

dc_50_10

Magyar Tudományos Akadémia

Biomechanikai módszerek a csípőízületi kopás hatásának vizsgálatára

Doktori értekezés rövid összefoglalója



Kiss Rita M.

Budapest, 2012

dc_50_10

Fedlapon: Részlet: Leonardo Da Vinci. A férfi és más alakok testfelszínének anatómiájához készült tanulmányok című rajzából (1504-1505). in: Zöllner F. Leonardo. Köln: Taschen, 2002. 79.

Tartalom

1. Előszó	4
1.1. Problémafelvetés	4
1.2. Irodalmi áttekintés	5
2. Célkitűzés	7
3. Anyag és módszer	8
3.1. Vizsgált személyek	8
3.2. Ultrahang-alapú járásvizsgálat	9
3.3. Ultrahang-alapú, hirtelen irányváltoztatási teszt	10
4. Új tudományos eredmények és bizonyításuk	13
5. A kutatási eredmények felhasználásának és fejlesztésének további lehetőségei	25
6. Összefoglalás	26
 Az összefoglalóban hivatkozott irodalom	28
A téziseket alátámasztó publikációk	31
A disszertációban ismertetett módszerekkel végzett kutatások publikációi	32

1. Előszó

A biomechanika egyik fontos területe az emberi mozgások elemzése. A mozgáselemzés az egész test vagy egyes testszegmentumok mozgásainak kinematikai és kinetikai jellemzőit határozza meg, amelyekkel a mozgatórendszer állapota jellemezhető. Az elmúlt tizenöt évben végzett kutatásaimban fontosnak tekintettem a különböző mozgásvizsgáló módszerek kialakítását, amely magában foglalja a módszer hitelesítését, a mérési hiba meghatározását, a mozgás jellemzésére használható paraméterek bevezetését, valamint a mozgásokat és az egyensúlyozó képességet befolyásoló hatások meghatározását. A kutatások feltételeinek megteremtése infrastrukturális háttérrel igényelt, ehhez szükség volt a Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem Műszaki Mechanika Tanszék Biomechanikai Laboratóriumának fejlesztésére, a Semmelweis Egyetem Ortopédiai Klinikáján a Mozgásvizsgáló Laboratórium elindítására, valamint a Szolnoki MÁV Kórház Biomechanikai Laboratóriumának létrehozására. Ez a háttér tette lehetővé, hogy az ortopédia, a neurológia és a sporttudomány széles területén tudjunk mozgásvizsgálatokat végezni.

1.1. Problémafelvetés

A csípőízületi kopás, ami a 65 év feletti lakosság 15–20%-át érinti, a csípőízület eltorzulása porcelváltozás vagy csontelfajulás következtében. A csípőízületi kopás következtében az ízület felszíne lényegesen megváltozik, az ízületi rés beszűkül, felrakódások alakulnak ki, az érintett ízület körüli izmok aktivitása csökken, kontraktúrák jönnek létre. Ennek következtében kialakul a sántítás, valamint romlik a funkcionális járóképesség és a járásbiztonság (*Lakatos és Szendrői, 2006*).

A csípőízületi kopás hatásának a vizsgálata a mozgáselemzéssel foglalkozó tudományterület egyik kiemelt célja. A fejlett országok egészségügyi intézményeiben egyre nagyobb hangsúlyt kap a kezelés menetének rögzítése mellett a beteg állapotának felmérése, nyomon követése, a rehabilitáció hatékonyságának kimutatása, amely a mindennapi orvosi gyakorlatban tesztek, skálák segítségével történik. Biomechanikai eszközökkel, az alkalmasan megválasztott mozgásvizsgáló mérőrendszerekkel az állapotfelmérés pontosabbá tehető, a betegek súlyosság szerinti besorolása pontosítható, az egyes betegek közötti speciális különbségek rögzíthetők, így egyénre szabottá válhat a mozgásrendszer funkcióinak javítását célzó konzervatív kezelés is.

Az alsó végtagot érintő ortopédiai elváltozások hatását járás közben célszerű elemezni. A járás ciklikus és szimmetrikus mozgás. A járás komplex vizsgálata során nem elegendő a járásmintát elemezni, hanem szükséges a járás biztonságát is jellemezni, mivel a járás biztonságának csökkenése eséshez vezet. A járás biztonságát elsősorban a járás szabályossága és a dinamikus egyensúlyozó képesség határozza meg.

A disszertáció fő célja annak bemutatása, milyen összefüggés van a különböző mértékű csípőízületi kopás, valamint a járásminta, a járásszabályosság és a dinamikus egyensúlyozó képesség között. Ehhez elengedhetetlen a mozgásvizsgálathoz használt módszerek, a mozgás jellemzésére használt paraméterek, valamint a paramétereket befolyásoló hatások összefoglalása.

Az értekezés nem foglalkozik a csípőízületi endoprotézis beültetésen átesett betegek mozgásvizsgálatának eredményeivel. A disszertáció nem tér ki az izmok aktivitásának és a kinetikai jellemzők elemzésére.

1.2. Irodalmi áttekintés

Járáselemzéssel meghatározhatók a járásképet jellemző időjellegű (lépésidő, ciklusidő, támaszfázis-időtartam, lendítőfázis-időtartam, kettős támaszfázis-időtartam) és a távolságjellegű (lépéshossz, lépésciklushossz, lépésszélesség) változók, valamint az ízületi mozgások jellemzésére használt szögjellegű paraméterek.

A nagyfokú csípőízületi kopás következtében video-alapú mozgásvizsgálatokkal megállapították, hogy a járás szabadon választott sebessége, a lépés frekvenciája, valamint az érintett oldali lépéshossz és támaszfázis-időtartam csökken, míg a lépésszélesség nő az azonos korú kontrollcsoport értékeihez képest (Dujardin és mtsai, 1998; Hulet és mtsai, 1996; 2000; Hurwitz és mtsai, 1997; Mont és mtsai, 2007; Möckel és mtsai, 2003; Murray és mtsai, 1971; Wall és mtsai, 1981). Az érintett ízület mozgása beszűkül, de a kompenzációs mozgások miatt növekszik az ellenoldali térdízületi szög mozgástartománya (Dujardin és mtsai, 1998; Hulet és mtsai, 1996; 2000; Wadsworth és mtsai, 1972). Möckel és mtsai (2003) kimutatták, hogy a csípőízületi kopásban szenvedő betegek járása nem-szimmetrikus, a járás sebessége szignifikánsan befolyásolja a távolság- és időjellegű paramétereket, valamint a térdízületi és a csípőízületi szög mozgástartományát.

A járásminta kinematikai jellemzői lépésről lépésre változnak, abban az esetben is, ha a külső körülmények azonosak. A járás szabályosságát a járás paramétereinek ingadozása (fluktuációja) határozza meg, ami a lépésciklusra jellemző idő-, távolság- és szögjellegű paraméterek változékonyságával jellemezhető. A járás változékonysági paraméterei a távolság-, idő- és szögjellegű jellemzők szórása és relatív szórása.

Harmonikus járás esetén a járás szakaszai pontosan ismétlődnek. A *járas harmonikus*, ha a járásképp jellemzésére használt távolság- és időjellegű változók minden lépés esetén közel azonosak, azaz a járásképp változékonysága kicsi (Mészáros, 2006).

Mind a szabadon választott, kényelmes, mind az ennél gyorsabb és ennél lassabb sebesség esetén a lépéshossz és a lépésidő relatív szórása az endoprotézis beültetése után 6 héttel, majd 6 hónappal csökken a műtét előtti értékhez képest, és ennek következtében javul a járás szabályossága, csökken az elesés kockázata is (van den Akker-Scheek és mtsai, 2007).

Állás és mozgás közben az emberi test stabilitásának fenntartásához, az egyensúly megőrzéséhez az antigravitációs izmokban az izomtónus beállításának folyamatos szabályozás alatt kell állnia. Az *egyensúlyozó képességet* biztosító komplex mechanizmus magában foglalja minden egyes mozdulat rögzítését, nyomon követését, valamint a koordinált izomválaszok kiváltását és ellenőrzését, ami egy dinamikus visszajelző rendszer által szabályozott mechanizmus. A szomatoszenzoros, vizuális és vesztibuláris receptorokból származó információk folyamatosan módosítják és koordinálják a testtartást (Szirmai, 2007). Az egyensúly megtartása, a test tömegközéppontjának az alátámasztási felület felett tartása összetett szabályozást igényel akár nyugalmi helyzetben, akár mozgás közben. Az összetett rendszer miatt feltételezték, hogy a rendszer különböző hiányosságai, ezen belül is különösen a szalagokat érő hatások (pl. szalagszakadások), az izomerő csökkenése, az izomegyensúly felborulása, valamint az ízületi felszínek károsodása, kopása lényegesen befolyásolja a proprioceptív rendszert, ami hatással van a koordinált mozgásokra és az egyensúlymegtartó képességre (Freeman, 1965).

A statikus és dinamikus egyensúlyozó képességet szignifikánsan befolyásolja az életkor (Boer és mtsai, 2010a; 2010b; Prieto és mtsai, 1996; Vandervoort, 2002; Vereck és mtsai, 2008) és a vizsgált személy neme (Era és mtsai, 1997; Masui és mtsai, 2005).

Nantel és mtsai (2008) eredményei azt mutatták, hogy a csípőízületi kopásban szenvedő, idős betegeknél a nyomásközéppont (COP: Centre of Pressure) és a testtömegközéppont (COM: Centre of Mass) oldalirányú (medial-lateral) mozgása két lábon és egy lábon álláskor egyaránt szignifikánsan nagyobb, mint a hasonló korú egészséges személyeké, míg az előre-hátra irányú mozgás nem mutatott szignifikáns különbséget. Ez utóbbi megegyezik Arokoski és mtsai (2006) megállapításaival.

A csípőízületi kopás dinamikus egyensúlyozó képességre való hatását Majewski és mtsai (2005) futófolyosón, szabadon választott sebességgel történő járás közben Sway Star Balance (Balance International Innovations GmbH, Iseltwald, Svájc) mérőeszközzel megállapították, hogy a csípőízületi kopás következtében a szögelfordulások és a

testlengések lényegesen megnövekednek a hasonló korú kontrollcsoport eredményeihez képest.

