

dc_50_10

Magyar Tudományos Akadémia

Biomechanikai módszerek a csípőízületi kopás hatásának vizsgálatára

Doktori értekezés



Kiss Rita M.

Budapest, 2012

Tartalom

BEVEZETÉS	4
1. Előszó.....	4
1.1. Problémafelvetés.....	4
1.2. A kutatás felépítése.....	6
2. Irodalmi áttekintés.....	8
2.1. A csípőízületi kopás és mozgásszervi vonatkozásai.....	8
2.2. A járás és jellemzése.....	9
2.3. A járás szabályosságának jellemzése.....	12
2.4. Az egyensúlyozó képesség és jellemzése.....	14
3. Célkitűzések.....	20
VIZSGÁLT SZEMÉLYEK ÉS MÓDSZEREK	23
4. A vizsgált személyek.....	23
5. Mérési módszerek.....	26
5.1. Ultrahang-alapú járásvizsgálat.....	26
5.1.1. A méréshez használt eszközök és a mérési módszer.....	26
5.1.2. Járásmintát jellemző távolság-, idő- és szögjellegű változók, valamint a járás szabályosságát jellemző járásváltozékonysági paraméterek.....	31
5.2. Ultrahang-alapú, hirtelen irányváltoztatási teszt a dinamikus egyensúlyozó képesség modellezéséhez.....	36
5.2.1. Az egyensúlyozó képesség modellezésének alapja.....	36
5.2.2. A méréshez használt eszközök és a mérési módszer.....	39
5.2.3. A dinamikus egyensúlyozó képesség jellemzésére használt Lehr-féle csillapítási szám számítása.....	41
EREDMÉNYEK ÉS KÖVETKEZTETÉSEK	45
6. Mozgásvizsgáló módszerek hitelesítése, megbízhatósági vizsgálata.....	45
6.1. Az ultrahang-alapú járásvizsgálat hibája.....	45
6.1.1. Vizsgált személyek.....	45
6.1.2. A vizsgálat menete.....	46
6.1.3. A hibaszámítás módszere.....	46
6.1.4. A hibaszámítás eredménye, következtetések.....	46
6.2. A járás ciklusokra bontásához használt ultrahang-alapú, kinematikai azonosítási módszer hitelesítése.....	48
6.2.1. Vizsgált személyek.....	48

6.2.2.	A vizsgálat menete	48
6.2.3.	A járásszakaszok azonosítási módszerei	49
6.2.4.	A hitelésítés eredménye, következtetések	51
6.3.	Az ultrahang-alapú, hirtelen irányváltoztatási teszt megbízhatósági vizsgálata	55
6.3.1.	Előzmények	55
6.3.2.	Vizsgált személyek	56
6.3.3.	A vizsgálat módja	56
6.3.4.	A megbízhatósági vizsgálatának eredménye, következtetések	57
7.	A mozgás jellemzésére használt paramétereket befolyásoló hatások elemzése	61
7.1.	A járásmintát és a járásszabályosságot befolyásoló hatások	61
7.1.1.	Vizsgált személyek, a vizsgálat módszere	62
7.1.2.	Járássebesség hatásvizsgálatának eredményei, következtetések	62
7.2.	A hirtelen irányváltoztatás utáni egyensúlyozó képességet befolyásoló hatások	68
7.2.1.	Vizsgált személyek, vizsgálat módszere	68
7.2.2.	Eredmények és következtetések	69
8.	A csípőízületi kopás mértékének hatása a járásmintára és a járás biztonságára	74
8.1.	A csípőízületi kopás mértékének hatása a járásmintára	74
8.2.	A csípőízületi kopás mértékének hatása a járás szabályosságára	80
8.3.	A csípőízületi kopás mértékének hatása a dinamikus egyensúlyozó képességre	88
8.4.	A járásmintát és a járás biztonságát befolyásoló tényezők közötti összefüggés	91
9.	Új, tudományos eredmények	96
10.	A kutatási eredmények felhasználásának és fejlesztésének további lehetőségei	101
11.	Összefoglalás	102
	Köszönetnyilvánítás	104
	Irodalom	105
	A téziseket alátámasztó publikációk	115
	A disszertációban ismeretett módszerekkel végzett kutatások publikációi	116
	Függelék	117
	Az eredmények táblázatos összefoglalása	117
	Idegen kifejezések és magyar jelentésük	125

BEVEZETÉS

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 kutatásaim a gerincvizsgálatok, a felső végtag és az alsó végtag mozgásvizsgálataira irányultak. Ezen belül fontosnak tekintettem 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 (BME) Műszaki Mechanika Tanszék Biomechanikai Laboratóriumának fejlesztésére, a Semmelweis Egyetem (SE) 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 népesség előregedésének következtében a csípőízületi kopás gyakorisága fokozatosan emelkedett az elmúlt évtizedekben, és a következő évtizedekben is hasonló tendencia várható. Világviszonylatban is a csípőízületi kopás a mozgáskorlátozottság egyik vezető okának tekinthető. A csípőízületi kopás a teljes lakosság közel 1,5%-át, míg az idős, 65 év feletti lakosság 15–25%-át érinti. Konzervatív és műtéti kezelése hosszan tartó és komoly feladatot jelent,

amelynek népegészségügyi jelentősége is nagy (*Danielsson és Lindberg, 1997; Felson és Zhang, 1998*).

A csípőízületi kopás hatásának 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, mert a számszerű adatok összehasonlításával a mozgásban bekövetkező változások részletesebben elemezhetők. Biomechanikai mérésekkel pontosíthatjuk a betegek súlyosság szerinti besorolását, rögzíthetjük az egyes betegek közötti speciális különbségeket, így egyénre szabottá válhat a mozgásrendszer funkcióinak javítását célzó konzervatív kezelés is.

A fentiek figyelembevételével a mozgáselemzésnek minél komplexebbnek kell lennie, célszerű minél több paraméter meghatározása, rögzítése. Az emberi mozgást igen sok körülmény befolyásolja, ezek közül ki kell emelni az izomműködést, a testtartást és a mozgást szabályozó rendszer állapotát, amelynek mérése, modellezése ma még szinte megoldatlan. A mozgások modellezéséhez szükséges összes paraméter mérésekkel nem határozható meg, így nem tudjuk megmérni például az egyes ízületekben vagy egyes izmokban keletkező erőket az idő függvényében.

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 vezethet. A járás biztonságát elsősorban a járás szabályossága és a dinamikus egyensúlyozó képesség határozza meg.

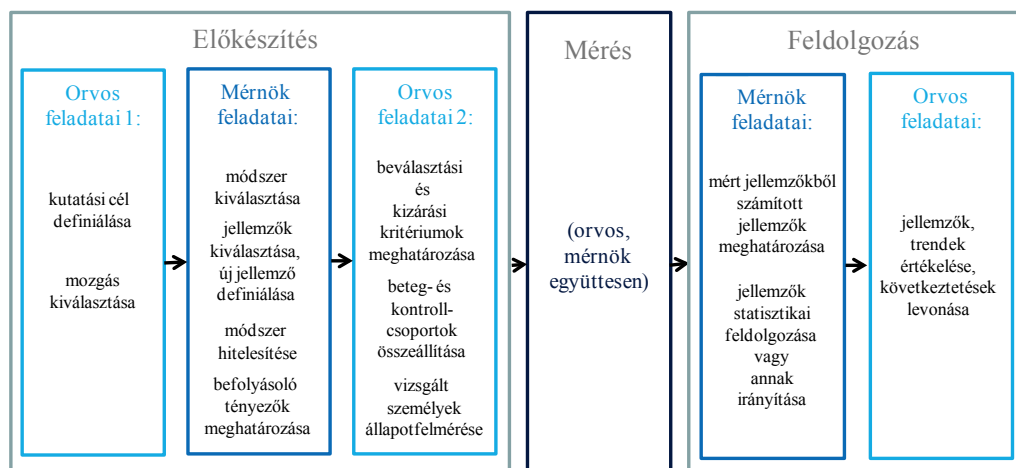
Disszertációmban bemutatom, milyen összefüggés van a különböző mértékű csípőízületi kopás, valamint a járásminta, a járásszabályosság és a dinamikus egyensúlyozó képesség között. Ehhez azonban elengedhetetlen a mérési módszerek verifikálása, új biomechanikai jellemzők alkalmazása, a jellemzőket befolyásoló hatások vizsgálata.

A csípőízületi kopás hatásának ilyen komplex, biomechanikai alapú vizsgálata a hazai és a nemzetközi irodalomból még nem ismert. A kapott eredmények felhasználhatók a csípőízületi kopás mértékének pontosabb meghatározásában, egyes kompenzációs mechanizmusok jobb megértésében, a komplex, egyénre szabott preventív és rehabilitációs protokollok kialakításában, valamint a rehabilitáció hatékonyságának ellenőrzésében is.

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

1.2. A kutatás felépítése

A mozgást érintő elváltozások tudományos elemzése interdiszciplináris alapkutatás. A mozgáselemzés összetett és többlépcsős (1.1. ábra), amelyben az ortopédia, a reumatológia, a humánkineziológia, a rehabilitáció, az elméleti mechanika, a biomechanika szakemberei egyaránt részt vesznek. A kutatócsoportot a mozgástani kutatások speciális feladatai alapján (1.1. ábra) mérnökök és orvosok alkotják, akik a Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem (BME), a Semmelweis Egyetem (SE), a Szolnoki MÁV Kórház és a János Kórház különböző szervezeti egységeihez tartoznak.



1.1. ábra

Mozgástani kutatások felépítése

A disszertációban összefoglalt kutatás felépítése:

- a kutatás célja: tudományos mozgástani kutatás a különböző mértékű csípőízületi kopás hatásának elemzésére;
- a mozgások kiválasztása: az alsó végtagot érintő elváltozások hatásának elemzése járás közben, az egyensúlyozó képességre gyakorolt hatások vizsgálata egy lábon és két lábon állás közben;
- a módszerek kiválasztása: a futószalagon történő járás közben a kijelölt anatómiai pontok térbeli helyzetének zebris CMS-HS (zebris Medizintechnik GmbH, Németország) ultrahang-alapú, mozgáselemző rendszerrel (l. az 5.1.1 pontban), míg

- a hirtelen irányváltoztatás utáni, dinamikus egyensúlyozó képesség vizsgálatok a lengőlap mozgásának zebris CMS10 (zebris Medizintechnik GmbH, Németország) ultrahang-alapú mérőrendszerrel történő rögzítése (l. az 5.2.2. pontban);
- d) a mérendő paraméterek kiválasztása: járás közben az anatómiai pontok térbeli helyzetéből saját fejlesztésű feldolgozóprogrammal idő-, távolság- és szögjellegű paraméterek (l. az 5.1.3 pontban), a merev lap mozgásából saját fejlesztésű programmal lengéstani jellemzők számítása (l. az 5.2.3 pontban);
- e) a módszer hitelesítése, megbízhatóságának meghatározása: az ultrahang-alapú járásvizsgálat, az ultrahang-alapú, kinematikai azonosítási módszer hitelesítése, az ultrahang-alapú, hirtelen irányváltoztatási teszt megbízhatóságának vizsgálata (l. a 6. pontban);
- f) a mérendő és számítandó paramétereket befolyásoló hatások meghatározása: a biomechanikai paraméterek élettani folyamatokat, egyénre jellemző mozgásokat írnak le, emiatt a paraméter nagyságát az elváltozások, a sérülések, a műtétek mellett egyéb tényezők is befolyásolhatják, mint például az életkor, az antropometriai jellemzők (testmagasság, testtömeg) és a vizsgált személy neme, vagy a mozgás sebessége (l. a 7. pontban);
- g) a betegcsoport és az egészséges kontrollcsoport összeállítása: a befolyásoló hatások figyelembevételével a beválasztási és kizárási kritériumok meghatározása;
- h) a vizsgált személyek egészségi állapotának rögzítése: a beválasztási és kizárási kritériumok ellenőrzése, az anamnézis felvétele, valamint a pillanatnyi fizikális állapot felmérése;
- i) a mozgáselemző rendszerrel a mozgás rögzítése, a jellemző paraméterek számítása: a mérhető jellemzők rögzítése, és a mért jellemzőkből különböző, általában saját fejlesztésű feldolgozóprogramokkal a számítható változók meghatározása;
- j) a mért és/vagy számított paraméterek értékelése: az egyének és a csoportok mérési adatainak statisztikai értékelése, összehasonlítása;
- k) orvosi következtetések levonása: a statisztikailag kiértékelt adatok alapján következtetések, terápiás javaslatok megfogalmazása.

Az orvosok által végezhető feladatokat (*1.1. ábra*), így a beválasztás és kizárási kritériumainak összeállítását, a vizsgált személyek egészségi állapotának rögzítését, a csípőízületi kopás mértékének radiológiai módon történő meghatározását, a mozgásvizsgálathoz szükséges anatómiai pontok kijelölését, a kutatócsoporthoz tartozó orvos kollégák és doktoranduszaim (Bejek Zoltán, Holnapy Gergely, Illyés Árpád, Knoll Zsolt, Magyar O. Mátyás, Pethes Ákos, Szlávik István, Takács Mária) végezték iránymutatásom mellett.

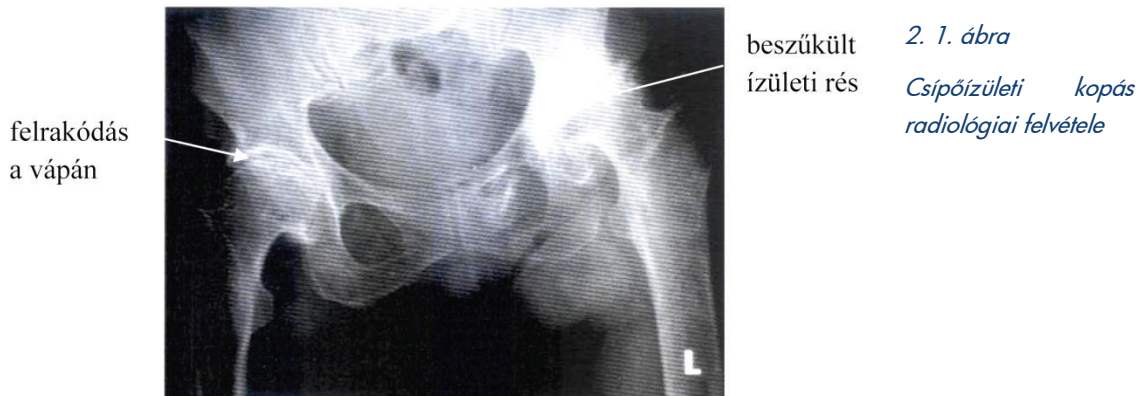
2. Irodalmi áttekintés

2.1. A csípőízületi kopás és mozgásszervi vonatkozásai

A *csípőízületi kopás* (coxarthrosis, csípőízületi artrózis, arthrosis deformans coxae) a csípőízület eltorzulása porcelváltóság vagy csontelfajulás következtében. A csípőízületi kopásnak két típusa ismert: a primer és a szekunder. A *primer csípőízületi kopás* oka ismeretlen, az életkor előrehaladtával a porcsejtek funkciója megváltozik, a proteoglikan-termelés csökken, az intercelluláris (sejtközi) mátrix víztartalma csökken, a porc kollagén hálózata sérül. A *szekunder csípőízületi kopás* másodlagosan, más csípőízületi betegségek következtében kialakuló elváltozás. Ilyen betegségek lehetnek a veleszületett csípőficam, a gyermekkori csípőízületi gyulladás, a felnőttkori szepikus gyulladások, a reumatoid arthritis (reumás sokízületi gyulladás), az ízülethez közeli törések (pl. combnyaktörés), valamint anyagcsere-betegségek. Makroszkóposan a porc fényvesztett, gyöngyházfehér szín helyett sárgásbarna, felszíne felrostozódik, felpuhul, sőt a nagy terhelésnek kitett területen porctalan felület alakul ki. A combfej lassan elveszti gömb formáját, és a peremszéli csontfelrakódások (osteophyták) miatt a peremszélek kiszélesednek. A vápa központi területein is felrakódások alakulnak ki, amelyek csökkentik az ízületi rést, és előrehaladott állapotban a combfejet fiziológiás helyéről el is nyomhatják. A porcos-csontos elváltozások mellett az ízületi tok megvastagodik, gyulladása, zsugorodása is fontos szerepet játszik a tünetek kialakulásában (Lakatos és Szendrői, 2006).

A csípőízületi kopás kétirányú röntgenfelvételek segítségével egyértelműen diagnosztizálható. A csípőízületi kopás radiológiai elváltozást okoz, amelyek közül a legfontosabb az ízületi rés beszűkülése, az ízületi kontúrok egyenetlensége, a vápa peremszélein és a fej-nyak határán a felrakódások (osteophyták) kialakulása (2.1. ábra). A csípőízületi kopás diagnosztizálása és mértékének megállapítása szakorvos feladata (Lakatos és Szendrői, 2006).

A 65 év feletti lakosság 15–25%-ánál a csípőízületi kopás kezdeti, radiológiai jelei már láthatók, 6–10%-ánál már klinikai, elsősorban konzervatív kezelésre van szükség. Az időskori lakosság 3–5%-ánál a csípőízületi kopás olyan nagyfokú, hogy csípőízületi endoprotézis beültetés végzése indokolt (Lakatos és Szendrői, 2006).



2. 1. ábra

*Csípőízületi kopás
radiológiai felvétele*

A csípőízületi kopás következtében a fokozatosan erősödő fájdalom lényegesen rontja az életminőséget, csökkenti a munkavégző képességet és a funkcionális járóképességet. A fájdalom mellett a mozgást érintő változások a legjelentősebbek. A csípőízület mozgásának beszűkülésekor először a nyújtás (extensio), később a befelé csavaró (berotatio), majd a távolító (abductio) és a közelítő (adductio) mozgás válik korlátozottá. Kialakul az egytengelyű mozgás, amikor a csípőízületben csak korlátozott mértékű hajlítás-nyújtás (flexio-extensio) tud létrejönni. A nagyfokú kopás következtében a csípőízület fiziológiás helyzetéből kimozdul, és csak néhány fokos mozgás marad. A kialakuló kontraktúrák, a végtaghossz-különbségek a járás képét is megváltoztatják, csökken a járás sebessége, megváltozik az izmok tónusa és létrejön a sántítás (*Lakatos és Szendrői, 2006*). Tapasztalati tény, hogy a csípőízületi kopás következtében romlik az egyensúlyozó képesség, növekszik az elesés gyakorisága. Ezért fontos kérdés a csípőízületi kopás korai felismerése és ezzel párhuzamosan a komplex konzervatív kezelésének megindítása, amellyel a folyamat lassítható (*Felson és Zhang, 1998*).

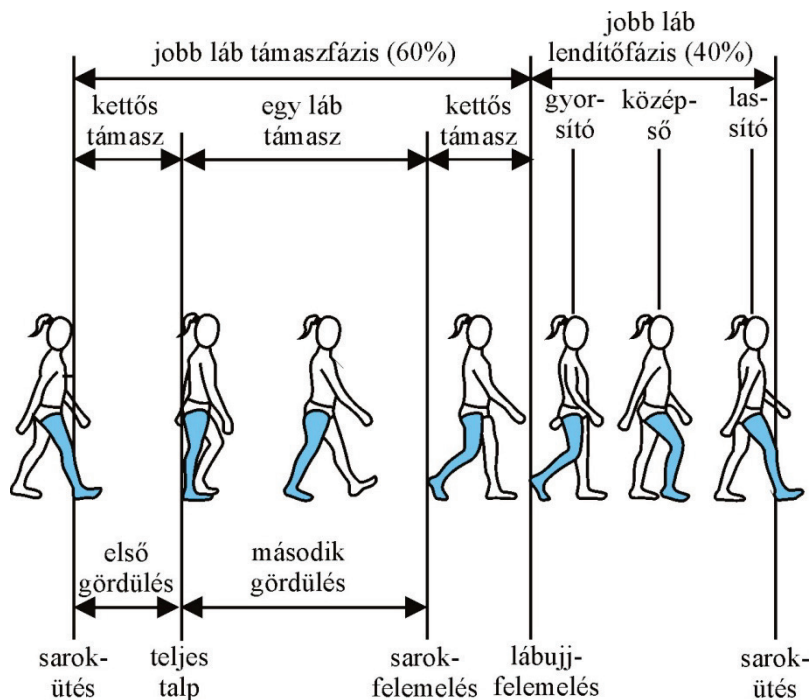
A fenti problémák megértéséhez célszerű mozgásvizsgálatot végezni annak megállapítására, hogyan változik a csípőízületi kopás romlásával a járás, a járás szabályossága és a dinamikus egyensúlyozó képesség.

2.2. A járás és jellemzése

Járas során az alsó végtagok váltakozó mozgása következtében az egész test folyamatos haladó mozgást végez. A járás egyrészt ciklikus mozgás, mert egyes szakaszai ismétlődve követik egymást. A járás másrészt szimmetrikus mozgás, mert a két végtag szakaszai megegyeznek. Ennek oka az alsó végtag mozgásának szakaszos ismétlődése és a két végtag

egymáshoz viszonyított összehangolt, szakaszos mozgása. A járás kialakulásában az alsó végtagok mozgása a meghatározó, de a járást a fej, a törzs és a felső végtagok mozgásának összehangoltsága is befolyásolja (Mészáros, 2006).

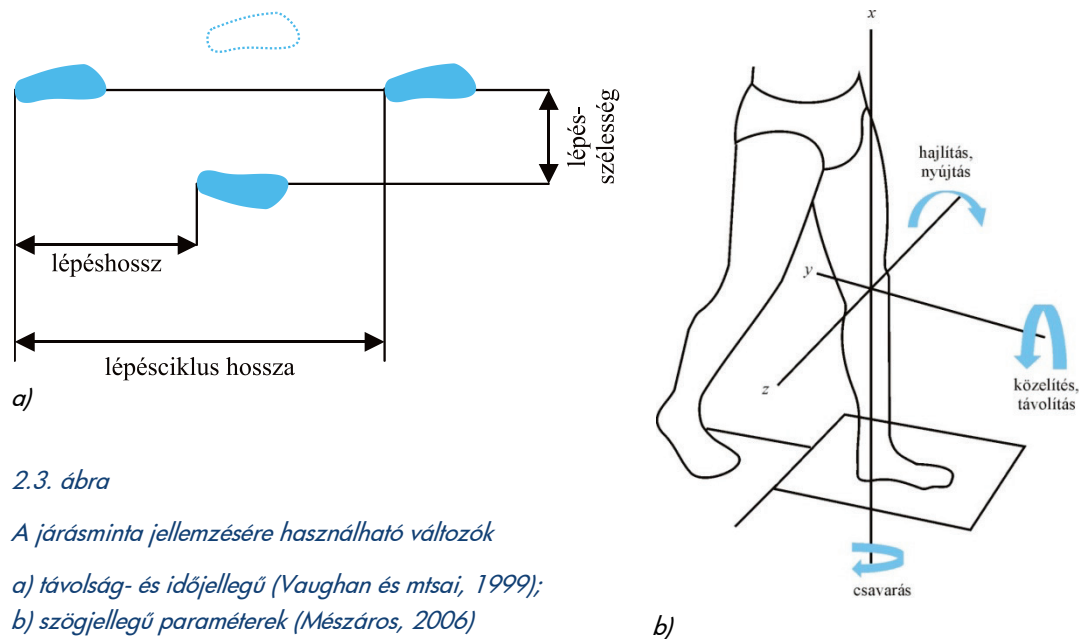
A *járáselemzés* végezhető szabad szemmel és különböző típusú mozgáselemző rendszerekkel, amelyek közül a legelterjedtebbek a video-alapú, az infravörösfény-alapú, az elektromágnes-alapú és az ultrahang-alapú rendszerek (Kiss és Kocsis, 2007). A járáselemzés alapja a *lépésciklus*, ami a végtag teljes mozgásperiódusa, azaz ugyanazon végtag két azonos helyzete közötti szakasz. A lépésciklus megegyezés szerint a végtag sarokütésétől ugyanezen végtag következő sarokütéséig tart (2.2. ábra). A lépésciklus megegyezés szerint a végtag sarokütésétől ugyanezen végtag következő sarokütéséig tart (2.2. ábra). A lépésciklus két fázisa: a támaszfázis (támaszkodási fázis, tolófázis) és a lendítőfázis (lengési fázis). A *támaszfázis* a sarok talajra érkezésétől (sarokütéstől) a lábujjnak a talajtól való elemelkedéséig (lábujjfelemelésig) tart, ami a lépésciklus időtartamának kb. a 60%-a. A támaszfázis négy szakaszra bontható: a sarokütés, a teljes talp, a sarokfelemelés és a lábujjfelemelés (2.2. ábra). A *lendítőfázis* a lábujjnak a talajtól való elemelkedésétől (lábujjfelemeléstől) a sarok ismételt talajra érkezéséig tart, ami a lépésciklus időtartamának kb. a 40%-a (2.2. ábra). A lendítőfázis három szakaszra bontható: a gyorsító, a középső és a lassító szakasz. A járáselemzés másik alapja a *lépés*, ami a két különböző végtag azonos helyzete közötti szakasz. A lépés megegyezés szerint az egyik végtag sarokütésétől a másik végtag sarokütéséig tart (Ángyán, 2005; Barton, 1995; Kiss és Kocsis, 2007).



