan olyan gyorsan tudtak járni, mint a férfiak, annak ellenére, hogy alacsonyabbak voltak, és rövidebb lábhosszal rendelkeztek. Ezzel szemben a koreai női alanyok nem tettek ilyen erőfeszítéseket, és lassabban jártak, mint a férfiak, amikor kényelmes sebességgel jártak. Ezek a különbségek nagy valószínűséggel kulturális háttérrel vannak összefüggésben. Más kutatásokkal való összehasonlítás bizonyítékot szolgáltat rászón belüli különbségekre.

Az azonos magasságú férfiakhoz képest a nők medencéje szélesebb, mint a férfiaké, ez befolyásolhatja a medence alatt lévő nagy ízületeket, különösen a coronalis síkban. Az eredmények azt sugallják, hogy a nők kevésbé lendítik előre a lábukat, és inkább nagyobb csípő ízületi addukcióval járnak.

Általában véve a háromdimenziós járáselemzés adatai hasonlóak voltak a két nem között. A szélesebb medence egy női nemi jellegzetesség volt, és befolyásolta a csípő és térd ízületek

mozgását a coronalis síkban. A nők előredöntöttebb medencével jártak, több felfele és lefeleirányú oldalirányú csípőmozgást végeztek, a csípő ízületek flexiója, addukciója és belső rotációja, valamint a valgus szög nagyobb, a lépésszélességük pedig szűkebb volt.

Összefoglalva, van különbség az egészséges felnőtt férfiak és nők járásában kényelmes járási sebességnél. Ezen különbségek a járáshoz kapcsolódó anatómiai és szokás béli nemi jellegzetességeknek köszönhetőek. Emellett a koreai és amerikai nők járási jellegzetességei eltérőek, így mind a rasszokon belüli különbségek, mind a kulturális hátterek hozzájárulhatnak ehhez. Javasolt a patológiás járások helyes értelmezéséhez a nemek közötti különbségek figyelembevétele.

Életkorral összefüggő különbségek a járásstabilitás távolság-idő markereiben két feladatot egyidejűleg végző járás során. [6.]

A Centers for Disease Control and Prevention (Betegségmegelőzési és Járványvédelmi Központ) szerint az Egyesült Államokban a hirtelen bekövetkezett sérülések között az idősebb, 65 éves vagy annál idősebb korosztályban az elesések a vezető halálozási okot jelentik. A nem halálos esésekből eredő sérülések az idősebb felnőttek kórházi kezeléseinek vezető okai között szerepelnek. Az esések nemcsak fizikai sérüléseket és azt követő morbiditást okoznak, hanem pszichológiai következményekkel is járnak. Sokan, akár sérülés nélkül, kialakítanak egy félelmet az eséstől, ami csökkent mozgékonyághoz, gyengeséghez vezet, és növeli a jövőbeni esések kockázatát.

Az esés kockázati tényezői külső (környezeti) vagy belső (személyes jellemzők) lehetnek. Az esés kockázati tényezői között szerepel az instabil járás, amelyet a lépésről lépésre változó sebesség és a járási sebesség csökkenése jellemzi, és sok idősebb felnőttben megfigyelhető, még patológia hiányában is. Az instabil járás azt jelenti, hogy az emberek lépésről lépésre változó sebességgel és egyenletlenséggel haladnak, és csökkent az egyensúlyuk járás közben. Az idősebb emberek esetében, akiknél nincs nyilvánvaló neurológiai patológia, nem teljesen világos, miért fordul elő a járási instabilitás. Ennek az oka valószínűleg többtényezős, beleértve a fiziológiai funkciók, például a korlátozott ízületi mozgékonyág és az izomteljesítmény hiányosságait, valamint a neuropszichológiai vagy kognitív állapot hiányosságait is, amelyek súlyosbíthatják a fiziológiai kapacitás hiányosságait. Vizsgálatok azt sugallják, hogy a járási instabilitás romlása erősebb előrejelzője lehet az elesésnek, mint az egyensúly statikus mérései. A járási sebesség lassabb volt, amikor a járás mellett más tevékenységet is végeztek, mint normál járáskor. A járási sebesség

különbsége statisztikailag szignifikáns volt minden csoportban. Emellett a járási sebesség szignifikánsan különbözött a csoportok között. Az idősebb felnőttek lassabban jártak, mint a fiatalabb és középkorú felnőttek mindkét járási körülmény között. A járási sebesség nem különbözött szignifikánsan a fiatalabb és középkorú csoportok között.

A járási sebesség relatív különbsége normál és duális feladatú járáskor nagyobb volt az idősebb felnőtt csoportban (20% különbség), mint a középkorú (7% különbség) és a fiatalabb (8% különbség) életkorú csoportokban.

Az idősebb felnőttek esetében, a kognitív feladat hibái duális feladatú járáskor negatív korrelációban álltak a járási sebességgel, és pozitív korrelációban voltak a járási sebesség változékonyságával.

A tanulmány eredményei alátámasztják azt a hipotézist, miszerint a járási sebesség csökkenni fog, és a járási sebesség változékonysága nőni fog duális feladatú járáskor. Az eredmények azt is alátámasztják, hogy a járási változások a legjellemzőbbek az idősebb résztvevőknél. A járási sebesség változékonysága 1,3%-kal nőtt a fiatalabb felnőtteknél, 1,5%-kal a középkorú felnőtteknél és 2,9%-kal az idősebb felnőtteknél duális feladatú körülmények között normális járáshoz képest. A kettős feladatos járásmintában bekövetkező járásváltozások összhangban vannak más tanulmányokkal, amelyek azt mutatják, hogy a figyelmet igénylő feladatok destabilizáló hatással vannak a járásmintára, és hogy az éberségi folyamatok részt vesznek a járásban. Ezek az eredmények relevánsak lehetnek az idősebb személyek járási deficitjeinek vizsgálata és intervenciója szempontjából.

3. Anyag és Módszer:

Ez az esettanulmány egy 70 év körüli, súlyos csípő oszteoarthritiszel rendelkező nővel készült méréseket dolgozza föl mielőtt és miután teljes csípőprotézis műtétet végeztek el rajta.

A szűrés, kiértékelés és ábrák készítése: Matlabbal, OpenSimmel és Excellel készült.

