

Térdízületi kopás hatása a dinamikus egyensúlyozásra

TDK dolgozat

Szabó Gréta Veronika

II. éves mechatronikai mérnök hallgató

Konzulens:

Kiss Rita

Budapest Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem
Mechatronika, Optika és Gépészeti Informatika Tanszék

2014

Tartalomjegyzék

Rövidítések.....	3
Bevezetés:.....	4
1. Egyensúlyozó képesség és annak vizsgálata.....	6
1.1. Stabilometriás vizsgálat.....	7
1.1.1. Az állásstabilitás és az egyensúlyozó képesség vizsgálatának lépései	8
1.1.2. Számítható jellemzők	9
1.2. Dinamikus vizsgálat	10
1.2.1. A hirtelen irányváltoztatási teszt vizsgálatának lépései	14
1.2.3. Számítható jellemzők (Lehr-féle csillapítási szám- D).....	14
2. Eddigi kutatási eredmények	19
2.1. Táblázatos összegzés	21
3. Vizsgált személyek, vizsgálati módszer.....	27
4. Eredmények	29
5. Eredmények értékelése, megbeszélése	30
5.1. Hirtelen irányváltoztatás utáni egyensúlyozó képesség vizsgálat eredményeinek értékelése	30
5.2. Statikus egyensúlyozó képesség megváltozása	31
6. Összefoglalás	33
7. Köszönetnyilvánítás	34
8. Referenciák	35

Rövidítések

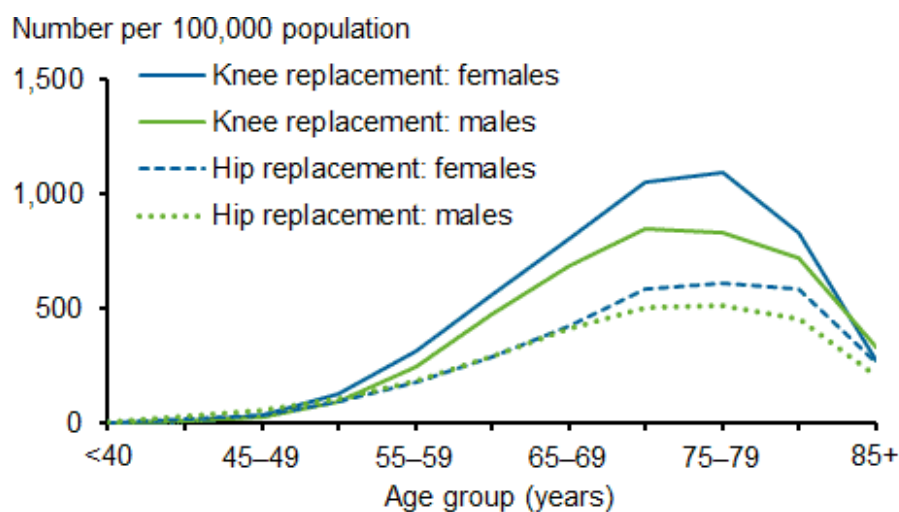
Rövid áttekintés a dolgozatban használt rövidítésekről.

OA:	osteoarthritis, (a jelen dolgozatban mindig térdre értendő)
gOA:	gosarthrosis
hOA:	csípő ízületi osteoarthritis
RA:	reumatoid arthritis
TKA/TKR:	teljes mértékű térdízületi protézis (total knee arthroplasty/replacement)
CoP:	nyomás középpont (center of pressure)
TA:	traumaticarthritis
THA	teljes mértékű csípőízületi protézis (total hip arthroplasty)
mko	mindkét oldali
D	Lehr féle csillapítási szám

Bevezetés:

A biomechanika fontos szereppel bír mind az orvostudományban mind műszaki területeken. A biomechanikának fontos területe a mozgásvizsgálatok, melyek objektív eredményei jól használhatók egyes elváltozások, operációk vagy rehabilitációk hatásvizsgálatában. A mozgások objektív modellezését azonban egyes szerkezetek mozgásának tökéletesítésére is használhatjuk, elsősorban a robotok mozgása pontosítható, biztonságossá tehető. Mindkét esetben fontos szerep jut a mérnöki látásmódnak, hiszen a mechanika, és az anyagtudomány ismereteit alkalmazzuk mind a vizsgálatokban, mind a modellezésben.

Az ortopédiai megbetegedések közül a térdízületi kopás (osteoarthritis-gonarthrosis) ma már népbetegségnek számít a világon. A betegség legnagyobb arányba az idősebb (65 év feletti) korosztályt érinti. A társadalom előregedése miatt egyre többen szenvednek osteoarthritisben főleg a fejlett országokban (1. ábra).



1. ábra: AIHW National Hospital Morbidity Database alapján a térdízületi protézis és a csípőízületi protézis beültetése az életkor függvényében nemeként

Így egyre fontosabb kérdés, hogy az ízületi arthrosis hogyan változtatja meg a mozgást és az egyensúlyozást. Az idősebb korban az egyoldali (unilateralis), azaz csak egy ízületet érintő osteoarthritis ritka, az életkor növekedésével az osteoarthritis megjelenik a többi ízületben is, sőt egyre gyakoribb a többi protetizált ízület. Így fontos annak a kérdésnek a tárgyalása, hogy a több ízületet érintő elváltozások milyen elváltozást okoznak a mozgásra és az egyensúlyozó képességre.

A dolgozatom első részében szakirodalmi adatok feldolgozásával összefoglalom a statikus és dinamikus egyensúly vizsgálatok módszertanát, azaz bemutatom a használt eszközöket és vizsgálati körülményeket, a mért és számítható jellemzőket. Az összefoglalásban megadom az elért eredményeket is. A dolgozat második részében bemutatom, hogy egyoldali térdízületi kopás esetén hogyan változik meg a statikus és a dinamikus egyensúlyozó képesség. Szakirodalmi összefoglaló utolsó részében kitérek a több ízületet érintő kopások (pl.: kétoldali térdízületi, kétoldali csípőízületi kopás, az egyoldali térdízületi- és egyoldali csípőízületi, az egyoldali térdízület- és kétoldali csípőízületi kopás, illetve az egyoldali térdízületi kopás és más ízületet érintő protetizálás) hatására is.

Kutatás célja több ízületet érintő kopás vagy /és beültetett protézis esetén idős betegek egyensúlyozó képessége hogyan változik meg. Ennek vizsgálatára mérnöki módszertanon alapuló, a szakirodalomban is alkalmazott, bevált módszereket alkalmaztunk. A mért adatok feldolgozása, kiértékelése alapján feltételezhetően eldönthető a változások tendenciája. Feltételezésünk szerint több ízületet érintő osteoarthritis és protetizálás lényegesen rontja az egyensúlyozó képességet. A későbbi kutatás kérdése lesz, hogy létrehozható-e valamilyen megközelítési modell, amely ezt megfelelően szimulálja.

A vizsgálatok megkezdésekor a hirtelen irányváltoztatási tesztet [3] alkalmazva vizsgáltuk a vizsgálatba bevont betegek dinamikus egyensúlyozó képességét. Megfigyelhető volt, hogy a több ízületi érintettség esetén az egy lábon állás közben a dinamikus egyensúlyozó képesség nem vizsgálható. Így a későbbiekben talpnyomás mérő lap segítségével stabilometriás vizsgálatokat végzetünk a nyomásközéppont változásának detektálására statikus helyzetben, két lábon állás közben.

1. Egyensúlyozó képesség és annak vizsgálata

Az emberi egyensúlyozás egy kinematikai lánc egyensúlyozását jelenti. Az egyensúlyozó képességnek két típusa van: a statikus és a dinamikus. Statikus helyzetben az egyensúlyozást a tömegközéppont által bejárt út numerikus jellemzésével írhatjuk le. A statikus egyensúly vizsgálatkor a test, nyugalomban van, mely állapotot a statikus reflex biztosítja. Ez a statikus egyensúlyozó képesség alapja. Az egyensúlyozó képesség nélkülözhetetlen része, a testrészek egymáshoz való viszonyának érzékelése, vagyis a propiocepció. A propiocepció a testrészek egymáshoz való viszonyának érzékelése nyugalomban. A propiocepció a korábban ismert statikus testhelyzet beállításának megismétlési pontosságával is jellemezhetjük. Ekkor a vizsgált személyt megkérjük, hogy egy korábban megismert, betanult statikus helyzetbe hozza a vizsgálandó testrészét úgy, hogy csupán a felületes és mélyérzékből eredő ingerekre támaszkodik. Értékeléskor az elvárt és a létrehozott statikus helyzet összehasonlítása történik. Ez a vizsgálati módszer pontos együttműködést igényel a betegtől.

Dinamikus egyensúlynál a mozgó test egyensúlyát a kinetikus reflex biztosítja. A dinamikus érzékelés, vagyis a kineztezés tehát a testrészeknek egymáshoz való viszonyának érzékelése mozgó testhelyzetben. Ennek jellemzésére használhatjuk jól ismert mozgások ismétlésének pontosságát. Például járás során elemezhetjük a járás szabályosságát egyes változók relatív szórásával, vagy a térd emelési magasságának relatív szórását helyben járás közben. E vizsgálati módszernél objektív kinematikai és dinamikai paraméterekkel jellemezhetjük a járásképet. [1]

Térdízületi kopásos betegeknél vizsgálhatjuk a statikus és a dinamikus egyensúlyozó képességet egyaránt. Az egyensúlyozó képesség statikus vizsgálatára a legelterjedtebb a nyomásközéppont helyzetének (stabilometria), valamint a fej és váll helyzetének vizsgálata (Romberg teszt) egy adott időtartam alatt. A dinamikus vizsgálatok közül elterjedt az Unterberger-teszt, mikor csukott szemmel végzett helyben járás közben vizsgáljuk a vállak és a fej mozgását, a megadott (pld. szinuszos) mozgást végző lapon a nyomásközéppont helyzetének változását. Egyre jobban terjed a hirtelen irányváltoztatási teszt, mikor a rugóra rögzített merev lap segítségével hirtelen irányváltoztatás esetén elemezzük az egyensúlyozó képességet.