2.2. ábra

A lépésciklus szakaszai

A járásminta jellemzésére a kinematikai jellemzők használhatók. A kinematikai jellemzők csoportjába tartoznak a *járásképet jellemző időjellelű* (lépésidő, ciklusidő, támaszfázis-időtartam, lendítőfázis-időtartam, kettős támaszfázis-időtartam) és a *távolságjellelű* (lépéshossz, lépésciklushossz, lépésszélesség) változók (2.3.a ábra). A kinematikai jellemzők másik csoportja az *ízületi mozgások jellemzésére* használt *szögjellelű paraméterek* (2.3.b ábra). Az ortopédiai gyakorlatban az ízület mozgása a mozgássíkokban létrehozott elmozdulás szöge, azaz az ízület mozgása három jellemzővel írható le (Mészáros, 2006).



2.3. ábra

A járásminta jellemzésére használható változók

a) távolság- és időjellelű (Vaughan és mtsai, 1999);

b) szögjellelű paraméterek (Mészáros, 2006)

A korábbi kutatások egyértelműen megállapították, hogy a járás sebessége szignifikánsan befolyásolja a járás kinematikai és kinetikai paramétereit egészséges, fiatal (Roislien és mtsai, 2009) és egészséges, idős személyeknél (Möckel és mtsai, 2003).

A csípőízületi kopás következtében fájdalom okozta antalgias járásképet alakul ki, amit tovább befolyásol az ízületi mozgástartomány beszűkülése, a létrejött kontraktúrák, a tengelyeltérés és az esetleges ízületi instabilitás. A csípőízületi kopás következtében megváltozott járásképet vizuálisan is könnyen megfigyelhető (Lakatos és Szendrői, 2006).

A járásminta objektíven jellemezhető a járásvizsgálattal meghatározható idő-, távolság- és szögjellelű paraméterekkel. A csípőízületi kopásban szenvedő betegek esetén video-alapú járásvizsgálatokat végeztek (Dujardin és mtsai, 1998; Mont és mtsai, 2007; Möckel és mtsai, 2003; Murray és mtsai, 1971; Thurston, 1985; Wall és mtsai, 1981). Az irodalomban található az izmok aktivitását elemző elektromyográfiás (EMG) (Hulet és mtsai,

1996), valamint erőmérő lapon végzett kinetikai vizsgálatok is (*Shakoor és mtsai, 2003; Smidt és Wadsworth, 1973*).

A csípőízületi kopás következtében 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 (az érintett oldali csípőízületi szög mozgástartománya csökken), 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.

Möckel és mtsai (2003) megállapították, hogy csípőízületi kopásban szenvedő betegeknél a járás sebessége szignifikánsan befolyásolja a távolság- és időjellegű paramétereket, valamint a térdízületi és a csípőízületi szög mozgástartományát. A vizsgálatot szűk sebességtartományban (1,80 – 2,60 km/h) végezték el.

A korábbi kutatások a nagyfokú csípőízületi kopás hatását elemezték, és nem foglalkoztak azzal a kérdéssel, milyen mértékben változtatja meg a különböző mértékű csípőízületi kopás a medence mozgásait.

2.3. A járás szabályosságának jellemzése

A járásminta kinematikai jellemzői lépésről lépésre változnak, abban az esetben is, ha a külső körülmények azonosak. A *járási szabályosságát* a járás paramétereinek ingadozása (fluktuációja) határozza meg, ami a lépésciklusra jellemző idő-, távolság- és szögjellegű paraméterek változékonyságával jellemezhető. A járás változékonysági paraméterei az irodalomban a távolság-, az idő-, valamint a szögjellegű jellemzők szórása (*Dingwell és Marin, 2006; Dingwell és mtsai, 2008a; Kang és Dingwell, 2008b; Owings és Grabiner, 2003*) és relatív szórása (*Dubost és mtsai, 2006; Hollman és mtsai, 2007; Jordan és mtsai, 2007*). Harmonikus járás esetén a járás szakaszai pontosan ismétlődnek. A *járási harmonikus*, ha a járásképp jellemzésére használt távolság- és időjellegű változók minden lépés esetén közel azonosak, azaz a járásképp változékonysága kicsi (*Mészáros, 2006*).

A járásváltozékonyság mérési metodikájának két fontos kérdése van: a szükséges lépésciklusok számának és a járás sebességének a meghatározása. *Owings és Grabiner (2003)* futószalagon való járás 700 lépésciklusának távolság- és időjellegű változóit és azok szórását

határozta meg. A statisztikai elemzések alapján úgy találták, hogy a járásképző változékonyságát jellemző távolság- és időjellegű változók szórása 400 lépésciklus után szignifikánsan nem változik. Véleményük szerint a járásváltozékonysági paraméterek vizsgálatához legalább 400 lépésciklus járásjellemzőiből kell szórást számolni, továbbá célszerű a lépésciklus határait (a sarokütés és a lábujjfelemelés) járás közben, erőmérő lappal rögzített függőleges reakcióerő időbeni változásából azonosítani. A másik fontos kérdés a járás sebességének megválasztása. A járás szabályosságát leíró járásváltozékonysági paraméterek meghatározhatók futófolyosón történő, saját választott sebességű járáskor (Hollman és mtsai, 2007). Ennek hátránya, hogy a futófolyosó korlátozott hossza miatt csak 5–10 lépés adatai rögzíthetők és elemezhetők, azaz Owings és Grabiner (2003) lépésciklusszámra vonatkozó feltétele nem teljesíthető. Újabb tanulmányokban (Kang és Dingwell, 2008a; 2008b; Owings és Grabiner, 2004a; 2004b) a vizsgálatot futószalagon végezték, szabadon választott, kényelmes sebességgel, valamint a kényelmesnél lassabb vagy gyorsabb járáskor. Megállapították, hogy fiatalokhoz hasonlóan az idős emberek járássebessége szignifikánsan befolyásolja a távolság- és időjellegű változók szórását és relatív szórását (Dubost és mtsai, 2006; Jordan és mtsai, 2007; Kang és Dingwell, 2008a; 2008b).

A járás szabályossága egészséges személyeknél is lényegesen függ a vizsgált személy pillanatnyi hangulatától, idegi és kardiovaszkuláris állapotától (Hausdorff, 2005). A járás szabályosságának elemzése jól használható különböző neurológia betegségek (pl. Parkinson, Alzheimer, demencia) hatásának elemzésére (Blin és mtsai, 1990; Hausdorff, 2005; Herman és mtsai, 2005; Schaafsma és mtsai, 2003). Egyes kutatók (Blin és mtsai, 1990; Hausdorff, 2005; Herman és mtsai, 2005; Schaafsma és mtsai, 2003) azt találták, hogy a neurológiai betegségek lényegesen befolyásolják a lépéshossz és a lépésszélesség, valamint a lépésidő szórását és relatív szórását; az értékek az állapot romlásával párhuzamosan növekednek.

Az egészséges, idős (65 évnél öregebb) személyeknél a járásváltozékonysági paraméterek lényeges eltérést mutatnak az egészséges, fiatal személyekéhez viszonyítva (Dubost és mtsai, 2006; Hollman és mtsai, 2007; Kang és Dingwell, 2008a; Owings és Grabiner, 2004a), azaz az idősek járása kevésbé szabályos. Ezt a növekedett életkor (Kang és Dingwell, 2008a), az idősek lassabb járása (Kang és Dingwell, 2008a), a neuromuszkuláris dezorientáció (Kang és Dingwell, 2008a), az izmok csökkent ereje (Beauchet és mtsai, 2007), valamint a megváltozott ízületi flexibilitás (Kerrigan és mtsai, 2001) okozhatja.

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 (van den Akker-Scheek és mtsai, 2007) E szerint a járásváltozékonysági paraméterek értéke a csípőízületi endoprotézis

beültetése után csökken, és ennek következtében javul a járás szabályossága, csökken az elesés kockázata is.

Az irodalomban nem található olyan kutatás, amely a további idő-, távolságjellegű (támaszfázis-időtartam, lépésszélesség, lépésfrekvencia), valamint a szögjellegű változékonysági paramétereket vizsgált volna különböző mértékű csípőízületi kopásban szenvedő, idős betegeknél.

2.4. Az egyensúlyozó képesség és jellemzése

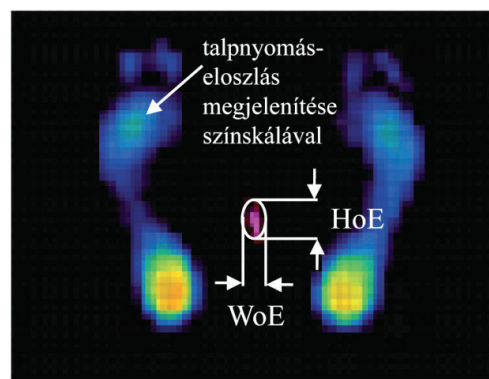
Állás és mozgás közben az emberi test stabilitásának fenntartásához, az egyensúly megőrzéséhez az antigravitációs izmokban az izomtónus beállításának folyamatos szabályozás alatt kell állnia. Az egyensúlyozó képességet biztosító komplex mechanizmus magában foglalja minden egyes mozdulat rögzítését, nyomon 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, 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 egyensúlyozó képesség nélkülözhetetlen eleme a propriocepció, azaz a testrészek egymáshoz való viszonyának érzékelése (Missaoui és mtsai, 2008; Nashner, 2001). 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).

Az egyensúlyozó képesség típusai: a statikus és a dinamikus. A *statikus egyensúlyozó képesség* alapja a statikus reflex, ami a nyugalmi állapotban lévő test egyensúlyát biztosítja. A *dinamikus egyensúlyozáshoz* szükséges kinetikus reflex a mozgó test egyensúlyát biztosítja. A dinamikus egyensúlyozó képességhez sorolható a kineztezis (izomérzés, mélyérzés), amely az izmokban (inakban, izombőnyékben, ízületi tokokban, szalagokban) található proprioceptorokból kiinduló érzésképeség. Minden mozgás, így a járás végrehajtásában is döntő szerepe van a proprioceptív alapú érzékelésnek, ami folyamatos tájékoztatást ad a testrészek helyzetéről, mozgásáról, az izmok, inak, ízületek pillanatnyi állapotáról, feszüléséről (Szirmai, 2007).

A nyugalmi állapotban lévő test egyensúlyának biztosításához (testtartáskontroll, állasegyensúly, állásstabilitás) szükséges központi és perifériás idegrendszer közötti kapcsolat talpnyomáseloszlás-mérő lapon (pedográf) vagy erőmérő lapon végzett stabilometriás vizsgálatokkal elemezhető, amelyeket állásstabilitási vizsgálatoknak is neveznek. A statikus stabilometriás vizsgálatokkal állás közben meghatározható a testsúlyterhelés megoszlása, a nyomásközéppont (COP: Centre of Pressure) különböző irányú mozgása az idő függvényében. A kapott eredményekből különböző jellemzők számíthatók (*Donker és mtsai, 2007; Horváth, 2007; Newell és Corcos, 1993; Prieto és mtsai, 1996; Riley és mtsai, 1999; Yamada, 1995*) (2.4 ábra).



a)



b)

2.4. ábra

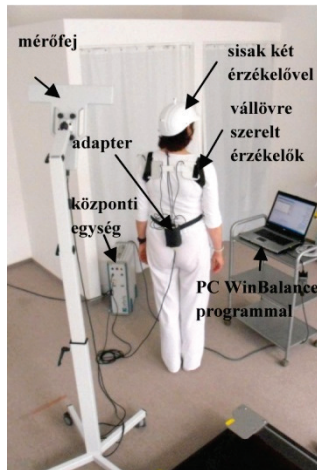
Pedográfval (talpnyomáseloszlás-mérő lappal) végzett vizsgálat

a) a mérés elrendezése;

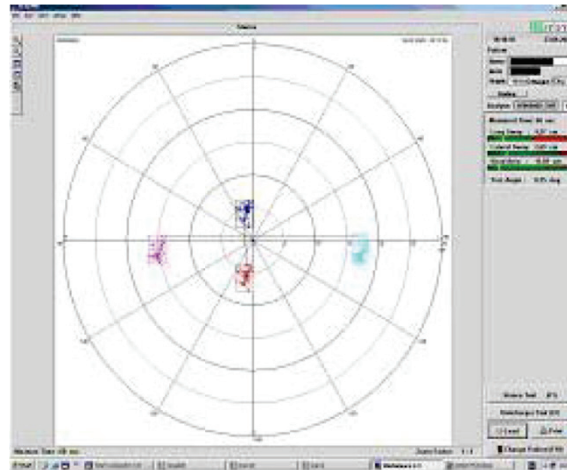
b) az eredmény: a talpnyomás eloszlása, a nyomásközéppont helyzete az idő függvényében (lila vonal), amelyből számítható a nyomásközéppont által 95%-os valószínűséggel bejárt területre illeszthető ellipszis magassága (HoE) és szélessége (WoE), területe, valamint az ellipszis nagytengelye és a függőleges tengely által bezárt szög (Horváth, 2007)

Az állásstabilitás elemzésének másik módszere a Romberg-próba, amely video-alapú vagy ultrahang-alapú, mozgásvizsgáló rendszerrel rögzíti a fej és a vállöv mozgását az idő függvényében (*Horváth, 2007*) (2.5. ábra).

A dinamikus egyensúlyozó képesség neurológiai vizsgálatának elterjedt módszere az Unterberger- (Fukuda-) próba, ami csukott szemmel történő helyben járás közben video-alapú vagy ultrahang-alapú, mozgásvizsgáló rendszerrel rögzíti a fej és a vállöv mozgását az idő függvényében (*Unterberger, 1940; Winter, 1995*) (2.6. ábra).



a)



b)

2.5. ábra

Romberg-próba

a) a mérés elrendezése: a fej és a vállöv mozgása ultrahang-alapú mérőrendszerrel (zebris GmbH, Isny, Németország) mérhető;

b) az eredmény: a piros és sötétkék vonal a fejre szerelt két érzékelő (fejérzékelő) helyzete, a lila és világoskék vonal a vállövre szerelt két érzékelő (vállérzékelő) helyzete az idő függvényében, amelyből számítható a fej és a vállak előre-hátra és oldalirányú elmozdulása, a fejmozgások által 95%-os valószínűséggel bejárt terület, a két fejérzékelő és a két vállérzékelő által meghatározott tengelyek által bezárt szög (Horváth, 2007)

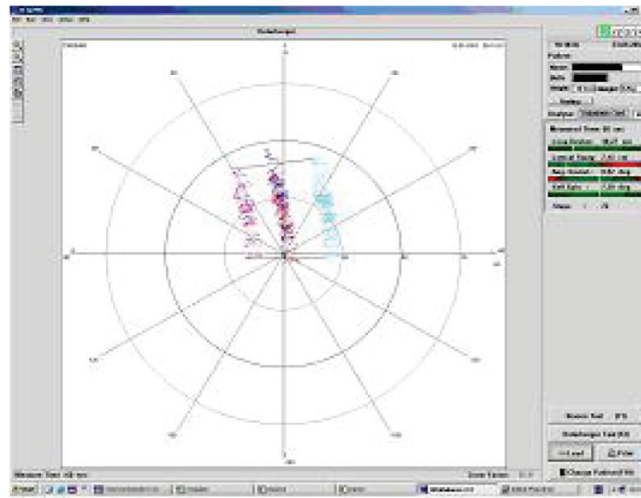
A dinamikus egyensúlyozó képesség egyik vizsgálómódszere, amikor a talpnyomáseloszlás-mérő lapba beépített villanymotor segítségével a merev lap előre meghatározott (pl. előre-hátra vagy szinuszos) mozgást végez, és a vizsgált személynek az egyensúlyát a mozgó lapon kell megtartania. Optikai-alapú mozgásvizsgáló rendszerrel a test vagy egyes testrészek mozgásai (Ko és mtsai, 2001), valamint a talpnyomáseloszlás-mérő lappal az idő függvényében a testsúlyterhelés megoszlása, a nyomásközéppont különböző irányú mozgása rögzíthető (Berger és mtsai, 1992; Buchanan és Horak, 1999; Corna és mtsai, 1999; Diener és mtsai, 1982; Dietz és mtsai, 1993).

A legbonyolultabb koordinálást kívánja meg az egyensúlyi helyzet visszanyerése akár statikus helyzetben (állás, ülés), akár mozgás közben (járás, futás) a hirtelen erőhatás vagy hirtelen irányváltás után (Winter, 1995). A mindennapi életben ezzel a jelenséggel akkor találkozhatunk, ha állás vagy járás közben meglökik az embert, de a jelenség hasonló erős széllökés, vagy a házi kedvencek felugrása, hirtelen mozgása esetén is. Ezek gyakori okai az időskorban bekövetkező eleséseknek. A hirtelen irányváltás utáni egyensúlyozó képesség a PosturoMed[©] (Haider-Bioswing, Weiden, Germany) eszközzel vizsgálható

(Müller és mtsai, 2004). A rugókkal felfüggesztett merev lap kimozdítás után rögzíthető, majd feloldása után a merev lap lengésbe jön, és a vizsgált személynek két lábon vagy egy lábon állás közben kell egyensúlyát visszanyerni. Korábbi kutatások (Boeer és mtsai, 2010a; 2010b; Müller és mtsai, 2004) a merev lap mozgását a vízszintes sík mindkét irányába mechanikus elmozdulásmérővel (Digimax, Mechatronic, Hamm, Németország) rögzítették, és a dinamikus egyensúlyozó képességet a megtett úttal modellezték.



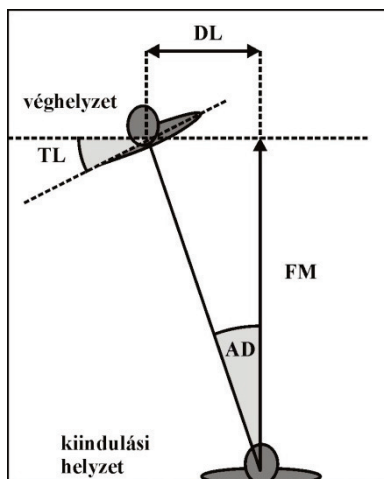
a)



b)

2.6. ábra

Unterberger- (Fukuda-) próba



c)

a) a mérés elrendezése: a fej és a vállöv mozgása ultrahang-alapú mérőrendszerrel (zebris GmbH, Isny, Németország) mérhető;

b) az eredmény: a piros és sötétkék vonal a fejre szerelt két érzékelő helyzete, a lila és világoskék vonal a vállövre szerelt két érzékelő helyzete az idő függvényében (Horváth, 2007);

c) számítható jellemzők: FM a sisak elülső érzékelőjének hosszirányú elmozdulása, DL a sisak elülső markerének oldalirányú elmozdulása (testlengés szélessége), AD szögeltérés, ami a kiinduló- és a véghelyzet pontját összekötő egyenes és az előremutató irányvektor által bezárt szög, TL a test saját hossz tengelye körüli elfordulása (Horváth, 2007)

A statikus és dinamikus egyensúlyozó képességet szignifikánsan befolyásolja az életkor (*Boer és mtsai, 2010a; Prieto és mtsai, 1996; Vandervoort, 2002; Vereeck és mtsai, 2008*) és a vizsgált személy neme (*Era és mtsai, 1997; Masui és mtsai, 2005*). Az egyensúlyozó képesség vizsgálata különböző neurológiai megbetegedések esetén széles körű (*Horváth, 2005; 2007*). Kevés kutatás foglalkozik a statikus és dinamikus egyensúlyozó képesség változásával ortopédiai és reumatológiai elváltozások esetén. Az érintett oldal (nem-egészséges, beteg oldal) kímélése következtében a betegek nem egyenlő mértékben terhelik a két alsó végtagot, azaz a testsúly megoszlása, a végtagok testsúlyterhelése nem-szimmetrikus. A reumatológiai elváltozások következtében a testtartáskontroll, az állásstabilitás romlik, a szalagokat érintő elváltozások, ízületi kopások a dinamikus egyensúlyozó képességet, valamint az ízületi helyzetérzékelést rontják (*Missaoui és mtsai, 2008*).

A csípőízületi kopás lényegesen megváltoztatja a csípőízületi felszínt, az érintett ízület mozgástartományát és az izomegyensúlyt, csökkenti az érintett csípőízület körüli izmok erejét, amelynek következtében az egyensúlyozó képesség is romlik. Az egyensúlyozó képesség romlása az elesés megnövekedett kockázatának egyik legfontosabb oka (*Nevitt és mtsai, 1989, Robbins és mtsai, 1989*). Ennek ellenére kevés kutatás foglalkozik az egyensúlyozó képesség változásával a csípőízületi kopásban szenvedő, idős betegeknél.

Arokoski és mtsai (2006) megállapították, hogy egyoldali csípőízületi kopásban szenvedő betegek állásstabilitását jellemző, az eredő reakcióerő támadáspontjának (CPF: Centre Point of Force) előre-hátra (anterior-posterior) irányú mozgása megegyezik az egészséges, hasonló életkorú személyekével egy lábon és két lábon történő álláskor. *Nantel és mtsai (2008)* eredményei azonban azt mutatták, hogy a csípőízületi kopásban szenvedő, idős betegeknél a nyomásközéppont (COP) 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.

A dinamikus érzékelés egyik fajtája az ízületi helyzetérzékelés, ami az ízületi tokban, a szalagokban, valamint az ízület körüli izmokban található proprioceptorok állapotától függ (*Cross és McCloskey, 1973; Zimny, 1988*). Korábbi kutatások megállapították, hogy a csípőízületi endoprotézis beépítése után már fél évvel az ízületi helyzetérzékelés megegyezik az egészséges személyek ízületi helyzetérzékelésével (*Grigg és mtsai, 1973; Karanjia és Ferguson, 1983*). Ennek oka valószínűsíthetően az, hogy a csípőízületi felszín állapota, az ízületi tok állapota jóval kisebb befolyással van az ízületi helyzetérzékelésre (*Grigg és mtsai, 1973*), mint az ízületi szalagok és az ízület körüli izmok állapota (*Ishii és mtsai, 1999*).

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

vizsgálták. A dinamikus egyensúlyozó képességet a testlengéssel, ezen belül is a test három fő tengelye körüli szögelfordulással jellemezték. A kutatás eredményei alapján megállapították, hogy a csípőízületi kopás következtében a szögelfordulások és a testlengések lényegesen megnövekednek a hasonló korú kontrollcsoport eredményeihez képest, amelynek következtében az elesés kockázata is növekszik.

Az irodalomban nem található olyan kutatás, amely különböző mértékű csípőízületi kopásban szenvedő, idős betegek esetén a hirtelen irányváltoztatás utáni, dinamikus egyensúlyozó képességet vizsgálta volna.

3. Célkitűzések

A kutatás általános célja a radiológiai felvételek alapján (*Kellgren és Lawrance, 1957*) meghatározott kismértékű és nagyfokú csípőízületi kopásban szenvedő, idős betegek esetén a járásminta, valamint a biztonságos járást befolyásoló 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 irányváltoztatás 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, a következő hipotézisek állíthatók fel:

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. A járásszabályosság elemzésekor fontos kérdés a felvett járás lépésciklusokra, valamint támasz- és lendítőfázisra (2.2. ábra) történő bontása, amihez a sarokütés és a lábujjfelemelés azonosítására van szükség. Az ultrahang-alapú járásvizsgálat használata esetén célszerű, ha a járás lépésciklusokra bontásához szükséges sarokütés- és lábujjfelemelés-azonosítás is az anatómiai pontok térbeli helyzetéből (továbbiakban ultrahang-alapú, kinematikai azonosítás) történik. A sarokütés és a lábujjfelemelés azonosításának legelfogadottabb módszere a függőleges reakcióerő időbeli változásából történő azonosítás (továbbiakban függőleges reakcióerő-alapú, kinetikai azonosítás). Feltételezhető, hogy az ultrahang-alapú, mozgásvizsgáló rendszer pontossága megfelelő a járáselemzéshez, a két azonosítási módszer között nincs szignifikáns különbség.*
2. *Az egészséges, idős személyeknél a járás sebessége milyen mértékben befolyásolja a járásszabályosságot jellemző járásváltozékonysági paramétereket. A járás sebessége szignifikánsan befolyásolja az idős személyek járásmintáját jellemző kinematikai (távolság-, idő- és szögjellegű), kinetikai (talajreakcióerő időbeni függvényének jellegzetes pontjai) (*Bejek és mtsai, 2006; Möckel és mtsai, 2003*), valamint a járás szabályosságát jellemző járásváltozékonysági paramétereket (*Dubost és mtsai, 2006; Jordan és mtsai, 2007; Kang és Dingwell, 2008a; 2008b*). A járásszabályossági vizsgálatokat szabadon választott kényelmes, valamint annál lassabb és gyorsabb járáskor végezték.*

Feltételezhető, ha a járás villanymotorral hajtott futószalagon, kontrollált sebességeken történik, akkor a járássebesség változásának hatása pontosabban elemezhető, a szabadon választott sebesség egyediségéből adódó különbségek kiszűrhetők, a különböző csoportok eredményei pontosabban összevethetők.