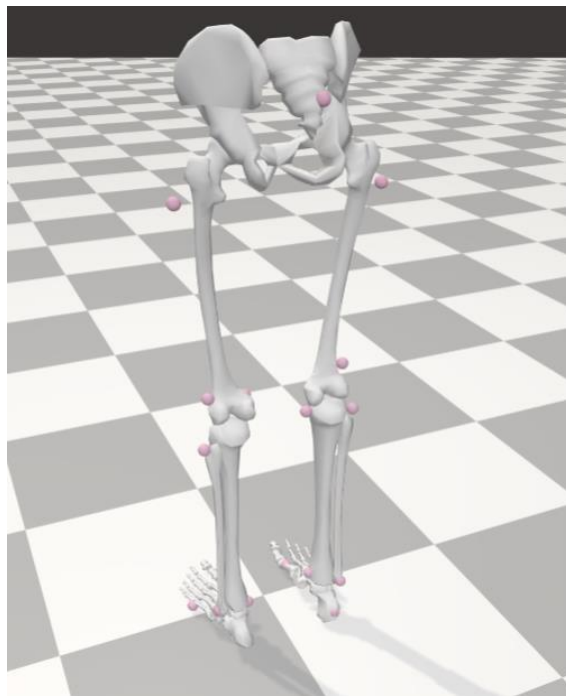
A mérések időpontjai:

1. Egy héttel a jobboldali műtét előtt.

2. 2 hónappal a jobb csípő műtéte után, rehabilitáció alatt.
3. 4 hónappal a jobb csípő műtéte után, rehabilitáció után, illetve 2 hónappal a baloldali műtét előtt.
4. 2 hónappal a bal csípő műtéte után, rehabilitáció alatt.
5. 4 hónappal a bal csípő műtéte után, rehabilitáció után.

A protézis cementes Exeter gyártmányú. Anyaga a femorális implantátum tekintetében Orthinox stainless steel, a medence komponens megerősített kereszt kötésű polietilén. A csontcement anyaga molymethyl metacrylate. Ez egy speciális kiképzésű implantátum, mely egy rendhagyó filozófiára épül, abból adódóan pedig hosszabb kihordási időt ígér. Az implantátum típus választás oka függött a beteg korától, csípőanatómiájától, illetve várható aktivitási szintjétől. Mivel az esettanulmány alanya nagyon aktív életet él a speciális cementes implantátum mellett döntött a műtétet végző ortopéd sebész.

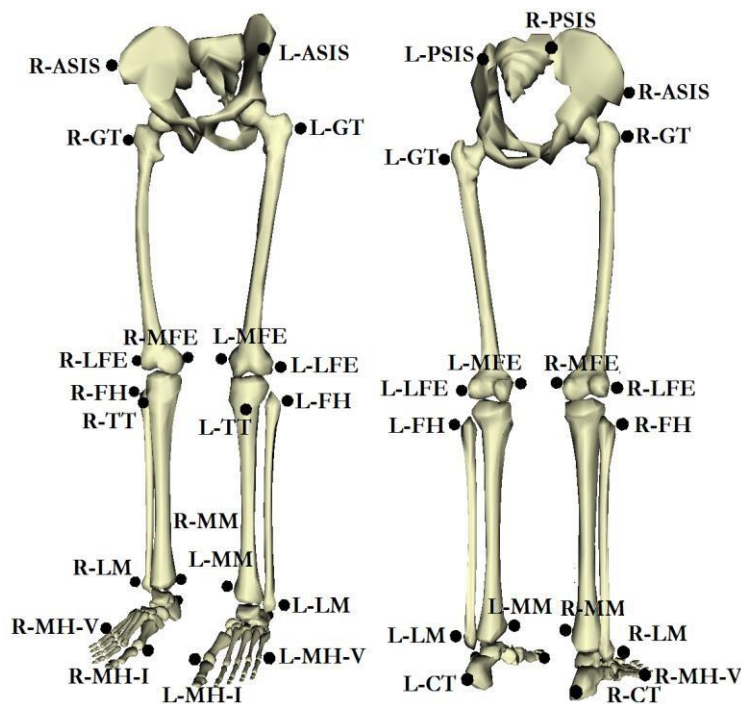
A járásfelvételekről 23 markeres talajon végzett mocap felvételek eredményei állnak rendelkezésre. A markerek elhelyezését és az azokhoz tartozó anatómiai pontok megnevezését az 1. és 2. ábra, illetve az 1. táblázat mutatja. Az egyes felvételeket 6-8 lépés megtétele történik egy egyenes vonalban, az esettanulmány alanya által komfortosnak talált sebességgel.



1. Ábra: az OpenSim-es 23 pontos modell, a hátsó felső csípőtövisnél az SPISV markerrel.

Rövidítés	Magyar	Latin
R/L-MH-V	V. lábközépcsont fejecse kívül	caput metatarsi V. lateralian
R/L-MH-I	I. lábközépcsont fejecse belül	caput metatarsi I. medialis
R/L-MM	belboka	malleolus medialis
R/L-CT	sarok gumó (Achillesz-ín tapadás)	tuber calcanei
R/L-LM	külboka	malleolus lateralis
R/L- TT	sípcsonti dudor (térdkalács ín tapadása a sípcsonton)	tuberositas tibiae
R/L-FH	szárkapocscsont fejecse	caput fibulae
R/L-LFE	combsont külső bütyke	epicondylus lateralis femoris
R/L-MFE	combsont belső bütyke	epicondylus medialis femoris
R/L-GT	nagytoppor	trochanter major
R/L-ASIS	elülső felső csípőtővis	spina iliaca anterior superior
SPISV	hátsó felső csípőtővis	spina iliaca posterior superior

1. Táblázat: A markerek nevei/elhelyezkedése magyarul és latinul.



2. Ábra: a 24 marker elhelyezkedése a modellen, a markerek neveinek rövidítésével.

Minden esetben szüksége először skálázni a modellt OpenSim-ben. A Matlabban szűrt és százalékhhoz újra skálázott adatokat az OpenSimben a skálázott modellen megjelenítve, a program által számolt járásiszögek megkaphatóak, és megjeleníthetők az OpenSimben, vagy feldolgozhatók és ábrázolhatók az adatokat Matlabban.