A korábbi kutatások a nagyfokú csípőízületi kopás hatását elemezték, nem foglalkoztak azzal a kérdéssel, milyen mértékben változtatja meg a különböző mértékű csípőízületi kopás a medence mozgásait. Az irodalomban nem található olyan kutatás, amely a járás szabályosságát jellemző változékonysági paramétereket és a hirtelen irányváltatás utáni, dinamikus egyensúlyozó képességet vizsgálta volna különböző mértékű csípőízületi kopásban szenvedő, idős betegeknél.

2. Célkitűzés

A kutatás általános célja a radiológiai felvételek alapján (*Kellgren és Lawrance, 1957*) meghatározott kisfokú és nagyfokú csípőízületi kopásban szenvedő, idős betegek esetén a járásminta, valamint a biztonságos járást meghatározó járásszabályosság és dinamikus egyensúlyozó képesség kvantitatív jellemzése mozgáselemzéssel. A kutatás végzéséhez elengedhetetlen egy olyan mozgásvizsgáló módszer kidolgozása, amely alkalmas a járásminta, a járásszabályosság és a hirtelen irányváltatás utáni egyensúlyozó képesség vizsgálatára. A kutatás részét képezi a járásmintát, a járásszabályosságot és a dinamikus egyensúlyozó képességet befolyásoló tényezők vizsgálata egészséges személyeken. Az irodalmi áttekintés után a következő célok megvalósítása tűzhető ki:

1. Az ultrahang-alapú járásvizsgálat különböző módszerekkel történő hitelesítése, a hiányzó (elsősorban szögjellegű) paraméterek definiálása. A hitelesítésnek ki kell térnie különböző járássebesség esetén a járás lépésciklusokra bontásához szükséges ultrahang-alapú, kinematikai azonosítási módszer pontosságának meghatározására a függőleges reakcióerő-alapú, kinetikai azonosítási módszerhez viszonyítva.
2. Annak elemzése, hogy az egészséges, idős személyeknél a járás sebessége milyen mértékben befolyásolja a járásszabályosságot jellemző járásváltozékonysági paramétereket.
3. A hirtelen irányváltatás utáni, dinamikus egyensúlyozó képesség jellemzésére lengéstanban használt paraméter bevezetése, amely független a mérési időtől. A kutatás során pontosan meg kell határozni, hogy egészséges, idős személyeknél a hirtelen irányváltatás utáni egyensúlyozó képességet befolyásolja-e az életkor, a vizsgált személy neme, valamint a különböző antropometriai tulajdonságok közül a testtömeg és a testtömegindex.

4. A kismértékű és nagymértékű csípőízületi kopásban szenvedő, idősebb betegek járásmintájának vizsgálata a távolság-, idő- és szögjellegű változók elemzésével, összevetésével, valamint az azonos korú kontrollcsoport járásmintáját jellemző paraméterekkel történő összehasonlításával.
5. A kismértékű és nagymértékű csípőízületi kopásban szenvedő, idősebb betegek járásszabályosságának vizsgálata járásváltozékonysági paraméterek, azaz a távolság-, idő- és szögjellegű változók szórásának elemzésével, összevetésével, valamint az azonos korú kontrollcsoport járásváltozékonysági paramétereivel történő összehasonlításával.
6. A kismértékű és nagymértékű csípőízületi kopásban szenvedő, idősebb betegek dinamikus egyensúlyozó képességének vizsgálata az ultrahang-alapú, hirtelen irányváltóztatási teszt eredményeiből számítható lengéssparaméterek elemzésével, összevetésével, valamint az azonos korú kontrollcsoport paramétereivel történő összehasonlításával.
7. Annak megállapítása, milyen összefüggés (korreláció) mutatható ki a különböző mérési módszerrel meghatározott jellemzők között.

3. Anyag és módszer

3.1. Vizsgált személyek

Az ultrahang-alapú járásvizsgálat mérési hibájának megállapítása 16 egészséges, fiatal személy (8 férfi és 8 nő), az ultrahang-alapú, kinematikai és a függőleges reakcióerő-alapú, kinetikai azonosítási módszer összehasonlítása 45 egészséges, fiatal személy (23 férfi és 22 nő), az ultrahang-alapú, hirtelen irányváltóztatási teszt és a Lehr-féle csillapítási szám megbízhatóságának elemzése 20 egészséges, fiatal személy (10 férfi és 10 nő) és 20 egészséges, idősebb személy (8 férfi és 12 nő) vizsgálatával történt. A járásmintát és a járásszabályosságot befolyásoló járássebesség hatásának vizsgálata 20 egészséges, idősebb személy (8 férfi és 12 nő), a hirtelen irányváltóztatás utáni egyensúlyozó képességet jellemző Lehr-féle csillapítási számot befolyásoló tényezők hatásának elemzése 177 egészséges, idősebb személy (87 férfi és 90 nő) vizsgálatával történt.

A csípőízületi kopás hatásvizsgálat kontrollcsoportját 20 egészséges, idősebb személy (8 férfi és 12 nő) alkotta, akik nem voltak korlátozva mindennapi mozgásukban, futószalagon 10 percig 1,2 m/s szalagsebességgel tudtak járni, és életkoruk 65 év feletti volt. A kizárási kritérium volt az alsó végtagot, gerincet érintő elváltozás, korábbi sérülés,

műtét, ízületi kopás alsó végtagi ízületekben, neurológiai elváltozás (Parkinson, dementia, stroke stb.), egyensúlyozó képességet érintő elváltozás, vestibularis elváltozás, nem-kontrollált, nem-karbantartott kardioviszkularis elváltozás, $\pm 5,0$ dioptriánál nagyobb látáskorrekció.

A különböző mértékű csípőízületi kopásban szenvedő személyeket a Semmelweis Egyetem Ortopédiai Klinika betegei közül véletlenszerűen választottuk ki. A vizsgálatba bevont személyek csípőízületeiről kétirányú (antero-posterior és oldalirányú) radiológiai felvétel alapján radiológus szakorvos (Köllő Katalin) a Kellgren – Lawrence- (KL-) osztályozás szerint (*Kellgren és Lawrence, 1957*) két csoportba osztotta. Az első betegcsoportot 20 kisfokú (KL-fok 2 vagy 3) csípőízületi kopásban szenvedő, idős beteg (8 férfi és 12 nő), a második betegcsoportot 20 nagyfokú (KL-fok 4) csípőízületi kopásban szenvedő, idős beteg (8 férfi és 12 nő) alkotta. A többi beválasztási és kizárási kritérium megegyezett az egészséges személyeknél bemutatottakkal.

3.2. Ultrahang-alapú járásvizsgálat

Az ultrahang-alapú járásvizsgálat célja a kinematikai paraméterek számításához szükséges anatómiai pontok térbeli koordinátáinak meghatározása. A vizsgálatok a Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem Műszaki Mechanika Tanszék Biomechanikai Laboratóriumában történtek. A járásvizsgálathoz a zebris CMS-HS (zebris Medizintechnik GmbH, Németország) ultrahang-alapú, mozgáselemző rendszert használtuk.

Az ultrahang-alapú járásvizsgálat során a mérőfej a vizsgált személy mögött helyezkedik el (*Kiss és mtsai, 2004*) (*1. ábra*). Az alsó végtagi szegmentumok térbeli helyzetének rögzítésére öt mérőhármast kell használni, ezek a medencén, a jobb és bal combon, valamint a jobb és bal lábszáron helyezkednek el (*1. ábra*). Az egy mérőfejes, hátsó elrendezésű, ultrahang-alapú járásvizsgálat (továbbiakban ultrahang-alapú járásvizsgálat) a 19 pontos biomechanikai modellt használja. A lábszárra helyezett mérőhármashoz: a malleolus medialis és lateralis (a belső és külső boka), tuber calcanei (sarokgumó), tuberositas tibiae (sípcsonti dudor), caput fibulae (szárkapocsfejec); a combra helyezett mérőhármashoz: az epicondylus lateralis és medialis femoris (combcsont külső és belső bütyke), trochanter maior (nagytompor); míg a medencére helyezett mérőhármashoz: spina iliaca anterior superior (elülső csípőtővis), illetve a processus spinosus vertebrae sacralis I. (első keresztcsonti csigolya (S1) tövisnyúlványa) anatómiai pontok rendelhetők (*Knoll és mtsai, 2004*). Az anatómiai pontok térbeli helyzete mozgás közben a mérőhármastok helyzetéből az egy mérőfejes, ultrahang-alapú mérőmódszerrel számítható (*Kocsis, 2002; 2003*).

A járás szabályosságát jellemző járásváltozékonysági paraméterek elemzésekor a járásjellemzők számításához szükséges anatómiai pontok térbeli helyzetét legalább 400 lépésciklus közben kell rögzíteni (Owings és Grabiner, 2003), ezért a járásvizsgálatot célszerű futószalagon végezni.

A kijelölt anatómia pontok térbeli helyzetéből a lépéshossz, lépésszélesség, támaszfázis-időtartam, kettős támaszfázis-időtartam, lépésfrekvencia (Vaughan és mtsai, 1999), valamint a térdízületi szög (Knoll és mtsai, 2004), csípőízületi szög (Bejek és mtsai, 2006; Kiss és Kocsis, 2007) és a medencehajlítás, -billenés, -rotáció (Bejek és mtsai, 2006; Kiss és Kocsis, 2007) került számításra.



1. ábra

A mérés el-
rendezése já-
rásvizsgálat
esetén

3.3. Ultrahang-alapú, hirtelen irányváltoztatási teszt

A dinamikus egyensúlyozó képesség modellezésére az ultrahang-alapú, hirtelen irányváltoztatási tesztet használtam. A vizsgálatok a Semmelweis Egyetem Ortopédiai Klinika Mozcászvizsgáló Laboratóriumában és a Szolnoki MÁV Kórház Biomechanikai Laboratóriumában történtek.