3. *A hirtelen irányválttatás utáni, dinamikus egyensúlyozó képesség jellemzésére lengéstanban használt paraméter bevezetése, amely független a mérési időtől. A PosturoMed[©] terápiás eszközzel az egyszeri erő hatására (pl. lökés) vagy a hirtelen irányválttatás hatására bekövetkező egyensúlyvesztés és egyensúly-visszanyerés, azaz az egyensúlyozás jellemezhető (Boer és mtsai, 2010b; Kiss, 2007b). A dinamikus egyensúlyozó képesség jellemzésére használt, a lengés során megtett út szignifikánsan függ a mérés időtartamától. A stabilometriás vizsgálatok alapján az életkor, és az idős személyeknél a vizsgált személy neme lényegesen befolyásolja az egyensúlyozó képességet (Broer és mtsai, 2010b; Era és mtsai, 1997; Masui és mtsai, 2005; Prieto és mtsai, 1996; Vandervoort, 2002; Vereeck és mtsai, 2008). Így a kutatás során pontosan meg kell határozni, hogy egészséges, idős személyeknél a hirtelen irányválttatás utáni egyensúlyozó képességet befolyásolja-e az életkor, a vizsgált személy neme, valamint a különböző antropometriai tulajdonságok közül a testtömeg és a testtömegindex.*
4. *A kisméretű és nagyméretű csípőízületi kopásban szenvedő, idős betegek járásmintájának vizsgálata a távolság-, idő- és szögjellegű változók elemzésével, összevetésével, valamint az azonos korú kontrollcsoport járásmintáját jellemző paraméterekkel történő összehasonlításával. Nagyméretű csípőízületi kopásban szenvedő, idős betegeknek a korábbi kutatások (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) igazolták, hogy a járássebesség, a lépéshossz, a térdízületi és a csípőízületi szög mozgástartománya csökken a kontrollcsoport értékeihez képest. A korábbi kutatások nem vizsgálták a kisméretű csípőízületi kopás hatását a járásmintára. Továbbá feltételezhető, hogy a statikai és fiziológiai viszonyokhoz való alkalmazkodás miatt a csípőízületi kopás következtében kompenzációs mechanizmusok alakulnak ki, amelyek az ellenoldali csípőízület, térdízület, valamint a medence mozgásait is befolyásolják. A kutatásnak ki kell térnie ezen ízületek mozgásának mérésére, elemzésére is.*
5. *A kisméretű és nagyméretű csípőízületi kopásban szenvedő, idős betegek járásszabályosságának vizsgálata járásváltozékonysági paraméterek, azaz a távolság-, idő- és szögjellegű változók szórásának elemzésével, összevetésével, valamint az azonos korú kontrollcsoport járásváltozékonysági paramétereivel történő összehasonlításával. Feltételezhető, hogy a klinikai funkcionális, életminőségi tesztekkel és a járásmintát jellemző változókkal is mérhető különbségek a járásváltozékonysági változóban is megmutatkoznak mind az*

érintett és a nem-érintett oldal jellemzőinek összehasonlításakor, mind a kontrollcsoport értékeivel történő összevetéskor.

6. *A kiséfokú és nagyfokú csípőízületi kopásban szenvedő, idős betegek dinamikus egyensúlyozó képességének vizsgálata az ultrahang-alapú, hirtelen irányváltoztatási teszt eredményeiből számítható lengéssparaméterek elemzésével, összevetésével, valamint az azonos korú kontrollcsoport paramétereivel történő összehasonlításával.* A csípőízületi kopás hatását az egyensúlyozó képességre kevés kutatás vizsgálta (Arokoski és mtsai, 2006; Majewski és mtsai, 2005; Nantel és mtsai, 2008), de a hirtelen irányváltoztatás utáni legösszetettebb egyensúlyozó képességet mindezekig senki sem elemezte. A nagyfokú csípőízületi kopás rontja az állásstabilitást (Arokoski és mtsai, 2006; Nantel és mtsai, 2008) és a járás közbeni egyensúlyozó képességet, mivel a testlengések mértéke szignifikánsan nőtt a kontrollcsoporthoz viszonyítva (Majewski és mtsai, 2005). Feltételezhető, hogy a csípőízületi kopás romlásával a dinamikus egyensúlyozó képességet jellemző érték is szignifikánsan változik, ami szintén az elesés megnövekedett kockázatát jelentheti.
7. *Annak megállapítása, milyen összefüggés (korreláció) mutatható ki a különböző mérési módszerrel meghatározott jellemzők között.* Jelen kutatás ugyanazon csoportok esetén vizsgálta a csípőízületi kopás hatását a járásmintára, a járásszabályosságra és a dinamikus egyensúlyozó képességre. A járásvizsgálattal mért értékekből a járásmintát jellemző kinematikai és a járás szabályosságát jellemző járásváltozékonysági paraméterek, míg a hirtelen irányváltoztatási teszttel mért értékekből a dinamikus egyensúlyozó képességet jellemző változó számítható. Ez lehetőséget teremt a különböző módszerrel meghatározott jellemzők közötti kapcsolat feltárására.

VIZSGÁLT SZEMÉLYEK ÉS MÓDSZEREK

4. A vizsgált személyek

A mérési módszerek hitelesítése, megbízhatóságának vizsgálata, valamint a mozgást befolyásoló hatások elemzése egészséges személyek vizsgálatával történt, a vizsgálatban részt vevők demográfiai, antropometriai adatai a 6. és 7. pontokban található.

A csípőízületi kopás hatásvizsgálatába bevont különböző mértékű csípőízületi kopásban szenvedő személyeket a Semmelweis Egyetem Ortopédiai Klinika betegei közül véletlenszerűen választottuk ki. A beválasztás és kizárás kritériumait a *4.1. táblázat* tartalmazza.

*4.1. táblázat
A beválasztás és kizárás kritériumai*

A beválasztás kritériuma	A kizárás kritériuma
Röntgenfelvétellel igazolt egyoldali csípőízületi kopás	Az alsó végtagot, a gerincet érintő elváltozás, korábbi sérülés, műtét
Segédeszköz nélküli mozgásképesség (járóképesség)	Ízületi kopás más ízületekben (ellenoldali csípőízület, mindkét térdízület)
Járóképesség 10 percig 1,2 m/s szalagsebességű futószalagon	Neurológiai elváltozás (Parkinson, dementia, stroke stb.), egyensúlyozó képességet érintő elváltozás, vesztibuláris elváltozások
65 év feletti életkor	Nem-kontrollált, nem-karbantartott kardiovaszkuláris elváltozások
	±5,0 dioptriánál erősebb látáskorrekció

A vizsgálatba bevont személyek csípőízületeiről kétirányú (antero-posterior és oldalirányú) röntgenfelvétel készült, a betegeket az elkészített radiológiai felvétel alapján radiológus szakorvos (Köllő Katalin) a Kellgren – Lawrence- (KL-) osztályozás szerint

(Kellgren és Lawrence, 1957) két csoportba osztotta. Az első betegcsoportot 20 kismértékű (KL-fok 2 vagy 3) csípőízületi kopásban szenvedő, idős beteg alkotta, akik röntgenfelvételén mérsékelt artrózis elváltozások látszódtak, mint megtartott ízületi rés osteophytákkal (KL-fok 2) vagy kismértékben elvékonyodott ízületi rés (KL-fok 3). A második betegcsoportot 20 nagyfokú (KL-fok 4) csípőízületi kopásban szenvedő, idős beteg alkotta, akik radiológiai felvételén súlyos artrózis subchondralis elváltozás (subchondralis cysta, meszesedés), valamint az ízületi rés beszűkülése volt látható. A két betegcsoport demográfiai adatait a 4.2. táblázat foglalja össze.

4.2. táblázat

Vizsgálatba bevont személyek demográfiai adatai, valamint a Harris-féle csípőízületi (Harris Hip Score = HHS), SF-36 és WOMAC életminőségi skálák eredményei (átlag±szórás)

Jellemzők	Kontrollcsoport		Kisfokú csípőízületi kopásban szenvedő személyek		Nagyfokú csípőízületi kopásban szenvedő személyek	
	nő	férfi	nő	férfi	nő	férfi
Vizsgált személy neme	nő	férfi	nő	férfi	nő	férfi
Esetszám, N	12	8	12	8	12	8
Életkor, év	70,4±3,1	71,4±2,4	70,9±3,7	72,1±3,2	69,7±1,8	71,7±3,5
Testtömeg, kg	66,5±16,4	83,5±6,2	79,4±7,2 [◊]	94,2±9,8 [◊]	80,4±8,7 [†]	90,3±9,7 [†]
Testmagasság, cm	165,3±14,1	175,1±12,5	164,1±18,7	175,8±21,4	164,3±15,7	172,5±13,4
BMI, kg/m ²	24,5±3,1	27,3±2,3	29,5±3,8 [◊]	30,8±2,2 [◊]	30,5±3,8 [†]	29,9±5,5 [†]
HHS nem-domináns/érintett	97,4±1,3	99,4±1,8	70,8±6,4 [◊]	72,3±4,7 [◊]	52,4±7,8 ^{†‡}	50,7±9,7 ^{†‡}
HHS domináns/nem-érintett	98,9±1,1	99,6±0,2	88,8±7,9 [◊]	90,5±6,7 [◊]	84,6±8,7 [†]	78,2±10,3 ^{†‡}
SF-36	97,5±1,6	98,4±1,3	52,4±12,4 [◊]	50,6±9,7 [◊]	30,5±9,0 ^{†‡}	37,5±9,8 ^{†‡}
WOMAC	99,6±0,7	99,8±0,9	49,7±14,8 [◊]	55,8±12,4 [◊]	30,7±19,4 ^{†‡}	44,5±17,8 ^{†‡}

Az életkor és testmagasság tekintetében a csoportok közötti különbség nem volt szignifikáns. Mindkét betegcsoport testtömege és testtömegindexe (BMI: Body Mass Index) szignifikánsan nagyobb, mint a kontrollcsoporté. Szignifikáns különbség mutatható ki a különböző mértékű csípőízületi kopásban szenvedő, idős betegek és a kontrollcsoport Harris-féle csípőízületi funkcionális (HHS) és mindkét életminőségi skála (SF-36, WOMAC) értékei között és a két betegcsoport értékei között.

Jelmagyarázat:

◊: szignifikáns különbség a kontrollcsoport és a kisfokú csípőízületi kopásban szenvedő betegek értékei között;

†: szignifikáns különbség a kontrollcsoport és a nagyfokú csípőízületi kopásban szenvedő betegek értékei között;

‡: szignifikáns különbség a kisfokú és a nagyfokú csípőízületi kopásban szenvedő betegek értékei között

A dinamikus egyensúlyvizsgálat megkezdése előtt a domináns oldal az ún. lökéseszettel állapítható meg (*Hoffman és mtsai, 1998*). Domináns az az alsó végtag, amellyel hátulról történő lökés esetén a vizsgált személy kilép, hogy egyensúlyát visszanyerje. A lökésesztest eredményeképpen (*Hoffman és mtsai, 1998*) a csípőízületi kopásban szenvedő személyeknél a nem-érintett oldal volt a domináns.

A csípőízületi kopás hatásvizsgálatba bevont kontrollcsoportot alkotó 20 egészséges, idős személy demográfiai adatait a 4.2. táblázat foglalja össze. A kontrollcsoport tagjai nem voltak korlátozva mindennapi mozgásukban. A mozgásvizsgálat előtt elvégzett fizikális, ortopédiai vizsgálat szerint mindkét alsó végtag ízületeinek mozgástartomány, stabilitása, valamint az alsó végtag tengelyállása, izomereje és izomtónusa élettanilag megfelelő volt. A beválasztás és kizárás kritériumai a csípőízületi kopás meglétének kivételével megegyeztek a betegcsoport kritériumaival (4.1. táblázat). A lökésesztest eredményeként a kontrollcsoport tagjai közül 1 nő és 2 férfi bal oldala, a többi, 11 nő és 6 férfi jobb oldala volt a domináns.

A vizsgálat megkezdése előtt elvégzett ortopéd szakorvosi, fizikális vizsgálat részei: a vizsgált személy funkcionális állapotának rögzítése a Harris-féle csípőízületi funkcionális skálán (HHS: Harris Hip Score) (*D'Aubigné és mtsai, 1954*), továbbá életminőségi állapotának rögzítése a 10 csoportban összesen 36 kérdést tartalmazó rövid életminőségi skálán (SF-36) (*Hill és mtsai, 1999*), valamint az ízületi kopásban szenvedő betegek életminőségét felmérő speciális WOMAC-skála alapján (WOMAC: Western Ontario and MacMaster University) (*Bellamy, 1995*). A megadott szempontok szerint elvégzett vizsgálat és kérdőív kitöltése alapján adott pontszámot (HHS-érték érintett és egészséges ízületre, SF-érték és WOMAC-érték) betegenként rögzítettük; a csoportokra jellemző értékeket a 4.2. táblázat tartalmazza. A magasabb HHS-érték a vizsgált személy által érzett kedvezőbb funkcionális képességet jelenti, mert az értékelésben a szakorvos által ízületi szög mérővel mért funkcionális értékek csak csekély arányt képviselnek. A magasabb SF-érték és WOMAC-érték a vizsgált személy által érzett kedvezőbb életminőséget jelentette.

Minden vizsgált személyt a vizsgálat menetéről, a vizsgálatról való bármikori visszalépés lehetőségéről a vizsgálatot megelőzően szóban és írásban is tájékoztattuk. Önálló részvételi szándékukat a Helsinki nyilatkozat megfelelő paragrafusa alapján aláírásukkal is igazolták. A vizsgálatot a Semmelweis Egyetem Tudományos Kutatásetikai Bizottsága engedélyezte (112/2004 és 174/2005).

5. Mérési módszerek

A komplex mozgásvizsgálat magában foglalja a járásminta és járásszabályosság elemzéséhez az ultrahang-alapú járásvizsgálatot (l. az 5.1. pontban), valamint a dinamikus egyensúlyozó képesség vizsgálatához az ultrahang-alapú, hirtelen irányváltoztatási tesztet (l. az 5.2. pontban).

A statisztikai vizsgálatok a Statistica (ver. 7.0 SAS Institute Inc, Cary NY, USA) programmal történtek; az eltérés szignifikáns, ha $p \leq 0,05$.

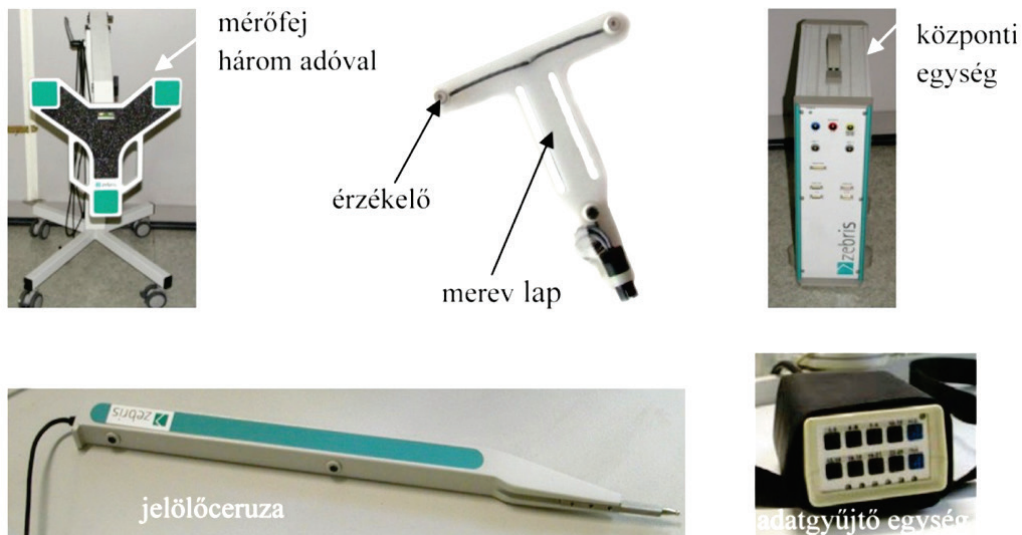
5.1. Ultrahang-alapú járásvizsgálat

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.

5.1.1. A méréshez használt eszközök és a mérési módszer

A járásvizsgálathoz a zebris CMS-HS (zebris Medizintechnik GmbH, Németország) ultrahang-alapú, mozgáselemző rendszert használtuk, amelynek részei (5.1. ábra):

- központi egység, ami PC-hez csatlakozik,
- az ultrahangjeleket kibocsátó mérőfej három érzékelővel,
- adatgyűjtő egység,
- mérőhármás (triplet), amely három egyedi érzékelőt tartalmazó merev lap, az érzékelők előre meghatározott távolságban és alakban, jelen esetben egy egyenlő oldalú háromszög sarokpontjain helyezkednek el,
- anatómiai pontok kijelöléséhez szükséges jelölőceruza.



5.1. ábra

Az egy mérőfejes, ultrahang-alapú, zebis CMS-HS mérőhármassokat használó mérőrendszer eszközei

Ha a mérőhármassokat közvetlenül a bőrre szerelnénk fel, akkor azok az izmok és a bőr mozgásából keletkező mozgásokat is rögzítenék. Ezért egy 15 mm vastag, 25 cm magas és 30 cm széles, a comb és a lábszár alakját követő, polisztirolanyagú övvel rögzítjük a mérőhármassokat a merevnek tekintett testrészekre (5.2. ábra). A polisztirolöv használatával kiküszöbölhető, hogy az izmok megfeszüléséből adódó mikromozgásokat a mérőhármassok rögzítsék, továbbá a rögzítés elmozdulásmentes (Kiss és mtsai, 2004).



5.2. ábra

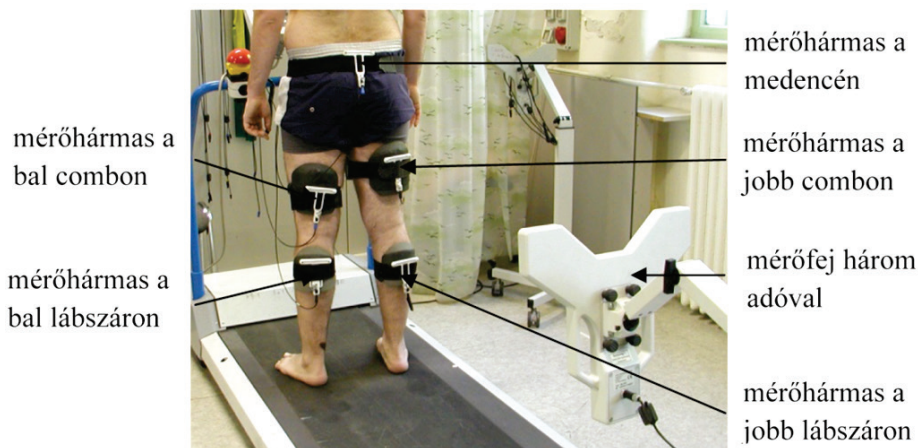
*Mérőhármassok rögzítése a testszeg-
mentumokon polisztirolövvel*

A mérőfej három adója meghatározott időközönként ultrahangjeleket bocsát ki, amelyeket a mért személyre rögzített érzékelő rögzít (a mérési frekvencia 100 Hz). Az adott hőmérsékletnek megfelelő, ismert ultrahangsebességből és a mért terjedési időből az érzékelő és az adó közötti távolság számítható. Az érzékelő térbeli koordinátája a mérés minden időpillanatában számítható az érzékelő és a mérőfej mindhárom adója közötti távolság és az adók térbeli koordinátájának ismeretében a háromszögelés módszerével. Ez a számítási módszer az összes érzékelő esetén ismételtető.

Az egy mérőfejes, ultrahang-alapú mérőmódszer *Kocsis (2002; 2003)* alapvető feltételezései:

- Az alsó végtag szegmentjei (medence, comb, lábszár) merev testként modellezhetők, az összes mozgás az ízületekben jön létre (*Zhao és mtsai, 2005*).
- Minden merev test mozgása a térben leírható, ha három pontjának (alapponthármas) térbeli koordinátáját a mozgás minden időpillanatában ismerjük.
- A vizsgált merev test tetszőleges pontjának koordinátái az adott test három pontjának (alapponthármas) koordinátáiból számítható, ha az alapponthármas által meghatározott lokális koordináta-rendszerben a pont helyvektora ismert.

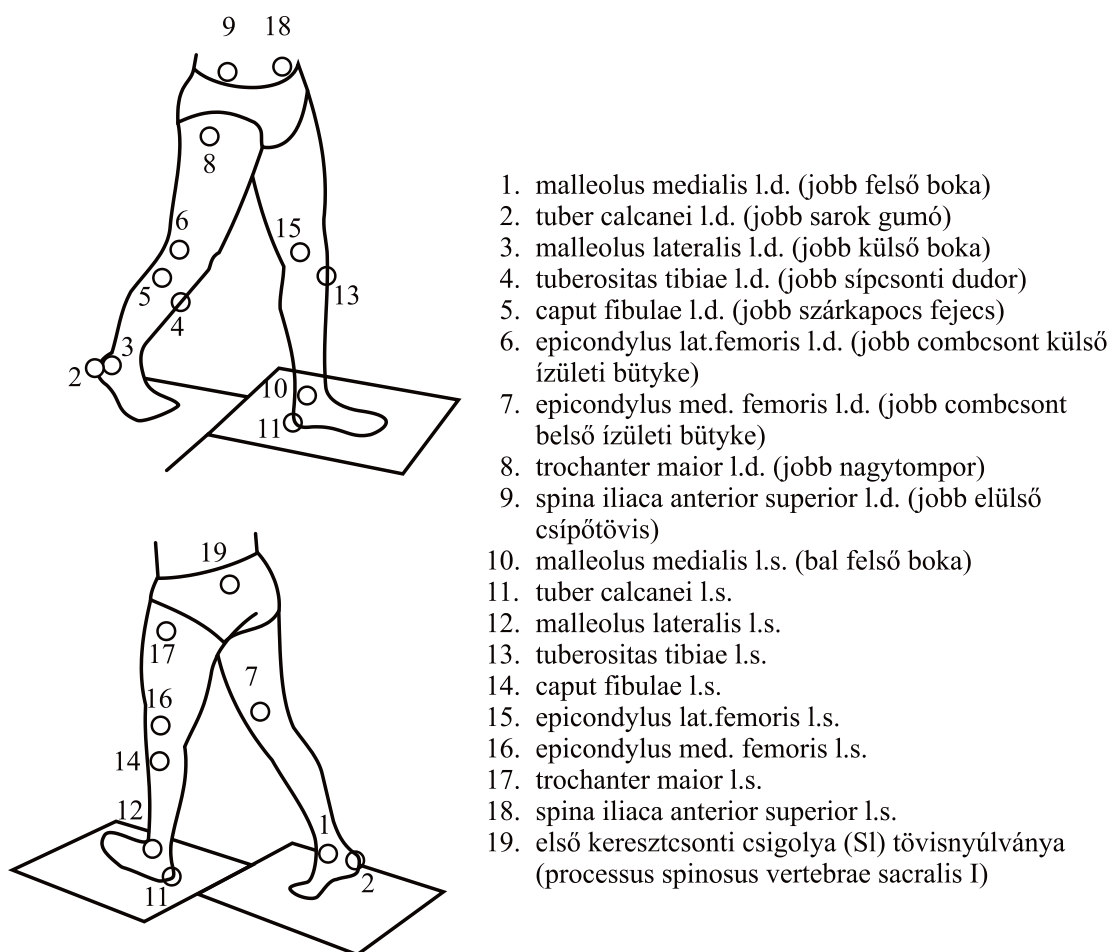
Az egy mérőfejes, ultrahang-alapú mérőmódszer használatakor a testszegmentum mozgásának rögzítésére három érzékelőt tartalmazó mérőhármas (triplet) használható. Az alapponthármas jelen esetben a testszegmentumokra rögzített mérőhármas három pontja. Az alapponthármas által meghatározott lokális koordináta-rendszerben a testszegmentum tetszőleges helyzetű és számú pontjának helyvektora a mérés megkezdése előtt az ún. kalibrációs fázisban az ultrahang-alapú jelölőceruzával (pointerrel) adható meg. A mérőmódszerhez kidolgozott ArmModel mérésvezérlő program (*Kocsis, 2002*) a mozgás során tetszőleges számú testszegmentum esetén az alapponthármasok mindenkor térbeli koordinátáiból és a vizsgálandó pontok lokális koordináta-rendszerben megadott helyvektoraiból a vizsgálandó pontok térbeli koordinátáit folyamatosan számítja, rögzíti, numerikusan tárolja, és a képernyőn megjeleníti.