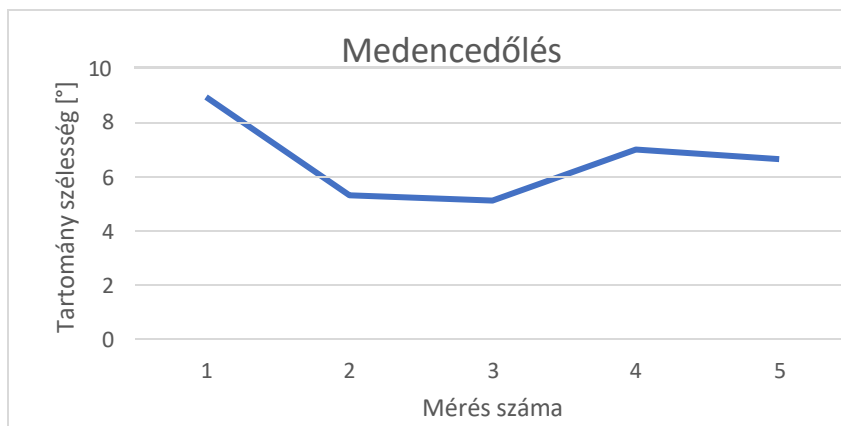
A szűrés elvégzése: A lépésfrekvencia meghatározása a jobb oldali elülső csípőtővis és sarok haladási irányba eső távolsága alapján történt, aminek előszűréséhez 5 Hz-es aluláteresztő Butterworth szűrő volt használva. Az markeradatok tényleges szűrése a meghatározott lépésfrekvencia alapján szintén aluláteresztő Butterworth szűrővel történt, a járásfrekvenciát felhasználó adaptív vágási frekvencia felhasználásával. A vágási frekvencia vertikális és mediolaterális irányok esetén a járásütem 6.25- szerese, az anterior-poszterior elmozdulások esetén a járásütem 5-szöröse. [7.]

A szűrés után, a lépésciklusokra bontás következik, a jobb- és baloldali sarokütések megkeresésével, majd ezek alapján feldarabolásával. Az egyes lépésciklusok újra skálázásával, százalékos felosztásban az eredmények jobban összehasonlíthatóak.

4. Eredmények:

A mérések számozása:

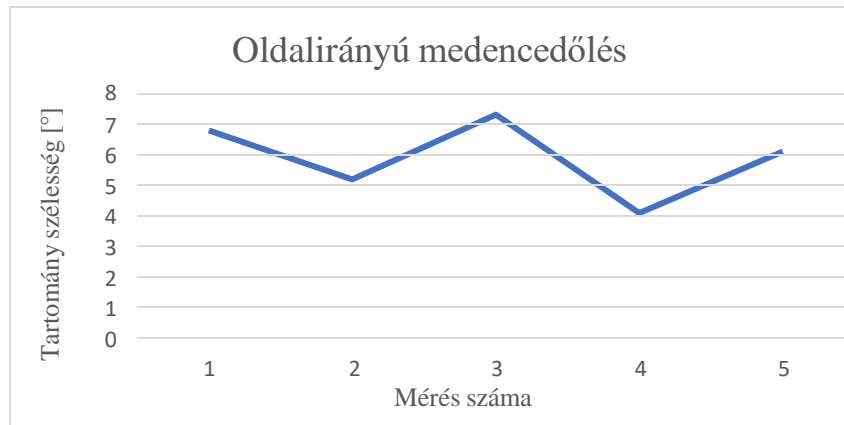
1. Műtét előtti mérés
2. Jobb oldali műtét után, rehabilitáció közben
3. Jobb oldali műtét után, rehabilitáció után
4. Bal oldali műtét után, rehabilitáció közben
5. Bal oldali műtét után, rehabilitáció után



3. Ábra: a medencedőlés tartományának változása az egyes mérések folyamán

A medencedőlés tartománya:

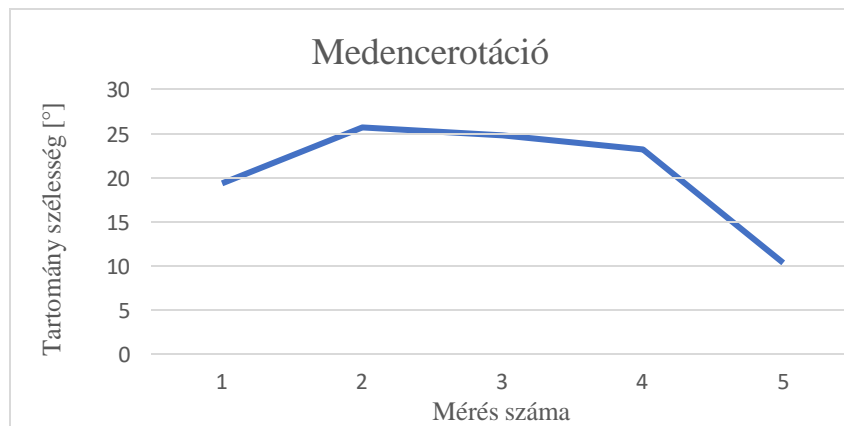
- A jobboldali műtét után csökken.
- A rehabilitációval tovább csökken.
- A baloldali műtét után megnőtt.
- Majd a rehabilitációval újra csökkent.
- Összességében: csökkent



4. Ábra: az oldalirányú medencedőlés tartományának változása az egyes mérések folyamán

Az oldalirányú medencedőlés tartománya:

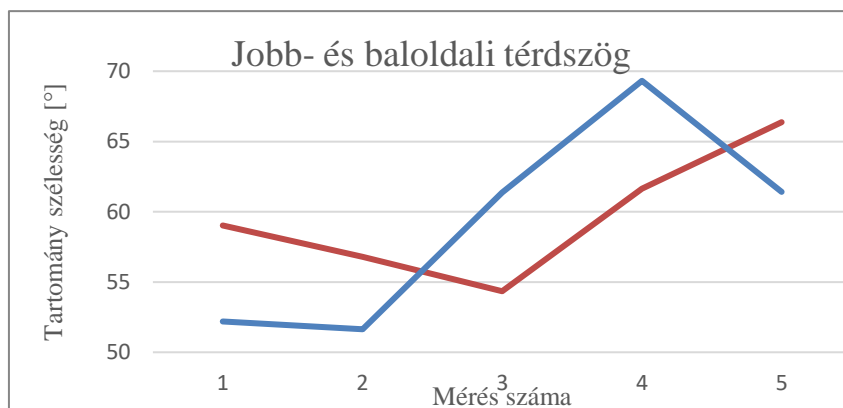
- A jobboldali műtét után csökken.
- A rehabilitációval nő.
- A baloldali műtét ismét csökken.
- Majd a rehabilitációval ismét nő.
- Összességében: csökkent.