Dolgozatomban két módszert a stabilometriát, azaz a nyomásközéppont helyzetének mérését, valamint a hirtelen irányváltozatási tesztet mutatom be, mivel mi is ezt a két mérési módszert alkalmaztuk.

1.1. Stabilometriás vizsgálat

A stabilometriás vizsgálatához szükséges a pedográf-talpnyomás eloszlás mérőlap, melynek működése Newton III. törvényén (akció-reakció törvénye) alapul. A vizsgálat során a test ugyanis a talajt a testsúllyal nyomja és ezzel az erővel azonos nagyságú, de ellentétes irányú erő hat a testre. Ezt talajreakció-erőnek nevezzük, és ezt az erőt, illetve ennek az erőnek az eloszlását a talpnyomáseloszlást mérő lappal tudjuk mérni. A készülék kapacitív érzékelőket vagy optikai érzékelőket tartalmaz, melyek elektromos jellé alakítják a talp egyes pontjainak az érzékelőkre kifejtett nyomását. Így mérhetővé válnak a talpfelületén kialakuló nyomások. A nyomáseloszlásból és a nyomásközéppont helyzetének változásából következtethetünk arra, hogy a különböző elváltozások hogyan változtatják meg a nyomáseloszlást és a statikus egyensúlyozó képességet is.

Vizsgálatunkhoz ZEBRIS PDM típusú erőmérőt (2. ábra) használtunk és az ehhez fejlesztett WinPDMS nevű szoftvert. Ez a pedográf 1504 kapacitív erőérzékelő szenzort tartalmaz, melyek egy 32 x 47-es mátrixba vannak rendezve. A statikus stabilometriás mérés során a testsúlyterhelés megoszlása, valamint a nyomásközéppontnak különböző irányú elmozdulásai vizsgálhatóak az idő függvényében.

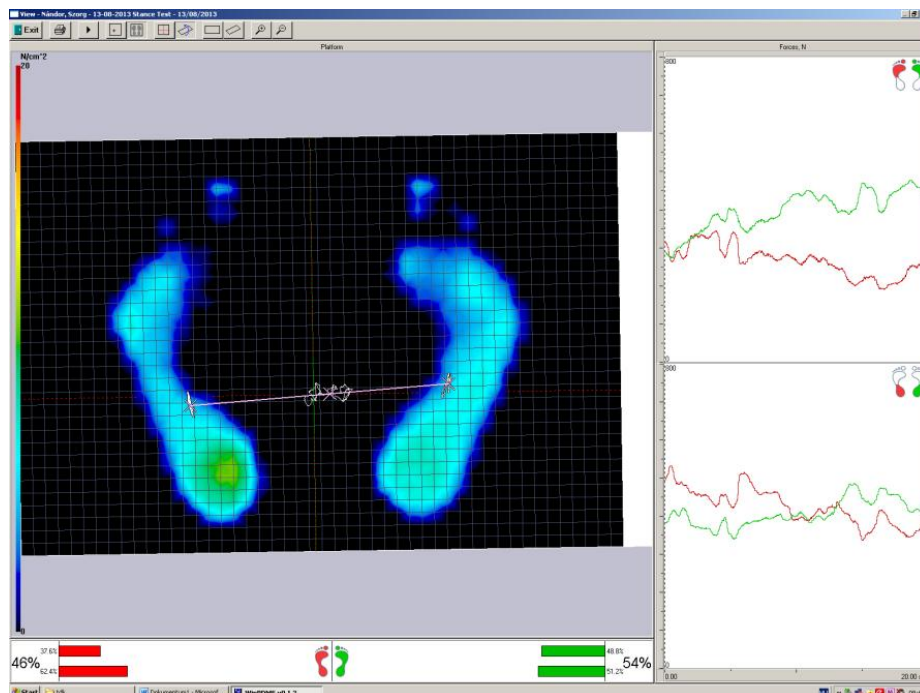


2. ábra: Zebris talpnyomásmérő lap

A statikus egyensúly megtartása során a vizsgált személy meghatározott módon, általában cipő nélkül áll (mindkét végtagján, mindkettőt azonosan terhelve; egy lábon; vagy speciális helyzetben), illetve a mérés meghatározott ideig tarthat (általában 30-60 másodperc).

1.1.1. Az állásstabilitás és az egyensúlyozó képesség vizsgálatának lépései

- A vizsgált személy csípőszéles terpeszben, mozdulatlanul áll a platón. Azt az utasítást kapja, hogy mozdulatlanul, egy pontot figyelve meghatározott ideig álljon.
- Ezek után ugyanazt a vizsgálatot csukott szemmel is végrehajtjuk a vizsgálati személlyel.



3. ábra: Az állásstabilitás és statikus egyensúlyozó képesség vizsgálat eredménye a képernyőn

1.1.2. Számítható jellemzők

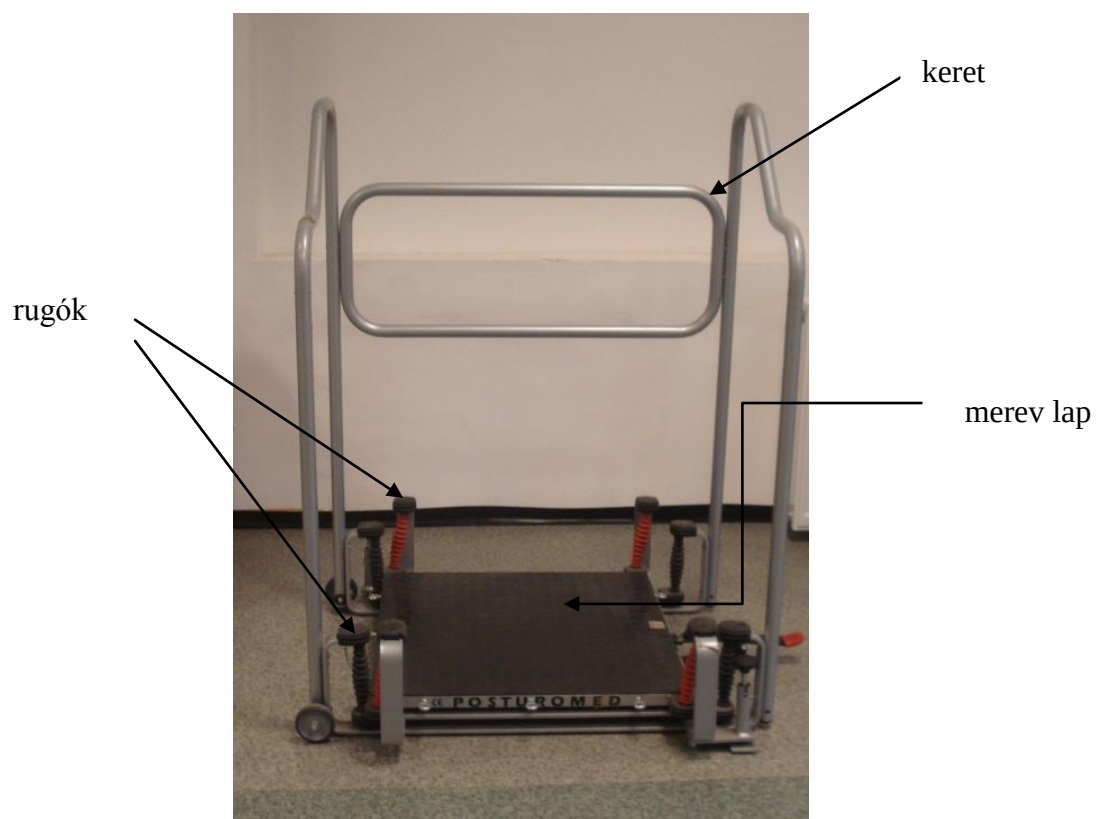
A kapott eredményekből számíthatók a jobb és bal láb közötti százalékos testsúlymegoszlás, valamint a sarok és a láb első része közötti százalékos testsúlymegoszlás, mely elsősorban a nyomás eloszlását jellemzi a talp egyes részei között.

A nyomáseloszlásból a mérés minden időpillanatában számítható nyomásközéppont helyzete, így az idő függvényében kirajzolódik egy folyamatos pontokból álló mozgáspálya. Erre a pályára egy ellipszis illeszthető, mely a mért adatok 95%-át tartalmazza. Az egyensúlyi a vizsgált adatokból következő változók számíthatók, melyekkel a statikus egyensúlyozó képesség jellemezhető (4. ábra).