5.3. ábra

A mérés elrendezése járásvizsgálat esetén

Az ultrahang-alapú járásvizsgálat során a mérőfej a vizsgált személy mögött helyezkedik el (Kiss és mtsai, 2004) (5.3. 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 (5.3. 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 (combsont külső és belső bütyke), trochanter maior (nagytoppor); 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 (5.4. ábra) (Knoll és mtsai, 2004). Az anatómiai pontok térbeli helyzete mozgás közben a mérőhármastok helyzetéből az előbbieken bemutatott egy mérőfejes, ultrahang-alapú mérőmódszerrel számítható (Kocsis, 2002).



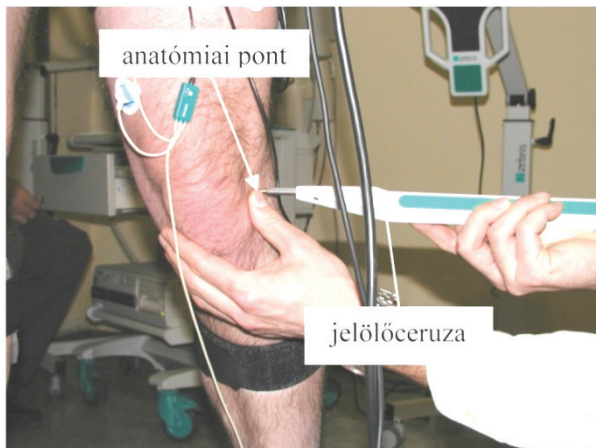
5.4. ábra

19 pontos biomechanikai modell (Knoll és mtsai, 2004)

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 futószalag használatának további előnye, hogy a mérőműszerek elhelyezése optimális, a mérés elrendezése egységesíthető. A villanymotor-meghajtású futószalag alkalmazásával a sebesség kontrollált, a vizsgálat időtartama alatt állandó. A futószalag használatának hátránya, hogy a futószalagon történő járás először szokatlan. *Alton és mtsai (1998)* megállapították, hogy megfelelő idejű gyakorlás után a járásmintát a futószalag használata nem befolyásolja, a futófolyosón és a futópadon történő járás távolság- és időjellegű változói erős korrelációt mutatnak.

A vizsgálat lépései:

1. A vizsgált személyek szabadon választott, kényelmes sebességének meghatározása 10 m hosszú futófolyosón.
2. A három érzékelőt tartalmazó mérőhármak rögzítése polisztirolölvvel a medencére, a bal és a jobb combra, továbbá a bal és a jobb lábszárra (5.2. és 5.3. ábra).
3. A mérőhármak kapcsolása speciális kábelekkel a vizsgált személy derekára rögzített adatgyűjtő egységhez.
4. A vizsgált személyek a villanymotor meghajtású 330 mm x 1430 mm futófelületű (Bonte Zwolle BV, Ausztria) futószalagra állítása oly módon, hogy a hátuk mögött elhelyezett mérőfej pontosan érzékelje a mérőhármakat.
5. A futópád dőlésszögének beállítása 1%-os meredekségre.
6. A mérés megkezdése előtt hatperces gyakorlás végzése (*Alton és mtsai, 1998*).
7. A kalibrálás: ultrahang-alapú jelölőceruzával a globális koordináta-rendszer felvétele, majd a mérőhármak által meghatározott, lokális koordináta-rendszerben a 19 pontos biomechanikai modellnek (5.4. ábra) megfelelő anatómiai pontok térbeli helyzetének megadása (5.5. ábra).
8. A vizsgált személyek futószalagon történő sétálása 10-10 perc hosszan különböző kontrollált szalagsebességgel (0,8 m/s, 1,0 m/s és 1,2 m/s) előre tekintve, nappali természetes fényben, miközben a kijelölt anatómiai pontok térbeli helyzetét az ArmModel mérésvezérlő program rögzíti. A mérések között 5 perc pihenő van.



5.5. ábra

A kalibráció: a vizsgálatba bevont anatómiai pontok helyzetének megadása a vizsgálat megkezdése előtt

Az összes vizsgálatba bevont személy (a kontrollcsoport és mindkét betegcsoport tagjai) a vizsgálatot teljesíteni tudta. Kizárás nem történt. A mérésvezérlő program a kijelölt anatómiai pontok koordinátáit legalább 400 lépésciklus alatt rögzítette, a rögzített lépésciklusok átlaga 548 volt. A felvett lépésciklusszámmal a járásszabályosság vizsgálatához *Owings és Grabiner (2003)* által ajánlott lépésciklusszám biztosítható.

5.1.2. Járásmintát jellemző távolság-, idő- és szögjellegű változók, valamint a járás szabályosságát jellemző járásváltozékonysági paraméterek

Távolság- és időjellegű változók (Vaughan és mtsai, 1999) (2.3.a ábra):

- Lépéshossz, mm – az egyik láb sarokütése és a másik láb sarokütése közötti távolság;
- Lépésszélesség, mm – két egymást követő lépés sarokütésekor a tuber calcanei pontok (sarokgumók) medio-lateralis távolsága;
- Támaszfázis-időtartam, % – azon időtartam a teljes lépésciklus százalékában, amíg a láb a földdel érintkezik;
- Kettős támaszfázis-időtartam, % – azon időtartam a teljes lépésciklus százalékában, amíg mindkét láb a földdel érintkezik;
- Lépésfrekvencia, lépés/perc – az egységnyi idő (perc) alatti lépések száma.

Szögjellegű változók:

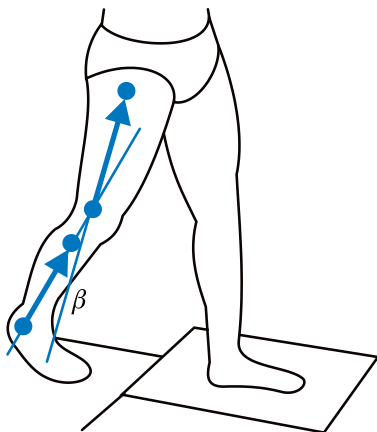
Jelen kutatásban a térdízület és a csípőízület mozgását nem a mozgássíkokban történő elmozdulás szögével jellemeztük (2.3.b ábra). Jelen kutatásban a testszegmentumot lateralisán elhelyezkedő, distalis és proximalis anatómiai pontokat összekötő térbeli vektor

modellezi, az ízület mozgása az ízülethez kapcsolódó testszegmentumokat modellező térbeli vektorok által bezárt, relatív szöggel jellemezhető. Ennek előnye, hogy az ízület mozgását egy szög jellemzi, nincsenek vetítésből adódó torzítások. Ez egyes szögek definíciója a következő:

Térdízületi szög, – a malleolus lateralis (külső boka) és a caput fibulae (szárkapocsfejec), illetve az epicondylus lateralis femoris (combesont külső bütyke) és a trochanter maior (nagytempor) anatómiai pontokat összekötő vektorok egymással bezárt szöge (Knoll és mtsai, 2004) (5.6. ábra), jobb oldali térdízületre felírva:

$$\beta = \arccos \left[\frac{(x_8 - x_6)(x_5 - x_3) + (y_8 - y_6)(y_5 - y_3) + (z_8 - z_6)(z_5 - z_3)}{L_{3-5}L_{6-8}} \right],$$

- ahol x_3, y_3, z_3 a malleolus lateralis l.d. (jobb külső boka) anatómiai pont térbeli koordinátája;
- x_5, y_5, z_5 a caput fibulae l.d. (jobb szárkapocsfejec) anatómiai pont térbeli koordinátája;
- x_6, y_6, z_6 az epicondylus lateralis femoris l.d. (jobb combesont külső ízületi bütyke) anatómiai pont térbeli koordinátája;
- x_8, y_8, z_8 a trochanter maior l.d. (jobb nagytempor) anatómiai pont térbeli koordinátája;
- L_{3-5} a malleolus lateralis l.d. (jobb külső boka) és a caput fibulae l.d. (jobb szárkapocsfejec) anatómiai pontok közötti távolság;
- L_{6-8} az epicondylus lateralis femoris l.d. (jobb combesont külső ízületi bütyke) és a trochanter maior l.d. (jobb nagytempor) anatómiai pontok közötti távolság.



5.6. ábra

A térdízületi szög (β) definíciója: a malleolus lateralis és a caput fibulae, illetve az epicondylus lateralis femoris és a trochanter maior anatómiai pontokat összekötő térbeli vektorok egymással bezárt szöge

Csípőízületi szög, γ – az epicondylus lateralis femoris (combsont külső büttye), a trochanter maior (nagytoppor) és a spina iliaca anterior superior (elülső csípőtővis) anatómiai pontokat összekötő vektorok egymással bezárt szöge (Bejek és mtsai, 2006; Kiss, 2007c; Kiss és Kocsis, 2007) (5.7. ábra), a jobb oldali csípőízületre felírva:

$$\gamma = 180 - \arcsin \left\{ \frac{\|r_{68} \times r_{89}\|}{L_{6-8} L_{8-9}} * \text{sign}[(r_{68} \times r_{89}) \cdot (r_{17} - r_8)] \right\},$$

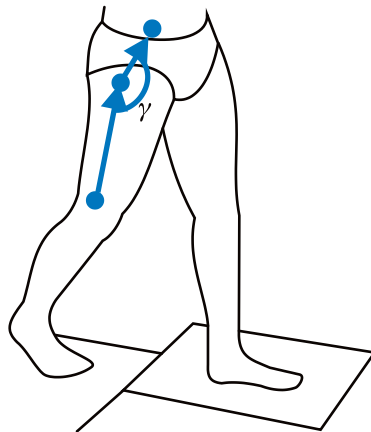
ahol r_{68} az epicondylus lateralis femoris l.d. (jobb combsont külső ízületi büttye) és a trochanter maior l.d. (jobb nagytoppor) anatómiai pontokat összekötő vektor;
 r_{89} a trochanter maior l.d. (jobb nagytoppor) és a spina iliaca anterior superior l.d. (jobb elülső csípőtővis) anatómiai pontokat összekötő vektor;

$$\|r_{68} \times r_{89}\| = \sqrt{[(y_6 - y_8)(z_8 - z_9) - (z_6 - z_8)(y_8 - y_9)]^2 + [(z_6 - z_8)(x_8 - x_9) - (x_6 - x_8)(z_8 - z_9)]^2 + [(y_6 - y_8)(x_8 - x_9) - (x_6 - x_8)(y_8 - y_9)]^2}$$

L_{6-8} , az epicondylus lateralis femoris l.d. (jobb combsont külső ízületi büttye) és a trochanter maior l.d. (jobb nagytoppor) anatómiai pontok távolsága;
 L_{8-9} a trochanter maior l.d. (jobb nagytoppor) és a spina iliaca anterior superior l.d. (jobb elülső csípőtővis) anatómiai pontok távolsága;
 r_{17} a spina iliaca anterior superior l.s. (bal oldali elülső csípőtővis) helyvektora;
 r_8 a spina iliaca anterior superior l.d. (jobb oldali elülső csípőtővis) helyvektora.

5.7. ábra

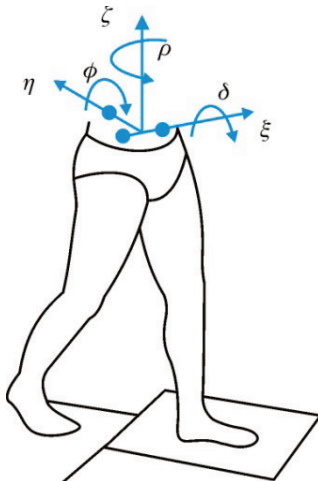
A csípőízületi szög (γ) definíciója: az epicondylus lateralis femoris, a trochanter maior és a spina iliaca anterior superior anatómiai pontokat összekötő térbeli vektorok egymással bezárt szöge



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. A medence mozgásai az ortopédiai gyakorlatnak megfelelően abszolút szögekkel, azaz a lokális koordináta-rendszer tengelyei körüli elfordulásokkal jellemezhetők.

A medence lokális koordináta-rendszerének ξ tengelye a spina iliaca anterior superior l.d. et l.s. (bal és a jobb elülső csípőtövis) anatómiai pontokat összekötő egyenes. A lokális koordináta-rendszer η tengelye a processus spinosus vertebrae sacralis I (első keresztcsonti csigolya tövisnyúlványa) anatómiai pontból a ξ tengelyre bocsátott merőleges. A lokális koordináta-rendszer ζ tengelye a ξ és η tengely által meghatározott síkra a két tengely metszéspontjában állított merőleges (5.8. ábra). A medence hajlítása a ξ tengely körüli δ , a medence billenése az η tengely körüli ϕ , a medence rotációja a ζ tengely körüli ρ elfordulás (Bejek és mtsai, 2006; Kiss, 2007c; Kiss és Kocsis, 2007) (5.8. ábra).



5.8. ábra

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

Az ultrahang-alapú járásvizsgálattal a kijelölt anatómiai pontok térbeli helyzete az idő függvényében került meghatározásra, amelyből a ciklusokra bontás után kell a távolság-, idő- és szögjellegű paramétereket számítani. A GaitParameters programot (Jurak és Kocsis, 2002) a csípőízület és a medence mozgásait leíró szögek számításával kellett kiegészíteni. A kiegészített GaitParameters (Kiss, 2007c; Kiss, 2010a) feldolgozóprogram segítségével a járásminta leírásához szükséges kinematikai paraméterek a lépésciklusok alatt rögzített térbeli koordinátákból számíthatók.

A távolság- és időjellegű változók lépésciklusonként egy-egy adatot jelentenek, azaz minden egyes szalagsebesség esetén minden vizsgált személy összes lépésciklusa esetén (több, mint 400) meghatározott változókból számítható a vizsgált személy lépésciklusaira jellemző átlag, szórás és relatív szórás. Az átlaggal a vizsgált személy járásképe jellemezhető,

míg a járáskép szabályosságát jellemző paraméter a távolság- és időjellegű paraméterek szórása, relatív szórása.

A szögjellegű paraméterek a lépésciklus során folyamatosan változnak. A ciklusra bontás után minden egyes lépésciklus esetén maximum és minimum szögérték, valamint a mozgástartomány meghatározható, az összes lépésciklusból meghatározott változóból pedig az adott személy lépésciklusaira jellemző maximum, minimum szögérték és a mozgástartomány átlaga, szórása és relatív szórása számítható. *Az értékek átlagával a vizsgált személy ízületi mozgása jellemezhető.* Az így számított szórás és relatív szórás nem az adott ízületi mozgás szabályosságát jellemző változékonysági paraméter, hanem az adott szög maximum, minimum és mozgástartomány értékének változékonyságát jellemzi. Ennek kiküszöbölésére a térdízületi, a csípőízületi szög, valamint a medence hajlítása, billenése és rotációja esetén a vizsgált személy összes lépésciklusát 0 – 100% ciklusra kell normálni, majd a lépésciklus minden egész százalékában kell a szögjellegű változókat számítani. Majd meg kell határozni az i -edik egész lépésciklus-százalékhoz tartozó szögértékekből az átlagot ($Mean(i)$) és a szórást ($SD(i)$). *Az ízület mozgásának szabályosságát jellemző változékonysági paraméter az átlagos szórás (átlSD), ami az egész lépésciklus-százalékokhoz tartozó szórások átlaga (Kang és Dingwell, 2008a):*

$$\text{átlSD} = \frac{\sum_{i=1}^{100} SD(i)}{100}, \quad i = 1, 2, \dots, 100.$$

Ezen számítási módszerhez hasonlóan definiálható az átlagos relatív szórás (átlCV%):

$$\text{átlCV}(\%) = \frac{\sum_{i=1}^{100} \frac{SD(i)}{Mean(i)} * 100}{100}, \quad i = 1, 2, \dots, 100.$$

A járásszabályosság jellemzéséhez tehát minden vizsgált személynél rendelkezésre állt: a járáskép változékonysági paramétere a távolság- és időjellegű paraméterek szórása (SD) és relatív szórása (CV), valamint az ízületi mozgások változékonysági paramétere a szögjellegű paraméterek átlagos szórása (átlSD) és átlagos relatív szórása (átlCV). *Jelen kutatásban a járás szabályosságának elemzéséhez a járáskép változékonysági paramétere a távolság- és időjellegű paraméterek szórása (SD), míg az ízületmozgás változékonysági paramétere a szögjellegű paraméterek átlagos szórásai (átlSD).*

Statisztikai elemzés

Az előzőekben bemutatott, a vizsgált személyek járásmintáját és járásszabályosságát jellemző értékekből mindhárom csoport mindhárom kontrollált szalagsebességénél meghatároztuk a csoporthoz tartozó személyek jellemzőiből a csoportátlagot és ennek szórását. A kapott

adatok statisztikai elemzése a kétváltozós, ismételt méréshez tartozó ANOVA-moddal történt, ahol szükséges post hoc vizsgálattal kiegészítve. A két változó a kopás foka és a futószalag sebessége volt. A kopásfoknak három szintje volt: az egészséges, a kisméretű és a nagyméretű csípőízületi kopás. A szalagsebességnek is három szintje volt: 0,8 m/s, 1,0 m/s valamint 1,2 m/s. A szignifikáns különbségek az eredményeket összefoglaló ábrákon is jelöltek a következő módon:

- 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 kisméretű csípőízületi kopásban szenvedő betegek jellemzői között;
- †: szignifikáns különbség a kontrollcsoport és a nagyméretű csípőízületi kopásban szenvedő betegek jellemzői között;
- ‡: szignifikáns különbség a kisméretű és a nagyméretű csípőízületi kopásban szenvedő betegek jellemzői között;
- o: szignifikáns különbség az érintett és nem-érintett oldal jellemzői között.

5.2. Ultrahang-alapú, hirtelen irányváltatási teszt a dinamikus egyensúlyozó képesség modellezéséhez

A biztonságos, harmonikus járáshoz elengedhetetlen a megfelelő egyensúlyozás. Ehhez szükséges, hogy megfelelő inger érkezzon a vesztibuláris és vizuális rendszer mellett a proprioceptív rendszerből is. A proprioceptív rendszert érintő elváltozás, mint például az ízületi felszín károsodása kórosan befolyásolhatja az egyensúlyozást. A kutatás kérdése volt az is, hogyan befolyásolja a csípőízületi kopás a dinamikus egyensúlyozó képességet (a dinamikus egyensúly megtartását).

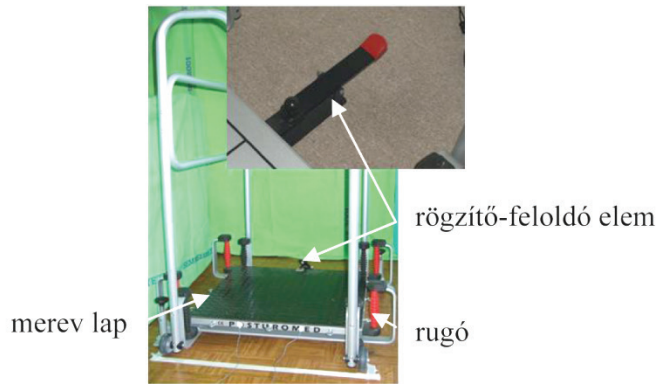
5.2.1. Az egyensúlyozó képesség modellezésének alapja

A dinamikus egyensúlyozó képesség modellezhető helyben járás közben (*Unterberger, 1940; Winter, 1995*) (2.6. ábra), vagy szabadon választott sebességű járás közben a testlengések

méréseivel (*Majewski és mtsai, 2005*). Mindkét módszer elterjedt, és a szakorvosok a mérések elvégzésében és az adatok kiértékelésében gyakorlottak. A hirtelen irányváltoztatás utáni egyensúlyozó képesség modellezésére az irodalomban kevés módszer ismert.

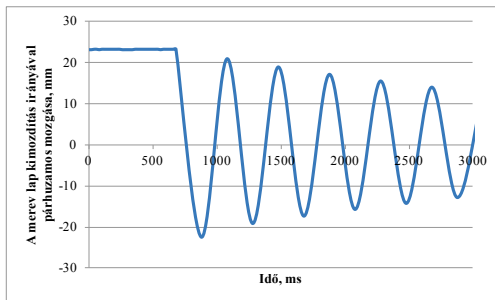
A PosturoMed[©] (Haider-Bioswing GmbH, Weiden, Németország) terápiás eszköz merev lapja (60 cm x 60 cm, 12 kg) nyolc, 15 cm hosszú, azonos erősségű rugóval a merev keretre van felfüggesztve (5.9. ábra), amely instabil alapot ad a járáshoz. A mozgó lapon történő járással a dinamikus egyensúlyozó képesség 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 disszertációban 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 (unidirectionalis). Az eszközhöz tartozó rögzítő-feloldó elemmel (5.9. 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) (5.10. ábra). Abban az esetben, ha vizsgált személy helyezkedik el a merev lapon (5.11.a ábra), 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 (5.11. ábra), 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 az ultrahang-alapú, mozgásvizsgáló rendszerrel rögzíteni.



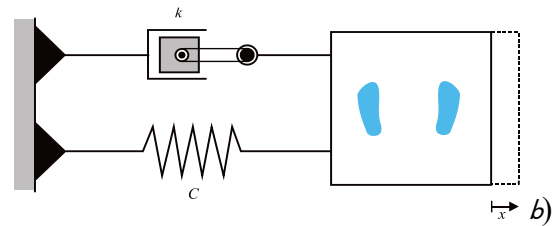
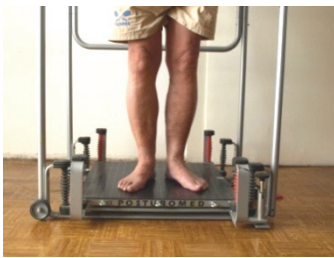
5.9. ábra

PosturoMed[®] eszköz: a merev lap nyolc, azonos erősségű rugóval a merev keretre kerül felfüggesztésre a föld felszíne felett 5 cm-re, a rugókkal felfüggesztett merev lap a rögzítő-feloldó elemmel rögzíthető, majd feloldásával mozgásba hozható



5.10. ábra

PosturoMed[®] eszköz rugókkal felfüggesztett, üres, merev lapjának mozgása



5.11. ábra

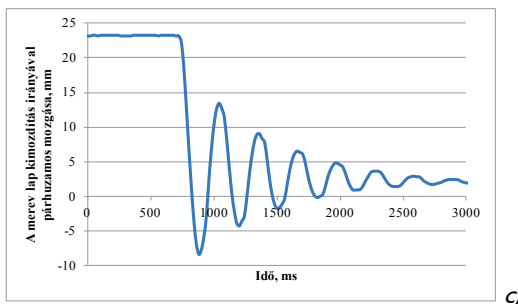
PosturoMed[®] eszköz vizsgált személlyel

a) fénykép;

b) csillapított szabad lengés modellje;

(c: rugóállandó, k: csillapítási tényező)

c) csillapított merev lap mozgása a kimozdítás irányába



A hirtelen irányváltoztatás biztonsági okok miatt járás közben nem végezhető el. Ezért a vizsgálatot állás közben kell végeztetni, és a kettős támaszfázist a két láb állás, míg az egy láb fázist a bal vagy a jobb láb állás modellezi.

A dinamikus egyensúlyozó képesség előbb leírt módon történő modellezése az ultrahang-alapú, hirtelen irányváltoztatási teszt. A vizsgálatok a Semmelweis Egyetem

Ortopédiai Klinika Mozcászvizsgáló Laboratóriumában és a Szolnoki MÁV Kórház Biomechanikai Laboratóriumában történtek.

5.2.2. A méréshez használt eszközök és a mérési módszer

A jelen vizsgálat egyik újdonsága, hogy PosturoMed[©] eszköz merev lapjának 4 dolgozó rugóval szabályzott mozgását ultrahang-alapú, egyedi érzékelőt használó mérőrendszerrel került rögzítésre. A zebris CMS10 (zebris Medizintechnik GmbH, Németország) mérőrendszer elemei (5.12. ábra):

- az ultrahangjeleket fogadó mérőfej három érzékelővel, amely tartalmazza a központi egységet, az adatgyűjtő egységet, és PC -hez kapcsolódik,
- egyedi aktív adó.



5.12. ábra

Az ultrahang-alapú, CMS10 egyedi érzékelőket használó mérőrendszer elemei

A rugókkal felfüggesztett merev lapra rögzített aktív, egyedi adók meghatározott időközönként ultrahangjeleket bocsátanak ki, amelyeket a három érzékelővel rendelkező mérőfej rögzít (a mérési frekvencia 100 Hz). Az adott hőmérsékletnek megfelelő, ismert ultrahangsebességből és a mért terjedési időből minden egyes adó és a mérőfej érzékelői közötti távolság számítható. Az adók térbeli koordinátája a mérés minden időpillanatában számítható a mérőfej három érzékelőjének térbeli koordinátáiból, valamint az aktív adó és a mérőfej három érzékelője közötti távolságból a háromszögelés módszerével. A fenti számítási módszer az összes aktív érzékelő esetén elvégezhető. Az adók térbeli helyzetét a WinPosture mérésvezérlő program (zebris Medizintechnik GmbH, Németország) rögzíti és numerikusan tárolja.

A vizsgálat lépései:

1. Két, aktív, egyedi adónak a rugókkal felfüggesztett merev lap (feloldó-rögzítő elemmel ellentétes) oldalára történő ragasztása (5.13. ábra).