5. Ábra: a medencerotáció tartományának változása az egyes mérések folyamán

A medencerotáció tartománya:

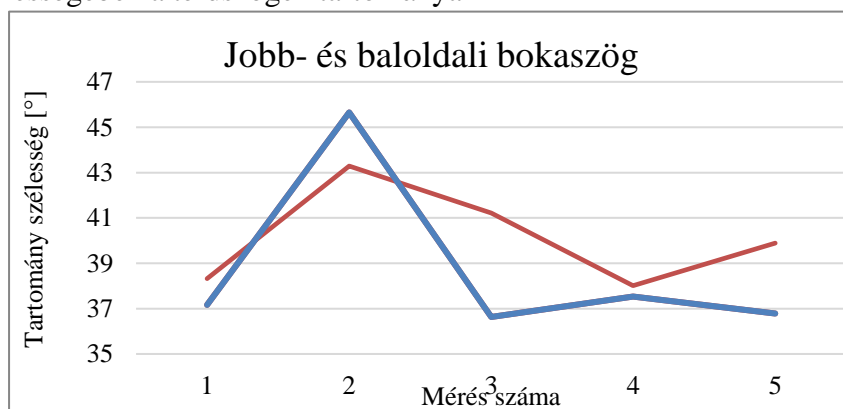
- A jobboldali műtét után nő.
- A rehabilitációval csökken.
- A baloldali műtét után tovább csökken.
- Majd a rehabilitációval szintén csökken.
- Összességében: csökken.



6. Ábra: a jobboldali (piros) és a baloldali (kék) térdszög tartományának változása az egyes mérések folyamán

A jobb- és baloldali térdszög tartománya:

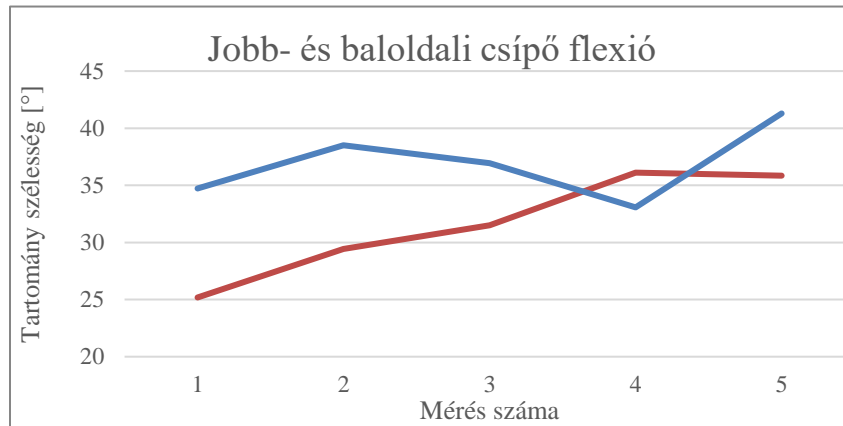
- A jobboldali műtét után a műtött oldali térdszög csökken, a nem műtött közel azonos marad.
- A rehabilitáció után a műtött oldali térdszög csökken, a nem műtött oldali térdszög nő.
- A baloldali műtét után mindkét oldalon nő a térdszög tartománya.
- A rehabilitáció után a műtött oldali térdszög csökken, a nem műtött oldali nő.
- Összességében a térdszögek tartományai nőnek.



7. Ábra: a jobboldali (piros) és a baloldali (kék) bokaszögek tartományának változása az egyes mérések folyamán

A jobb- és baloldali bokaszög tartománya:

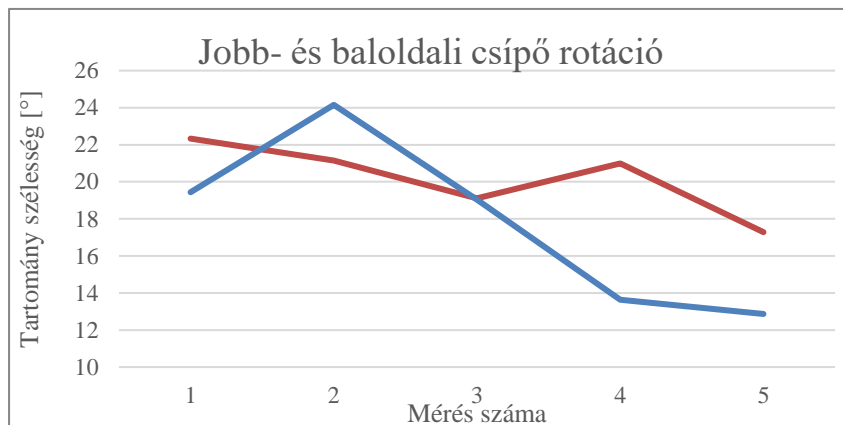
- A jobboldali műtét után mindkét oldal szögtartománya nő.
- A rehabilitációval mindkét oldal szögtartománya csökken.
- A baloldali műtét után a műtött oldalon nő, a nem műtött oldalon csökken.
- A rehabilitáció során a műtött oldalon csökken, a nem műtött oldalon nő.
- Összességében: a jobboldalon csökken, a baloldalon közel azonos marad.



8. Ábra: jobb- (piros) és baloldali (kék) csípőflexió tartományának változása az egyes mérések során

A jobb- és baloldali csípőflexió tartománya:

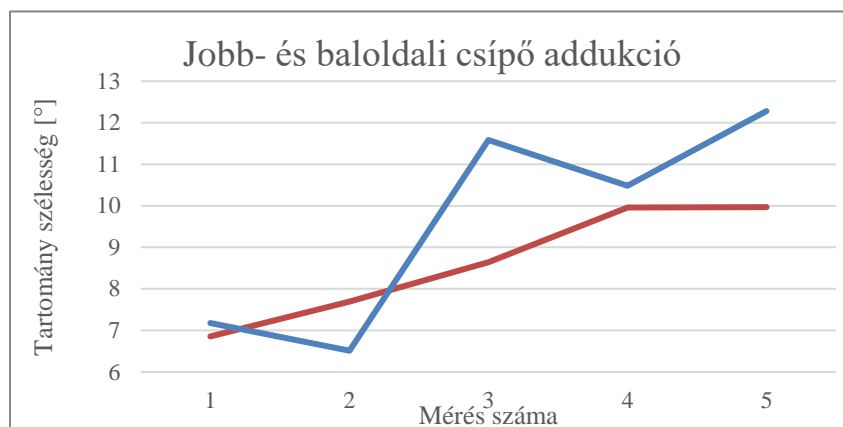
- A jobboldali műtét után mindkét oldal tartománya nő.
- A rehabilitációval a műtött oldal tartománya nő, a nem műtötté csökken.
- A baloldali műtét után a műtött oldalon nő, a nem műtötten csökken.
- A rehabilitációval a műtött oldalon nő, a nem műtötten enyhén csökken.
- Összességében: nőtt mindkét oldal tartományának szélessége.