A PosturoMed[®] (Haider-Bioswing GmbH, Weiden, Németország) terápiás eszköz merev lapja (60 cm x 60 cm, 12 kg) nyolc, 15 cm hosszú, azonos erősségű rugóval a merev keretre van felfüggesztve. Jelen kutatásban a merev lap mozgását négy, dolgozó rugó szabályozta, azaz a merev lap elmozdulása a vízszintes síkban egyirányú volt. Az eszkozhöz tartozó rögzítő-feloldó elemmel (2. 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 irányváltoztatást 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. A vizsgált személy az egyensúlyát a mozgó lap csillapításával tudja visszanyerni. Ebben az esetben a merev lap csillapított szabad lengést végez, a csillapítás a vizsgált személy egyensúlyozó képessége.

A hirtelen irányváltoztatás utáni egyensúlyozás közben az ultrahang-alapú, CMS-HS mozgásvizsgáló rendszerrel tetszőleges számú anatómiai pont mozgása rögzíthető. Az előkísérletek azt mutatták, hogy minden egyes vizsgálat esetén a vizsgált személy mozgása teljesen egyedi. Így célszerű a kérdést megfordítani: milyen mértékben tudja a vizsgált személy a lengőlapot csillapítani, azaz a vizsgált személy egyensúlyozó képessége milyen csillapítási tényezőt jelent? A kérdésfeltevés azért is lehetséges, mert a merev lap és a láb között semmiféle elmozdulás nem megengedett, a kapcsolat „tökéletes”. E kérdésfeltevés esetén a merev lap mozgását kell ultrahang-alapú, egyedi érzékelőt használó zebris CMS10 (zebris Medizintechnik GmbH, Németország) mérőrendszerrel rögzíteni (2. ábra). A mérés elrendezése a 2. ábrán látható. A hirtelen irányváltoztatás biztonsági okok miatt járás közben nem végezhető el. Ezért a vizsgálatot állás közben kell végeztetni, és a kettős támaszfázist a két lábon állás, míg az egy láb fázist a bal vagy a jobb lábon állás modellezi.



2. ábra

Az ultrahang-alapú, hirtelen irányváltoztatási teszt elrendezése

A dinamikus egyensúlyozás jellemzésekor a kérdés az volt, hogy a lengésbe hozott merev lap mozgását a vizsgált személy egyensúlyozásával hogyan tudja csillapítani, ezért célszerű a hirtelen irányváltoztatás utáni egyensúlyozó képességet a csillapított lengés egyik lengéssparaméterével jellemezni.

A csillapított szabad lengés differenciálegyenlete alapján erre legalkalmasabb a Lehr-féle csillapítási szám, ami a tényleges és a kritikus csillapítás hányadosa, nagysága a rugók összállandója (c), a vizsgált személy és a merev lap össztömege (m) mellett, amelyek ismertek, a tényleges csillapítástól függ (k). Miután a rendszer csillapítása a vizsgált személy egyensúlyozó képessége, így a Lehr-féle csillapítási szám (D) alkalmas az egyensúlyozó képesség jellemzésére. A Lehr-féle csillapítási szám értéke 0 és 1 között

lehet. Ha $D = 0$, akkor nincs csillapítás, a lengés csillapítatlan szabad lengés, azaz a vizsgált személy elveszti egyensúlyát. Ha $D = 1$, akkor a csillapítás megegyezik a kritikus csillapítással, lengés nem jön létre, azaz az egyensúlyozó képesség ideális. Minél nagyobb a Lehr-féle csillapítási szám, annál jobb a tényleges csillapítás, azaz annál jobb a vizsgált személy egyensúlyozó képessége. A lengéstanban a csillapított szabad lengés jellemzésére használt Lehr-féle csillapítási szám a hirtelen irányváltoztatás utáni egyensúlyozó képesség jellemzésére is alkalmas (Kiss, 2011a).

A csillapított szabad lengés differenciálegyenletének megoldásából levezethető, hogy a Lehr-féle csillapítási szám meghatározható a merev lap mozgásából (Kiscelli, 1997):

$$D = \frac{\Lambda}{\sqrt{\Lambda^2 + 4\pi^2}},$$

ahol $\pi = 3,14$;
 Λ logaritmikus dekrementum:

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

ahol K_0 a $t = t_0$ időpontban a kitérés;
 K_i a $t = t_i$ időpontban a kitérés;
 i a lengésciklus száma.

A Lehr-féle csillapítási számot célszerű százalékos formában megadni:

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

ami az fejezi ki, hogy a vizsgált személy dinamikus egyensúlyozó képességét jellemző Lehr-féle csillapítási szám hány százaléka a kritikus csillapításnak. $D [\%] = 100\%$, esetén a csillapítás tökéletes, azaz lengés nem jön létre.

4. Új tudományos eredmények és bizonyításuk

- I. A vizsgálati módszerek és a járás jellemzéséhez használt paraméterek
- II. A mozgás jellemzésére használt paramétereket befolyásoló hatások
- III. A csípőízületi kopás hatása a járásmintára és a járás biztonságára

I. A vizsgálati módszerek és a járás jellemzéséhez használt paraméterek

1. *Az egy mérőfejes, hátsó elrendezésű, ultrahang-alapú járásvizsgálat (Kocsis, 2002; 2003) hitelesítése után a kijelölt anatómiai pontok térbeli helyzetéből történt a járásciklusokra bontáshoz szükséges sarokütés és lábujjfelemelés azonosítása, valamint a csípőízületi szög és a medence mozgását leíró szögek számítása.*

- 1.1 *Az ultrahang-alapú járásvizsgálat hitelesítésével bizonyítottam, hogy a módszer alkalmas az ortopédiai elváltozások hatásának vizsgálatára.*

Az elektromos goniométerrel meghatározott 10°, 20°, 40° és 60° térdízületi flexiónál került leolvasásra a kijelölt anatómiai pontok térbeli koordinátája. Az intraobserver-hiba megállapításához a három egymást követő napon végzett mérés adataiból térbeli koordináták szórása került meghatározásra. Az interobserver-hiba meghatározásához a három egymást követő napon, a két orvos által végzett mérés adataiból a térbeli koordináták különbsége, majd a különbségek átlaga került meghatározásra.

Az intraobserver-hiba (1,347 mm) és az interobserver-hiba (3,921 mm) legnagyobb értéke is nagyságrenddel kisebb, mint az ortopédiai elváltozások okozta eltérések (10 – 15 mm). A mérési hiba független a koordináta irányától és a térdszög nagyságától, a hiba nagysága gyakorlással csökkenthető.

Eredményt ismertető publikáció: Kiss, 2007a

- 1.2 *A felvett járás lépésciklusokra, valamint támasz- és lendítőfázisra történő bontásához szükséges sarokütés és lábujjfelemelés azonosításra az ultrahang-alapú, kinematikai azonosítási módszer használható.*

A sarokütés és a lábujjfelemelés azonosításának etalon (gold-standard) módszere a reakcióerő függőleges komponensének időbeli változásából határozza meg a sarokütést és a lábujjfelemelést, amelyet *függőleges reakcióerő-alapú* (vGFR-alapú: vertical Ground Reaction Force), *kinetikai azonosításnak* neveznek. A kinematikai-alapú azonosítás elvi

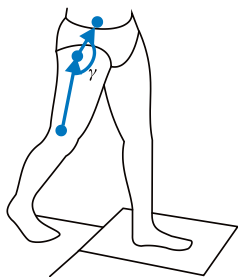
alapja, hogy a sarokütés az az időpillanat, amikor a tuber calcanei (sarokgumó) haladási iránnyal párhuzamos koordinátájának értéke maximális, míg a lábujjfelemelés az az időpillanat, mikor ez minimális. Egy anatómiai pont helyzetéből azonosított sarokütés és lábujjfelemelés pontossága nem megfelelő (Zeni és mtsai, 2008). A sarokütés és a lábujjfelemelés ultrahang-alapú, kinematikai azonosításához a tuber calcanei (sarokgumó) és spinea iliaca anterior superior (az elülső csípőtővis) haladási iránnyal párhuzamos (X irányú) koordinátájának különbségét ($X_{calcanei} - X_{ASIS}$) célszerű használni. A sarokütés ideje (HS_{kin}) az az időpillanat, amikor a különbség maximális, a lábujjfelemelés (TO_{kin}) ideje, amikor a különbség minimális (Zeni és mtsai, 2008). A támaszfázis-időtartam ($t_{kin}^{támaszf}$, $t_{GRF}^{támaszf}$) a sarokütés és a lábujjfelemelés idejének különbsége. Az ultrahang-alapú, kinematikai azonosítás hitelesítése három szalagsebességen (1,2 m/s, 1,5 m/s és 1,8 m/s) a függőleges reakcióerő-alapú, kinetikai azonosítás eredményeinek összehasonlításával történt.

A függőleges reakcióerő-alapú, kinetikai és az ultrahang-alapú, kinematikai azonosítási módszerrel meghatározott sarokütés (maximális időkülönbség: 19,4 ms), a lábujjfelemelés ideje (maximális időkülönbség: 12,9 ms), valamint a támaszfázis-időtartam (maximális időkülönbség: 24,2 ms) nem tér el szignifikánsan egymástól sem lassú, sem normál, sem gyors tempójú járás esetén. Mindhárom szalagsebesség esetén a függőleges reakcióerő-alapú, kinetikai és az ultrahang-alapú, kinematikai módszerrel meghatározott támaszfázis-időtartamok közötti korreláció erős ($r \geq 0,948$, $p < 0,005$), és a regressziós egyenesek meredeksége is 1-hez közeli ($m \geq 0,955$). A járás ciklusokra bontásához nem szükséges a reakcióerő függőleges komponensének mérése.

Eredményt ismertető publikációk: Kiss, 2010a

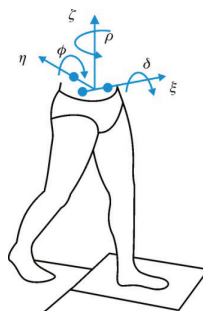
1.3 Az ultrahang-alapú járásvizsgálathoz definiáltam a csípőízületi szöget és a medencemozgásokat leíró szögeket.

Csípőízületi szög, ° – az epicondylus lateralis femoris (combcsont külső bűtyke), a trochanter maior (nagytoimpor) és a spina iliaca anterior superior (elülső csípőtővis) anatómiai pontokat összekötő vektorok egymással bezárt szöge (3. ábra).