2. A pontosan elrendezett aktív, egyedi adók kapcsolása speciális kábelekkel az adatgyűjtő egységet is tartalmazó mérőfejhez (5.13. ábra).
3. A függőlegessel 30°-ot bezáró mérőfej elhelyezése az aktív adókkal szemben (a vizsgált személy oldalán) úgy, hogy a mérőfej érzékelői az aktív, ultrahangjeleket kibocsátó adókat folyamatosan lássák (5.13. ábra).



5.13. ábra

Az ultrahang-alapú, hirtelen irányváltóztatási teszt elrendezése

4. A vizsgált személy felállítása a rugókkal felfüggesztett merev lap ragasztószalaggal jelzett közepére oly módon, hogy a kimozdítás iránya a domináns/egészséges oldal felé történjen. A vizsgált személy mérőkerethez való rögzítése biztonsági hevederrel úgy, hogy egyensúlyozás közben a heveder se a karok, se a törzs mozgását ne zavarja.
5. A rugókkal felfüggesztett merev lap kimozdítása a domináns/egészséges oldal irányába a merev kerethez képest 20 mm-rel, majd rögzítése a rögzítő-feloldó elemmel.
6. A vizsgálat megkezdése előtt két lábon állás közben próbamérés végzése (Müller és mtsai, 2004).
7. A vizsgált személynek mezítláb a merev lap ragasztószalaggal jelzett közepére állítása a vizsgálati résznek megfelelően két lábon vagy bal lábon vagy jobb lábon (5.14. ábra). A merev lap kimozdítása a merev kerethez képest 20 mm-rel, a rögzítés után 2 másodperccel a rugókkal felfüggesztett merev lap feloldása. A vizsgált személy egyensúlyának visszanyerése a mozgó lapon előretekintve, miközben a rugókkal felfüggesztett merev lap mozgását a kioldás után 3 másodpercig a WinPosture (zebris, Isny, Németország) mérésvezérlő programmal rögzíti és tárolja. Egyensúlyozáskor a kapaszkodás, a kiinduló helyzetből való ellépés nem megengedett. A vizsgálat mindhárom része között 60 másodpernyi pihenés volt.

Az összes vizsgálatba bevont személy (kontrollcsoport és mindkét betegcsoport tagjai) a vizsgálatot teljesíteni tudta. Kizárás nem történt. Minden vizsgálati részt háromszor ismételtük meg.



a)

b)

c)

5.14. ábra

A vizsgálat részei: a) két lábon állás; b) jobb lábon állás; c) bal lábon állás közben végzett vizsgálat

5.2.3. A dinamikus egyensúlyozó képességre jellemzésére használt Lehr-féle csillapítási szám számítása

A korábbi kutatások (Boer és mtsai, 2010b; Müller és mtsai, 2004) a hirtelen irányváltás utáni egyensúlyozó képességet a vizsgálat adott időtartama (általában a 6 másodperc) alatt megtett út hosszával jellemezték. 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 irányváltás utáni egyensúlyozó képességet a csillapított lengés egyik lengéssparaméterével jellemezni.

A csillapított lengőmozgás differenciálegyenlete (Kiscelli, 1997):

$$\ddot{x}(t) + 2D\alpha\dot{x}(t) + \alpha^2x(t) = 0, \quad (1)$$

ahol $x(t)$ a merev lap kimozdítás irányával párhuzamos mozgása az idő függvényében;

α a saját körfrekvencia, $\frac{1}{s}$, $\alpha = \frac{1}{\sqrt{mc}}$;

m a vizsgált személy és a merev lap össztömege, kg;

c a rugók összállandója, $\frac{\text{mm}}{\text{N}}$;

D a Lehr-féle csillapítási szám.

Lehr-féle csillapítási szám (csillapítási arány – damping ratio, D-arány – ratio D, csillapítási faktor, csillapítási szám) a tényleges $(k, \frac{\text{Ns}}{\text{mm}})$ és a kritikus csillapítás (k_{krit}) hányadosa:

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

Lehr-féle csillapítási szám (D) ismeretében az összes lengésszámítható, nagysága a rugók összfallandója (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. 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 nagyobb 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 lengőlap mozgása az (1) egyenlet megoldása:

$$x(t) = K e^{-\alpha D t} \cos(\gamma t + \varepsilon),$$

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

A koszinuszfüggvény periodikus, emiatt a kitérések viszonya:

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

Az egymást T lengésidővel követő (5.15. ábra) kitérések nagyságai a Lehr-féle csillapítási számtól függenek. A kitérések arányának természetes logaritmusát véve, és ha

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

akkor

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

ahol A a logaritmusos dekrementum.

A (2) egyenlet átrendezése alapján a logaritmusos dekrementum ismeretében a Lehr-féle csillapítási szám (D) számítható.

Csillapított szabad lengést végző merev lap kimozdításával párhuzamos (X) mozgását a WinPosture mérőprogram az idő függvényében rögzítette (5.11. ábra). A Lehr-féle csillapítási szám számításának első lépéseként a logaritmikus dekrementum értékét (Λ) kell meghatározni. Ez legkönnyebben az egymást T lengésidővel követő, azonos irányú maximális kitérések értékéből számítható:

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

ahol K_0 a $t = t_0$ időpontban a kitérés (5.15. ábra);
 K_i a $t = t_i$ időpontban a kitérés (5.15. ábra);
 i a lengésciklus száma.

A Lehr-féle csillapítási szám a (2) egyenlet átrendezéséből a következőképpen számolható (Kiscelli, 1997):

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

ahol $\pi = 3,14$.

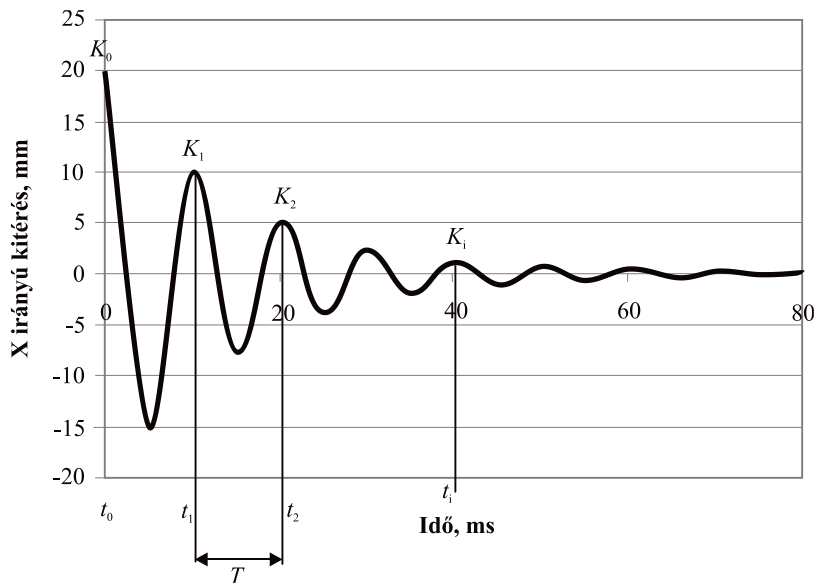
A Lehr-féle csillapítási számot célszerű százalékban megadni, azaz

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

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.

A leírt képletek alapján a Lehr-féle csillapítási szám számítására a ProvocationParameters program készült, amely Microsoft Excel alkalmazás alatt futtatható.

Az összes vizsgált személynél az ultrahang-alapú, hirtelen irányváltoztatási teszt mindhárom vizsgálati része esetén 3-3 mérés eredményéből számított Lehr-féle csillapítási szám átlaga a vizsgált személy egyensúlyozó képességét jellemző paraméter. A Lehr-féle csillapítási számot 0-nak kell tekinteni, ha a vizsgált személy a mérést nem tudja teljesíteni, de külön is meg kell jegyezni a nem-teljesített mérések számát.



5.15. ábra

A Lehr-féle csillapítási szám számításához szükséges változók definiálása

A vizsgálati személyek adataiból vizsgálati csoportonként a csoportátlag és szórás számolható, a szórások azonosságát F-próba ellenőrzi. A csoportok közötti különbség kétmintás t-próbával, a két oldal (domináns és nem-domináns) közötti különbség egymintás, párosított t-próbával elemezhető. A szignifikáns különbségek az eredményeket összefoglaló táblázatokban, ábrákon is jelöltek, a következő módon:

- *: szignifikáns különbség két lábón és a domináns oldalon álláskor mért állás közben végzett mérés adataiból számított Lehr-féle csillapítási szám között;
- #: szignifikáns különbség a domináns lábón állás és a nem-domináns lábón állás közben végzett mérés adataiból számított Lehr-féle csillapítási szám között;
- §: szignifikáns különbség a két lábón állás és a nem-domináns lábón állás közben végzett mérés adataiból számított Lehr-féle csillapítási szám között;
- ◇: szignifikáns különbség a kontrollcsoport és a kismértékű csípőízületi kopásban szenvedő betegek mérési adataiból számított Lehr-féle csillapítási szám között;
- †: szignifikáns különbség a kontrollcsoport és a nagyfokú csípőízületi kopásban szenvedő betegek mérési adataiból számított Lehr-féle csillapítási szám között;
- ‡: szignifikáns különbség a kismértékű és a nagyfokú csípőízületi kopásban szenvedő betegek mérési adataiból számított Lehr-féle csillapítási szám között;
- g: szignifikáns különbség a férfiak és a nők mérési adataiból számított Lehr-féle csillapítási szám között.

EREDMÉNYEK ÉS KÖVETKEZTETÉSEK

6. Mozgásvizsgáló módszerek hitelesítése, megbízhatósági vizsgálata

6.1. Az ultrahang-alapú járásvizsgálat hibája

A mérési módszer használatának alapvető feltétele annak hitelesítése, mérési hibájának megállapítása. Gyári programok esetén a mérőmódszer hibájának meghatározása, valamint hitelesítése a forgalmazó, a gyártó feladata. A hitelesítés adatait a műszerhez adott módszertani leírások tartalmazzák. Az ultrahang-alapú járásvizsgálat és az alapját szolgáló egy mérőfejes, ultrahang-alapú mérőmódszer (Kocsis, 2002) nem gyári program, hibájának megállapítását és hitelesítését el kellett végezni.

Az ultrahang-alapú járásvizsgálat hibájának megállapítása az *intraobserver-hiba* (ugyanazon személy által egy vizsgált személyen végzett több, egymás utáni méréssel meghatározott térbeli koordináták szórása) és az *interobserver-hiba* (három, különböző személy által ugyanazon vizsgált személyen végzett mérésekkel meghatározott térbeli koordináták különbségének az átlaga) meghatározásával történt.

6.1.1. Vizsgált személyek

A mérési hiba megállapításához 16 egészséges, fiatal személy vizsgálata történt. A vizsgálati csoportot 8 férfi (az életkor átlaga: $28,2 \pm 7,7$ év; a testmagasság átlaga: $178,4 \pm 7,2$ cm; a testtömeg átlaga: $87,9 \pm 11,8$ kg; a testtömegindex átlaga: $27,6 \pm 2,6$ kg/m²) és 8 nő (az életkor átlaga: $25,1 \pm 4,2$ év; a testmagasság átlaga: $168,1 \pm 5,7$ cm; a testtömeg átlaga: $69,9 \pm 6,4$ kg; a testtömegindex átlaga: $24,8 \pm 3,6$ kg/m²) alkotta.

6.1.2. A vizsgálat menete

Az 1. számú vizsgálatot végző orvos, aki az ultrahang-alapú járásvizsgálat végzésében, az anatómiai pontok kijelölésében már gyakorlatot szerzett, az 5.1.1. pont Vizsgálat lépései című részben leírt módon az ultrahang-alapú mérőhármassokat (tripleteket) a szegmentumokon elhelyezte és a rendszerhez kapcsolta. Ezután elhelyezte a flexibilis elektrogoniometert (SG150 típus, Biometrics Ltd, New Port, Anglia), amelyet szintén a rendszerhez kapcsolt. A kalibrálás során az ultrahang-alapú jelölőceruza (pointer) segítségével a vizsgálandó anatómiai pontokat kijelölte. Ezután a vizsgált személy 5 percet gyalogolt kontrollált, 3,0 km/h szalagsebességű futószalagon. Az ultrahang-alapú járásvizsgálattal rögzítettük a kijelölt anatómiai pontok térbeli helyzetét és a flexibilis elektrogoniométerrel a térdízület mozgását (flexio-extensio szöge). A markerek és az elektrogoniométer leszerelése után a fenti mérést a 2. számú vizsgálatot végző orvos is elvégezte, aki mind az ultrahang-alapú járásvizsgálat végzésében, mind az anatómiai pontok kijelölésében gyakorlatlan volt. A teljes vizsgálatot három egymást követő nap megismételtük.

6.1.3. A hibaszámítás módszere

Az elektromos goniométerrel meghatározott 10° , 20° , 40° és 60° térdízületi flexiónál a hat lépésciklus esetén a kijelölt anatómiai pontok térbeli koordinátájának leolvasása, majd átlagának számítása történt, továbbiakban ezzel az értékkel kell számolni. Az intraobserver-hiba megállapításához a három egymást követő napon végzett mérés adataiból a térbeli koordináták szórása került meghatározásra. Az F-próba a 19 anatómiai pont szórásán történt. Mindkét vizsgáló esetén az intraobserver-hiba a 19 anatómiai pont szórásának az átlaga.

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 F-próba a 19 anatómiai pont különbségén történt. Az interobserver-hiba a 19 anatómiai pont térbeli koordinátáinak különbségeiből számított átlag.

6.1.4. A hibaszámítás eredménye, következtetések

Az ultrahang-alapú járásvizsgálat hibájának megállapításához szükséges intraobserver-hiba és az interobserver-hiba a 6.1. táblázatban látható, az elemzést mindhárom koordináta irányban külön-külön kell elvégezni.

6.1. táblázat
Intraobserver- és interobserver-hiba

		Intraobserver-hiba				Interobserver-hiba
		Gyakorlott vizsgáló		Gyakorlatlan vizsgáló		
Térdszög	Koordináta	szórás	F-próba	szórás	F-próba	a különbség átlaga
10°	x	0,456	159,7	0,777	145,1	3,564
	y	0,512	87,5	0,812	111,0	3,323
	z	0,543	125,2	0,715	72,7	3,453
20°	x	0,456	121,3	0,859	73,6	3,121
	y	0,432	129,2	0,878	104,9	3,347
	z	0,456	93,9	0,888	163,3	3,275
40°	x	0,515	83,0	0,612	163,6	3,235
	y	0,567	101,3	0,655	117,1	3,867
	z	0,543	131,8	0,608	104,4	3,921
60°	x	0,512	88,4	1,123	100,1	3,169
	y	0,456	129,7	1,347	158,0	3,284
	z	0,343	113,5	1,234	135,9	3,451

Gyakorlott mérést végző személy esetén az intraobserver-hiba (a koordináták maximális szórása) az x , y és z irányba 0,515; 0,567 és 0,543 mm volt; teljesen gyakorlatlan vizsgáló esetén ezek az értékek 1,123; 1,347 és 1,234 mm voltak. Az interobserver-hiba (a koordináták különbségének átlaga) x , y , és z irányba 3,564; 3,867, és 3,921 mm volt. A kapott eredmények azt mutatják, hogy az intraobserver- és az interobserver-hiba nagysága független a térszög nagyságától és a térbeli koordináta irányától. A nagyobb interobserver-hiba valószínűsíthető oka az, hogy ennél a statisztikai elemzésnél a gyakorlatlanságból és az anatómiai pont nem pontszerű voltából adódó hibák összeadódnak. *Az elvégzett mérések és statisztikai analízisek azt mutatják, hogy az ultrahang-alapú járásvizsgálat ortopédiai, klinikai mozgásvizsgálatok végzésére alkalmas, mivel hibája (maximálisan 3,921 mm) nagyságrenddel kisebb, mint az ortopédiai elváltozások okozta eltérés (minimum 10 – 15 mm) (Kiss, 2007a).*

6.2. A járás ciklusokra bontásához használt ultrahang-alapú, kinematikai azonosítási módszer hitelesítése

A járáselemzés fontos kérdése a felvett járás lépésciklusokra, valamint támasz- és lendítőfázisra (2.2. *ábra*) történő bontása, amihez a sarokütés és a lábujjfelemelés (2.2. *ábra*) azonosítására van szükség. A sarokütés és a lábujjfelemelés azonosításának legelfogadottabb módszere a függőleges reakcióerő időbeli változásából történő azonosítás, az ún. függőleges reakcióerő-alapú, kinetikai azonosítás. Az ultrahang-alapú járásvizsgálat esetén azonban a sarokütést és lábujjfelemelést az anatómiai pontok térbeli helyzetéből az ún. ultrahang-alapú, kinematikai azonosítással érdemes meghatározni. Ebben az esetben felmerül az a kérdés, hogy a tuber calcanei (sarokgumó) térbeli helyzete a sarokütés és a lábujjfelemelés azonosítására alkalmas-e, mivel a lábszárhoz mint merev testhez a megfeszített állapotú Achilles-ínnal kapcsolódik (5.4. *ábra*). A hitelesítést az ultrahang-alapú, kinematikai azonosítás és a függőleges reakcióerő-alapú, kinetikai azonosítás eredményeinek összehasonlításával célszerű végezni.

6.2.1. Vizsgált személyek

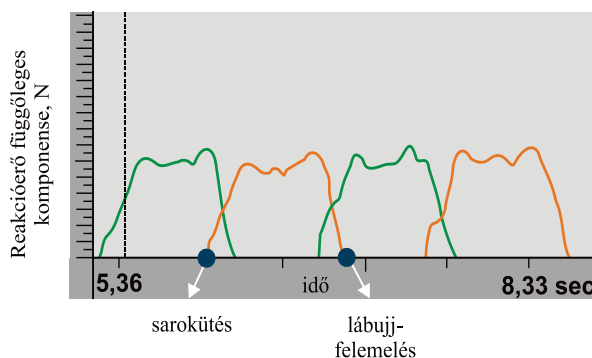
Az összehasonlítás 45 egészséges, fiatal személy vizsgálatával történt. A vizsgálati csoportot 23 férfi (az életkor átlaga: $23,2 \pm 1,5$ év; a testmagasság átlaga: $172,4 \pm 13,2$ cm; a testtömeg átlaga: $73,1 \pm 14,9$ kg; a testtömegindex átlaga $24,1 \pm 8,7$ kg/m²) és 22 nő (az életkor átlaga: $27,0 \pm 18,2$ év; a testmagasság átlaga: $167,9 \pm 12,2$ cm; a testtömeg átlaga: $61,2 \pm 18,2$ kg, a testtömegindex átlaga: $22,9 \pm 7,4$ kg/m²) alkotta.

6.2.2. A vizsgálat menete

Az egészséges, fiatal személyek 120 másodpercet gyalogoltak kontrollált lassú (1,2 m/s), normál (1,5 m/s) és gyors (1,8 m/s) szalagsebességű futószalagon. Az ultrahang-alapú járásvizsgálattal rögzítettük a kijelölt anatómiai pontok térbeli helyzetét (l. az 5.1.1. pontban). Ezzel egy időben a futószalagba épített erőmérő cellák a WINDATA-programmal a reakcióerő függőleges komponensét mérték. A futószalagban külön bal és jobb oldali erőmérő lap található. A mérési frekvencia 1000 Hz, és a méréshez 12 bites analog-digital (Analog Conversion Module, Peak Performance Technologies, Centennial, CO, USA) konverter használható.

6.2.3. A járásszakaszok azonosítási módszerei

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* (vGRF-alapú: vertical Ground Reaction Force), *kinetikai azonosításnak* neveznek. A módszer elvi alapja, hogy a sarokütés az az időpillanat, amikor a függőleges reakcióerő már nem nulla, és a lábujjfelemelés az az időpillanat, amikor a függőleges reakcióerő már nulla (6.1. ábra).



6.1. ábra

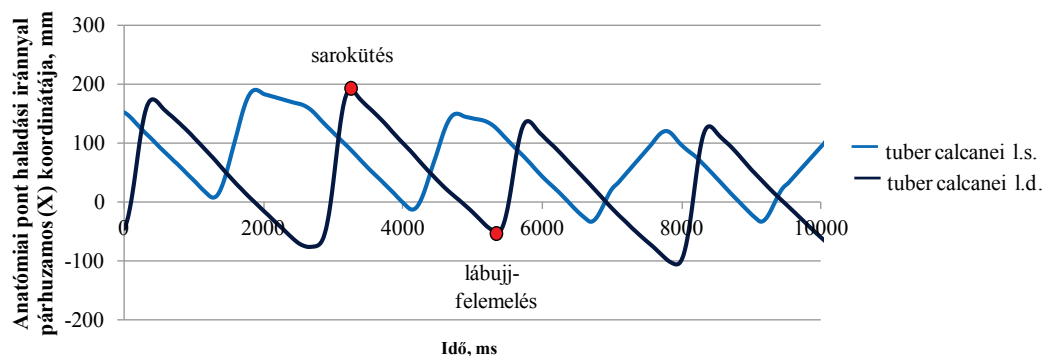
A függőleges reakcióerő-alapú (vGRF-alapú), kinetikai azonosítás elvi alapja

A vizsgálatban a villanymotor és a szalag súrlódásából adódó zavarok Butterworth-típusú 20 Hz-es szűrővel szűrhetők. A sarokütés (HS_{GRF}) és a lábujjfelemelés (TO_{GRF}) függőleges reakcióerő-alapú (vGRF-alapú) azonosításához 40 ms (40 minta) széles futóablakot használtunk. A futóablak magassága az előző 40 ms alatt rögzített függőleges reakcióerő átlaga, plusz a mérés első 100 ms ideje alatt mért függőleges reakcióerő értékek szórásának háromszorosa. Azt az időpillanatot kell tekinteni a sarokütés (HS_{GRF}) és a lábujjfelemelés (TO_{GRF}) idejének (azonosítási időnek), amikor a futóablak minden értéke meghaladja a futóablak előbb definiált magasságát (Mills és mtsai, 2007). Az elvégzett vizsgálatok esetén sarokütéskor és lábujjfelemeléskor a reakcióerő függőleges komponensének átlagos értéke 19,8 N volt, ami közel azonos az irodalomban is megtalálható értékkel (Zeni és mtsai, 2008).

Az ultrahang-alapú járásvizsgálat használatakor célszerű a sarokütést és a lábujjfelemelést is az anatómiai pontok helyzetéből azonosítani. Ha az anatómiai pontok térbeli helyzetét ultrahang-alapú járásvizsgálattal határozzuk meg, akkor az azonosítást *ultrahang-alapú, kinematikai azonosításnak* nevezzük. 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 (6.2. ábra).

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.



6.2. ábra

A sarokütés és lábujjfelemelés kinematikai-alapú azonosításának elvi alapja (x a tuber calcanei l.s. et l.d. haladási iránnyal párhuzamos koordinátája)

Számított jellemzők; statisztikai analízis

A sarokütés, a lábujjfelemelés és a támaszfázis-időtartam esetén az *időkülönbségek* az ultrahang-alapú, kinematikai és a függőleges reakcióerő-alapú, kinetikai azonosítási módszerekkel meghatározott idők különbségeként definiálható. A pozitív időkülönbség azt jelenti, hogy a függőleges reakcióerő-alapú, kinetikai azonosítás előbb történt, mint az ultrahang-alapú, kinematikai azonosítás. A támaszfázis-időtartam esetén a pozitív időkülönbség jelentése az, hogy az ultrahang-alapú, kinematikai adatokból meghatározott támaszfázis-időtartam hosszabb, mint a függőleges reakcióerő-alapú adatokból meghatározott. Az időkülönbség abszolút értéke megadja a különbség nagyságát az eltérés iránya nélkül.

Mindhárom szalagsebesség esetén minden vizsgált személy összes lépésciklusából számolt jellemző feldolgozásra került. A jellemzők eloszlásáról feltételezhető, hogy normális, a szórások azonosságát az F-próba igazolta. Szalagsebességként a sarokütés, a lábujjfelemelés, a támaszfázis-időtartam különbsége (HS_{diff} , TO_{diff} , $t_{diff}^{támaszf}$), valamint az abszolút időkülönbségek átlaga, szórása és 95%-os megbízhatósági tartománya (95% CI)

került meghatározásra. A két módszerrel meghatározott jellemzők közötti különbségek statisztikailag egymintás, párosított t-próbával elemezhetők. Továbbá, szalagsebességként, az összes vizsgált személy összes lépésciklusából a két módszer adataiból számított támaszfázis-időtartam Pearson-féle korrelációs együtthatója (r) és regressziós egyenesének meredeksége (m) számítható (Bland, 1986). A szalagsebesség hatása az ismételt mérésekhez használható kevert lineáris modellel elemezhető.