9. Ábra: jobb- (piros) és baloldali (kék) csípőrotáció tartományának változása az egyes mérések során

A jobb- és baloldali csípőrotáció tartománya:

- A jobboldali műtét után a műtött oldalon csökken, a nem műtötten nő.
- A rehabilitációval a műtött és a nem műtött oldalé is csökken.
- A baloldali műtét után a műtött oldalon csökken, a nem műtötten nő.
- A rehabilitációval mindkét oldalon csökken.
- Összességében: csökken mindkét oldal tartományának szélessége.



10. Ábra: jobb- (piros) és baloldali (kék) csípőaddukció tartományának változása az egyes mérések során

A jobb- és baloldali csípőaddukció tartománya:

- A jobboldali műtét után a műtött oldalon nő, a nem műtött oldalon csökken.
- A rehabilitációval mindkét oldalon nő.
- A baloldali műtét után a műtött oldalon csökken, a nem műtötten nő.
- A rehabilitációval a műtött oldalon szinte azonos maradt, a nem műtötten nő.
- Összességében: nőtt mindkét oldal tartományának szélessége.

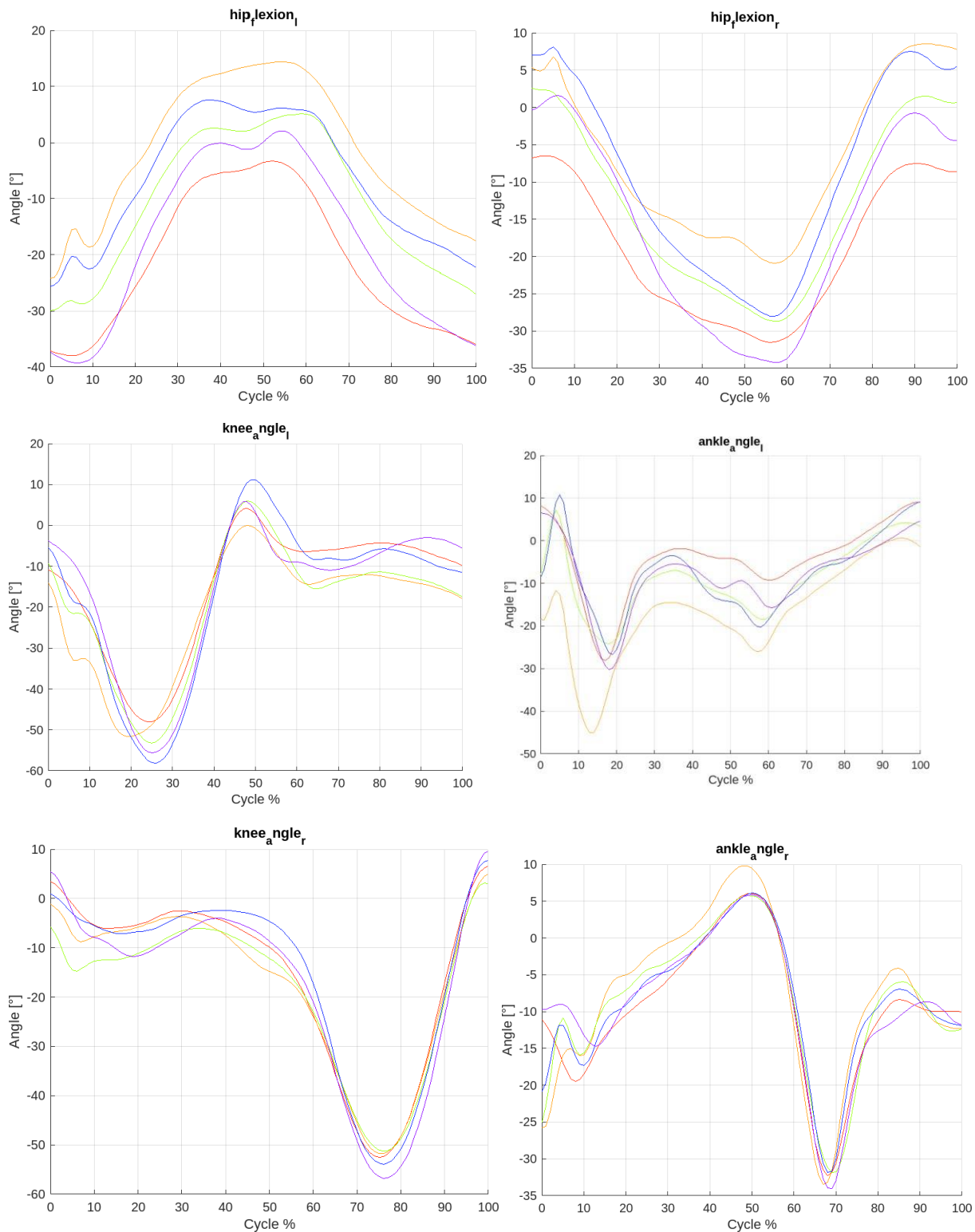
A lépésritmus változása:

1. 78.69 1/perc
2. 82.05 1/perc
3. 90.11 1/perc
4. 83.48 1/perc
5. 80.83 1/perc

A lépésritmus az első műtét után nő, majd a második után csökken.

Az egyes színek a járási szögek ábrázolásánál (11. ábra) a rehabilitáció során:

- Piros: a jobboldali műtét előtt készített mérés
- Sárga: a jobboldali műtét után, rehabilitáció közben
- Zöld: a jobboldali műtét után végzett rehabilitáció után
- Kék: a baloldali műtétet követő rehabilitáció közben
- Lila: a baloldali műtét utáni rehabilitációt követően



11. Ábra: Egyes járási szögek ábrázolása a rehabilitáció során. Ezeknek főleg ellenőrző szerepük van, hogy a kapott eredmények könnyebben összehasonlíthatóak legyenek nagyságrendileg a szakirodalomban található ábrákkal.

5. Megbeszélés:

A lépésszám változásánál azt várnánk, hogy a kezdetben akár nagyobb, akár kisebb az egészséges emberekéhez képest, a rehabilitáció végére az egészségeshez közelebbi érték lenne mint a műtét előtt (*1. és 2. melléklet*). Azonban jelen helyzetben a kiinduló érték az átlagénál alacsonyabb, és eleinte nő, majd a második műtét után elkezdi csökkenni, és ismét szinte azonos lesz a kiinduló értékkel.