3. ábra

A csípőízületi szög (γ) definíciója



4. ábra

Medence hajlítása (δ), billenése (ϕ) és rotációja (ρ) a medence lokális koordináta-rendszerében (ξ, η, ζ)

Az ultrahang-alapú járásvizsgálat a kalibráció során a medence három pontjának (a spina iliaca anterior superior l.d. et l.s. – jobb és bal elülső csípőtővisnek és a processus spinosus vertebrae sacralis I – első keresztcsonti csigolya tövisnyúlványának) térbeli koordinátáját rögzíti, ami lehetőséget ad a medence lokális koordináta-rendszerének definiálására (4. ábra). A medence mozgásai az ortopédiai gyakorlatnak megfelelően abszolút szögekkel, azaz a lokális koordináta-rendszer tengelyei körüli elfordulásokkal jellemezhetők (4. ábra).

Eredményt ismertető publikációk: Bejek és mtsai, 2006; Kiss és Kocsis, 2007

1.4 A GaitParameters program módosítása

A módosított program a kijelölt anatómiai pont térbeli helyzetének ismeretében a járás ciklusokra történő bontásához az ultrahang-alapú, kinematikai azonosítást használja, továbbá a távolság- és időjellegű paraméterek, és a térdízületi szög mellett a csípőízületi szöget és a medencemozgásokat leíró szögeket is számítja.

Eredményt ismertető publikáció: Kiss, 2010a

2. *Megmutattam, hogy a hirtelen irányváltoztatás utáni egyensúlyozó képesség modellezésére a csillapított szabad lengés jellemzésére használt Lehr-féle csillapítási szám használható, megbízhatósága fiatal és idős személyeknél egyaránt megfelelő.*

Minden vizsgált személynél az ultrahang-alapú, hirtelen irányváltoztatási teszt mindhárom részének – két lábon, bal lábon és jobb lábon állás közbeni mérés – elvégzése után a merev lap ultrahang-alapú, mozgásvizsgáló rendszerrel rögzített mozgásából a Lehr-féle csillapítási szám a ProvocationParameters programmal számítható. Megbízhatóságának ellenőrzéséhez 7 hét múlva megismételt vizsgálat mérési eredményeiből is számítani

kellett a Lehr-féle csillapítási számot. A megbízhatóság vizsgálatához különböző időben végzett mérések eredményei közötti különbség, valamint lineáris regressziószámítással a Pearson-féle korrelációs együttható (r) és a regressziós egyenes meredeksége (m) került meghatározásra (Bland, 1986).

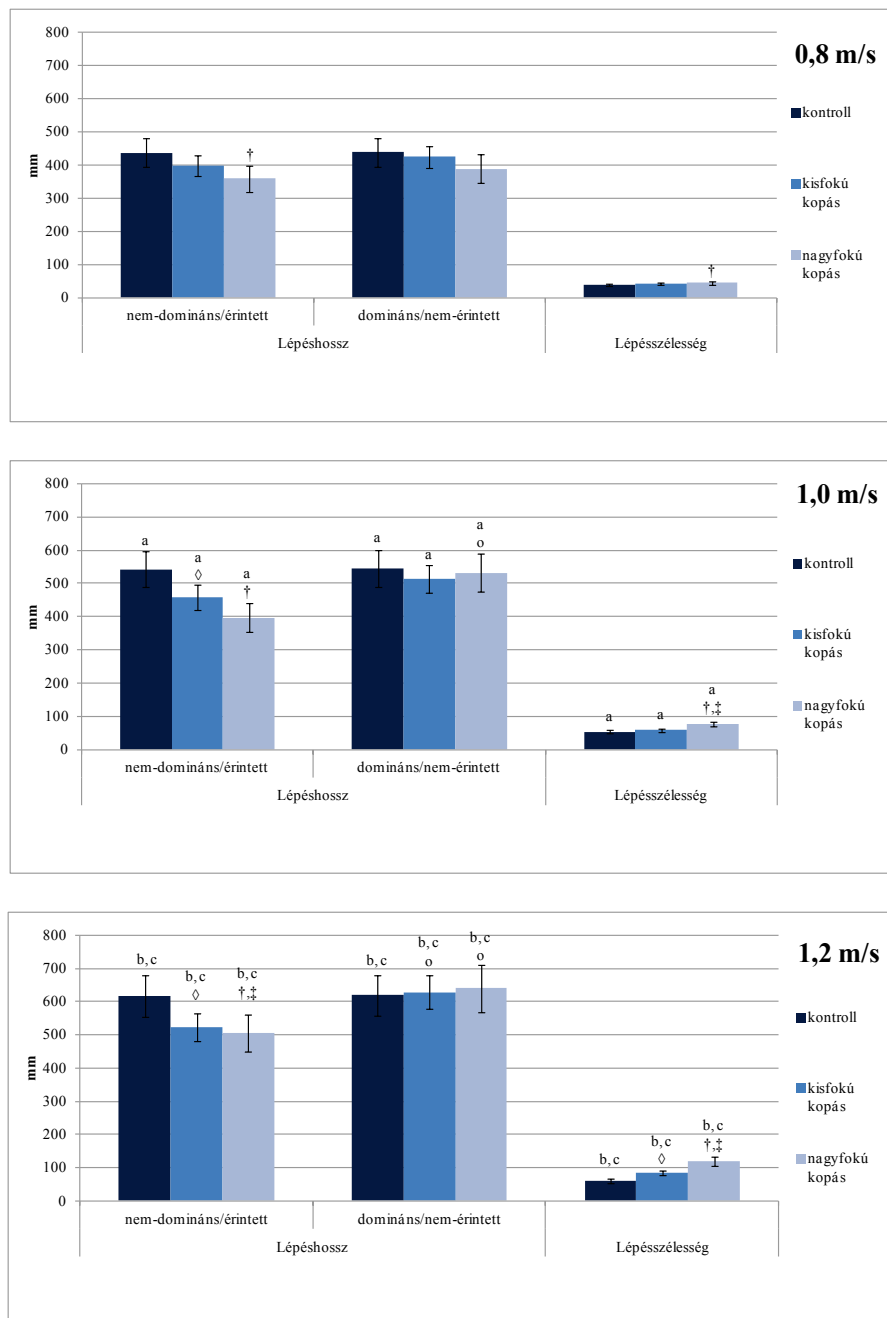
7 hét után megismételt vizsgálat eredményei szignifikánsan nem tértek el az alapvizsgálat eredményeitől ($3,77\% \pm 3,89\%$). Az egyensúlyozó képesség romlása a Lehr-féle csillapítási szám csökkenésével jellemezhető. A különböző időpontokban elvégzett mérések eredményeiből számított Lehr-féle csillapítási számok közötti korreláció erős ($r_{\text{fiatal}} = 0,998$, $p_{\text{fiatal}} < 0,0084$; $r_{\text{idős}} = 0,978$, $p_{\text{idős}} < 0,0094$), és a regressziós egyenesek meredeksége is 1-hez közeli ($m_{\text{fiatal}} = 0,998$; $m_{\text{idős}} = 0,999$) volt. Az irányításommal kifejlesztett ProvocationParameters program a merev lap ultrahang-alapú, mozgásvizsgáló rendszerrel rögzített mozgásából számítja a Lehr-féle csillapítási számot.

Eredményt ismertető publikáció: Kiss, 2007b; Kiss, 2009; Kiss, 2011a

3. *Igazoltam, hogy az egészséges, idős személyeknél a járásmintát jellemző kinematikai paraméterek és a dinamikus egyensúlyozást jellemző Lehr-féle csillapítási szám közötti, valamint a járás szabályosságát jellemző járásváltozékonysági paraméterek és a dinamikus egyensúlyozást jellemző Lehr-féle csillapítási szám közötti korreláció erős.*

A járásmintát és a járás szabályosságát jellemző változók az ultrahang-alapú járásvizsgálattal, míg a dinamikus egyensúlyozó képességet jellemző változó az ultrahang-alapú, hirtelen irányváltoztatási teszttel mért értékekből számítható. A két, egymástól független vizsgálat ugyanazon személyeknél történt. A szalagsebesség hatásának kiküszöbölése miatt az 1,2 m/s szalagsebességű járásból meghatározott járásmintát jellemző kinematikai (5. és 6. ábra) és járásszabályosságot jellemző járásváltozékonysági paraméterek (7. és 8. ábra) összehasonlítása történt a hirtelen irányváltoztatás utáni, dinamikus egyensúlyozást jellemző paraméterekkel (9. ábra). Az összehasonlítás a lépéshossz, a támaszfázis-időtartam, a térdízületi szög, a csípőízületi szög, a medencehajlítás, -billenés, -rotáció mozgástartománya és járásváltozékonysági paraméterei, valamint az adott oldalon történő álláskor mért értékekből számított Lehr-féle csillapítási szám között történt.