6.2.4. A hitelesítés eredménye, következtetések

Az ultrahang-alapú, kinematikai és a függőleges reakcióerő-alapú, kinetikai azonosítási módszerrel meghatározott sarokütés, lábujjfelemelés, valamint támaszfázis-időtartam időkülönbségei (HS_{diff} , TO_{diff} , $t_{diff}^{támaszf}$) a 6.2. táblázatban, az abszolút időkülönbségek az 6.3. táblázatban található, míg szalagsebességként az összes vizsgált személy összes lépésciklusához a két módszerrel meghatározott támaszfázis-időtartam a 6.3. ábrán látható. Minden számított jellemző esetén az F-próba a szórások azonosságát mutatta.

Az irodalomban található korábbi kutatások a video-alapú, kinematikai és a függőleges reakcióerő-alapú, kinetikai azonosítási módszert futófolyóson (Ghoussayni és mtsai, 2004; Hansen és mtsai, 2002; Hreljac és Marshall, 2000; Hreljac és Stergiou, 2000; Mickelborough és mtsai, 2000; Zeni és mtsai, 2008;), valamint futószalagon (Roerdink és mtsai, 2008; Zeni és mtsai, 2008) történt járás közben hasonlították össze, de a vizsgálatba bevont személyek száma kevés volt (maximum 12). Ghoussayni és mtsai (2004) és Hreljac és Stergiou (2000) vizsgálták a sebesség hatását, de a sebesség szabadon választott volt.

Az ultrahang-alapú, kinematikai és a függőleges reakcióerő-alapú, kinetikai módszerrel azonosított sarokütés és lábujjfelemelés jó egyezést mutatott mindhárom szalagsebesség esetén, a maximális időkülönbség 15,1 ms volt (6.2. táblázat). Ez jobb, mint a korábbi kutatások eredményei (Ghoussayni és mtsai, 2004; Hansen és mtsai, 2002; Hreljac és Marshall, 2000; Mickelborough és mtsai, 2000; Roerdink és mtsai, 2008). Lassú és normál szalagsebesség esetén a függőleges reakcióerő-alapú, kinetikai módszer a sarokütést korábban (az időkülönbség 6,9 ms a lassú és 3,2 ms a normál szalagsebesség esetén), míg a lábujjfelemelést később (az időkülönbség -3,6 ms a lassú és -1,7 ms a normál szalagsebesség esetén) azonosítja, mint az ultrahang-alapú, kinematikai módszer (6.2. táblázat). Az értékek közel azonosak, mint Roerdink és mtsai (2008) által meghatározott értékek ($HS_{diff}=3,1$ ms és $TO_{diff}=5,5$ ms), de jóval kisebbek, mint Ghoussayni és mtsai (2004) által meghatározott értékek ($HS_{diff}=31$ ms és $TO_{diff}=55$ ms). Gyors szalagsebesség esetén a két mérési módszer közötti időkülönbségek azt mutatják, hogy a függőleges reakcióerő-alapú, kinetikai módszer a sarokütést később (-2,3 ms), míg a lábujjfelemelést korábban (1,6 ms) azonosítja, mint az ultrahang-alapú, kinematikai módszer (6.2. táblázat).

6.2. táblázat

A sarokütés, a lábujjfelemelés és a támaszfázis-időtartam időkülönbségének átlaga, szórása, 95%-os megbízhatósága (95% CI) és ingadozási tartománya különböző szalagsebesség esetén

Szalagsebesség, m/s	Sarokütés időkülönbsége, ms (HS_{diff})				Lábujjfelemelés időkülönbsége, ms (TO_{diff})				Támaszfázis-időtartam időkülönbsége, ms ($t_{diff}^{támaszf}$)			
	átlag	szórás	95% CI	ingadozás	átlag	szórás	95% CI	ingadozás	átlag	szórás	95% CI	ingadozás
1,2	6,9 ^b	4,1	-1,2 – 15,1	-2,8 – 19,4	-3,6 ^b	0,9	-12,9 – 5,6	-14,5 – 8,4	-10,6 ^{a,b}	4,8	-22,2 – 1,1	-24,2 – 2,5
1,5	3,2 ^c	3,3	-3,5 – 9,8	-4,9 – 13,4	-1,7 ^c	3,1	-11,2 – 7,8	-14,8 – 10,7	-4,9 ^c	1,4	-11,8 – 2,1	-14,5 – 3,5
1,8	-2,3	0,9	-8,7 – 4,1	-10,1 – 7,9	1,6	3,2	-4,9 – 8,1	-6,4 – 11,9	3,9	4,2	-4,6 – 12,4	-4,8 – 14,9
Átlag	2,6	2,8	-4,5 – 9,7	-5,4 – 12,5	-1,3	2,4	-9,7 – 7,2	-13,9 – 9,8	-3,9	3,8	-12,9 – 5,2	-15,3 – 9,2

A pozitív érték esetén a függőleges reakcióerő-alapú, kinetikai azonosítás korábban történik, mint az ultrahang-alapú, kinematikai azonosítás

Jelmagyarázat:

a: szignifikáns különbség az 1,2 m/s és az 1,5 m/s szalagsebességű járás jellemzői között; b: szignifikáns különbség az 1,2 m/s és az 1,8 m/s szalagsebességű járás jellemzői között; c: szignifikáns különbség az 1,5 m/s és az 1,8 m/s szalagsebességű járás jellemzői között

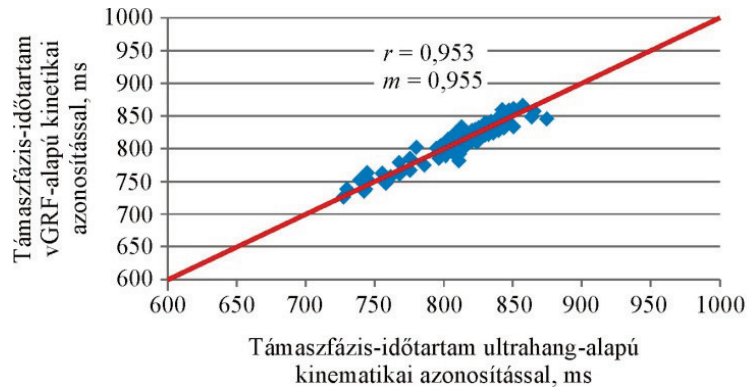
6.3. táblázat

A sarokütés, a lábujjfelemelés és a támaszfázis-időtartam abszolút időkülönbségének átlaga, szórása különböző szalagsebesség esetén

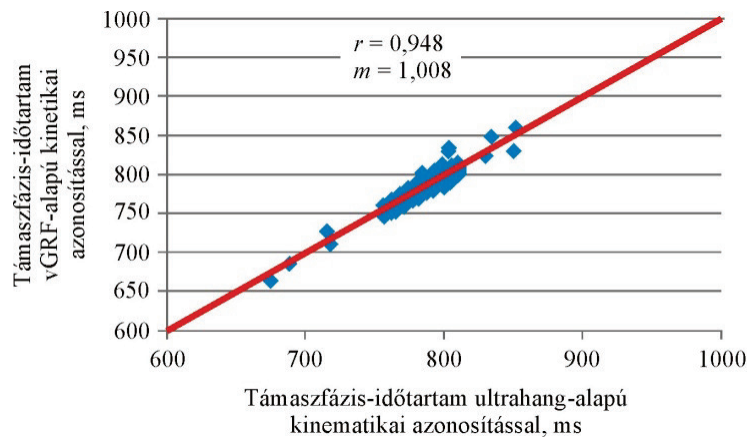
Szalagsebesség, m/s	Sarokütés időkülönbsége, ms (HS_{diff})		Lábujjfelemelés időkülönbsége, ms (TO_{diff})		Támaszfázis-időtartam időkülönbsége, ms ($t_{diff}^{támaszf}$)	
	átlag	szórás	átlag	szórás	átlag	szórás
1,2	8,2 ^b	3,5	9,3 ^b	1,8	11,6 ^b	5,3
1,5	6,6	1,6	9,5 ^c	0,8	6,9	2,4
1,8	6,4	1,2	6,5	0,8	8,5	1,9
Átlag	7,1	2,1	8,4	1,1	9,1	3,2

Jelmagyarázat:

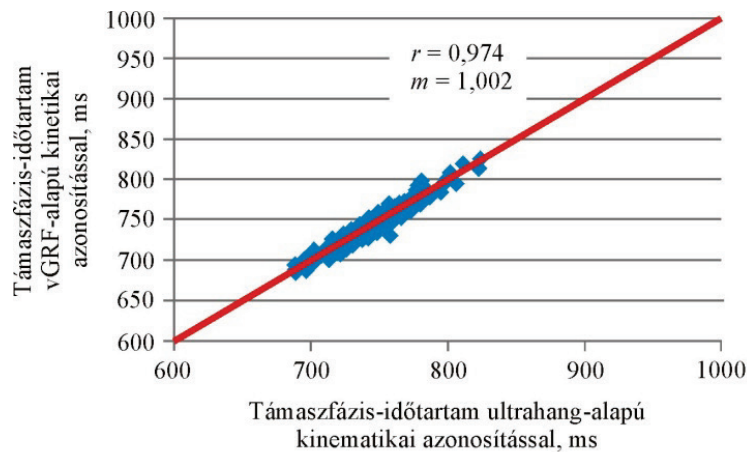
a: szignifikáns különbség az 1,2 m/s és az 1,5 m/s szalagsebességű járás jellemzői között; b: szignifikáns különbség az 1,2 m/s és az 1,8 m/s szalagsebességű járás jellemzői között; c: szignifikáns különbség az 1,5 m/s és az 1,8 m/s szalagsebességű járás jellemzői között



a)



b)



c)

6.3. ábra

Az összes mért járásciklus esetén a függőleges reakcióerő-alapú (vGRF-alapú), kinetikai módszerrel mért támásfázis-időtartam az ultrahang-alapú, kinematikai módszerrel mért támásfázis-időtartam függvényében

a) lassú (1,2 m/s);

b) normál (1,5 m/s);

c) gyors (1,8 m/s) szalagsebesség esetén

(r : a korrelációs együttható, m : a regressziós egyenes meredeksége)

A kutatás eredményei alapján a futószalag sebessége, így a járás sebessége szignifikánsan befolyásolja a két azonosítási módszer közötti különbség nagyságát és tendenciáját (6.2. táblázat). A különbség szignifikáns a lassú és gyors szalagsebességű ($p_{HS} = 0,009$, $p_{TO} = 0,007$, $p_{támaszf} = 0,014$), valamint a normál és gyors szalagsebességű járás időkülönbségei között ($p_{HS} = 0,012$, $p_{TO} = 0,009$, $p_{támaszf} = 0,019$) (6.2. táblázat). Az eltérés magyarázata a következő lehet: a függőleges reakcióerő-alapú, kinetikai azonosítás mindig a járásszakasz elejét, míg az ultrahang-alapú, kinematikai azonosítás a sarokütés végét és a lábujjfelemelés elejét detektálja. A járásszakasz eleje és vége közötti időkülönbség a járás sebességének növekedésével párhuzamosan csökken. A jelen kutatás eredményeinek tendenciája megegyezik Mills és mtsai (2007) eredményeivel. Ghoussayni és mtsai (2004) nem találtak szignifikáns eltérést a lassú és normál sebességű járás időkülönbségei között, ami eredményeinkhez hasonló. Hreljac és Marshall (2000) nem talált szignifikáns eltérést a lassú és gyors, valamint a normál és gyors sebességű járás összehasonlításakor, ami eredményeinkkel ellentétes (6.2. táblázat). Ennek oka az lehet, hogy Hreljac és Marshall (2000) csak két személy adatait elemezte és a járássebességek nem kontrolláltak, hanem szabadon választottak voltak.

Zeni és mtsai (2008) normál sebességű futószalagon való járás esetén az azonosítási időkülönbségek átlagára 16,7 ms-ot mért, ami nagyobb, mint az általunk meghatározott időkülönbség (1,95 ms) (6.2. táblázat). Továbbá úgy találták, hogy a kinematikai-alapú azonosítási mód mind a sarokütést, mind a lábujjfelemelést korábban azonosítja. A jelen kutatás eredményeitől való eltérést az okozhatja, hogy Zeni és mtsai (2008) szabadon választott járássebességgel végezték a vizsgálatokat, és az anatómiai pontok térbeli helyzetét video-alapú mérési módszerrel határozták meg.

A függőleges reakcióerő-alapú, kinetikai és az ultrahang-alapú, kinematikai azonosítási mód közötti abszolút időkülönbség azonos (6.3. táblázat), mint Hreljac és Stergiou (2000) által meghatározott abszolút időkülönbség (4,7 ms a sarokütéskor, és 5,6 ms lábujjfeleméskor), de kisebb, mint Mickelbourogh és mtsai (2000) által meghatározott érték (30 ms).

A járáselemzés fontos kérdése, hogy a sarokütés és a lábujjfelemelés különböző típusú azonosításából adódó időkülönbségek hogyan befolyásolják a támaszfázis és a lendítőfázis hosszát, amelyekből szalagsebesség ismeretében az egyes távolság- és időjelleget változók számolhatók. Mindhárom szalagsebesség esetén a függőleges reakcióerő-alapú, kinetikai és az ultrahang-alapú, kinematikai módszerrel meghatározott támaszfázis-időtartamok között erős korreláció mutatható ki ($r_{1,2} = 0,955$, $p_{1,2} < 0,003$; $r_{1,5} = 0,948$, $p_{1,5} < 0,005$; $r_{1,8} = 0,974$, $p_{1,8} < 0,002$), és a regressziós egyenesek meredeksége is 1-hez közeli ($m_{1,2} = 0,955$; $m_{1,5} = 1,009$; $m_{1,8} = 1,002$) (6.3. ábra). A támaszfázis-időtartam különbség átlagának maximális értéke 11,6 ms, a maximális időkülönbség 24,2 ms volt (6.3. táblázat), ami a korábbi kutatások eredményeinél kisebb (Hreljac és Marshall, 2000; Hreljac és Stergiou, 2000).

Az elvégzett mérések és statisztikai elemzések azt mutatják, hogy a *függőleges reakcióerő-alapú, kinetikai és az ultrahang-alapú, kinematikai azonosítási módszerrel számított sarokütés és lábujjfelemelés azonosításának ideje (maximális időkülönbség 19,4 ms), valamint a támaszfázis-időtartam (maximális időkülönbség 24,2 ms) nem tér el szignifikánsan egymástól lassú, normál és gyors tempójú járás esetén (Kiss, 2010a)*. Ennek megfelelően a GaitParameters program (Jurak és Kocsis, 2002) módosításra került: a sarokütés és a lábujjfelemelés azonosításához az ultrahang-alapú, kinematikai azonosítási módszert használja, azaz a tuber calcanei (sarokgumó) és spinea iliaca anterior superior (az elülső csípőtővis) haladási iránnyal párhuzamos (X irányú) koordináta különbség ($X_{calcanei} - X_{ASIS}$) szélsőértékéhez tartozó időpillanathoz rendeli. Ennek következtében az ultrahang-alapú járásvizsgálat során a reakcióerő függőleges komponensének mérésére nincs szükség.

6.3. Az ultrahang-alapú, hirtelen irányváltoztatási teszt megbízhatósági vizsgálata

6.3.1. Előzmények

Az ultrahang-alapú, hirtelen irányváltoztatási teszt és a Lehr-féle csillapítási szám megbízhatóságának elemzéséhez fiatal és idős személyeken két különböző időpontban kell az ultrahang-alapú, hirtelen irányváltoztatási tesztet elvégezni.

A korábbi kutatások (Boer és mtsai, 2010b; Müller és mtsai, 2004) a PosturoMed[®] lapot már használták a hirtelen irányváltoztatás utáni egyensúlyozó képesség vizsgálatára, de a kimozdított helyzetben rögzített lap feloldása után a merev lap 6 másodperc alatt megtett út hosszát mechanikus elmozdulásmérővel (Digimax, Mechatronic, Hamm, Németország) rögzítették, és az egyensúlyozó képességet ezzel jellemezték. A vizsgálat időtartama 8 másodperc volt, a vizsgálatok között 20 másodperc pihenőt tartottak. Nem-teljesítés miatt a vizsgált személyek 8%-át ki kellett zárni. Boer és mtsai (2010b) egészséges, fiatal személy bevonásával vizsgálták a mérés megbízhatóságát úgy, hogy a vizsgálatot 2–3 hét múlva ismételték meg. Megállapították, hogy az egészséges, fiatal személyeknél a megtett út mérésének megbízhatósága megfelelő, de a vizsgálat eredményét lényegesen módosíthatja, ha a mérés időtartama 6 másodperctől eltér. A vizsgálat eredményét a tanulás, az emlékezés kedvező hatása (még a vizsgált személy „nem felejtette el a vizsgálatot”) is befolyásolhatja.

Ezen tapasztalatok alapján a vizsgálat lépéseit módosítottuk (l. az 5.2.2. pont – A vizsgálat lépései): a vizsgálat ideje 5 másodperc (2 másodperc a feloldás előtt és 3 másodperc

a feloldás után), és a pihenés 60 másodperc volt. Az egyensúlyozó képességet a Lehr-féle csillapítási számmal jellemeztük, ami független a vizsgálat időtartamától. A gyakorlás hatásának kiküszöbölésére a vizsgálat megismétlése 7 hét múlva történt. Fontos a vizsgálat megbízhatóságának igazolása idős személyeknél is.

6.3.2. Vizsgált személyek

A vizsgálat egészséges, fiatal csoportját 10 férfi (az életkoruk átlaga $22,7 \pm 3,5$ év; a testmagasságuk átlaga $176,4 \pm 2,8$ cm; a testtömegük átlaga $81,4 \pm 4,2$ kg; a testtömegindexük átlaga $26,2 \pm 2,8$ kg/m²) és 10 nő (az életkoruk átlaga $27,5 \pm 6,3$ év; a testmagasságuk átlaga $161,4 \pm 7,1$ cm; a testtömegük átlaga $62,8 \pm 13,5$ kg; a testtömegindexük átlaga $24,3 \pm 1,7$ kg/m²) alkotta. A vizsgálatba történő beválasztás és kizárás kritériumai – a 65 év feletti életkor, valamint RTG-vel igazolt csípőízületi kopás kivételével – megegyeztek a 4.1 táblázatban megadott kritériumokkal. A lökésteszt eredményeképpen (Hoffman és mtsai, 1998) 2 egészséges, fiatal személy bal oldala, a többi 18 egészséges, fiatal személy jobb oldala volt a domináns.

A vizsgálat egészséges, idős csoportját a csípőízületi kopás hatásvizsgálat kontrollcsoportja adta, amelynek adatait a 4.2. táblázat foglalta össze.

A mozgásvizsgálat előtt elvégzett ortopédiai vizsgálat alapján mind az egészséges, fiatal, mind az egészséges, idős személyek a kritériumoknak megfeleltek, mindkét alsó végtag ízületeinek mozgástartománya, stabilitása, valamint az alsó végtag tengelyállása, izomereje és izomtónusa élettanilag megfelelő volt.

6.3.3. A vizsgálat módja

Minden vizsgált személynél az ultrahang-alapú, hirtelen irányváltoztatási teszt mindhárom részének – két lábon, bal lábon és jobb lábon állás közbeni mérés – elvégzése után (l. az 5.2.2. pontban) a merev lap ultrahang-alapú, mozgásvizsgáló rendszerrel rögzített mozgásából a Lehr-féle csillapítási szám a ProvocationParameters programmal számítható (l. az 5.2.3. pontban). Megbízhatóságának ellenőrzéséhez 7 hét múlva megismételt vizsgálat mérési eredményeiből is számítani kellett a Lehr-féle csillapítási számot. A vizsgálat felépítése lehetővé tette az oldaldominancia, a testtömeg, valamint az életkor hatásának – a fiatal és idős személyek eredményeinek összehasonlításával – az elemzését. Az összes vizsgálatba bevont egészséges, fiatal és egészséges, idős személy a vizsgálat mindhárom részét teljesíteni tudta.

Statisztikai elemzés

A vizsgálati személyek adataiból vizsgálati csoportonként csoportátlag és szórás számolható, a szórások azonosságát F-próba mutatja. A megbízhatósági vizsgálatokhoz 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).

Annak megállapítására, hogy a vizsgált személy testtömege milyen mértékben befolyásolja a Lehr-féle csillapítási számot, a Lehr-féle csillapítási szám és a vizsgált személy testtömege közötti Pearson-féle korrelációs együtthatót (r) lineáris regressziószámítással kell meghatározni.

Az életkor és az oldaldominancia meghatározásához a kétváltozós ANCOVA módszer alkalmazható. A két változó: az életkor (fiatal és idős) és a vizsgálat típusa (két lábon, domináns lábon, nem-domináns lábon állás), kovariánsa a testtömeg volt.

6.3.4. A megbízhatósági vizsgálatának eredménye, következtetések

A Lehr-féle csillapítási szám normális eloszlású, és az F-próba a szórások azonosságát mutatta. A különböző időpontokban elvégzett vizsgálatok mérési eredményeiből számított Lehr-féle csillapítási szám (D , %) a 6.4. táblázatban látható. A Lehr-féle csillapítási szám minden esetben 100%-nál kisebb, 0%-nál nagyobb ($0\% < D < 100\%$) volt, ezért a rugókkal felfüggesztett merev lap mozgása csillapított lengőmozgás (6.4. táblázat).

A különböző időpontban elvégzett mérések eredményeiből számított Lehr-féle csillapítási szám közötti különbség átlaga $0,04\% \pm 0,03\%$ volt, a legnagyobb különbség $0,08\%$ volt (idős férfi nem-domináns lábon állásakor), azaz mindkét csoportnál az eltérés nem volt szignifikáns (6.4. táblázat). A különbség százalékos értéke az alapvizsgálathoz viszonyítva $3,77\% \pm 3,89\%$. A különbség százalékos értéke kisebb, mint Boeer és mtsai (2010b) egészséges, fiatal személyeken végzett vizsgálatának eredménye ($11,13\% \pm 9,47\%$). Ennek valószínűsíthető oka az, hogy a vizsgálatok közötti idő lényegesen hosszabb volt (7 hét) és a tanulás, emlékezés kedvező hatása már kizárható. A különböző időpontokban elvégzett mérések eredményeiből számított Lehr-féle csillapítási számok között erős korreláció ($r_{\text{fiatal}} = 0,998$, $p_{\text{fiatal}} < 0,0084$; $r_{\text{idős}} = 0,978$, $p_{\text{idős}} < 0,0094$) mutatható ki, és a regressziós egyenesek meredeksége is 1-hez közeli ($m_{\text{fiatal}} = 0,998$, $m_{\text{idős}} = 0,999$) volt (6.4. ábra). Ezek alapján megállapítható, hogy a vizsgálat és a dinamikus egyensúlyozó képesség jellemzésére használt Lehr-féle csillapítási szám megbízhatósága megfelelő.