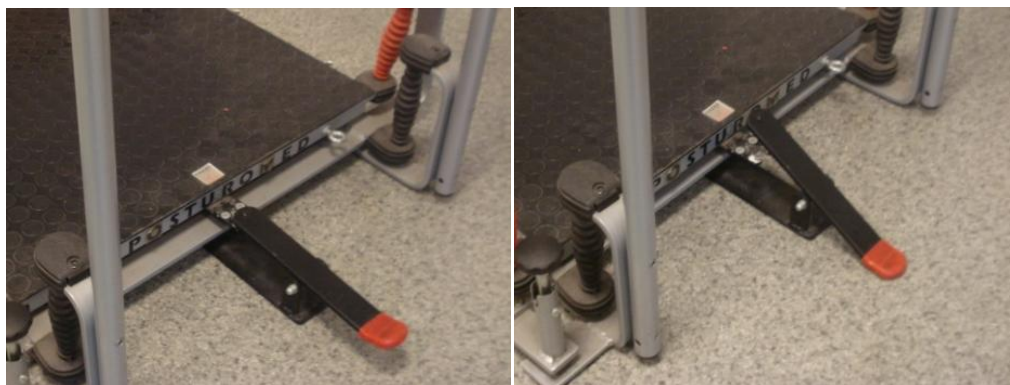
- az ellipszis magassága (cm)
- az ellipszis szélessége (cm)
- az ellipszis területe (cm²)
- x tengely irányú testlengés szórása (cm)
- y irányú testlengés szórása (cm)
- nyomásközéppont által bejárt pálya hossza (cm)

1.2. Dinamikus vizsgálat

A hirtelen irányváltáskor használt dinamikus egyensúlyozó képesség fontos része a mindennapi mozgásunknak. Az utcán haladva, vagy állva, amikor belénk ütköznek hasonló jelenség játszódik le. A PosturoMed (6. ábra) (Haider-Bioswing GmbH, Weiden, Németország eszköz merev lapja (60 cm x 60 cm, 12 kg) nyolc, 15 cm hosszú, azonos erősségű rugóval a merev keretre van felfüggesztve, amely instabil alapot ad a járáshoz. A mozgó lapon történő járással a dinamikus egyensúlyozó képesség javítható, amit a neurológiai, az ortopédiai és a sportorvosi rehabilitáció széles körben használ (Müller és mtsai, 2004). A rugók segítségével a merev lap a vízszintes síkban szabadon tud mozogni. A felfüggesztett merev lap mozgása a rugók számával (4, 6, 8 rugóval) szabályozható. Ha négy rugó dolgozik, akkor a másik négy rugó merev. Négy, dolgozó rugó esetén a merev lap a vízszintes síkban csak egy irányban tud elmozdulni, hat, dolgozó rugó esetén a merev lap már két irányban tud elmozdulni, nyolc rugó esetén a merev lap a kétirányú elmozdulás mellett a merev lap síkjára merőleges tengely körül el is tud fordulni. A legegyszerűbb, legkönnyebb vizsgálat, ha négy, dolgozó rugót alkalmazunk, az egyensúlyozás viszonylag ekkor a legkönnyebb. A dolgozatban bemutatott kutatásban a merev lap mozgását minden esetben négy, dolgozó rugó szabályozta (könnyű vizsgálat), hogy ugyanezt a vizsgálatot csípőízületi endoprotézis beültetése után is elvégezhesük. Ebben az esetben a merev lap mozgása a vízszintes síkban egyirányú (unidirectionális). Az eszközhöz tartozó rögzítő-feloldó elemmel (7. és 8. ábra) a rugókkal felfüggesztett merev lap a középhelyzetből való kimozdítás után rögzíthető. A merev lap a rögzítő elem feloldása után eredeti helyzetébe kíván visszatérni, amely a hirtelen irányváltatást modellezi. Abban az esetben, ha a merev lapon nincs személy, a merev lap csillapítatlan szabad lengést végez (a belső súrlódás csillapítási hatásától eltekinthetünk). Abban az esetben, ha vizsgált személy helyezkedik el a merev lapon, akkor a mozgásba hozott lapon álló személy az egyensúlyát elveszti, és azt vissza akarja nyerni. A vizsgált személy az egyensúlyát a mozgó lap csillapításával tudja visszanyerni. Ebben az esetben a merev lap csillapított szabad lengést végez (9. ábra), a csillapítás a vizsgált személy egyensúlyozó képessége.

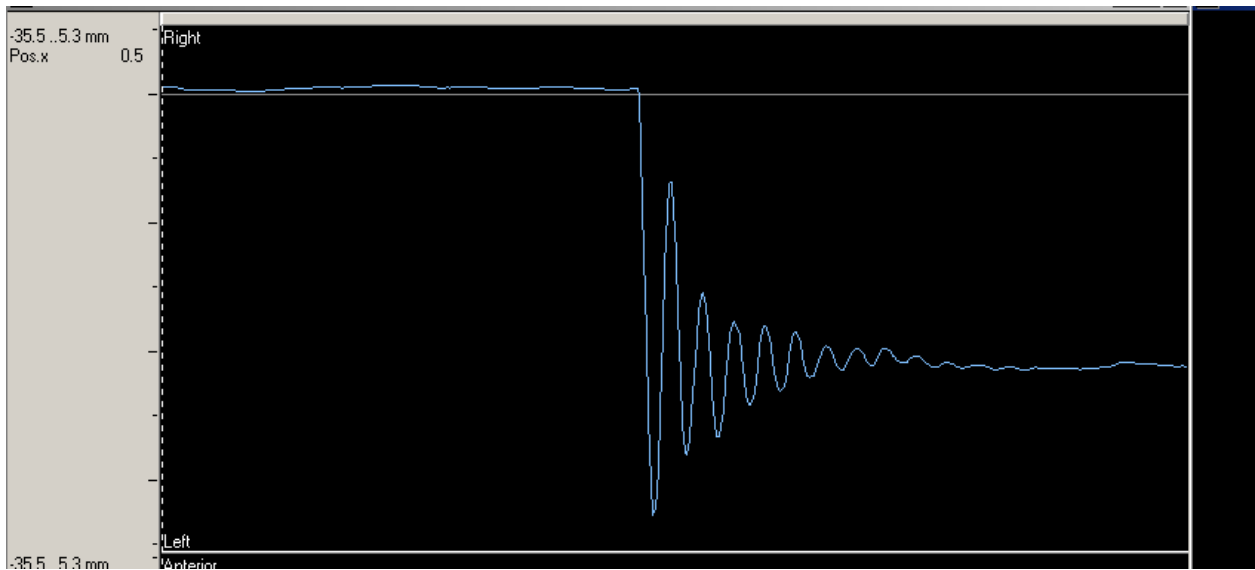


6. ábra: PosturoMed dinamikus egyensúly vizsgálatra alkalmas eszköz



7. ábra: Rögzített állapot

8. ábra: Feloldott állapot



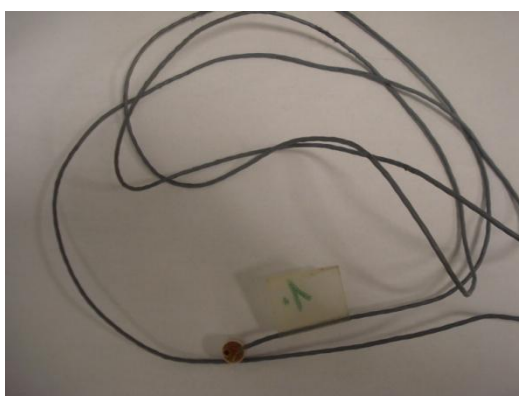
9. ábra: A merev lap csillapított mozgása a kilökés irányában

A vizsgálat során a cél a merev lap mozgásának rögzítése, mely jelen esetben ultrahang alapú, egyedi érzékelőt használó mérőrendszert használva történik: ZEBRIS CMS10 (ZEBRIS, Medizintechnik GmbH, Németország). Az ultrahangos mérőfej három érzékelőt (10. ábra) és a központi egységet tartalmazza. Ehhez a fejhez kapcsolhatók a vezetékes aktív érzékelők (11. ábra), melyeket kétoldali ragasztócsíkokkal tudunk rögzíteni a merev lap oldalára. Az egyedi adók meghatározott időközönként ultrahangjeleket bocsátanak ki (jelen esetben a mérés frekvenciája 100 Hz volt), melyeket a mérőfej rögzít. Az ultrahang sebessége az adott hőmérsékleten ismert, amelyből az ultrahang terjedési idejéből és sebességéből mindhárom érzékelőhöz képest megadható az adó távolsága. Innen a háromszögelés módszerével számítható az adók térbeli koordinátái egy kijelölt globális koordinátarendszerben. A mérést során ez a WinPosture szoftverrel (ZEBRIS, Medizintechnik GmbH, Németország) történik (12. ábra).

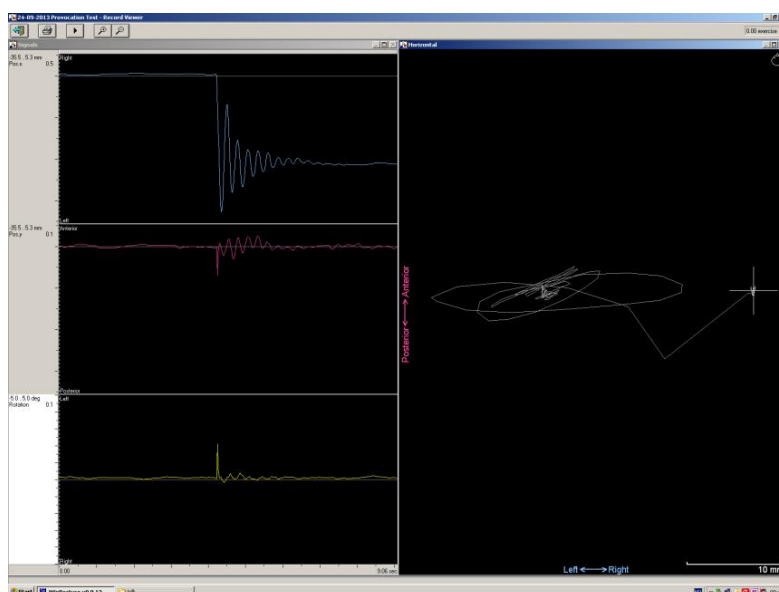
A mérés befejezése után rendelkezésünkre áll a merev lapra helyezett érzékelő térbeli helyzetének változása az idő függvényében.