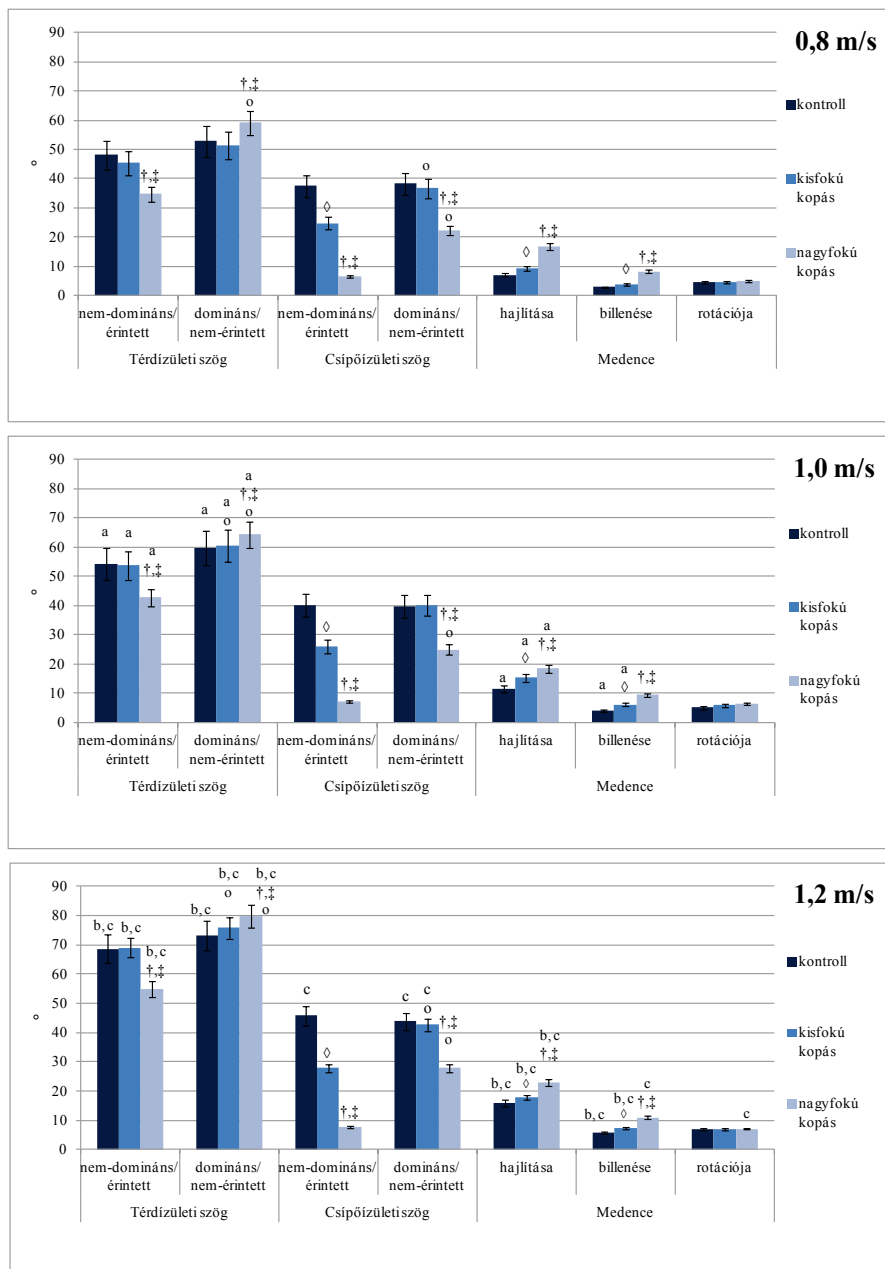
Az erős korreláció ($|r| \geq 0,71$; $p < 0,03$) bizonyítja, hogy a járásminta és az egyensúlyozó képesség, valamint a járásszabályosság és az egyensúlyozó képesség szorosan összefügg.



5. ábra

A kontrollcsoport, a kisfokú és nagyfokú csípőízületi kopásban szenvedő, idős betegek ultrahang-alapú járásvizsgálattal mért értékeiből számított lépéshossz és lépésszélesség különböző szalagsebesség esetén

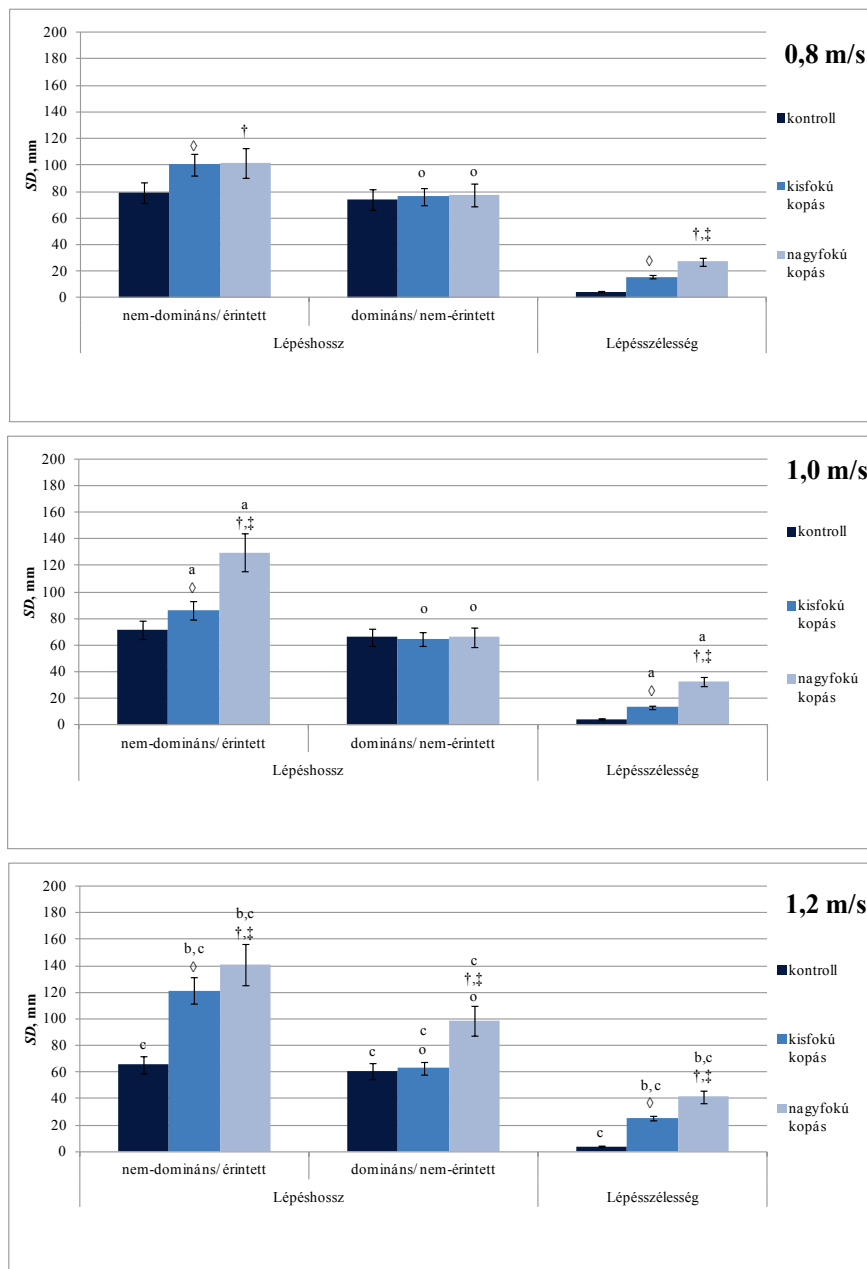
a: szignifikáns különbség a 0,8 m/s és az 1,0 m/s szalagsebességű járás jellemzői között; b: szignifikáns különbség az 1,0 m/s és az 1,2 m/s szalagsebességű járás jellemzői között; c: szignifikáns különbség a 0,8 m/s és az 1,2 m/s szalagsebességű járás jellemzői között; †: szignifikáns különbség a kontrollcsoport és a kisfokú csípőízületi kopásban szenvedő betegek jellemzői között; ‡: szignifikáns különbség a kontrollcsoport és a nagyfokú csípőízületi kopásban szenvedő betegek jellemzői között; ††: szignifikáns különbség a kisfokú és a nagyfokú csípőízületi kopásban szenvedő betegek jellemzői között; o: szignifikáns különbség az érintett és nem-érintett oldal jellemzői között



6. ábra

A kontrollcsoport, a kiséfokú és nagyfokú csípőízületi kopásban szenvedő, idős betegek ultrahang-alapú járásvizsgálattal mért értékeiből számított szögjellegű változók különböző szalagsebesség esetén

a: szignifikáns különbség a 0,8 m/s és az 1,0 m/s szalagsebességű járás jellemzői között; b: szignifikáns különbség az 1,0 m/s és az 1,2 m/s szalagsebességű járás jellemzői között; c: szignifikáns különbség a 0,8 m/s és az 1,2 m/s szalagsebességű járás jellemzői között; ◇: szignifikáns különbség a kontrollcsoport és a kiséfokú csípőízületi kopásban szenvedő betegek jellemzői között; †: szignifikáns különbség a kontrollcsoport és a nagyfokú csípőízületi kopásban szenvedő betegek jellemzői között; ‡: szignifikáns különbség a kiséfokú és a nagyfokú csípőízületi kopásban szenvedő betegek jellemzői között; o: szignifikáns különbség az érintett és nem-érintett oldal jellemzői között



7. ábra

A kontrollcsoport, a kismérsékű és nagymérsékű csípőízületi kopásban szenvedő, idősebb betegek ultrahang-alapú járásvizsgálattal mért értékeiből számított lépéshossz és lépésszélesség szórása (SD) különböző szalagsebesség esetén

a: szignifikáns különbség a 0,8 m/s és az 1,0 m/s szalagsebességű járás jellemzői között; b: szignifikáns különbség az 1,0 m/s és az 1,2 m/s szalagsebességű járás jellemzői között; c: szignifikáns különbség a 0,8 m/s és az 1,2 m/s szalagsebességű járás jellemzői között; ◇: szignifikáns különbség a kontrollcsoport és a kislökű csípőizületi kopásban szenvedő betegek jellemzői között; †: szignifikáns különbség a kontrollcsoport és a nagyfokú csípőizületi kopásban szenvedő betegek jellemzői között; ‡: szignifikáns különbség a kislökű és a nagyfokú csípőizületi kopásban szenvedő betegek jellemzői között; o: szignifikáns különbség az érintett és nem-érintett oldal jellemzői között

II. A mozgás jellemzésére használt paramétereket befolyásoló hatások

4. *A járás harmonikus, ha a járásképp szabályosságát jellemző távolság- és időjellegű paraméterek szórása kicsi, de az ízület flexibilitását jellemző szögjellegű paraméterek átlagos szórása magas. A járás szabályossága, harmóniája romlik, ha a járás sebessége a kényelmes, szabadon választott sebességnél nagyobb vagy kisebb.*

A járás harmóniájának rosszabbodását jelenti a járásképp változékonysági paramétereinek növekedése és az ízületi mozgások változékonysági paramétereinek együttes csökkenése. Ezt az is megerősíti, hogy a lépéshossz szórása és a Lehr-féle csillapítási szám között a korreláció negatív és erős ($r \leq -0,71$; $p < 0,03$), míg az ízületi mozgások átlagos szórása és a Lehr-féle csillapítási szám közötti korreláció pozitív és erős ($r \geq 0,72$; $p < 0,04$). Ha a járássebesség eltér (akár nő, akár csökken) a szabadon választott járássebességtől, akkor a járásképp változékonysági paraméterei növekednek (7. ábra), az ízületi mozgásokat jellemző változékonysági paraméterek csökkennek (8. ábra), ennek következtében a járás harmóniája romlik, a járás biztonsága csökken, az elesés kockázata nő.