6.4. táblázat

Egészséges, fiatal és egészséges, idős személyek esetén különböző időpontban végzett ultrahang-alapú, hirtelen irányváltoztatási teszt eredményeiből számított Lehr-féle csillapítási szám (D , %)

Vizsgálatok	Egészséges, fiatal személyek			Egészséges, idős személyek		
	két lábon álláskor	dominás lábon álláskor	nem-domináns lábon álláskor	két lábon álláskor	dominás lábon álláskor	nem-domináns lábon álláskor
Alapvizsgálat	5,20 ±0,25	5,09 ±0,23	4,17 ±0,14 ^{#,§}	4,66 ±0,33 ^k	4,14 ±0,36 ^k	3,02 ±0,39 ^{#,§,k}
Ismételt vizsgálat	5,23 ±0,26	5,10 ±0,20	4,18 ±0,18 ^{#,§}	4,60 ±0,35 ^k	4,09 ±0,38 ^k	2,97 ±0,41 ^{#,§,k}
Különbség	0,02 ±0,02	0,02 ±0,02	0,02 ±0,01	0,05 ±0,06	0,06 ±0,07	0,04 ±0,04

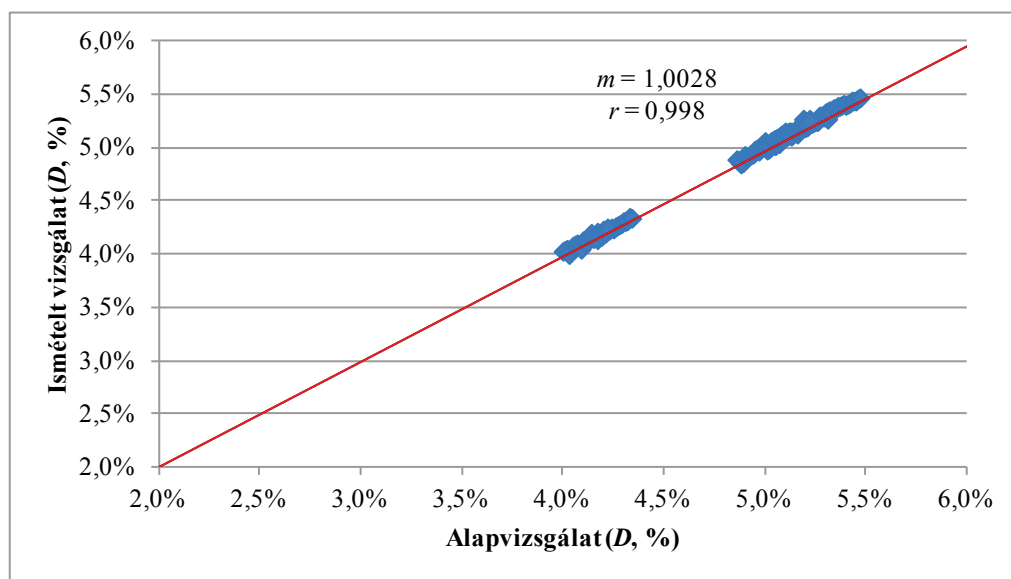
Jelmagyarázat:

#: szignifikáns különbség a domináns lábon állás és a nem-domináns lábon állás közben végzett mérés adataiból számított Lehr-féle csillapítási szám között; §: szignifikáns különbség a két lábon állás és a nem-domináns lábon állás közben végzett mérés adataiból számított Lehr-féle csillapítási szám között; k: szignifikáns különbség az egészséges, fiatal és egészséges, idős személyek mérési adataiból számított Lehr-féle csillapítási számai között

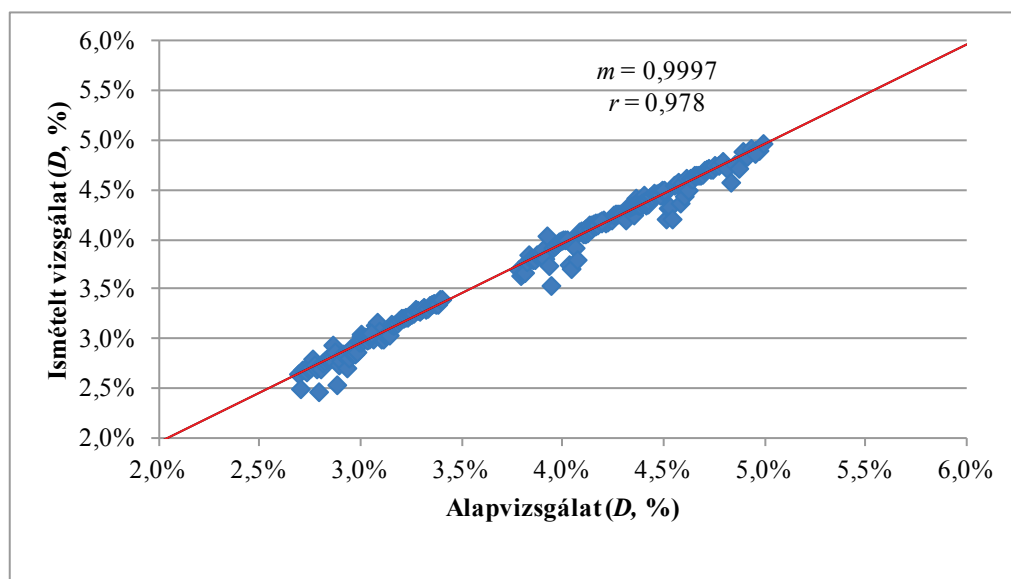
A Lehr-féle csillapítási szám képletében ($D = \frac{k}{2m\alpha}$) a merev lap és a vizsgált személy együttes tömege (m) megtalálható. Ebben az esetben a kérdés: A Lehr-féle csillapítási számot a vizsgált személy tömege lényegesen befolyásolja-e, vagy hatása az egyensúlyozó képesség hatásához képest elhanyagolható? Ennek eldöntéséhez mind az egészséges, fiatal, mind az egészséges, idős csoportnál a vizsgált személy testtömege és a Lehr-féle csillapítási szám közötti Pearson-féle korrelációs együtthatót (r) kell számítani. A két érték közötti korreláció gyenge ($r_{\text{fiatal}} = 0,14$, $p_{\text{fiatal}} < 0,032$; $r_{\text{idős}} = 0,18$, $p_{\text{idős}} < 0,021$), ezt a kovariansz vizsgálat is megerősítette ($p = 0,429$). Maki és McIlroy (1996) statikus stabilometriás vizsgálat alapján megállapították, hogy az egyensúlyozó képességet a testtömeg nem befolyásolja. Vizsgálataink ezt hirtelen irányváltoztatás utáni egyensúlyozó képesség esetén is bizonyították.

Arokoski és mtsai (2006) eredményei szerint az állásstabilitást nem befolyásolja, hogy vizsgálat a domináns vagy a nem-domináns lábon történik. Ezzel ellentétben Boeer és mtsai (2010b) eredményei azt mutatták, hogy PosturoMed[©] használata esetén a dinamikus egyensúlyozó képességet az oldaldominancia meghatározza. Mérési eredményeink ezzel megegyeznek, mert az egészséges, idős és egészséges, fiatal személyek vizsgálati eredményei egyaránt azt mutatták, hogy a hirtelen irányváltoztatás utáni teszt mérési adataiból számított Lehr-féle csillapítási számot szignifikánsan befolyásolta az oldaldominancia, azaz a vizsgált

személy a domináns vagy a nem-domináns oldalán állt ($p_{\text{fiatal}} = 0,001$, $p_{\text{idős}} = 0,006$) (6.4. táblázat).



a)



b)

6.4. ábra

A Lehr-féle csillapítási szám (D, %) minden egyes vizsgált személy összes vizsgálata esetén

a) egészséges, fiatal személyek;

b) egészséges, idős személyek

(m : a regressziós egyenes meredeksége, r : a korrelációs együttható)

Az életkor hatásának elemzése a fiatal és idős személyek eredményeinek összehasonlításával történt. Idős személyeknél mindhárom vizsgálat mérési adataiból számított Lehr-féle csillapítási szám szignifikánsan kisebb volt ($p_{\text{két láb}} = 0,008$,

$p_{\text{domináns}} = 0,0003$, $p_{\text{nem-domináns}} = 0,0002$), mint a fiatal személyek jellemzői (6.4. táblázat), azaz az életkor szignifikánsan befolyásolta a hirtelen irányváltatás utáni egyensúlyozó képességet (6.4. táblázat). Ez megegyezik Prieto és mtsai (1996), valamint Vereeck és mtsai (2008) állásstabilitási vizsgálatok mérési eredményeiből és Broeer és mtsai (2010a) a PosturoMed[©] eszközzel végzett vizsgálat eredményeiből tett megállapításaival. Az életkor növekedésével az elesés kockázata nő (Liu-Ambrose és mtsai, 2004; Nevitt és mtsai, 1989, Robbins és mtsai, 1989), melynek vélhetően az egyik magyarázata a hirtelen irányváltatás utáni egyensúlyozó képességnek az életkor előrehaladtával való csökkenése.

Az ultrahang-alapú, hirtelen irányváltatási teszt egészséges, fiatal és egészséges, idős személyeknél is alkalmazható, mert a feladatot minden személy el tudta végezni, és a mozgásba hozott rugókkal felfüggesztett merev lapot csillapítani tudta. *Az ultrahang-alapú, hirtelen irányváltatási teszttel és a mérési eredményekből számított Lehr-féle csillapítási számmal a dinamikus egyensúlyozó képesség (dinamikus egyensúly megtartása) modellezhető, a kisebb érték rosszabb egyensúlyozó képességet jelenti. A dinamikus egyensúlyozó képességet a testtömeg nem, de az oldaldominancia és az életkor szignifikánsan befolyásolja (Kiss, 2010e; 2011a).* Az eredmények arra is rávilágítottak, hogy az egyensúlyozó képesség élettani romlásának következtében az egyensúlyozó képességet befolyásoló hatásokat idős személyeknél részletesebben kell vizsgálni.

7. A mozgás jellemzésére használt paramétereket befolyásoló hatások elemzése

A mozgástani tudományos kutatások esetén a bevétel és kizárás kritériumainak, a vizsgálandó csoportok összetételének, a vizsgálat felépítésének megtervezéséhez elengedhetetlen annak ismerete, hogy a mozgásvizsgáló rendszerrel mért jellemzőkből számított paramétereket milyen hatások és milyen mértékben befolyásolják. A disszertáció fő célja a csípőízületi kopás hatásának vizsgálata, így a különböző hatások szerepét csak idős személyeknél mutatom be.

7.1. A járásmintát és a járásszabályosságot befolyásoló hatások

A járásmintát leíró kinematikai jellemzőket és a járás szabályosságát leíró járásváltozékonysági paramétereket elsősorban a járás sebessége befolyásolhatja. *Az első feladat a vizsgált sebességtartomány meghatározása.* Egészséges, idős és csípőízületi vagy térdízületi kopásban szenvedő, idős személyeknél *Möckel és mtsai (2003)* igen szűk sebességtartományban (0,5 – 0,72 m/s) elemezték a járássebesség hatását a járás kinematikai paramétereire. Kutatócsoportunk, vezetésemmel, szintén egészséges, idős és csípőízületi vagy térdízületi kopásban szenvedő, idős személyeknél a tágabb sebességtartományban (0,27 – 1,2 m/s) vizsgálta a járássebesség hatását a járás kinematikai és kinetikai paramétereire (l. a *Bejek és mtsai, 2006*).

Jelen kutatásban a vizsgálatba bevont sebességtartomány meghatározása futófolyosón történő vizsgálattal történt. A kontrollcsoport *futófolyosón mért, szabadon választott sebessége* ($1,17 \pm 0,12$ m/s; tartomány 0,73 – 1,7 m/s) megegyezett az irodalomban található eredményekkel (*Dubost és mtsai, 2006; Hollman és mtsai, 2007; Kang és Dingwell, 2008b*). A kisméretű és nagyméretű csípőízületi kopásban szenvedő, idős betegek szabadon választott sebessége (kisméretű: $1,09 \pm 0,21$ m/s; tartomány 0,64 – 1,33 m/s; nagyméretű: $0,83 \pm 0,17$ m/s; tartomány 0,54 – 1,13 m/s) is az irodalmi adatokéhoz hasonlított (*Bennett és mtsai, 2008; Mont és mtsai, 2007; Möckel és mtsai, 2003; Wall és mtsai, 1981*). A kisméretű csípőízületi kopásban szenvedő, idős betegek szabadon választott sebessége szignifikánsan nem különbözik a kontrollcsoport szabadon választott sebességétől ($p = 0,17$). Ez elsősorban azzal magyarázható, hogy a kisméretű csípőízületi kopás következtében még nem alakult ki a csípőízület egytengelyű mozgása, az ízület körüli izmok ereje lényegesen nem csökkent, azaz

a kisfokú csípőízületi kopásban szenvedő, idős betegeknél az ellenoldali ízületek és a medence megnövekedett mozgástartománya elegendő a normálshoz közeli járássebesség fenntartásához (Dujardin és mtsai, 1998; Watelain és mtsai, 2001). A nagyfokú csípőízületi kopásban szenvedő, idős betegek szabadon választott sebessége szignifikánsan kisebb, mint a kontrollcsoport szabadon választott sebessége ($p = 0,009$), ami a korábbi kutatások eredményeivel megegyezik (Bennett és mtsai, 2008; Mont és mtsai, 2007; Möckel és mtsai, 2003; Wall és mtsai, 1981).

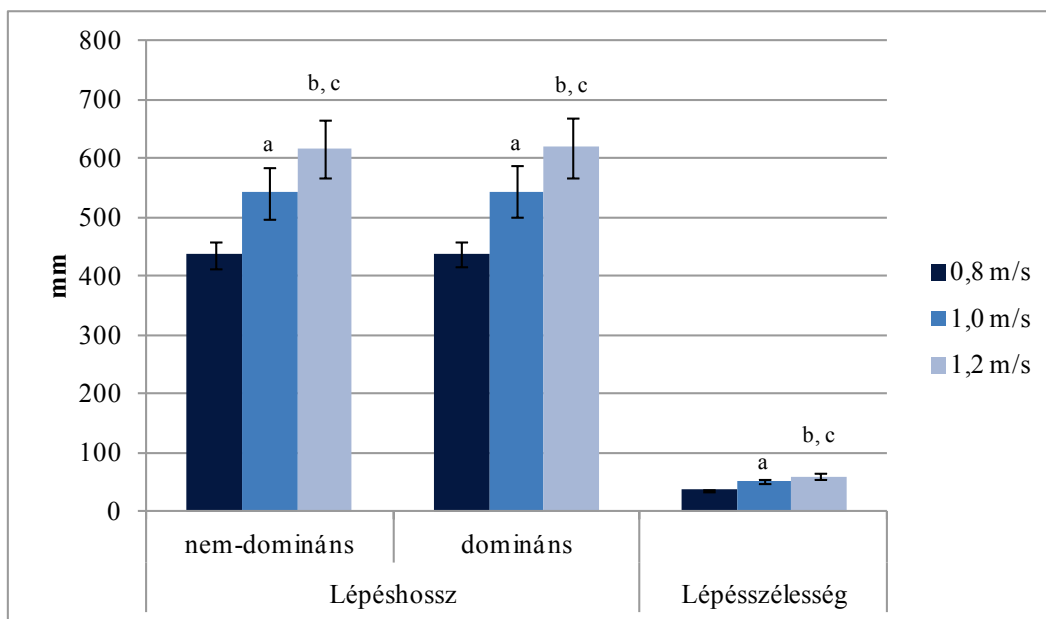
A futófolyosón végzett vizsgálatok alapján jelen kutatásban a járássebesség hatását a járásmintát jellemző kinematikai paraméterekre és a járás szabályosságát jellemző járásváltozékonysági paraméterekre 0,8–1,2 m/s közötti sebességtartományban célszerű vizsgálni, a futópadon végzett vizsgálatokhoz használt kontrollált sebességeket 0,8 m/s, 1,0 m/s és 1,2 m/s szalagsebességekként célszerű megválasztani.

7.1.1. Vizsgált személyek, a vizsgálat módszere

A járássebesség hatásának vizsgálata a kontrollcsoport tagjain történt, demográfiai és antropometriai adataikat a 4.2 táblázat tartalmazza. Mindhárom szalagsebesség esetén az 5.1. pontban leírt módon folyt az ultrahang-alapú járásvizsgálat, a mért adatokból a járásmintát jellemző távolság-, idő- és szögjellegű paraméterek, valamint a járásváltozékonysági paraméterek mint a távolság- és időjellegű paraméterek szórása, és a szögjellegű paraméterek átlagos szórása került meghatározásra. A számított adatok statisztikai elemzése az ismételt méréshez tartozó ANOVA-moddal történt, ahol szükséges post hoc vizsgálattal kiegészítve. Az ismételt mérést a szalagsebesség három szintje 0,8 m/s, 1,0 m/s, valamint 1,2 m/s adta.

7.1.2. Járássebesség hatásvizsgálatának eredményei, következtetések

A számított jellemzőket a 7.1–7.6. ábrán, míg a statisztikai számítások eredményei a Függelék F3–F4. táblázataiban találhatók.



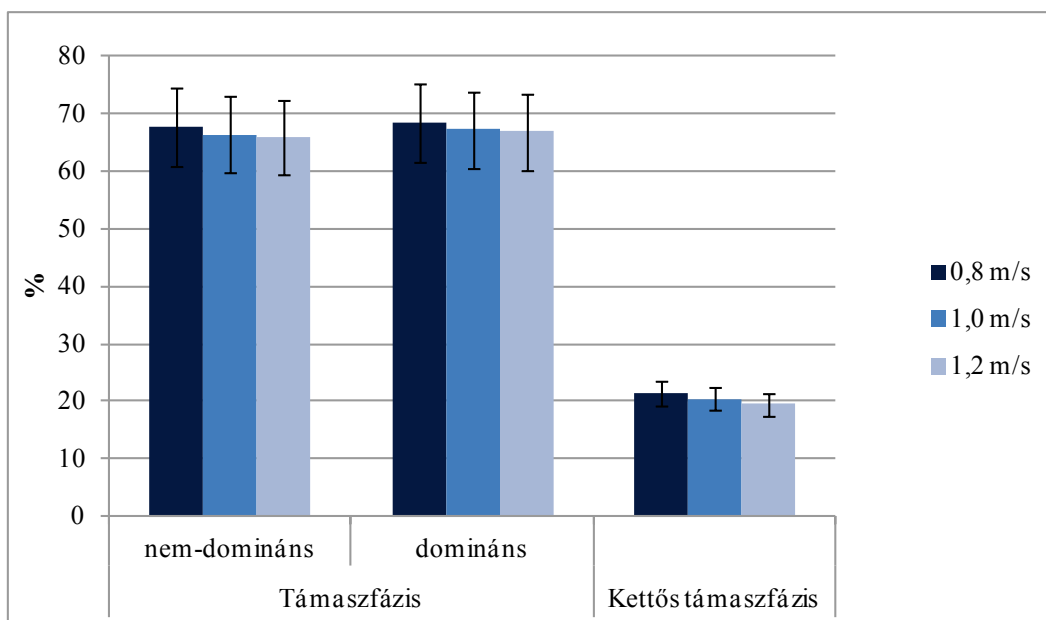
7.1. ábra

Egészséges, idős személyek ultrahang-alapú járásvizsgálattal mért értékeiből számított lépéshossz és lépésszélesség különböző szalagsebesség esetén

A numerikus értékek az F1. táblázatban, a szignifikanciaszintek az F3. táblázatban találhatóak.

Jelmagyarázat:

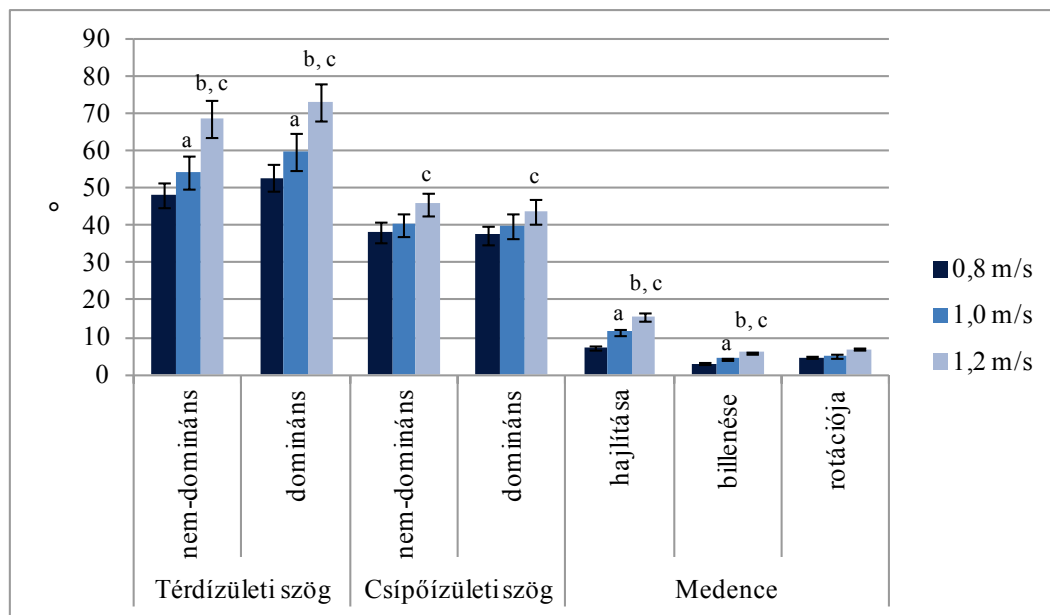
a: szignifikáns különbség a 0,8 m/s és az 1,0 m/s szalagsebességű járás jellemzői között; b: szignifikáns különbség az 1,0 m/s és az 1,2 m/s szalagsebességű járás jellemzői között; c: szignifikáns különbség a 0,8 m/s és az 1,2 m/s szalagsebességű járás jellemzői között



7.2. ábra

Egészséges, idős személyek ultrahang-alapú járásvizsgálattal mért értékeiből számított támaszfázis-időtartam és kettős támaszfázis-időtartam különböző szalagsebesség esetén

A numerikus értékek az F1. táblázatban, a szignifikanciaszintek az F3. táblázatban, a jelmagyarázat a 7.1 ábránál található

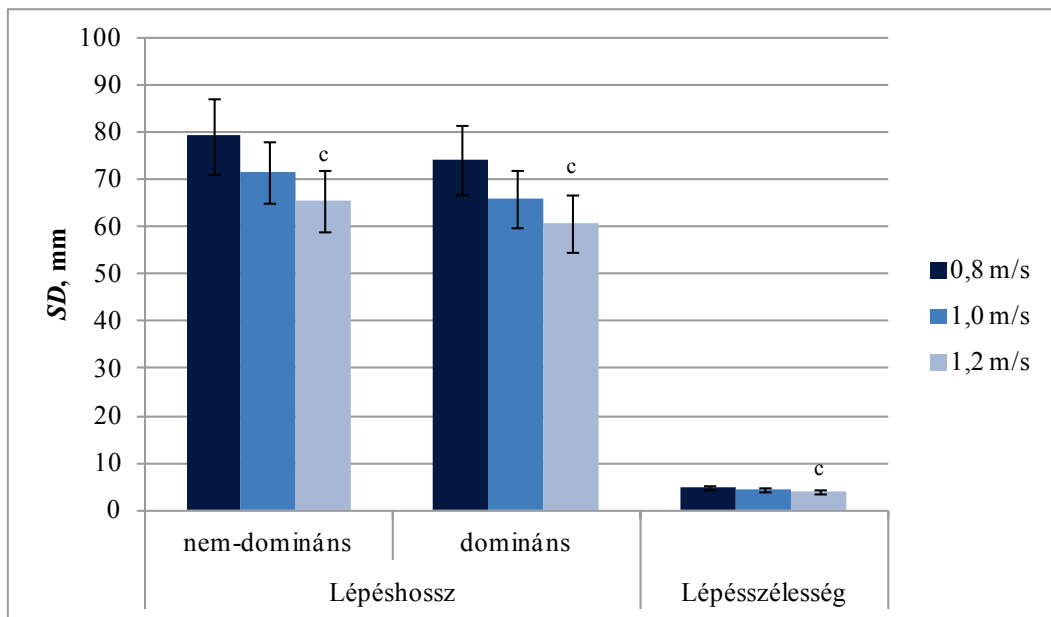


7.3. ábra

Egészséges, idős személyek ultrahang-alapú járásvizsgálattal mért értékeiből számított szögjellegű változók különböző szalagsebesség esetén

A numerikus értékek az F1. táblázatban, a szignifikanciaszintek az F3. táblázatban, a jelmagyarázat a 7.1 ábránál található

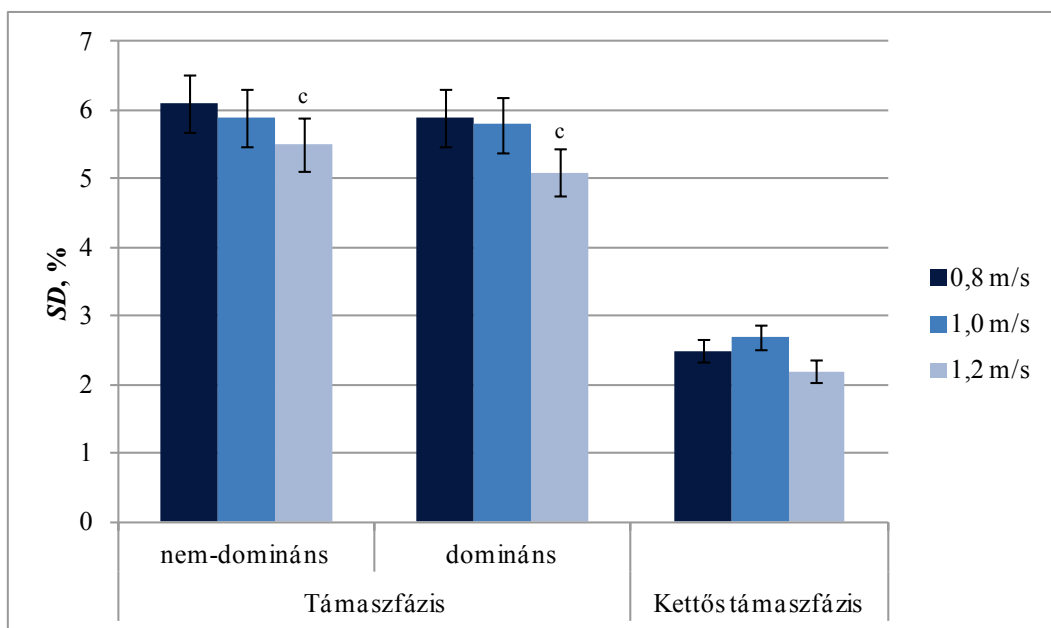
A járásmintát leíró kinematikai változók elemzéséből látható, hogy a szalagsebesség növekedésével a paraméterek értékei – a támaszfázis-időtartam és a kettős támaszfázis-időtartam kivételével – növekedtek (7.1 – 7.3. ábra). A jellemzők értékeléséből megállapítható, hogy a járássebesség növelését az egészséges személyek a lépéshossz növelésével érik el (7.1. ábra), amelyet a térdízületi szög és a medencehajlítás és -billenés mozgástartományának szignifikáns növelésével biztosítanak (7.3. ábra). A szalagsebesség nagymértékű változásakor (0,8 m/s vs 1,2 m/s) a sebesség növeléséhez a lépésfrekvencia és a csípőízületi szög mozgástartományának növelése is szükséges (7.3. ábra). A járás stabilitásának növelése érdekében a szalagsebesség növekedésével a lépésszélesség szignifikánsan nőtt (7.1. ábra). Az egészséges, idős személyeknél a járás szimmetriája megtartott, szignifikáns különbséget a két oldal között nem lehet kimutatni ($p > 0,12$) egyik szalagsebesség esetén sem. A kapott eredmények a korábbi kutatás eredményeihez hasonlóak (Möckel és mtsai, 2003).