10. ábra: Zebris ultrahangos mérőfej



11. ábra: Aktív érzékelő



12. ábra: WinPDMS szoftver képernyője

1.2.1. A hirtelen irányváltoztatási teszt vizsgálatának lépései

A vizsgálatnál fontos, hogy standardizált körülmények között történjen, és reprodukálható legyen. Ennek megfelelően a vizsgálat lépései:

- Két adó (melyek kapcsolva vannak a mérőfejhez) felrögzítése a merev lap, rögzítő-feloldó egységétől távolabbi részére.
- Az ultrahangos mérőfej a vizsgálandó személy oldalánál helyezkedik el 30°-os pozícióban, úgy hogy az aktív adókat folyamatosan érzékelje.
- A rugókkal rögzített merev lap kimozdítása, majd rögzítése.
- A vizsgált személy felállítása a merev lap közepére úgy, hogy a kimozdítás iránya a domináns/egészséges oldal felé történjen. A vizsgált személy rögzítése a kerethez hevederrel, hogy ez a karok mozgását ne befolyásolja egyensúlyozás közben.
- Két lábon állás közben próbamérés végzése a vizsgálat megkezdése előtt (*Müller és mtsai, 2004*) [2].
- A vizsgált személyek középre állítása a merev lapon. A rögzítő-feloldó elem és ez által a rugókkal rögzített merev lap feloldása. A szoftver WinPosture **(Hiba! A hivatkozási forrás nem található.)** ezek után 3 másodpercig rögzíti a mért adatokat. A vizsgálat közben a beteg végtagjai és a merev lap között nem szűnhet meg a kapcsolat, illetve nem kapaszkodhat a beteg az állványba, hiszen ilyenkor a mérési eredmények nem az egyensúlyozó képességének változását mutatják. A vizsgálatot háromszor érdemes végrehajtani.

1.2.3. Számítható jellemzők (Lehr-féle csillapítási szám- D)

Összefoglalóan a hirtelen irányváltoztatási teszt állás és mozgás közben bekövetkező hirtelen hatások, szituációknak a reprodukálását célozzák meg. A merev lap elmozdításának irányában nézett mozgása a lapnak egy másodrendű csillapított rezgést eredményez **(Hiba! A hivatkozási forrás nem található.)**. Ennek megfelelően a merev lap csillapított mozgása a Lehr-féle csillapítási számmal jellemezhető. A csillapított lengőmozgás differenciálegyenlete [1,3] (Kiscelli, 1997):

$$\ddot{x}(t) + 2\alpha D \dot{x}(t) + \alpha^2 x = 0$$

ahol

- $x(t)$: a merev lapnak a kimozdulás irányával párhuzamos mozgása az idő függvényében
- α saját körfrekvencia $\alpha = 1/\sqrt{mc}$
- m a vizsgált személy és a lap össztömege
- c a rugók összesített rugóállandója
- D Lehr-féle csillapítási szám

A Lehr féle csillapítási számmal a valóságos, a merev lapon álló személy által végzett csillapítást tudjuk jellemezni. A Lehr féle csillapítás a tényleges és a kritikus csillapítás hányadosa:

$$D = \frac{k}{k_{krit}} = \frac{k}{2m\alpha} = \frac{k}{2} \sqrt{\frac{c}{m}},$$

D függ tehát a tényleges csillapítástól (k).

A differenciálegyenlet megoldása

$$x(t) = Ke^{-\alpha Dt} \cos(\gamma t + \varepsilon)$$

formájú, ahol

- K az amplitúdó
- ε a fázisszög
- γ a körfrekvencia $\gamma = \alpha\sqrt{1 - D^2}$

Mivel a koszinusz függvény periodikus, a kitérések (x) viszonya a következő módon jellemezhető:

$$\frac{x_n}{x_{n+1}} = \frac{e^{-\alpha Dt} K \cos(\gamma t)}{e^{-\alpha D(t+T)} K \cos(\gamma(t+T))} = e^{-\alpha DT}$$

ahol

- x_n, x_{n+1} kitérések nagysága
- T lengésidő a két kitérés között

A kitérések arányának természetes logaritmusát véve:

$$T = \frac{2\pi}{\gamma} = \frac{2\pi}{\alpha\sqrt{1-D^2}}$$

$$\Lambda = \ln\left(\frac{x_n}{x_{n+1}}\right) = D\alpha T = \frac{2\pi D}{\sqrt{1-D^2}}$$

ahol

- Λ a logaritmus dekrementuma

A WinPosture program az idő függvényében rögzíti a merev lapnak a kimozdulás irányába vett mozgását (13. ábra), így a mért adatokból számítható a logaritmus dekrétuma. Ezt érdemes nem egymást követő T lengésidőre, hanem távolabbi azonos irányú kitérésekből számolni. Ennek segítségével aztán a Lehr féle csillapítási szám (13. ábra)

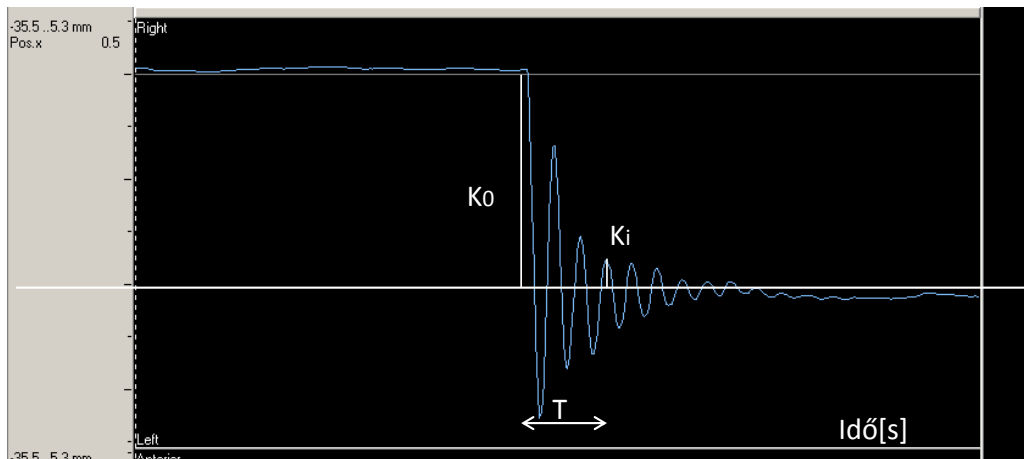
$$\Lambda = \frac{1}{i} \ln \frac{K_0}{K_i}$$

ahol:

- K_0 : kitérés a $t=t_0$ időpontban
- K_i : kitérés a $t=t_i$ időpontban
- i : a lengés ciklusszáma ($1/T$)

D az egyenletek átrendezéséből (Kiscelli, 1977):

$$D [\%] = \frac{\Lambda}{\sqrt{\Lambda^2 + 4\pi^2}} \times 100$$



5. ábra: Lehr féle csillapítási szám kiszámítása

A Lehr féle csillapítási szám (D) speciális esetei:

- $D > 100\%$: A nagyon erős csillapodás következtében a rendszer elveszti lengő jellegét. Ilyenkor a rendszer nem csillapodik.
- $D = 100\%$: Határhelyzet, ezt nevezzük kritikus csillapításnak, vagyis szinte azonnal nyugalmi helyzetbe kerül a rendszer.
- $D = 0$: Ebben az esetben nem történik csillapítás, vagyis a rendszer csillapítatlan rezgőmozgást végez.
- $0 < D < 100\%$: Ilyenkor a rendszer külső hatásra csillapított lengést fog végezni, A csillapítás értéke minél nagyobb, annál nagyobb lesz a Lehr-féle csillapítási szám is.

Előzetes vizsgálatok alapján a Lehr-féle csillapítási szám nulla és 100% közé fog esni. A Lehr-féle csillapítási számmal a vizsgált személyek dinamikus, hirtelen irányváltoztatás utáni egyensúlyozó képessége jellemezhető. Nem teljesített méréseknél, vagy ha a mérés közben a beteg leteszi a lábát, a Lehr-féle csillapítási szám 0-nak tekintendő. Az ilyen mérések számát külön is fel kell jegyezni. A nagyobb érték arra utal, hogy a vizsgált személy gyorsabban tudta csillapítani a merev lapot, azaz egyensúlyozó képessége jobb. 3-5% körüli Lehr-féle csillapítási tényezők az átlagos, míg a 2% körüli már a gyenge dinamikus, hirtelen irányváltoztatási utáni egyensúlyozó képességet jelent, ahogyan ezt korábbi mérések igazolják.[3] Ha a vizsgált személy dinamikus, hirtelen irányváltoztatás utáni egyensúlyozó

képessége gyenge, nagyobb esélye van az elesésre. Idős korban ezt fontos figyelni, hiszen a különböző törések ilyen típusú esések következményei

A Lehr-féle csillapítási szám használatának számos előnye van a korábban alkalmazott mérésekkel szemben, például az Unterberggel teszttel szemben [4,5]. A vizsgálat csak 3 másodpercig tart, nem függ a mérési időtől és közvetlenül a csillapított rendszert modellezi. Előző kutatások azt mutatják, hogy a Lehr-féle csillapítási szám nem függ a vizsgált személy testsúlyától, függ viszont az egyéni egyensúlyozó képességtől, kortól, illetve nemtől [5]. Az eddigi stabilometriás kutatási eredmények nem megegyezők abban a tekintetben, hogy protézis beültetésével megváltozik-e az egyensúlyozó képesség. Ezzel szemben osteoarthritisben szenvedő betegeken a Lehr-féle csillapítási számot vizsgálva az eddigi kutatások egyhangúan a dinamikus, hirtelen irányváltoztatás utáni tesztekkel az egyensúlyozó képesség csökkenését igazolták.[24, 25]

2. Eddigi kutatási eredmények

Sok betegség, kórállapot vezethet súlyos végtagi megbetegedésekhez. Számos eddigi kutatásban vizsgálták már a térd ízületi megbetegedések hatását az emberi járásra, és egyensúlyozásra. Ezek a vizsgálatok, mind a betegcsoportban, mind a vizsgálati módszerben jelentősen eltértek egymástól. Olyan sok különböző szempontot és tényezőt vettek figyelembe, hogy egységes megállapítás nem vonható le. A talált eredmények részletezése *1. táblázatban* került összefoglalásra.