Eredményt ismertető publikáció: Kiss, 2010b; Kiss, 2010d

5. *Igazoltam, hogy a hirtelen irányváltoztatás utáni egyensúlyozó képességet jellemző Lehr-féle csillapítási számot fiatal és idős személyeknél az oldaldominancia, míg az idős személyeknél az oldaldominancia mellett az életkor és a vizsgált személy neme is szignifikánsan befolyásolja.*

A hirtelen irányváltoztatás utáni egyensúlyozó képesség szignifikánsan rosszabb a nem-domináns lábon álláskor, mint a domináns lábon vagy két lábon álláskor; a hirtelen irányváltoztatás utáni egyensúlyozó képesség romlik az életkor előrehaladtával, az életkor és a Lehr-féle csillapítási szám közötti korreláció negatív ($r \leq -0,59$; $p < 0,014$); az idős nők dinamikus egyensúlyozó képessége szignifikánsan jobb, mint az idős férfiaké. A Lehr-féle csillapítási számot a testtömeg és a testtömegindex nem befolyásolja, a korreláció gyenge ($r \leq 0,21$; $p < 0,017$).

Eredményt ismertető publikációk: Kiss, 2010e; Kiss, 2011a; Kiss, 2011b

III. A csípőízületi kopás hatása a járásmintára és a járás biztonságára

6. *Igazoltam, hogy a csípőízületi kopás mértékének romlásával a járásminta és a járássebesség-növelés módja is megváltozik.*

6.1 *A csípőízületi kopás mértékének romlásával az érintett oldali ízületek szignifikánsan beszűkült mozgását az ellenoldali térdízület mozgása és a medence billenése és hajlítása kompenzálja.*

A csípőízületi kopás előrehaladtával az érintett oldali lépéshossz, csípőízületi és térdízületi szög mozgástartománya szignifikánsan csökken, míg az ellenoldali térdízületi szög, a medencebillenés és -hajlítás mozgástartománya szignifikánsan nő (5. és 6. ábra). Ez azt mutatja, hogy a kompenzációban az ellenoldali térdízület mozgása és a medencebillenés és -hajlítás vesz részt. A kompenzáció a járás szimmetriáját csak kismértékű csípőízületi kopás és alacsony járássebesség esetén tudja biztosítani (5. és 6. ábra).

Eredményt ismertető publikáció: Bejek és mtsai, 2006; Illyés és mtsai, 2007

6.2 *A csípőízületi kopás mértéke különbséget okoz a járássebesség-növelés módjában.*

A kismértékű csípőízületi kopásban szenvedő betegek esetén a járás sebességének növelése az egészséges, idős személyekéhez hasonló, azaz a lépéshossz növelését a térdízületi szög mozgástartományának és a medencehajlítás és -billenés növelése biztosítja, a nagymértékű sebességváltozáskor a lépésfrekvencia és a nem-érintett oldali csípőízületi szög mozgástartománya is növekszik, de az érintett csípőízület már nem vesz részt a lépéshossz növelésében (5. és 6. ábra). A nagyfokú csípőízületi kopásban szenvedő, idős betegek esetén a járás gyorsításában egyik csípőízület sem vesz részt, és a medencebillenés és -rotáció csak a nagymértékű gyorsításkor játszik szerepet (6. ábra). A járásváltozékonysági paraméterek változása a fenti megállapításokat megerősíti (7. és 8. ábra).

Eredményt ismertető publikáció: Bejek és mtsai, 2006; Kiss, 2010b

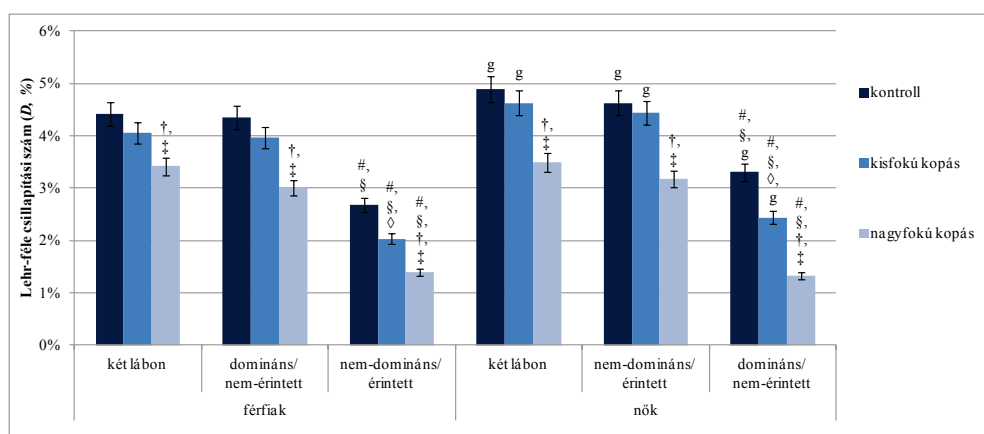
7. *Igazoltam, hogy a csípőízületi kopás romlásával a járás biztonsága csökken, ami a járás szabályossága és a dinamikus egyensúlyozó képesség egyidejű romlásában nyilvánul meg.*

7.1. *A csípőízületi kopás romlásával a járás szabályosságát jellemző járásváltozékonysági paraméterek szignifikánsan változnak.*

A csípőízületi kopás következtében a járásképp változékonysági paraméterei szignifikánsan növekedtek (7. ábra), az érintett oldali ízületek mozgásának változékonysági paraméterei szignifikánsan csökkentek (8. ábra). A csípőízületi kopás rosszabbodásával a járásváltozékonysági paraméterek változásának tendenciája azt mutatja, hogy a járás

harmóniája romlik. Ez a járás biztonságának csökkenését is jelzi, így az elesés megnövekedett kockázatának egyik előrejelzője lehet. Az ellenoldali ízületek és a medencemozgások változékonysági paraméterei szignifikánsan növekedtek (8. ábra), azaz az érintett oldal beszűkült mozgásának kompenzációjában az ellenoldali ízületek és a medencemozgások vesznek részt, amely megerősíti a járásminta alapján tett megállapítást.

Eredményt ismertető publikációk: Kiss, 2010b; Kiss, 2010d



9. ábra

A kontrollcsoport, a kiskokú és nagyfokú csípőízületi kopásban szenvedő, idős betegeknél az ultrahang-alapú, hirtelen irányváltoztatási teszt mérési adataiból számított Leher-féle csillapítási szám (D, %).

Jelmagyarázat:

#: szignifikáns különbség a domináns láb állás és a nem-domináns láb állás között végzett mérés adataiból számított Leher-féle csillapítási szám között; \$: szignifikáns különbség a két láb állás és a nem-domináns láb állás között végzett mérés adataiból számított Leher-féle csillapítási szám között; $\diamond$: szignifikáns különbség a kontrollcsoport és a kiskokú csípőízületi kopásban szenvedő betegek mérés adataiból számított Leher-féle csillapítási szám között; $\dagger$: szignifikáns különbség a kontrollcsoport és a nagyfokú csípőízületi kopásban szenvedő betegek mérés adataiból számított Leher-féle csillapítási szám között; $\ddagger$: szignifikáns különbség a kiskokú és a nagyfokú csípőízületi kopásban szenvedő betegek mérés adataiból számított Leher-féle csillapítási szám között; g: szignifikáns különbség a férfiak és a nők mérés adataiból számított Leher-féle csillapítási szám között

7.2. *A csípőízületi kopás romlásával a dinamikus egyensúlyozó képesség szignifikánsan romlik, a nagyfokú csípőízületi kopás esetén a vizsgált személy nemének hatása már elhanyagolható.*

Az érintett oldalon állás közben mért értékekből számított Leher-féle csillapítási szám már kismértékű csípőízületi kopás esetén szignifikánsan kisebb, mint a kontrollcsoport értéke (9. ábra). Nagyfokú csípőízületi kopás esetén a két láb és a domináns oldalon állás közben mért értékekből számított Leher-féle csillapítási szám is szignifikánsan kisebb, mint a

kontrollcsoport értékei (9. ábra). A kontrollcsoport tagjaihoz hasonlóan a kisfokú csípőízületi kopásban szenvedő, idős férfiak és nők mérési eredményeiből számított Lehr-féle csillapítási szám közötti különbség szignifikáns (9. ábra). A nagyfokú csípőízületi kopásban szenvedő, idős férfiak és nők eredményei között szignifikáns különbség azonban nem mutatható ki (9. ábra). A dinamikus egyensúlyozó képesség romlása a külső körülményekhez történő alkalmazkodó képesség romlása is, azaz az elesés kockázata nő.

Eredményt ismertető publikációk: Kiss, 2010c

7.3 *A csípőízületi kopásban szenvedő, idős személyeknél a járásmintát jellemző kinematikai paraméterek és a dinamikus egyensúlyozást jellemző Lehr-féle csillapítási szám közötti, valamint a járás szabályosságát jellemző járásváltozékonysági paraméterek és a dinamikus egyensúlyozást jellemző Lehr-féle csillapítási szám közötti korreláció erős.*

A szalagsebesség hatásának kiküszöbölése miatt a kisfokú csípőízületi kopás esetén az 1,0 m/s szalagsebességű járásból, míg a nagyfokú csípőízületi kopás esetén a 0,8 m/s szalagsebességű járásból meghatározott járásmintát jellemző kinematikai és járásszabályosságot jellemző járásváltozékonysági paraméterek összehasonlítása történt a hirtelen irányváltoztatás utáni, dinamikus egyensúlyozást jellemző paraméterekkel. A vizsgálatban a lépéshossz, a támaszfázis-időtartam, a térdízületi szög, a csípőízületi szög, a medencehajlítás, -billenés, -rotáció mozgástartománya és járásváltozékonysági paraméterei, valamint az adott oldalon történő álláskor mért értékekből számított Lehr-féle csillapítási szám közötti kapcsolat elemzése történt. Az erős korreláció ($|r| \geq 0,71$; $p < 0,02$) bizonyítja, hogy a járásminta és az egyensúlyozó képesség, valamint a járásszabályosság és az egyensúlyozó képesség közötti szoros kapcsolat nemcsak az egészséges személyek esetén, hanem a csípőízületi kopásban szenvedő betegek esetén is megfigyelhető.