A medencedőlés tartománya az operáció előtt az egészséges kontroll személyekénél nagyobb mind a protézis műtét előtt és a rehabilitáció folyamán (*1. és 2. melléklet*), de a gyógyulás során csökken. A

rehabilitáció és a műtétek folyamán nagyrészt csökken. A baloldali műtét után megnőtt, ez esetleg annak tudható be, hogy a viszonylag új jobboldali, és újonnan műtött baloldali csípőprotézisével fájdalomelkerülés céljából, vagy annak érdekében, hogy minél jobban óvja az új protézist még nagyobb medencedőléssel kompenzálta. A csípőmozgás csökkenésének kompenzáció miatt magasabb a medencedőlés tartománya az feldolgozott adatok során végig.

Az oldalirányú medencedőlés tartománya a direkt-laterális műtét esetén a megnőtt értékről lassan visszacsökken, az anterio-laterális műtét esetén pedig szinte azonnal megközelíti az egészséges tartományt (először az egészséges érték alá csökken, majd valamivel fölé nő). (*1. és 2. melléklet*) Tehát mindkét esetben összességében csökken a tartománya. Az esettanulmány adatainak csökken-nő-csökken-nő viselkedéséből arra következtethetünk, hogy ebben az esetben is antero-laterális típusú műtétet végeztek.

A medencerotáció tartománya a DL módszernél a rehabilitáció során nő, a AL módszernél miután megugrott visszacsökken közel az egészséges szintre. Az esettanulmány adatait itt is azt mutatják, hogy a műtét AL módszerrel volt elvégezve, mert a műtét után megugrott értékek a rehabilitáció során csökkentek.

A jobb- és baloldali térdszög tartománya: az AL és DL módszerrel szintén nő, de műtött oldalon gyorsabban mint az egészséges oldalon. A növekedés ebben az esetben is jelen van, Viszont a műtét után még rehabilitáció közben, a műtött oldali térdszög csökken. Az operált oldalon a térdmozgás csökkenése annak lehet köszönhető, hogy az operált csípő ízületet biztonságban tartásuk.

A jobb- és baloldali csípő flexió-extenzió tartománya az egészséges oldalon: A DL módszerrel növekszik a tartomány értéke, az AL módszernél pedig szintén, csupán gyorsabban növekszik a

tartomány értéke a rehabilitáció során. A műtött oldalon szintén ez figyelhető meg Kiss Rita és Illyés Árpád kutatása szerint [2.], csupán lassabban. Ebben az esetben míg a műtött oldal tartománya nő, a nem műtött oldalé csökken. Valószínű, hogy a korábbi fájdalomkerülés érdekében túlkompenzált az éppen jobb állapotban lévő lábával, és ezért is látszik csupán enyhe csökkenés a jobboldali csípőflexió tartományánál, mert akkor már kevésbé volt szüksége a túlkompenzálásra.

A jobb- és baloldali csípőaddukció tartománya: a műtétek után, valószínűleg képes újra jobban terhelni a csípő ízületeket kevesebb fájdalommal, így a csípőaddukciója megnő.

6. Összegzés, kitekintés

A Matlab és OpenSim használata egyszerűvé tette egy ilyen mennyiségű adat feldolgozását. Érdekes lehet a jövőben gondolkodni arról, hogy miképp hozható a legeffektívebben használható formába egy olyan mérés amiben több mérési hiba is előfordul, illetve mennyire megbízhatóan tudjuk ezeket az adatsorokat visszaállítani eredeti, vagy ahhoz közeli állapotukba.

Az eredmények megvizsgálásával szükség esetén további speciálisan kiválasztott rehabilitációs feladatokat lehetne adni a betegnek, vagy aktívabb feladatokat kaphatna a járási paraméterek gyors javulása miatt, ami ebben az esetben meg is történt, és csodálatra méltó, hogy kétoldali teljes csípőprotézissel egy időskorú visszatér egy olyan állapotba, hogy ismét síelni és hosszan túrázni képes. Természetesen nagyon sokat számít a műtét előtti állapot, de a gyógyulás alatt, mivel a járási paraméterei előrehaladását figyelembevéve korábban kezdhetett nehezebb rehabilitáció gyakorlatokba, illetve saját edzésbe, így kevesebb izomtónust veszített. Az izomtónus visszaépítése bármilyen baleset vagy műtét után fontos, főleg idős korban, ahol ez már meglehetősen nehéz.

A járási szögekből megállapítható, hogy valószínűleg milyen típusú műtétet végeztek el. Több kutatás eredményeit is alátámasztják a jelen mérések [2.] (1. melléklet). Ilyen a medence mozgásával való kompenzáció, illetve a műtött végtag védelmében és a fájdalom kerülés céljából kifejlesztett mozgások, az egészséges szögtartományokhoz képest növekedése, illetve csökkenése.

Nagyon sok paraméter befolyásolja a járási szögeket és paramétereket, ezek közül megpróbáltam a jelenleg a dolgozat számára legrelevánsabbakat figyelembe venni és megemlíteni. Számtalan

különböző ember van, így szükséges minden befolyásoló tényezővel több kutatást végezni, ahhoz, hogy egy olyan tiszta, teljes képet kaphassunk, ami akár világszinten felhasználhatóvá válhatna a rehabilitációban, diagnózisban, esetleg időskorúaknál kockázatelemzésben.

7. Irodalom jegyzék:

[1.] Grainne Colgan, Mike Walsh, Damien Bennett, John Rice, Timothy O'Brien (2016):

Gait analysis and hip extensor function early post total hip replacement.

(Járáselemzés és csípőhajlító funkció vizsgálata a teljes csípőprotézis műtétet követő korai időszakban.)

Journal of Orthopaedics 13 (2016) 171–176; 1-5. oldal

[2.] Rita M. Kiss, Árpád Illyés (2012):

Comparison of gait parameters in patients following total hip arthroplasty with a direct-lateral or antero-lateral surgical approach.

(A járásmintaparaméterek összehasonlítása teljes csípőprotézis műtéten átesett betegek között, akiknél a műtét során direkt laterális vagy antero-laterális sebészeti megközelítést alkalmaztak.)

Human Movement Science 31 (2012) 1302–1316; 2-13. oldal

[3.] Rita M. Kiss (2010):

Effect of walking speed and severity of hip osteoarthritis on gait variability.

(A járási sebesség és a csont-ízületi gyulladás súlyosságának hatása a járás változékonyságára.)