Az irodalomkutatás eredményeinek bemutatásakor arra helyeztem a hangsúlyt, hogy egyes alsó végtagi elváltozások hogyan befolyásolják a járásparamétereket és egyensúlyozó képességet jellemző paramétereket. A rendszerezés legfontosabb alapja az elváltozás típusa. Ezek közül a térdízületi osteoarthritis (OA), a reumatoarthritis (RA), traumaticarthritis (TA) hatását vizsgáló kutatások eredményeit mutatom be. A másik szempont a kezelés módja, mely lehet konzervatív és operatív, dolgozatomban csak a teljes térdízületi protézis (TKA vagy TKR) beültetés hatásvizsgálatát bemutató cikkeket rendszereztem. A legtöbb tudományos cikk az osteoarthritis hatásáról [11,12,13,14,15,16,17], a teljes térdízületi protézis beültetésének hatásáról [6,7,11,16,17,18,20,21], valamint a reumatoarthritis hatásáról [15,19] találtam.

Az általunk használt módszerek mellett (talpnyomás eloszlás mérő platform stabilometriás vizsgálat és hirtelen irányváltoztatási teszttel a dinamikus egyensúlyozó képesség vizsgálata) más módszerekkel is vizsgálható a statikus és dinamikus egyensúlyozó képesség. A statikus egyensúlyozó képesség vizsgálatára alkalmazott módszer szinte minden esetben a stabilometriás vizsgálat, melynek célja adott idő alatt a nyomásközéppont mozgását leíró jellemzők meghatározása [14,15,18,19]. A dinamikus egyensúlyozó képesség vizsgálatára a hirtelen irányváltoztatási teszt mellett elterjedt a talpnyomásmérő lap szinuszos mozgatása [9] és lépcsőzés közben a nyomásközéppont változásának vizsgálata [10,15,17].

A vizsgálatok a jellemzőket befolyásoló tényezőkre is kiterjedtek. Így megállapítható, hogy egyensúlyozó képesség az életkor növekedésével romlik. [1,9,20] Szintén megállapítható, hogy stabilometriás vizsgálat esetén a fiatal korban a vizsgált személy neme nem befolyásolja az egyensúlyozó képességet [21]. A dinamikus egyensúlyozó képességet vizsgálva nincsenek egybehangzó eredmények annak tekintetében, hogy a vizsgált személy neme befolyásolja vagy nem az egyensúlyozó képességet. Egyes kutatások szerint, nők dinamikus egyensúlyozó képessége, különösen idős korban kismértékben jobb, mint a férfiaké, de ez a különböző betegségek megjelenésével, súlyosbodásával megszűnik. [8,23,24]

A különböző elváltozások és műtétek hatásvizsgálata esetén a cikkek a vizsgált beteganyag bemutatásakor nem mindig adják meg pontosan a társbetegségeket, az érintettséget (unilateralis/bilateralis) és az érintettség mértékét. A cikkek csoportosításakor, elemzésekor figyeltem az érintettségre és a kopás mértékére (A Kellgren-Lawrence skála szerint: 0-normális, 1-enyhe, 2-3közepes, 4-súlyos), továbbá a társbetegségekre.

Az irodalmi adatok alapján nem lehet egyértelműen megállapítani, hogy az egyensúlyozó képességet a térdízületi osteoarthritis milyen mértékben befolyásolja. Számos kutatás szerint a térdízületi osteoarthritis rontja a statikus egyensúlyozó képességet [18,19,20], míg más kutatások ennek az ellenkezőjét mutatják, azaz a térdízületi osteoarthritis hatására nem változik meg az egyensúlyozó képesség [12,15,16]. Vélhetően azok a kutatások, amelyek nem mutattak összefüggést a betegség és a statikus egyensúlyozó képesség változása között enyhe vagy közepes fokú osteoarthritis rendelkező csoportot vizsgáltak fiatal (65 év alatti) betegcsoport esetén. Feltételezhető, hogy kisfokú osteoarthritises betegek a vizsgálat időtartalmára képesek az egyensúlyozást biztosítani, az érintett oldal gyengeségét korrigálni, míg súlyosabb esetekben már a vizsgálat időtartalmára az izmok elfáradnak, vagy a fájdalom túl nagy, melyet a korrekció igényelt. Ismert tény, hogy az életkor növekedésével romlik az egyensúlyozó képesség, ez is lehet az eltérés oka. Az irodalmi adatok alapján az egyértelmű, hogy a dinamikus egyensúlyozó képesség a térdízületi elváltozások következtében szignifikánsan romlik. [24,22]

Mind a statikus, mind a dinamikus egyensúlyozó képesség a térdízületi protézis beültetés után szignifikánsan javul. A javulás nagysága a súlyosabb osteoarthritisben szenvedő betegek esetén nagyobb, de az értékek így is rosszabbak, mint a kontrollcsoport értékei.

Az irodalmi adatok összeállításakor látható, hogy egy olyan irodalommal [12] találkoztunk, mely egyértelműsítette, hogy a probléma bilateralis. Így igen fontos, ennek a kérdéskörnek a vizsgálata.

2.1. Táblázatos összegzés

1. táblázat Eddigi kutatási eredmények táblázatos formában összegezve

(A táblázatban használt rövidítések: OA-osteoarthritis (térd ízületire értendő), RA-reumatoarthritis, THA/TKA- teljes csípőízületi/térdízületi protézis, KL- Kellger-Lawrence skála, hOA- csípőízületi osteoarthritis)

Beteg-ség	Vizsgálat	Kopás foka	Egy/több oldal	Betegcsoport	Eredmény
nincs [9]	Egészséges személyek dinamikus egyensúly vizsgálat, kortól függően, a nyomásközéppont elmozdulás, szinuszos mozgást végző talpnyomás mérő lappal	nincs adat	nincs adat	26 fiatal (13 férfi, 13 nő, 24,8±2,74év), 20 idős (10 férfi, 10 nő, 65,4±3,62év)	Időskorban az egyensúlyozó képesség rosszabb.
nincs [10]	10 cm magas kiálló akadályon kellett átgyalogolniuk a résztvevőknek, nyitott és csukott (takart) szemmel	nincs adat	nincs adat	nincs adat	A hirtelen perturbáció és tárgygal való ütközés befolyásolja, valamint későbbiekben is hatással van a járásképre.
norm, gOA, TKA [11]	Egy megtámasztott sínbe helyezve a lábat, több flexiós pozícióban vizsgálták (0-30°) az ember propriocepcióját, a helyzet visszaállító képességét	gOA, mértékre nincs adat	térdenként külön vizsgálva, társbetegség /elváltozás kizárva	147 db térd (16-86 év)	Életkorral romlik a propriocepció. Legjobb propriocepció az egészségeseknél a legrosszabb az gOA-s betegeknél a TKA-beültetés után a két érték közötti.

Beteg-ség	Vizsgálat	Kopás foka	Egy/több oldal	Betegcsoport	Eredmény
gOA [12]	A térdízületi OA hatása és ízület körüli izom fáradás mozgásának meghatározása, isokinetikus dinamométerrel	KL I és II	bilateralis gOA, társbetegség /elváltozás kizárva	50 kétoldali gOA beteg (39 nő, 11 férfi, 60,22+-8,43 év), 30 egészséges kontroll (25 nő, 5 férfi 57,86+-9,22), jobboldali dominancia	Az áthelyezés hibája nem tért el a beteg és a kontroll csoport között, valamint edzés előtt és után
gOA [13]	A törzs súlypontjának mozgásának elemzése gOA hatására, és TKA beültetés hatására a korai posztoperatív szakaszában.	KL III és IV	unilateralis gOA, társbetegség ekről/elvált ozásról nincs adat	25 gOA (4 férfi, 21 nő, 73,96+-6,27 év) 9 bal, 11 jobb oldali dominancia	A korai posztoperatív időszakban a csípőízület flexiója megnőtt, aminek következtében a törzs kilengése csökkent, a mozgás "stabilabb" lett.
gOA [14]	A rugalmas pólya befolyásolja-e gOA-es betegek statikus, dinamikus stabilitását (vizsgálat talpnyomás mérő lappal)	gOA, mértékre nincs adat	ismeretlen, társbetegség /elváltozás kizárva	50 két csoport: A csoport (4 férfi, 21 nő 61,24+-8,8 év), B csoport (4 férfi, 21 nő 64,32+-10,4 év)	A vizsgálat közben rugalmas pólyát hordó betegek jobb egyensúlyozó képességgel rendelkeztek mind statikus, mind dinamikus egyensúlyozásnál
OA, RA [15]	Lépés vizsgálat, funkcionális elérés teszt, interakciós szenzoros egyensúly vizsgálat (dinamikus) ,stabilometria talpnyomás mérő lappal	OA és RA, mértékre nincs adat	unilateralis, társbetegség /elváltozás kizárva	17 nő OA (66.9+-9,8 év, 2:14:1, csípő:térd:láb), 17 RA nő (66,3+-9,4 év 1:9:7, csípő:térd:láb) és 17 egészséges nő (66,3+-10,1 év)	A dinamikus és statikus egyensúlyozó képesség egyaránt romlott OA és RA következtében, RA-esetén a dinamikus egyensúlyozás rosszabb az OA-hoz képest is