A különböző mértékű csípőízületi kopásban szenvedő betegeken elvégzett komplex kutatás eredményeinek értékelésével megállapítható, hogy a csípőízületi kopás előrehaladtával a járás beszűkül, a biztonságos járást befolyásoló járásszabályosság és a dinamikus egyensúlyozó képesség egyaránt szignifikánsan romlik, azaz a járás stabilitása, biztonsága romlik, az elesés kockázata nő. Javasolható, hogy a csípőízületi kopásban szenvedő betegek állapotának szinten tartásában fontos szerepet játszó konzervatív kezeléskor a fájdalom csökkentése, az érintett ízület mozgásának, az érintett oldali izmok erejének növelése mellett speciális gyakorlatokat kell végeztetni a nem-érintett oldali ízületek és a medence mozgástartományának, a nem-érintett oldal és a medence körüli izmok erejének növelésére, valamint a dinamikus egyensúly fejlesztésére.

5. A kutatási eredmények felhasználásának és fejlesztésének további lehetőségei

A disszertációban bemutatott vizsgálómódszerekkel egy komplex, biomechanikai szemléletű alsó végtag mozgásvizsgáló rendszer alakult ki: az ultrahang-alapú járásvizsgálat a járásminta és a járásszabályosság, az ultrahang-alapú, hirtelen irányváltoztatási teszt pedig a dinamikus egyensúlyozás modellezésére, elemzésére alkalmas.

A disszertációban bemutatott kutatás folyamatban lévő, hosszú távú kutatás része. A többéves kutatásban a vizsgálatba bevont, csípőízületi kopásban szenvedő betegek állapotváltozását meghatározott időközönként, sőt a csípőízületi endoprotézis beültetése után is folyamatosan célszerű rögzíteni, mert a komplex, alsó végtag mozgásvizsgáló rendszerrel a konzervatív terápia és az endoprotézis beültetés hatása kvantitatívan jellemezhető, nyomon követhető. A komplex vizsgálat lehetőséget teremt annak megállapítására is, hogy a különböző feltárású és invazivitású csípőízületi endoprotézis beültetés hogyan befolyásolja a járásmintát, a járásváltozékonyságot, a dinamikus egyensúlyozó képességet és az ezeket jellemző paraméterek változásának tendenciáját.

Továbbá a kidolgozott komplex vizsgálati móddal elemezhetők a különböző ortopédiai elváltozások (a ligamentum cruciatum anterior részleges vagy teljes szakadása, a meniscus sérülései, a gonarthrosis), valamint az ortopédiai műtétek (keresztszalagpótlás, részleges meniscectomia, meniscuspótlás, térdízületi endoprotézis beültetés) hatása a járásmintára (*Bejek és mtsai, 2011; Knoll és mtsai, 2004; Magyar és mtsai, 2008*), a járás szabályosságára (*Kiss, 2010f; Kiss, 2011c; Magyar és mtsai, 2012a*) és a dinamikus egyensúlyozó képességre (*Kiss és Holnapy, 2011; Magyar és mtsai, 2012b*). Feltételezhető, hogy a kutatási területek közé a különböző neurológiai elváltozások (stroke, kóros elbutulás-dementia, Alzheimer-kór) és a különböző szintű sportolás hatásvizsgálata is bevonható.

A komplex vizsgálati mód alkalmazásával a betegek állapotfelmérése és állapotváltozásának nyomon követése, adminisztrálása is pontosabbá válhatna. Ennek irányában a Szolnoki MÁV Kórház mindkét Rehabilitációs Osztályának és Biomechanikai Laboratóriumának közreműködésével megtettük az első lépéseket.

6. Összefoglalás

A csípőízületi kopás, ami a 65 év feletti lakosság 15–20%-át érinti, a csípőízület eltorzulása porcelváltozás vagy csontelfajulás következtében. A csípőízületi kopás következtében az ízület felszíne lényegesen megváltozik, az ízületi rés beszűkül, felrakódások alakulnak ki, az érintett ízület körüli izmok aktivitása csökken, kontraktúrák jönnek létre. Ennek következtében kialakul a sántítás, valamint romlik a funkcionális járóképeség és a járásbiztonság.

A járásminta kinematikai jellemzőkkel – a távolság-, idő- és szögjellegű paraméterekkel – a járásszabályosság a járásváltozékonysági paraméterekkel – a távolság-, időjellegű változók szórásával és a szögjellegű paraméterek átlagos szórásával – jellemezhető. A járás harmonikus, ha a járásképp változékonysági paraméterei kicsik, de az ízületi mozgások változékonysági paraméterei nagyok. A járássebesség szignifikánsan befolyásolja a járásmintát és a járásszabályosságot. A járássebesség növekedésével a kinematikai paraméterek értékei folyamatosan nőnek, míg a járássebességnek a kényelmes, szabadon választott sebességtől való eltérése a járás harmóniájának romlását okozza, azaz a járás biztonsága csökken.

A csípőízületi kopás következtében szignifikánsan csökken a lépéshossz, de a szórása nő; az érintett csípőízület fiziológiás elváltozásai az érintett oldali ízületek mozgását és azok átlagos szórását egyaránt csökkentik, a mozgás beszűkül. Nem-érintett oldali ízületek és a medence mozgástartománya, valamint annak átlagos szórása egyaránt nő, ami azt bizonyítja, hogy a kompenzációban, a biztonságos járás fenntartásában ezek az ízületek fontos szerepet játszanak.

Biztonságos járás során az elvesztett egyensúlyt vissza kell nyerni nemcsak sima, sík, hanem göröngyös, mozgó talajon (mozgólépcső, mozgójárda) való járáskor, valamint hirtelen erőhatás, irányváltoztatás (pl. járás közben történő lökés) után is, azaz a dinamikus egyensúly megtartásának minden körülmények között megfelelőnek kell lennie. Az ultrahang-alapú, hirtelen irányváltoztatási teszt mérési adataiból számított Lehr-féle csillapítási számmal a dinamikus egyensúlyozó képesség modellezhető. A dinamikus egyensúlyozó képességet idős személyek esetén az oldaldominancia, az életkor és a vizsgált személy neme egyaránt befolyásolja. A csípőízületi kopás következtében a dinamikus egyensúlyozó képesség romlik, az egyensúlyozásban a nem-érintett oldal szerepe a meghatározó.

A csípőízületi kopás mértékének rosszabbodásával a járás beszűkül és a járás biztonsága csökken, amit a járás szabályosságának és a dinamikus egyensúlyozó képességnek az egyidejű romlása mutat. A kutatás eredményeivel kvantitatívan is igazolható az a tapasztalati tény, hogy a csípőízületi kopás hatására a járás stabilitása, biztonsága romlik, az elesés kockázata nő. A kutatás eredményei alapján javasolható, hogy a csípőízületi kopásban szenvedő, idős betegek konzervatív kezelésében a nem-érintett oldalt és a dinamikus egyensúlyozást fejlesztő gyakorlatok is kapjanak szerepet.

A kutatásnak az is a jelentősége, hogy ugyanazon vizsgálati személyeken elvégzett ultrahang-alapú járásvizsgálat és ultrahang-alapú, hirtelen irányváltoztatási teszt együttes alkalmazásával átfogó kép adható a járásmintáról és a járásbiztonságról. Erős kapcsolat mutatható ki a járásmintát leíró paraméterek és a dinamikus egyensúlyozást modellező változó, valamint a járás szabályosságát leíró paraméterek és a dinamikus egyensúlyozást modellező változó között. Ezek alapján a nagyobb szakmai felkészültséget és magasabb költségű mozgásvizsgáló mérőrendszert igénylő ultrahang-alapú járásvizsgálatot csak a kezelés fontosabb határpontjainál célszerű elvégezni, a gyorsabb, egyszerűbb hirtelen irányváltoztatási teszt is alkalmas a beteg állapotának folyamatos utánkövetésére.

Az összefoglalóban hivatkozott irodalom

- Arokoski JPA, Leinonen V, Arokoski MH, Aalto H, Valtonen H. Postural control in male patients with hip osteoarthritis. *Gait & Posture* 2006; 23: 45–50.
- Bland MJ, Altman DG. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *The Lancet* 1986; 8476: 307–310.
- Boeer J, Mueller O, Krauss I, Haupt G, Axmann D, Horstmann T. Effect of a sensory-motor exercise program for older adults with osteoarthritis or prosthesis of the hip using measurements made by PosturoMed oscillatory platform. *Journal of Geriatric Physical Therapy* 2010a; 33: 10–15.
- Boeer J, Mueller O, Krauss I, Haupt G, Horstmann T. Zuverlässigkeitsprüfung eines Messverfahrens zur Charakterisierung des Standverhaltens und Quantifizierung des Balancevermögens auf einer instabilen Plattform (PosturoMed). *Sportverletz Sportschaden*, 2010b; 24: 40–45.
- Dujardin F, Aucouturier T, Bocquet G, Duparc F, Weber J, Thomine JM. Kinematics of the healthy and arthritic hip joint during walking. A study of 136 subjects. *Revue de Chirurgie Orthopédique et Reparatrice de l'Appareil Moteur* 1998; 84: 689–699.
- Era P, Avlund K, Jokela J, Gause-Nilsson I, Heikkinen I, Steen B, Schroll M. Postural balance and self-reported functional ability in 75-years old men and women: a cross-national comparative study. *Journal of American Geriatric Society* 1997; 45: 21–29.
- Freeman M. Treatment of rupture of the lateral ligament of the ankle. *Journal of Bone and Joint Surgery Br* 1965; 47: 661–668.
- Hulet CH, Hurwitz DE, Andriacchi TP, Galante JO, Rosenberg AG. Gait adaptations in patients with hip osteoarthritis. *Gait & Posture* 1996; 4: 188.
- Hulet CH, Hurwitz DE, Andriacchi TP, Galante JO, Vielpeau C. Functional gait adaptations in patients with painful hip. *Revue de Chirurgie Orthopédique et Reparatrice de l'Appareil Moteur* 2000; 86: 581–589.
- Hurwitz DE, Hulet CH, Andriacchi TP, Rosenberg AG, Galante JO. Gait compensations in patients with osteoarthritis of the hip and their relationship to pain and passive hip motion. *Journal of Orthopaedic Research* 1997; 15: 629–635.
- Kellgren JH, Lawrence JS. Radiological assessment of osteo-arthritis. *Annals of the Rheumatic Diseases* 1957; 16: 494–502.