Journal of Electromyography and Kinesiology 20 (2010) 1044–1051; 1-7. oldal

[4.] F. Alton, L. Baldey, S. Caplan, M.C. Morrissey (1996):

A kinematic comparison of overground and treadmill walking.

(A talajon és futópadon végzett járás kinematikai összehasonlítása.)

Clinical Biomechanics 13 (1998) 434-440; 1-7. oldal

[5.] S.H. Cho, J.M. Park, O.Y. Kwon (2003):

Gender differences in three dimensional gait analysis data from 98 healthy Korean adults.

(Nemek közötti különbségek háromdimenziós járáselemzési adatokban 98 egészséges koreai felnőttél.)

Clinical Biomechanics 19 (2004) 145–152; 1-7. oldal

- [6.] John H. Hollman, Francine M. Kovash, Jared J. Kubik, Rachel A. Linbo (2006):
Age-related differences in spatiotemporal markers of gait stability during dual task walking.
(Életkorral összefüggő különbségek a járást stabilitás tér-időbeli markereiben két feladatot egyidejűleg végző járás során.)
Gait & Posture 26 (2007) 113–119; 1-7. oldal
- [7.] Kristof Racz, Rita M. Kiss (2021):
Marker displacement data filtering in gait analysis: A technical note
(Marker elmozdulás adatok szűrése járáselemzés során: Egy technikai megjegyzés)
Biomedical Signal Processing and Control 70 (2021) 102974; 1-5. oldal
- [8.] Dubost V, Kressig RW, Gonthier R, Herrmann FR, Aminian K, Najafi B
Relationship between dual task related changes in stride velocity and stride time variability in
healthy older adults.
Hum Mov Sci 2006; 25:372–82.
- [9.] Kang HG, Dingwell JB.
Separating the effects of age and walking speed on gait variability.
Gait Posture 2008a;28:572–9.
- [10.] Kang HG, Dingwell JB.
Effects of walking speed, strength and range of motion on gait stability in healthy older
adults.
J Biomech 2008b;41:2899–905.
- [11.] Brach JS, Berlin JE, Van Swearingen JM, Newman AB, Studenski SA.
Too much or too little step width variability is associated with a fall history in older person,
who walked at or near normal gait speed.
J NeuroEng Rehabil 2005;2:21.
- [12.] Hausdorff JM, Rios DA, Edelberg HK.
Gait variability and fall risk in community living older adults: a 1-year prospective study.
Arch Phys Med Rehabil 2001;82:1050–6.

[13.] Hollman JH, Kovash FM, Kubik JJ, Linbo RA.

Age-related differences in spatiotemporal markers of gait stability during dual task walking.

Gait Posture 2007;26:113–9

[14.] Lord SR, Lloyd DG, Li SK.

Sensori-motor function, gait patterns and falls in community-dwelling women.

Aging 1996;25:292–9

8. Mellékletek:

1. Melléklet: Egészséges, teljes csípőprotézis műtét előtti, és utáni járási paraméterek. Forrás: [1.]

	Normal ¹	Pre-operative mean	Post-operative mean	Change in mean score	P value
Gait cycle time (s)	1.01	1.12	1.07	-0.05	.24
Cadence (Step/min)	119.9	108.38	112.07	3.7	.31
Step length (m)	0.73	0.586	0.614	0.028	.10
Stride length (m)	1.46	1.175	1.237	0.062	.07
Walking velocity (m/s)	1.46	1.091	1.171	0.08	.12
Percentage stance	59.9	60.42	59.84	-0.58	.43
Percentage single limb support	40.2	36.3	37.76	1.46	.27
Maximum anterior pelvic tilt (°)	9.21	20.08	16.62	-3.83	.07
Minimum anterior pelvic tilt (°)	4.4	11	7.75	-3.25	.12
Pelvic tilt range	4.8	9.08	8.50	-0.58	.68
Max hip flexion (°)	33.4	34.85	29.21	-5.64	.08
Max hip extension in stance (°)	8.95	-13.21	-0.49	12.72	<.001 ^a
Hip range	42.4	21.63	29.42	7.79	<.001 ^a
Max hip extensor power (W/kg)	0.96	0.4761	0.32	-0.14	.3
Max hip flexor power (W/kg)	0.92	0.32	0.47	0.15	.1
Knee flexion (°)	64.6	55.55	53.31	-2.24	.59
Knee extension (°)	0.84	-0.29	4.34	-4.62	<.001 ^a
Knee range	65.4	55.26	57.65	2.38	.46
Ankle dorsiflexion (°)	13.87	14.45	14.09	-0.36	.9
Ankle plantarflexion (°)	24.25	16.35	16.25	0.1	.92
Ankle range	38.12	30.8	30.35	-0.55	.88

The italic values represent the numerical difference between the pre- and post-operative mean.

¹ P-value is pre- compared to post-operative results.

^a Significant difference <.05 between pre- and post-operative mean.