Beteg-ség	Vizsgálat	Kopás foka	Egy/több oldal	Betegcsoport	Eredmény
gOA, TA, TKA [16]	TKA utáni propriocepció meghatározása műtéti fajtától függően, (hátsó keresztszalag megtartásával és nélküle), műtét előtt és után	Resnick+ Nivoyama skála: operált (2, 3), nem op (1-2 főleg)	bilaterális (nem volt 0-s értékkel rendelkező beteg)	28 beteg (18 nő, 10 férfi, 50-80 év, átlag: 69 év): 13 (keresztszalag nélkül), 15 (keresztszalaggal)	Nem találtak jelentős különbséget a műtött és nem műtött térd propriocepciója között, illetve egészségesekkel összehasonlítva sem.
gOA, TKA [17]	TKA beültetés előtt és után egyensúlyozó képesség vizsgálata a lépéstartással. A két talpnyomás eloszlást mérő lap között vertikális különbség (11,25, 20 cm).	nincs adat	unilaterális, társbetegség /elváltozás kizárva	10 TKA, műtétet követő (7-20 hónap) (8 nő, 2 férfi átlag: 78,5 év), 7 kontroll (4 nő, 3 férfi átlag: 69,3 év;)	A 20cm-es lépcsőre a betegek 50%-a nem tudott fellepni. TKA beültetés után a térdízület és a csípőízület munkája kisebb, mint a kontroll csoport tagjai esetén
gOA, TKA [18]	A statikus és dinamikus egyensúlyvizsgálat. TKA követően 17-20 nappal (felállás után - TKA1) és 31-41 nappal (rehabilitáció befejezésekor – TKA2) Négy erőmérő lappal a tömegközéppont mozgás- területének mérése nyitott és csukott szemmel 20 s-on keresztül, stabil és szinuszos mozgást végző lapon	OA, mértékre nincs adat	unilateralis TKA, társbetegség /elváltozás kizárva	10 beteg (8 nő, 2 férfi, 63-78 év), 20 egészséges kontroll (16 nő, 4 férfi 66-75 év,)	A későbbi posztoperatív szakaszban (TKA2) a dinamikus és statikus, mint a korábban (TKA1), közelítik a kontrollcsoport értékeit.

Beteg-ség	Vizsgálat	Kopás foka	Egy/több oldal	Betegcsoport	Eredmény
RA [19]	A statikus egyensúlyozás vizsgálata stabilometriával nyitott, csukott szemmel, valamint matematikai feladat végrehajtása közben	súlyos	unilateralis RA, társbetegség /elváltozás kizárva	18 beteg (16 nő, 2 férfi 65 ± 7.7év) 23 kontroll azonos korosztály (13 nő, 10 férfi).	Az egészségesekhez képest CoP mozgásának sebessége mindenirányban 80%-kal nagyobb, az egészségesekhez képest. A stabilometriás adatok romlanak szem becsukása és a matematikai feladat megoldása közben mindhárom csoportban, de a betegcsoportban a romlás mértéke nagyobb.
TKA [20]	OA és TKA hatása a ízületi helyzet beállítási pontosságára, TKA előtt és utána 3, 6 hónappal	OA mértékre nincs adat	ismeretlen, társbetegség /elváltozás kizárva	38 beteg	Az ízületi helyzet beállítási pontossága függ az OA-tól és a műtét óta eltelt időtől (súlyosabb esetben a javulás mértéke nagyobb)
TKA [21]	Járásjellemzők elemzése a posztoperatív 2 évben	nincs adat	nincs adat	80 beteg (40 nő, 40 férfi, átlag 71 év)	A térdízület mozgástartományát szignifikánsan nem befolyásolta a TKA beültetés és a vizsgált személy neme.
TKA [22]	A tér és időbeli paraméterek változásának vizsgálata járás közben. Különböző feltárási módok és járássebesség összehasonlítása (1. hagyományos, 2. hagyományos	KL. IV.	unilaterális gOA, társbetegség / elváltozás kizárva	45 beteg 15 fős csoportokra osztva csoportonként: (1.) 68 év 7 nő, 8 férfi, (2.) 70 év, 9 nő, 6 férfi, (3.) 67 év, 7 nő, 8 férfi).	A járásparaméterek változékonysága operáció után 1 évvel közelít a kontroll értékekhez. (A műtött térd kevésbé lesz terhelve, a másik oldal erőteljesebben.) A minimál invazív módszerekkel

Beteg-ség	Vizsgálat	Kopás foka	Egy/több oldal	Betegcsoport	Eredmény
	számítógéppel támogatott navigációval, 3. minimál invazív számítógéppel támogatott navigációval).			21 kontroll (átlag: 76 év), 12 nő, 9 férfi	műtötteknél eléri a normális szintet (kivéve a medence dőlése)
THA [23]	Különböző csípőízületi protézis beültetés feltárási mód esetén a dinamikus egyensúlyozó képesség jellemzése <i>Lehr-féle csillapítási számmal</i> (ultrahang alapú hirtelen irányváltoztatási teszttel)	súlyos, KL. IV. hOA	unilaterális hOA, társbetegség / elváltozás kizárva	72 beteg 3 csoportra bontva műtéti eljárás alapján (1. laterális, 2. anterior-laterális, 3. posterior) (55-65 év), 45 kontroll(55-65 év)	A három betegcsoport között nem volt jelentős eltérés a műtétet megelőzően. A betegek a kontrollokhoz képest alacsonyabb Lehr féle csillapítási számmal rendelkeztek, a műtét előtt és a műtét után 3 hónappal is. A 3. csoport volt az egyetlen, ahol a műtött oldali értékek majdnem elérték a kontrollcsoport értékeit. A műtött oldalon történő álláskor a Lehr féle csillapítási szám a legkisebb. A nemi különbségek megszűntek a hOA hatására.
gOA [24]	Különböző mértékű gonarthrosis hatása a dinamikus egyensúlyozó képesség jellemzése <i>Lehr-féle csillapítási számmal</i> (ultrahang alapú hirtelen irányváltoztatási	KL. III.-IV. (közepes, súlyos)	unilaterális gOA, társbetegség / elváltozás kizárva	96 beteg (24nő, 24 férfi, közepes gOA-val, 24 nő, 24 férfi súlyos gOA-val) két csoportra osztva kor alapján: 65–69 és 70–74 év.	Egészséges csoportnál és az kisfokú gOA-esetén kórkövetkeztében csökkent a Lehr-féle csillapítási szám, melynek értékét a nem is befolyásolja. Súlyos gOA-esetén a

Beteg-ség	Vizsgálat	Kopás foka	Egy/több oldal	Betegcsoport	Eredmény
	teszttel)			Kontroll csoport (45nő, 45 férfi, hasonló korosztály)	csökkenés lényeges, sem a kor sem a nem nem befolyásolja.
hOA [25]	Különböző mértékű coxarthrosis hatása a dinamikus egyensúlyozó képesség jellemzése <i>Lehr-féle csillapítási számmal</i> (ultrahang alapú hirtelen irányváltoztatási teszttel))	KL. III.-IV. (közepes, súlyos)	unilaterális hOA, társbetegség /elváltozás kizárva	40 beteg: 20 közepes hOA(71,5±3,4), 20 súlyos hOA(70,8±2,7), 20 kontroll (70,8±3,1)	Egészséges csoportnál és az kisfokú hOA-esetén korkövetkeztében csökkent a Lehr-féle csillapítási szám, melynek értékét a nem is befolyásolja. Súlyos OA-esetén a csökkenés lényeges, sem a nem sem a kor nem befolyásolja.

3. Vizsgált személyek, vizsgálati módszer

A kutatás során 10 beteget vizsgáltunk, akiknél többszörös alsóvégtagi kopás jellegű elváltozás van. Egy beteget idegkompresszó miatt ki kellett zárni, így a továbbiakban csak 9 beteg értékelésére kerül sor. A 9 beteg (2 férfi és 7 nő) átlagéletkora év $71,73 \pm 5,23$ év, (terjedelem 57-77 év). Az egyik térdízület minden esetben súlyos (Kellgren Lawrence IV) arthrosist mutatott. Továbbá mindegyik többszörös problémával jelentkezett, vagy másik ízület (ek) is súlyos arthrosist mutattak vagy másik ízület (ek) protetizáltak voltak. A betegek kiválasztási kritériuma a **Hiba! A hivatkozási forrás nem található.**ban látható.

2. táblázat A betegek beválasztási kritériumai

beválasztási kritériumok	kizáró okok
• súlyos OA, legalább egy térdben • legalább egy másik alsó végtagi ízület szintén arthritises, vagy protetizált legyen	• vizsgálatban való részvételre alkalmatlan/elutasítja • idegrendszeri betegségek • csak unilaterális OA

A betegek demográfiai adatai és betegségük a 3. táblázatban látható egyénenként.

3. táblázat A vizsgált betegek diagnózisa és demográfiai paraméterei

	Műtendő	Diagnózis	életkor (év)	testtömeg (kg)	testmagasság (cm)
1	bal	mko térdOA	63	105	165
2	bal	mko térdOA	75	82	172
3	jobb	mko térdOA	57	72	180
4	bal	mko térdOA	63	134	188
	átlag		$65 \pm 7,73$	$98,25 \pm 27,5$	$176,3 \pm 9,95$
5	bal	mko térd OA, mko THA	73	80	172
6	jobb	mko térd OA, mko THA	77	86	160
7	bal	jobb TKA, bal térd OA	68	75	160
8	jobb	bal TKA, jobb THA, jobb térd OA	75	77	155
9	jobb	bal TKA, mko THA, jobb térd OA	67	85	158

mko-mindkét oldali, OA-osteoarthritis, THA- teljes csípőízületi protézis, TKA- teljes térdízületi arthritis

A 3. táblázat eredményeiből látszik, hogy csoportot csak abban az esetben tudtunk kialakítani, amikor mindekét oldali térd súlyos arthrosisban szenved, a többi eset igen változatos, az eredményeket egyénenként értékeljük.