- Kiscelli L. Csillapított lengőrendszer sajátlengései. In: M. Csizmadia B, Nándor E (eds). Mechanikai mérnököknek – Mozgástan. Budapest: Nemzeti Tankönyvkiadó Rt, 1997; 507–518.
- Kiss RM, Kocsis L, Knoll Zs. Joint kinematics and spatial temporal parameters of gait measured by an ultrasound based system. Medical Engineering & Physics 2004; 26: 611–620.
- Knoll Zs, Kiss RM, Kocsis L. Gait adaptation in ACL deficient patients before and after anterior cruciate ligament reconstruction surgery. Journal of Electromyography and Kinesiology 2004; 14: 287–297.
- Kocsis L. More precise measurement method for gait analysis. Proceedings of the Third Conference on Mechanical Engineering 2002; 843–847.
- Kocsis L. Biomechanikai modellek és mérési eljárások rehabilitációs és sportmozgások elemzéséhez. Tudományos összefoglaló rehabilitációs eljáráshoz. BME Gépészmérnöki Kar. 2003.
- Lakatos J, Szendrői M. Coxarthrosis. In: Szendrői M (ed). Ortopédia. Budapest: Semmelweis Kiadó, 2006; 349–354.
- Majewski M, Bishoff-Ferrari HA, Gruneberg C, Dick W, Allum JHJ. Improvements in balance after total hip replacement. The Journal of Bone and Joint Surgery Br 2005; 87B: 1337–1343.
- Masui T, Hasegawa Y, Matsuyama Y, Sakano S, Kawasaki M, Suyuki S. Gender differences in platform measure of balance in rural community-dwelling elders. Archives of Gerontology and Geriatrics 2005; 41: 201–209.
- Mészáros T. A járás vizsgálata. Az emberi állás és járás. In: Szendrői M (ed). Ortopédia. Budapest: Semmelweis Kiadó, 2006; 27–32.
- Mont MA, Seyler TM, Ragland PS, Starr R, Erhart J, Bhave A. Gait analysis of patients with resurfacing hip arthroplasty compared with hip osteoarthritis and standard total hip arthroplasty. Journal of Arthroplasty 2007; 22: 100–108.
- Möckel G, Perka C, Labs K, Duda G. The influence of walking speed on kinetic and kinematic parameters in patients with osteoarthritis of the hip using a force-instrumented treadmill and standardised gait speeds. Archives of Orthopaedics and Trauma Surgery 2003; 123: 278–282.
- Murray MP, Gore DR, Clarkson BH. Walking patterns of patients with unilateral hip pain due to osteo-arthritis and avascular necrosis. Journal of Bone and Joint Surgery Am 1971; 53A: 259–274.

- Nantel J, Termoz N, Centomo H, Lavigne M, Vendittoli PA, Prince F. Postural balance during quiet standing in patients with total hip arthroplasty and surface replacement arthroplasty. *Clinical Biomechanics* 2008; 23: 402–407.
- Owings TM, Grabiner MD. Measuring step kinematic variability on an instrumented treadmill: How many steps are enough? *Journal of Biomechanics* 2003; 36: 1215–1218.
- Prieto TE, Myklebust JB, Hoffmann RG, Lovett EG, Myklebust BM. Measures of postural steadiness: differences between healthy young and elderly adults. *IEEE Transaction on Biomedical Engineering* 1996; 43: 956–966.
- Szirmai I (ed). *Neurológia. Egyetemi tankönyv*. Budapest: Medicina, 2007.
- van den Akker-Scheek I, Stevens M, Bulstra SK, Groothoff JW, van Horn JR, Zijlstra W. Recovery of gait after short-stay total hip arthroplasty. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 2007; 88: 361–367.
- Vandervoort AA. Aging of the human neuromuscular system. *Muscle Nerve* 2002; 25: 17–25.
- Vaughan CL, Davis BL, O'Connor JC. *Dynamics of human gait*. Cape Town, South Africa: Kiboho Publishers, 1999. 141p.
- Vereeck L, Wuyts F, Truijen S, van de Heyning P. Clinical assessment of balance, normative data, gender and age effects. *International Journal of Audiology* 2008; 47: 67–75.
- Wadsworth JB, Smidt GL, Johnston RC. Gait characteristics of subjects with hip disease. *Physical Therapy* 1972; 52: 829–839.
- Wall JC, Ashbrun A, Klenerman L. Gait analysis in the assessment of functional performance before and after total hip replacement. *Journal of Biomedical Engineering* 1981; 3: 121–127.
- Zeni JA, Richards JG, Higginson JS. Two simple methods for determining gait events during treadmill and overground walking using kinematic data. *Gait & Posture* 2008; 27: 710–714.

A téziseket alátámasztó publikációk

(Σ IF = 9,772)

- Bejek Z, Paróczai R, Illyés Á, Kiss RM. The influence of walking speed on gait parameters in healthy people and in patients with osteoarthritis. *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy* 2006; 14: 612–622. (IF=1,216)
- Illyés Á, Paróczai R, Bejek Z, Kiss RM. Cementes csípőízületi endoprotézis beültetés hatása a járás biomechanikai paramétereire. In: Kocsis L, Kiss RM, Illyés Á (eds). *Mozgásszervek biomechanikája*. Budapest: Terc Kiadó, 2007; 284–293.
- Kiss RM. Verification of determining the spatial position of the lower extremity by ultrasound-based motion analyser. *Periodica Polytechnica Series of Civil Engineering* 2007a; 51: 39–43.
- Kiss RM. A propriocepció és kinesztézis vizsgálata. In: Kocsis L, Kiss RM, Illyés Á (eds). *Mozgásszervek biomechanikája*. Budapest: Terc Kiadó, 2007b; 204–214.
- Kiss RM. Parameters of kinaesthesia during gaits derived from an ultrasound-based measuring system. In: Brebbia CA (ed). *Modelling in Medicine and Biology VIII*. (Eighth International Conference on Modelling in Medicine and Biology). Wessex: WIT Press, 2009; 171–180.
- Kiss RM. Comparison between kinematic and ground reaction force techniques for determining gait events during treadmill walking at different walking speeds. *Medical Engineering & Physics* 2010a; 32: 662–667. (IF=1,906)
- Kiss RM. Effect of walking speed and severity of hip osteoarthritis on gait variability. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2010b; 20: 1044–1051. (IF=2,372)
- Kiss RM. Effect of the degree of hip osteoarthritis on equilibrium ability after sudden changes in direction. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2010c; 20: 1052–1057. (IF=2,372)
- Kiss RM. A járás sebességének és a csípőízületi arthrosis fokának hatása a járás változékonyságára. *Biomechanica Hungarica* 2010d; 2: 37–46.
- Kiss RM. What effects do oscillation parameters depend on for modeling kinesthesia. In: Hierlemann A (ed). *Proceedings of the 7th IASTED International Conference on Biomedical Engineering*. February 17–19, 2010e, Innsbruck, Austria. 164–170.
- Kiss RM. A new parameter for characterizing balancing ability on an unstable oscillatory platform. *Medical Engineering & Physics* 2011a; 33: 1160–1166. (IF=1,906)

- Kiss RM. Influence factors of balancing capacity at healthy elderly subjects. In: Morrison B (ed). Proceedings of the 6th IASTED International Conference on Biomechanics. November 7–9, 2011b, Pittsburgh, USA. 61–66.
- Kiss RM, Kocsis L. Járásvizsgálat. In: Kocsis L, Kiss RM, Illyés Á (eds). Mozgásszervek biomechanikája. Budapest: Terc Kiadó, 2007; 169–184.

A disszertációban ismertetett módszerekkel végzett kutatások publikációi

(Σ IF = 12,256)

- Bejek Z, Paróczai R, Szendrői M, Kiss RM. Gait analysis following TKA: comparison of conventional technique, computer-assisted navigation and minimally invasive technique combined with computer assisted navigation. Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy 2011; 19: 285–291. (IF=1,857)
- Kiss R. Variability of gait characterized by normalized deviation. Acta Bioengineering and Biomechanics 2010f; 12: 19–23.
- Kiss RM. Effect of severity of knee osteoarthritis on the variability of gait parameters. Journal of Electromyography and Kinesiology 2011c; 21: 695–703. (IF=2,372)
- Kiss RM, Holnapy G. Total hip arthroplasty affecting balancing ability after sudden perturbation. In: Morrison B (ed). Proceedings of the 6th IASTED International Conference on Biomechanics. November 7–9, 2011, Pittsburgh, USA. 67–71.
- Knoll Zs, Kiss RM, Kocsis L. Gait adaptation in ACL deficient patients before and after anterior cruciate ligament reconstruction surgery. Journal of Electromyography and Kinesiology 2004; 14: 287–294. (IF=2,102)
- Magyar OM, Illyés Á, Knoll Zs, Kiss RM. Effect of medial meniscectomy on gait parameters. Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy 2008; 16: 427–433. (IF=1,696)
- Magyar OM, Knoll Zs, Kiss RM. The influence of medial meniscus injury and meniscectomy on the variability of gait parameters. Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy 2012a; 20: 290–297. (IF=1,857)
- Magyar OM, Knoll Zs, Kiss RM. Effect of medial meniscus tear and partial meniscectomy on balancing capacity in response to sudden unidirectional perturbation. Journal of Electromyography and Kinesiology 2012b; First Online 9p. (IF=2,372)