2. Melléklet: Egészséges, teljes csípőprotézis műtét előtti, és utáni járási paraméterek. Forrás: [2.]

	Side	Healthy subjects	Preoperative	Patients with DL approach			Patients with AL approach		
				Postoperative 3 months	Postoperative 6 months	Postoperative 12 months	Postoperative 3 months	Postoperative 6 months	Postoperative 12 months
<i>Flexion-extension of pelvis</i>									
ROM		6.2(2.1)	16.9(1.7) ¹	15.9(1.5) ¹	9.6(1.5) ^{1,2}	8.4(1.2) ²	5.1(1.4) ^{2,4}	6.1(1.3) ^{2,4}	6.6(1.2) ²
Max		15.7(2.4)	19.6(2.1) ¹	19.3(1.9) ¹	17.2(1.7)	16.8(2.4) ²	15.3(1.3) ^{2,4}	14.7(2.6) ²	14.1(1.4) ²
Min		9.5(2.0)	2.7(1.8) ¹	3.4(0.6) ¹	7.6(1.9) ²	8.4(2.8) ²	10.2(2.1) ^{2,4}	8.6(1.9) ²	7.5(1.9) ²
<i>Hip angle</i>									
ROM	A	38.3(5.9)	22.2(4.1) ¹	27.6(3.4) ¹	35.9(3.6) ²	39.9(3.3) ²	29.9(3.9) ¹	36.1(3.5) ²	42.9(3.3) ²
	B	37.5(5.2)	12.8(0.4) ^{1,3}	19.3(1.5) ^{1,2,3}	22.4(2.6) ^{1,2,3}	24.9(2.3) ^{1,2,3}	20.4(1.1) ^{1,2,3}	25.5(1.7) ^{1,2,3}	41.2(2.3) ^{2,4}
	DIFF	-0.8 (0.3)	-9.9 (3.6) ¹	-8.3 (2.7) ¹	-13.5(0.9) ^{1,2}	-15.0 (1.1) ^{1,2}	-9.5 (1.1) ¹	-10.6 (0.6) ^{1,2,4}	-1.7 (0.9) ^{2,4}
Max	A	41.1(4.1)	25.7(2.7) ¹	30.5(3.1) ¹	39.1(3.5) ²	42.9(4.0) ²	33.1(3.5) ²	39.1(4.1) ²	45.5(4.4) ²
	B	40.7(4.1)	20.9(2.4) ^{1,3}	24.3(2.3) ^{1,2,3}	28.3(2.4) ^{1,2,3}	30.7(3.2) ^{1,2,3}	26.2(2.3) ^{1,2,3}	29.6(2.2) ²	44.1(3.8) ^{2,4}
	DIFF	-1.5(0.3)	-5.9 (1.3) ¹	-13.2 (0.9) ¹	-10.9(1.2) ^{1,2}	-12.2 (0.9) ^{1,2}	-8.6 (0.8) ^{1,2,4}	-3.3(0.7) ^{1,2,4}	-2.1(0.8) ^{2,4}
Min	A	2.7(1.6)	3.5(1.9)	3.3(1.4)	3.2(1.2)	2.9(1.1)	3.2(1.5)	2.9(1.1)	2.6(1.3)
	B	3.2(1.3)	8.1(2.5) ^{1,3}	6.1(1.8) ^{1,3}	5.9(1.3) ^{1,3}	5.7(1.1) ^{1,3}	5.9(1.6) ^{1,3}	4.3(1.7)	2.9(1.5) ^{2,4}
	DIFF	1.5 (0.7)	4.6 (0.9) ¹	2.8(0.9) ^{1,2}	2.7 (0.6) ^{1,2}	2.8 (0.7) ^{1,2}	2.7 (0.4) ^{2,4}	1.3 (0.3) ^{1,4}	0.3 (0.2) ^{2,4}
<i>Knee angle</i>									
ROM	A	52.8(4.8)	47.2(4.4) ¹	52.3(9.8)	55.5(8.6)	55.7(8.5) ²	55.4(5.2)	57.3(7.5) ²	59.1(6.5) ²
	B	48.1(5.2)	34.7(3.5) ^{1,3}	35.4(4.4) ^{1,3}	41.2(4.5) ^{1,2,3}	47.7(9.1) ²	33.1(4.3) ^{1,3}	38.9(8.5) ^{1,3}	52.4(7.1) ²
	DIFF	-4.8 (1.9)	-12.5 (1.3) ¹	-16.9 (1.4) ^{1,2}	-14.3(1.6) ¹	-8.0 (0.8) ^{1,2}	-22.3 (0.3) ^{1,2,4}	-18.4 (0.4) ^{1,2,4}	-6.7(1.1) ^{2,4}
Max	A	58.6(3.5)	53.1(4.9) ¹	57.6(3.4) ²	61.1(5.5) ²	60.8(6.5) ²	61.3(4.6)	62.4(3.4) ²	64.8(6.6) ²
	B	54.1(6.4)	44.6(6.6) ^{1,3}	44.7(3.3) ^{1,3}	49.8(5.3) ³	55.5(7.3) ²	42.4(3.8) ^{1,3}	47.8(6.9) ^{1,3}	60.5(5.3) ²
	DIFF	-4.5 (2.2)	-8.6 (3.4) ¹	-12.9 (0.6) ^{1,2}	-11.3 (2.5) ¹	-5.3(1.1) ²	-18.9(1.3) ^{1,2,4}	-14.6 (1.4) ^{1,2,4}	-4.3 (0.5) ²
Min	A	5.8(1.2)	5.9(1.1)	5.4(2.3)	5.6(2.4)	5.2(2.4)	5.9(3.6)	5.1(2.1)	5.2(1.7)
	B	6.1(1.6)	9.8(2.6) ^{1,3}	9.3(1.8) ^{1,3}	8.6(2.2) ^{1,3}	7.8(2.5)	9.3(3.8) ^{1,3}	8.9(1.0) ^{1,3}	6.1(2.1) ²
	DIFF	0.3 (0.1)	3.9 (0.7) ¹	3.9 (0.9) ¹	2.9 (0.6) ^{1,2}	2.6 (0.8) ^{1,2}	3.4 (0.2) ¹	3.8 (0.5) ^{1,4}	1.9 (0.2) ^{1,2}
<i>Rotation of pelvis</i>									
ROM		4.7(1.4)	4.9(2.2)	6.2(1.2)	6.7(2.6)	8.9(3.6) ^{1,2}	9.3(2.7) ^{1,2,4}	7.3(2.1) ^{1,2}	5.8(1.1) ⁴
Max		3.6(1.6)	3.9(1.9)	4.9(2.2)	5.4(1.9)	7.1(3.4) ^{1,2}	6.7(1.4) ^{1,2,4}	6.2(2.9) ^{1,2}	4.6(1.3) ⁴
Min		-1.2(0.3)	-1.0(0.7)	-0.7(0.6)	-1.3(0.9)	-1.8(0.5) ^{1,2}	-2.6(0.5) ^{1,2,4}	-1.1(1.9)	-1.2(0.4) ⁴
<i>Obliquity of pelvis</i>									
ROM		2.9(0.8)	8.2(1.3) ¹	6.8(1.5) ¹	5.7(1.5) ¹	3.6(1.2) ²	0.6(1.4) ^{1,2,4}	3.4(1.9) ^{2,4}	3.5(1.8) ²
Max		5.2(1.2)	6.5(1.4) ¹	7.7(1.2) ¹	6.9(1.3) ¹	5.7(1.6)	5.0(1.2) ^{2,4}	5.1(2.1) ^{2,4}	5.4(1.9) ²
Min		2.3(0.5)	-1.6(0.6) ¹	0.9(1.1) ^{1,2}	1.8(1.2) ²	2.1(1.1) ²	1.1(0.7) ^{1,2}	1.7(0.7) ²	1.9(0.9) ²
Cadence (step/minute)		89.6 (7.8)	105.8 (9.1) ¹	96.8 (8.9)	95.41 (7.9)	94.8 (8.1)	95.1 (8.5)	94.5 (8.6)	93.5 (7.9)