A vizsgálat kezdetén, műtétet megelőzően csak a dinamikus egyensúlyozó képesség megváltozását mértük a hirtelen irányváltoztatási tesztel, mely pontosan az *1.2. pontban* került bemutatásra. Az eredmények azt mutatták, hogy az egy lábon történő állás nem valósítható meg, így a dinamikus egyensúlyozó képesség is lényegesen csökken. Így felvetődött annak lehetősége, hogy stabilometriás vizsgálattal a statikus egyensúlyozó képességet is mérjük, mely részletesen az *1.1. pontban* került bemutatásra. Ez két esetben történt meg (3, 4-es beteg, mindkettő kétoldali térdízületi arthrosisban szenved.).

A statisztikai vizsgálatot is csak a kialakított csoport esetén végezhető el, az átlag, szórás, relatív szórás számítható, míg a két lábon és egy lábon állás közben meghatározott értékek egymintás t-próbával kerültek összehasonlításra. Ha a beteg nem tudott megállni, a vizsgálat eredménye 0 értékű.

4. Eredmények

A kapott eredményeket táblázatos formában mutatom be: a Lehr-féle csillapítási számokat a 4. táblázat míg a stabilometriás vizsgálatok eredményeit az 5. táblázat mutatja.

4. táblázat A Lehr értékek (D%) a vizsgált betegeknél

betegszám	Két lábon állva (D)	Műtendő láb (D)	Ellenoldal(D)
1	0,65	nincs adat	nincs adat
2	0,96	0,89	1,1
3	0,97	0,97	0,94
4	0,76	0,76	nincs adat
átlag	0,83	0,65	0,51
szórás	0,16	0,44	0,59
relatív szórás	0,19	0,68	1,16
5	0,615	nincs adat	0,576
6	0,91	0,872	0,96
7	0,98	nincs adat	nincs adat
8	0,71	nincs adat	0,087
9	0,87	0,82	0,89

mko-mindkét oldali, OA-osteoarthritis, THA- teljes csípőízületi protézis, TKA- teljes térdízületi arthritis, nincs adat=0 val számolva

5. táblázat Stabilometriás adatok

Ellipszis jellemzői	Beteg 3:	Beteg 4:
Ellipszis szélessége (mm):	6	9,9
Ellipszis magassága (mm):	8,9	26,7
Ellipszis szöge (°):	1,0(bal)	86,9 (jobb)
Ellipszis területe (mm ²):	42,1	207,4
CoP mozgás teljes hossza (mm):	28	25,1
CoP vízszintes maximum elmozdulása (mm):	2,5	10,9
CoP függőleges maximum elmozdulása (mm):	3,6	4,1

Beteg 3: (férfi, 57 év, mindkét oldali térdízületi osteoarthritis, bal láb lett műtve)

Beteg 4: (férfi, 63 év, mindkét oldali térdízületi osteoarthritis, jobb láb lett műtve)

5. Eredmények értékelése, megbeszélése

5.1. Hirtelen irányváltztatás utáni egyensúlyozó képesség vizsgálat eredményeinek értékelése

A Lehr-féle csillapítási számokat t próbával hasonlítottuk össze a bilaterális, súlyos arthritisben szenvedő betegek két lábon és egy lábon állva vizsgált értékei között. a t próba a következő eredményeket adta:

- $p_{két\ láb, műtendő} = 0,716$
- $p_{két\ láb, másik} = 0,200$
- $p_{műtendő, másik} = 0,275$

A Lehr-féle csillapítási szám eredményeinek (4. táblázat) értékelésekor látszik, hogy nincs szignifikáns eltérés a két lábon és az egy lábon történő, valamint a műtendő és az ellenoldal között. Ez ellentétes az unilaterális betegek eseténél, amikor is az érintett oldalon történő álláskor szignifikánsan kisebb eredményeket kapunk [24, 25], mint két lábon és nem-érintett oldalon történő álláskor. Ennek magyarázata az, hogy jelen esetben mindkét oldal súlyos arthrosisban szenved, melyet a kapott eredmények is alátámasztanak.

Érdekes megállapítás, hogy a nem műtendő lábon történő állás esetén kétszer nem tudta a vizsgálatot végrehajtani és ennek következtében a Lehr-féle szám is alacsonyabb (4. táblázat). Ennek oka további vizsgálatot igényel.

Felmerül a kérdés, hogyan alakulnak a kontrollcsoporthoz és az unilaterális arthrosisban szenvedő betegek esetén a mért értékekhez a kapott eredményeink. Ilyen vizsgálatot nem végeztünk, így azt az irodalomban található [24,25] eredményekhez (6. táblázat) hasonlítottuk a kapott értékeinket (4. táblázat). Jelen vizsgálatban súlyos arthrosis figyelhető meg, így csak azokat az adatokat adom meg.

6. táblázat Eddigi Lehr féle csillapítási számok átlaga [24,25]
(OA- osteoarthritis)

Állás	Egészséges	unilateralis csípő	unilateralis térd
két lábon	4,82±0,31	3,45±0,53	3,12±0,45
egészséges oldalon	4,67±0,29	3,07±0,60	2.91±0.47
érintett oldalon	3,18±0,35	1,37±0,73	0,78 ±0,45

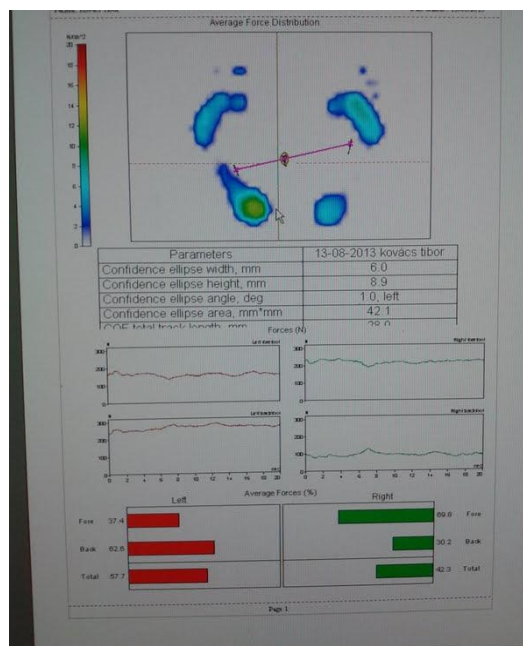
Az eredményekből az látszik, hogy a két lábon állás eredményeink lényegesen kisebbek. Ha az érintett oldalon történő állást nézzük az unilaterális esetben (0,78±0,45), már nem mutat lényeges eltérést az egy oldalon történő állás esetén (0,65±0,44; 0,51±0,59). Ez két dolgot

mutat, egyrészt ismételten mutatja, hogy mindkét térd súlyos kopásban szenved, másrészt azt, hogy az egy lábon állás közbeni egyensúlyozás lényegesen befolyásolja a két lábon állás közbeni egyensúlyozó képességet, melyet alátámaszt a nem szignifikáns különbség. Mivel nincs egészséges oldal, emiatt lényeges csökkenés figyelhető még a két lábon állás közben mért értékekben.

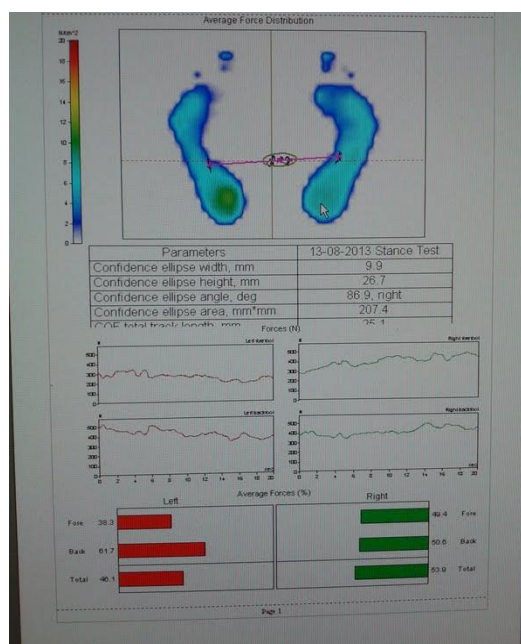
Ha megnézzük az egyedi eseteket (5-9 számú betegek), hasonló megállapítás tehető. Érdekes azt látni, hogy amikor a másik három ízület protetizált és csak az egyik arthrosissal érintett, abban az esetben is a dinamikus egyensúlyozást jellemző értékek alacsonyak. Megállapítható, hogy a többszörös protetizálás lényegesen megváltoztatja a dinamikus egyensúlyozó képességet. Ez további vizsgálatot igényel.

5.2. Statikus egyensúlyozó képesség megváltozása

A statikus egyensúlyozó képesség mérésekor csak 2 beteg adatai álltak rendelkezésre, mivel később kezdtük csak el ennek vizsgálatát (5. táblázat). Ennek oka az volt, hogy több beteg nem volt képes egy lábon állva végrehajtani a hirtelen irányváltóztatási tesztet. A két vizsgált személy adatait összehasonlítva azt látjuk, hogy az eltérés lényeges, az ellipszis területére, és a nyomásközéppont (CoP) medialis-lateralis mozgására. Az eltérési szög iránya ellentétes, mivel ellentétes oldal volt az érintett, de a dőlés szög megfelelően az érintett oldal felé történik.



6. ábra 3. Beteg (58% bal, 42% jobb)



7. ábra 4. beteg (46%bal, 54%jobb)

Az adatokból elsőként megállapítható, hogy mindkét beteg enyhén a műtendő oldal irányába helyezi a testsúlyát. Eddigi unilaterális vizsgálatoknál megfigyelhető volt az egészséges láb nagyobb mértékű terhelése [26]. Ha megfigyeljük a dinamikus egyensúlyozó vizsgálatot, akkor azt látjuk, hogy a 3. beteg esetén ezen a lábon történő álláskor mért Lehr-féle csillapítási szám kisebb, míg a 4. beteg esetén nem tudott ezen a lábon megállni. Ez jól mutatja a két vizsgálat eredményeinek összehangoltságát. Az eredményekből az is látszik, hogy a két beteg eredménye között az eltérés lényeges, ennek oka lehet például az, hogy az egyik beteg sportolt, míg a másik nem, vagy az egyik beteg esetén feltáratlan vestibularis, idegrendszeri eltérések vannak, vagy az egyik beteg 10 másodpercig erős koncentrációval nyomásközéppontját tartani tudta.

Ennél a vizsgálatnál sem volt saját kontrollcsoportunk, így régebbi eredményekből indultunk ki (Horváth Monika 2005). A strokeos betegek egyensúlyvizsgálatakor használt kontrollcsoportja 10 egészséges személyből állt (8 nő, 2 férfi, $56 \pm 3,2$ év). 1 perces állás alatt az nyomásközéppont (CoP) által bejárt úthoz rendelhető ellipszis területe 474 ± 222 mm², a CoP által bejárt úthossz $775 \pm 154,5$ mm. A vizsgálatunkat csak 10 másodpercig végeztük, így ezeket az adatokat ismételtén feldolgoztuk az első 10 másodpercet figyelembe véve. A kapott eredmények az ellipszis területére 53 ± 21 mm², míg a CoP által bejárt úthossz $23 \pm 9,8$ mm. Az eredmények az irodalomhoz hasonlóan ellentmondásosak. A vizsgálatot folytatni kell és vélhetően legalább egy 30 másodperces vizsgálati időtartamot kell megcélolni.

6. Összefoglalás

A térdízületi osteoarthritisben túl más alsóvégtagi arthritisben szenvedő, illetve protetizált betegeket vizsgáltunk. A több ízületet érintő arthrosis hatására a dinamikus egyensúlyozó képesség lényegesen megváltozik, a Lehr-féle csillapítási szám jelentősen csökkent az azonos korosztály egészséges, és csak unilaterális osteoarthritis-szel rendelkező csoportjaihoz képest. A két lábon és az egy lábon történő állás esetén kapott értékek az unilaterális betegek érintett oldalán történő állás közben meghatározott értékeihez hasonlítanak. Az alacsonyabb Lehr-féle csillapítási szám rosszabb egyensúlyozó képességre utal, így a többszörös ízületi megbetegedések és problémák drasztikus hatással vannak a dinamikus egyensúlyozó képesség romlására. A statikus egyensúlyozó képességet jellemző paramétereket csak két beteg esetén tudjuk elemezni, de már ez is megmutatja az irodalomban található ellentmondásokat, továbbá felhívja a figyelmet arra, hogy a vizsgálatnak legalább 30 másodpercig kell tartania.

7. Köszönetnyilvánítás

Hálás köszönettel tartozom témavezetőmnek, Dr. Kiss Ritának, hogy lehetővé tette számomra, hogy tudományos munkámat elkezdhettem munkacsoportjában. Átala megismerkedhettem a mérnöki-orvosi szakterületek közösen alkalmazható eljárásaival, a tudományos kutatás alapjaival. Köszönöm mentoromnak Dr. Szendrő Péternek, hogy figyelemmel kíséri és támogatja munkámat. Köszönöm Dr. Bejek Zoltánnak, a Semmelweis Egyetem Ortopédiai Klinika adjunktusának, hogy a mérésekhez segítséget nyújtott, külön köszönöm a mérésekben résztvevő munkatársak munkáját: Dr. Pethes Ákos, Maiyaleh Péter. Köszönöm a vizsgálatban résztvevő betegek együttműködését és kitartását.

8. Referenciák

- 1 . Dr. Kiss Rita M.: Biomechanikai módszerek a csípőízületi kopás hatásának vizsgálatára
Doktori értekezés, Bp., 2012
2. Müller O, Günther M, Krauß I, Horstmann T. Physikalische Charakterisierung des herapiegerätes Poturomed als Meßgerät – Vorstellung eines Verfahrens zur Quantifizierung des Balancevermögens. Biomedizinische Technik, 2004. 49: 56–60. p.
3. Rita M. Kiss A new parameter for characterizing balancing ability on an unstable oscillatory platform, Medical Engineering & Physics 2011. 1160– 1166. p.
4. Berger W, Discher M, Trippel M, Ibrahim IK, Dietz V. Developmental aspects of stance regulation, compensation and adaptation. Experimental Brain Research 1992. 90:610–9. p.
5. H. Nakamura , T. Tsuchida , Y. Mano: The assessment of posture control in the elderly using the displacement of the center of pressure after forward platform translation, Journal of Electromyography and Kinesiology 11 2001. 395–403. p.
6. Jeannette M. Byrne, William H. Gage, Stephen D. Bilateral lower limb strategies used during a step-up task in individuals who have undergone unilateral total knee arthroplasty, Clinical Biomechanics, 2002. 580–585. p.
7. MD Scott Simmons, PhD Scott Lephart, MD Harry Rubash, MS Paul Borsa, MD Robert L. Barrac, Proprioception following total knee arthroplasty with and without the posterior cruciate ligament The Journal of Arthroplasty Volume 11, Issue 7, 1996. 763–768. p.
8. Kiss RM. Influence factors of balancing capacity at healthy elderly subjects. In: Morrison B, editor. Proceedings of the 6th IASTED international conference on biomechanics, , Pittsburgh USA., November 7–9, 2011b. 61–64. p.
9. H. Nakamura , T. Tsuchida , Y. Mano, The assessment of posture control in the elderly using the displacement of the center of pressure after forward platform translation, Journal of Electromyography and Kinesiology 11, 2001. 395–403. p.
10. Christopher K. Rhea, Shirley Rietdyk, Influence of an unexpected perturbation on adaptive gait behavior, Gait & Posture Volume 34, Issue 3, July 2011. 439–441. p.
11. Barrett DS, Cobb AG, Bentley G., Joint proprioception in normal, osteoarthritic and replaced knees, J Bone Joint Surg Br. 1991. 73(1):53-60. p.
12. Meral Bayramogul, MD, Reyhan Toprak, Seyhan Sozay, MD, Effects of Osteoarthritis and Fatigue on Proprioception of the Knee Joint, Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 2007. 346–350. p.

13. Chang QZ, Sohmiya M, Wada N, Tazawa M, Sato N, Yanagisawa S, Shirakura K., Alternation of trunk movement after arthroplasty in patients with osteoarthritis of the knee, *Journal of Orthopedic Science*, Springer, 2011. 382-388. p.
14. Chuang SH, Huang MH, Chen TW, Weng MC, Liu CW, Chen CH., Effect of knee sleeve on static and dynamic balance in patients with knee osteoarthritis., *Kaohsiung J Med Sci*. 2007. 23(8):405-411. p.
15. Keith D. Hill, PhD, Grad Dip Physio, BAppSc(Physio), Susan B. Williams, BSc, BAppSci(PT), MPhysiob, Jing Chen, BSc(Physio), Helen Moran, MBBS, MRCP, FRACP Susan Hunt, BSc(Hons), Dip Mod Lange, Caroline Brand, MBBS, BA, MPH, FRACPf Balance and falls risk in women with lower limb osteoarthritis or rheumatoid arthritis *Journal of Clinical Gerontology and Geriatrics* Volume 4, Issue 1, March 2013. 22–28. p.
16. MD Scott Simmons, PhD Scott Lephart, MD Harry Rubash, MS Paul Borsa, MD Robert L. BarracProprioception following total knee arthroplasty with and without the posterior cruciate ligament *The Journal of Arthroplasty* Volume 11, Issue 7, October 1996. 763–768. p.
17. Jeannette M. Byrne, William H. Gage, Stephen D. Prentice. Bilateral lower limb strategies used during a step-up task in individuals who have undergone unilateral total knee arthroplasty, *Clinical Biomechanics*, 2002. 580–585. p.
18. Gauchard GC, Vançon G, Meyer P, Mainard D, Perrin PP. On the role of knee joint in balance control and postural strategies: effects of total knee replacement in elderly subjects with knee osteoarthritis, *Gait Posture*. 2010. 32(2):155-60. p.
19. Sherida S.K.Tjon A Hen, MA, Alexander C.H. Geurts, MD, PhD, Paul van't Pad Bosch, MD, Roland F.J.M. Laan, MD, PhD, Roland F.J.M. Laan, MD, PhD, Theo Mulder, PhD. Postural control in rheumatoid arthritis patients scheduled for total knee arthroplasty, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 2000. 1489–1493. p.
20. TJ Wilton, A Sambatakakis, SF Attfield, Soft tissue balance and recovery of proprioception after total knee replacement, *The Knee*, Volume 1, Issue 2, June 1994. 111–116. p.
21. S. Lustig, N. Barbaa, Magnussena, E. Serviena, G. Demeya, P. Neyret, The effect of gender on outcome of unicompartmental knee arthroplasty, *The Knee* Volume 19, Issue 3, June 2012. 176–179. p.
22. Rita M. Kiss, Zoltán Bejek, Miklós Szendrői: Variability of gait parameters in patients with total knee arthroplasty, *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2012. 20:1252–1260. p.

23. Gergely Holnapy, Rita M. Kiss: Impact of the method of exposure in total hip arthroplasty on balancing ability in response to sudden unidirectional perturbation in the first six months of the postoperative period, *Journal of Electromyography and Kinesiology* 23 2013. 727–733. p.
24. Rita M. Kiss: Effect of degree of knee osteoarthritis on balancing capacity after sudden perturbation, in: *Journal of Electromyography and Kinesiology* 22 2012. 575–581. p.
25. Rita M. Kiss: Effect of the degree of hip osteoarthritis on equilibrium ability after sudden change in direction, In: *Journal of Electromyography and Kinesiology* 20 2010. 1052–1057. p.
- 26 Hortáth Mónika A Hemiparetikus betegek járásának és állástabilitásának biomechanikai jellemzői, doktori értekezés Bp., 2005.