7.4. ábra

Egészséges, idős személyek ultrahang-alapú járásvizsgálattal mért értékeiből számított lépéshossz és lépésszélesség szórása különböző szalagsebesség esetén

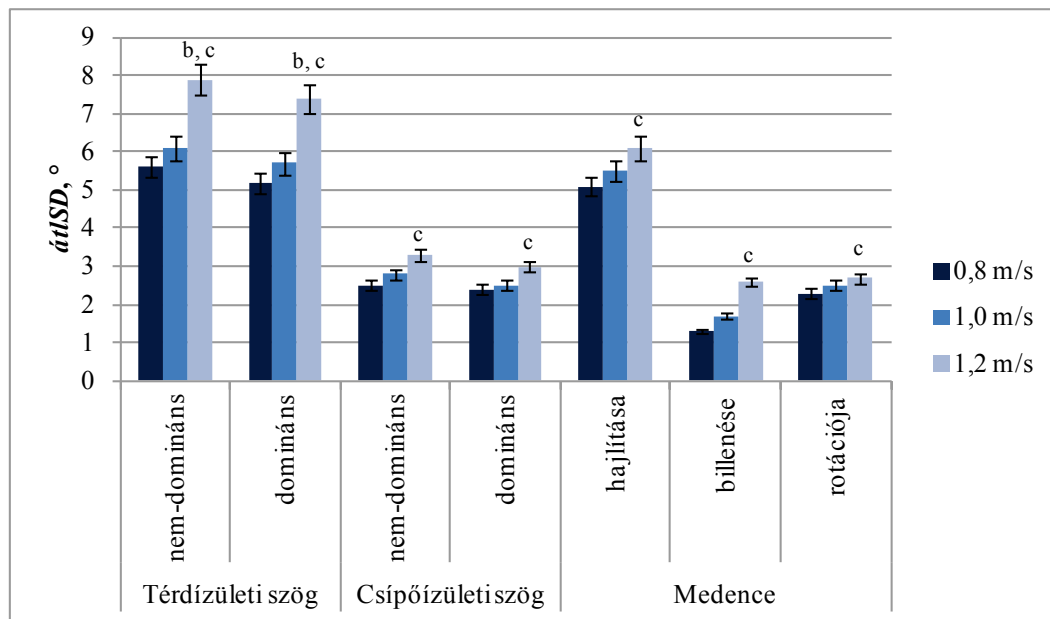
A numerikus értékek az F2. táblázatban, a szignifikanciaszintek az F4. táblázatban, a jelmagyarázat a 7.1 ábránál található



7.5. ábra

Egészséges, idős személyek ultrahang-alapú járásvizsgálattal mért értékeiből számított támaszfázis-időtartam és kettős támaszfázis-időtartam szórása különböző szalagsebesség esetén

A numerikus értékek az F2. táblázatban, a szignifikanciaszintek az F4. táblázatban, a jelmagyarázat a 7.1 ábránál található



7.6. ábra

Egészséges, idős személyek ultrahang-alapú járásvizsgálattal mért értékeiből számított szögjellegű változók átlagos szórása különböző szalagsebesség esetén

A numerikus értékek az F2. táblázatban, a szignifikanciaszintek az F4. táblázatban, a jelmagyarázat a 7.1 ábránál található

A járás szabályosságát leíró *járásváltozékonysági* paraméterek elemzésével a kép már jóval árnyaltabb. A járásképp változékonysági paraméterei, azaz a távolság- és időjellegű paraméterek szórása, egészséges, idős személyeknél a szabadon választott sebesség környezetében (1,2 m/s) volt a legkisebb (7.4. és 7.5. ábra). Szignifikáns különbség csak a 0,8 m/s és 1,2 m/s szalagsebességű járás összehasonlításánál mutatható ki (7.4. és 7.5. ábra). Ez a megállapítás megegyezik a korábbi kutatások eredményeivel (Jordan és mtsai, 2007; Kang és Dingwell, 2008a; 2008b). Az ízületi mozgás változékonysági paraméterei, azaz a szögjellegű paraméterek átlagos szórása, az egészséges, idős személyeknél a szabadon választott sebesség környezetében volt a legnagyobb (7.6. ábra). A különbség szignifikáns volt minden változó esetén 0,8 m/s és 1,2 m/s szalagsebesség összehasonlításakor. 1,0 m/s és 1,2 m/s szalagsebesség összehasonlításakor a különbség csak a térdízületi szög átlagos szórása esetén volt szignifikáns (7.6. ábra).

A továbbiakban a *járásszabályossága szempontjából optimális az a sebesség, ahol a távolság- és időjellegű változók szórása a legkisebb, a szögjellegű változók átlagos szórása a legnagyobb.*

Az eredmények azt is mutatják, hogy a távolság- és időjellegű paraméterek szórása növekedett, ha a szalagsebesség eltért a szabadon választott sebesség értékétől, míg a szögjellegű változók átlagos szórása csökkent, azaz a változás tendenciája ellentétes. A

változás ellentétes tendenciájának magyarázatához vizsgáljuk meg, mit modellez a távolság- és időjellegű paraméterek szórása, valamint a szögjellegű változók átlagos szórása.

A távolság- és időjellegű paraméterek a járásképet jellemzésére szolgálnak, azaz a jellemzők szórása a járásképet szabályosságát jellemzi. Ha a távolság- és időjellegű változók szórása kicsi, akkor a járás képe lépésről lépésre szabályosan, kis eltéréssel ismétlődik meg. Ekkor a járásképet összehangolt, automatikus és ritmikus (*Dubost és mtsai, 2006; Hausdorff, 2005; Heiderscheit, 2000; Newell és Corcos, 1993; Nutt és mtsai, 1993*). A járásképet változékonysági paramétereinek növekedése, azaz a járásképet szabályosságának romlása az elesés kockázatának a növekedését is jelentheti, azaz az instabilitás egyik indexe lehet (*England és Granata, 2007; Fuchs és Kelso, 1994; Hausdorff és mtsai, 2001; Heiderscheit, 2000; Lord és mtsai, 1996; Newell és Corcos, 1993*). Ezt támasztja alá az is, hogy a lépéshossz és lépésszélesség szórása szignifikánsan nagyobb azon személyeknél, akik egy hónapon belül legalább ötször estek el, mint az azonos korú, de egy hónapon belül el nem esett személyek értékei (*Hausdorff és mtsai, 2001; Hausdorff, 2005*).

Az ízületi mozgás szabályosságát jellemző járásváltozékonysági paraméter a szögjellegű változók átlagos szórása. A szögjellegű változók magasabb átlagos szórása a jobb ízületi flexibilitásra utal. Az ízület jobb flexibilitása lehetőséget ad a lépésről lépésre történő folyamatos korrigálásra, egyes ízületek, egyes testrészek mozgásának összehangolására, koordinálására, azaz a koordinált, ritmikus járásképet létrehozására. A koordinált, ritmikus járásképet létrehozásában a flexibilis ízületek szerepe elengedhetetlen (*Heiderscheit, 2000*), azaz a szögjellegű változók magasabb átlagos szórása a kedvezőbb.

A leírtak alapján célszerű a harmonikus járás definícióját módosítani: *A járás harmonikus, ha a járásképet szabályosságát jellemző távolság- és időjellegű paraméterek szórása kicsi, de az ízület flexibilitását jellemző szögjellegű paraméterek átlagos szórása magas.*

Beauchet és mtsai (2007) korábbi kutatások (*England és Granata, 2007; Hausdorff és mtsai, 2001; Heiderscheit, 2000; Maki, 1997; Newell és Corcos, 1993*) eredményei alapján elméleti levezetéssel egészséges, fiatal személyeknél bizonyították, hogy a távolság- és időjellegű változók szórásának növekedése a szögjellegű változók átlagos szórásának csökkenésével együttesen jelenti a járás harmóniájának rosszabbodását. Jelen kutatás mérési eredményei a fenti megállapítást egészséges, idős személyek esetén bizonyították. Jelen kutatás mérési eredményei alapján az egészséges, idős személyeknél a távolság- és időjellegű változók szórása nőtt, a szögjellegű változók átlagos szórása csökkent, ha a szalagsebesség a szabadon választott sebességtől eltért (7.4 – 7.6. ábra). Ez alapján *a szabadon választott sebességtől való eltérés következtében a járás harmóniája, biztonsága romlik. Ez azt is jelentheti, ha a járássebesség csökken vagy nő a szabadon választott kényelmes sebességhez képest, akkor az elesés kockázata nő.*

Míg a járásmintát jellemző paraméterek – a támaszfázis-időtartam és a kettős támaszfázis-időtartam kivételével – már kismértékű sebességnövekedés következtében

szignifikáns változást mutattak (7.1 – 7.3. ábra), addig a járásváltozékonysági jellemzők esetén csak a sebesség nagymértékű változása okoz szignifikáns változást (7.4 – 7.6. ábra). Kivétel a térdízületi szög átlagos szórása, ami már 1,0 m/s és 1,2 m/s szalagsebességű járás összehasonlításakor szignifikáns eltérést mutatott (7.6. ábra). Ez alapján megállapítható, hogy az egészséges, idős személyeknél a járássebesség növelésében a térdízület mozgásának szerepe döntő, a térdízület megfelelő flexibilitásával a térdízületi szög mozgástartománya növekszik, amellyel a járás gyorsításához szükséges lépéshossz növelhető.

Összefoglalásként megállapítható, hogy *a járás sebessége mind a járásmintát jellemző kinematikai, mind a járás szabályosságát jellemző járásváltozékonysági paramétereket szignifikánsan befolyásolja. A járásváltozékonysági jellemzők elemzése rávilágított arra, hogy a járásvizsgálatot nem elegendő egy kontrollált sebességen végezni, hanem a vizsgálatba bevont összes csoport szabadon választott, kényelmes sebességén el kell végezni. Az így megválasztott szalagsebességeken végzett vizsgálatok eredményeinek elemzésével a járás harmóniájában bekövetkező változások is vizsgálhatók (Bejek és mtsai, 2006; Kiss, 2010b; 2010d).*

7.2. A hirtelen irányváltatás utáni egyensúlyozó képességet befolyásoló hatások

Az ultrahang-alapú, hirtelen irányváltatási teszt és a mérési eredményekből (a merev lap mozgásából) számítható Lehr-féle csillapítási szám megbízhatóságának elemzésekor igazolható volt, hogy a dinamikus egyensúlyozó képességet a testtömeg nem, de az oldaldominancia és az életkor szignifikánsan befolyásolja (l. a 6.3. pontban). Az egészséges, idős személyeknél részletesebb, nagyobb populációra kiterjedő vizsgálatot célszerű végezni.

7.2.1. Vizsgált személyek, vizsgálat módszere

Egészséges, idős személyeknél a dinamikus egyensúlyozó képességet befolyásoló hatások közül vizsgáltuk: a vizsgált személy nemét, életkorát és antropometriai tulajdonságai közül a testtömegindexet (BMI: Body Mass Index). A csípőízületi kopásban szenvedő, idős betegek nagy része azonban magasabb testtömegindexű, ezért célszerűnek látszott egy szélesebb testtömegindex-tartomány vizsgálata.

A vizsgálati csoportot alkotó 87 egészséges, idős férfi (az életkor átlaga: $73,9 \pm 6,9$ év; a testmagasság átlaga: $166,4 \pm 11,6$ cm; a testtömeg átlaga: $75,1 \pm 9,7$ kg; a

testtömegindex átlaga: $26,9 \pm 4,6 \text{ kg/m}^2$) és 90 egészséges, idős nő (az életkor átlaga: $73,4 \pm 8,1$ év; a testmagasság átlaga: $163,1 \pm 9,7$ cm; a testtömeg átlaga: $71,1 \pm 6,5$ kg; a testtömegindex átlaga: $26,8 \pm 8,7 \text{ kg/m}^2$) az életkor és a testtömegindex (BMI) alapján további 3-3 csoportra osztható (7.1. táblázat). A lökésteszt (Hoffman és mtsai, 1998) eredménye, hogy a vizsgált személyek közül 21 egészséges, idős férfi és 14 egészséges, idős nő bal oldala, míg 66 egészséges, idős férfi és 76 egészséges, idős nő jobb oldala volt a domináns.

7.1. táblázat

Az egyensúlyozó képességet befolyásoló hatások meghatározásához az egészséges, idős férfiak és nők felosztása életkor és testtömegindex (BMI) alapján

	Nem	Férfi			Nő		
	Életkor (év)	65 – 69	70 – 74	75 – 79	65 – 69	70 – 74	75 – 79
BMI	$<25 \text{ kg/m}^2$	9	9	9	10	10	10
	$25 - 30 \text{ kg/m}^2$	10	10	10	10	10	10
	$>30 \text{ kg/m}^2$	10	10	10	10	10	10

Minden vizsgált személynél az 5.2.2. pontban leírt módon két lábon, domináns és nem-domináns lábon állás közben történt az ultrahang-alapú, hirtelen irányváltóztatási teszt. Mindhárom típusú mérés eredményeiből a Lehr-féle csillapítási szám (l. az 5.2.3. pontban) került meghatározásra. A számított adatokból egymintás, párosított t-próbával az oldaldominancia hatás, kétmintás t-próbával a vizsgált személy nemének hatása elemezhető. A testtömegindex (BMI) és az életkor hatásának elemzése a lineáris regresszióvizsgálattal számított Pearson-féle korrelációs együtthatóval (r) történt.

7.2.2. Eredmények és következtetések

Az ultrahang-alapú, hirtelen irányváltóztatási teszt eredményeiből számított Lehr-féle csillapítási szám (D , %) a 7.2. táblázatban látható.

Az oldaldominancia hatása: Ebben a vizsgálatban kapott eredmények a 6.3. pontban ismertetett eredményekkel megegyezők. A domináns lábon történő állás közben mért értékekből számított Lehr-féle csillapítási szám szignifikánsan nem tért el a két lábon állás

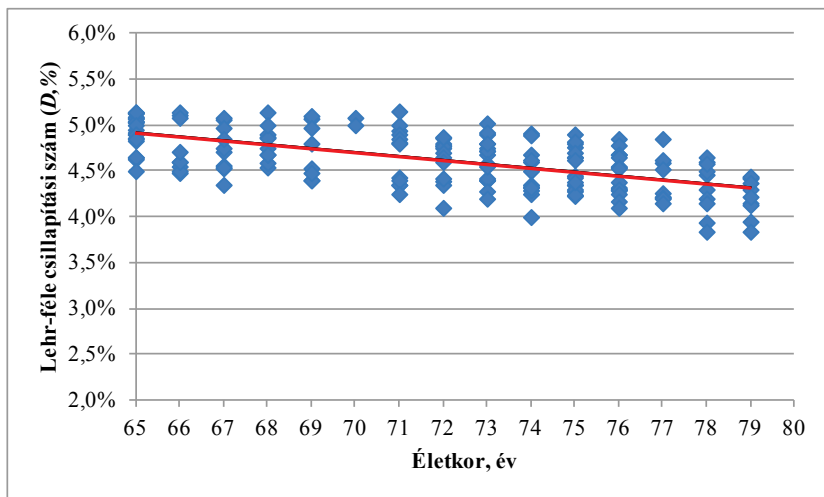
közben mért értékektől ($p > 0,113$), de szignifikánsan eltért a nem-domináns oldalon mért értékektől ($p < 0,009$). Az eltérés szintén szignifikáns volt a domináns és nem-domináns lábón állás közben mért értékek között ($p < 0,001$).

7.2. táblázat
 Ultrahang-alapú, hirtelen irányváltoztatási teszt
 mérési adataiból számított Lehr-féle csillapítási szám (D, %)
 a nemek, az életkor és a testtömegindex (BMI) osztásban

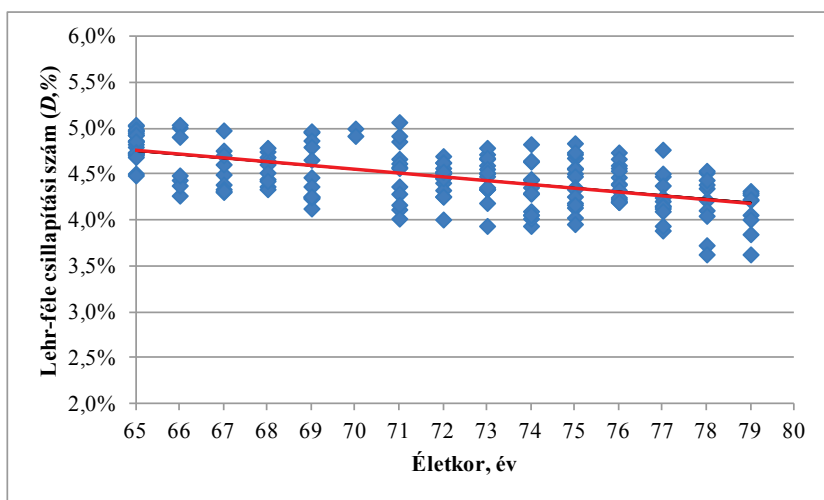
Nem	BMI	Életkor								
		65–69 év			70–74 év			75–79 év		
		két lábón	domináns lábón	nem-domináns lábón	két lábón	domináns lábón	nem-domináns lábón	két lábón	domináns lábón	nem-domináns lábón
Férfi	<25 kg/m ²	4,56 ±0,32	4,34 ±0,35	2,88 ±0,41 #,\$	4,35 ±0,28	4,12 ±0,31	2,60 ±0,34 #,\$	4,10 ±0,31	3,89 ±0,32	2,39 ±0,39 #,\$
	25–30 kg/m ²	4,63 ±0,30	4,47 ±0,29	2,89 ±0,39 #,\$	4,39 ±0,31	4,30 ±0,35	2,71 ±0,29 #,\$	4,21 ±0,33	4,14 ±0,34	2,48 ±0,41 #,\$
	>30 kg/m ²	4,75 ±0,35	4,61 ±0,32	2,94 ±0,39 #,\$	4,43 ±0,39	4,37 ±0,31	2,79 ±0,34 #,\$	4,29 ±0,28	4,20 ±0,29	2,51 ±0,35 #,\$
Nő	<25 kg/m ²	4,92 ±0,28 g	4,71 ±0,31 g	3,34 ±0,37 #,\$,g	4,77 ±0,31 g	4,53 ±0,34 g	3,09 ±0,31 #,\$,g	4,53 ±0,29 g	4,39 ±0,31 g	2,93 ±0,34 #,\$,g
	25–30 kg/m ²	4,97 ±0,29 g	4,80 ±0,30 g	3,40 ±0,38 #,\$,g	4,81 ±0,34 g	4,58 ±0,33 g	3,21 ±0,35 #,\$,g	4,59 ±0,30 g	4,48 ±0,33 g	2,97 ±0,36 #,\$,g
	>30 kg/m ²	5,09 ±0,32 ^g	4,99 ±0,33 g	3,49 ±0,35 #,\$,g	4,91 ±0,33 g	4,83 ±0,34 g	3,25 ±0,33 #,\$,g	4,63 ±0,31 g	4,55 ±0,33 g	3,03 ±0,33 #,\$,g

Jelmagyarázat:

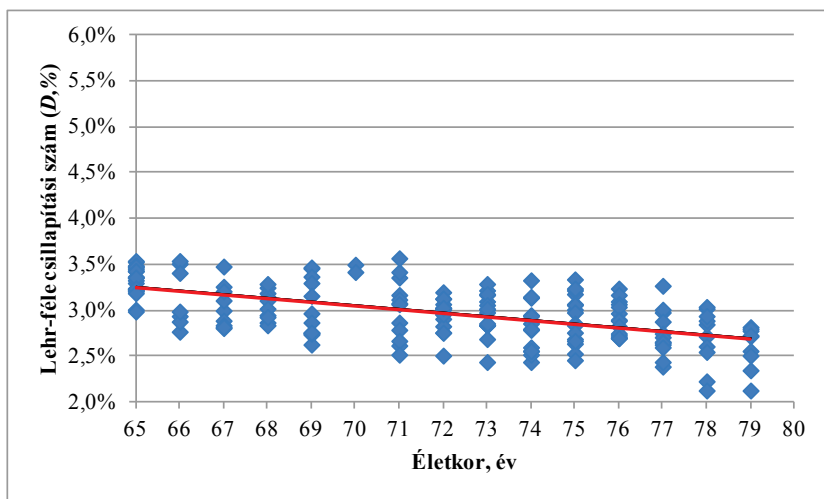
#: szignifikáns különbség a domináns lábón állás és a nem-domináns lábón állás közben végzett mérés adataiból számított Lehr-féle csillapítási szám között; \$: szignifikáns különbség a két lábón állás és a nem-domináns lábón állás közben végzett mérés adataiból számított Lehr-féle csillapítási szám között; g: szignifikáns különbség a férfiak és a nők mérés adataiból számított Lehr-féle csillapítási szám között



a)



b)



c)

7.7. ábra

Az életkor és a Leher-féle csillapítási szám közötti összefüggés

a) két lábon álláskor végzett vizsgálat;

b) domináns lábon álláskor végzett vizsgálat;

c) nem-domináns lábon álláskor végzett vizsgálat esetén

A testtömegindex (BMI) hatása: A különböző testtömegindexű csoportok eredményeinek elemzése megerősítette a 6.3. pontban tett megállapítást, hogy a testtömeg a dinamikus egyensúlyozó képességet és az azt jellemző Lehr-féle csillapítási számot nem befolyásolja. A Lehr-féle csillapítási szám a testtömegindex növekedésével növekszik (7.2. táblázat), de szignifikáns különbség nem volt kimutatható ($p > 0,107$), és a Lehr-féle csillapítási szám és a testtömegindex közötti korreláció gyenge ($r_{\text{férfi}} = 0,17$; $p_{\text{férfi}} < 0,017$, $r_{\text{nő}} = 0,21$; $p_{\text{nő}} < 0,011$). Jelen kutatás megerősíti *Maki és McIlroy (1996)* azon megállapítását, hogy az egyensúlyozó képesség a szabályozórendszer komplex működésének eredménye, amelyet a testtömeg nem befolyásol.

A vizsgált személy nemének hatása: Nőknél a két lábon állás közben ($p_{65-69} = 0,009$; $p_{70-74} = 0,008$; $p_{75-79} = 0,007$), a domináns lábon állás közben ($p_{65-69} = 0,006$; $p_{70-74} = 0,003$; $p_{75-79} = 0,001$) és a nem-domináns lábon állás közben mért adatokból számított Lehr-féle csillapítási szám ($p_{65-69} = 0,002$; $p_{70-74} = 0,001$; $p_{75-79} = 0,001$) szignifikánsan nagyobb volt, mint a férfiaké (7.2. táblázat). A jelen kutatás eredményei azt mutatják, hogy a 65 – 79 életkor tartományban a hirtelen irányváltoztatás utáni egyensúlyozó képességet a vizsgált személy neme szignifikánsan befolyásolja. A nők dinamikus egyensúlyozó képessége jobb, mint a férfiaké. 70 év feletti férfiak és nők esetén a stabilometriás vizsgálatok eredményei szignifikánsan különbözőek voltak (*Era és mtsai, 1997; Masui és mtsai, 2005*), míg a 70 év alatti korosztályban nem találtak szignifikáns eltérést a férfiak és a nők eredményei között (*Hageman és mtsai, 1995; Maki és mtsai, 1990; Stribley és mtsai, 1974*). Az irodalomban található, 70 év alatti korosztály eredményei azért térhetnek el a jelen kutatás eredményeitől, mert a hirtelen irányváltoztatás utáni egyensúlyozó képesség komplex egyensúlyozást kíván. A férfiak és a nők dinamikus egyensúlyozó képessége közötti különbség vélhető oka egyrészt a férfiak és nők közötti élettani különbség az egyensúly biztosításában, másrészt az ízületi flexibilitás közötti különbség, harmadrészt az életkor előrehaladtával a férfiak és a nők szomatoszenzoros, vizuális és vesztibuláris képességei különbözőképpen változnak (*Masui és mtsai, 2005*). A jobb dinamikus egyensúlyozó képesség alapján feltételezhetjük, hogy a nők külső körülmények megváltozására adott válasza pontosabb, mint a férfiaké.

Az életkor hatása: A mért adatok alapján látható, hogy az életkor előrehaladtával mindhárom vizsgálati móddal mért értékekből számított Lehr-féle csillapítási szám szignifikánsan csökkent (7.2 táblázat). A lineáris regressziószámítás ezt megerősíti, mivel mind a férfiak mind a nők esetében negatív korrelációt lehetett kimutatni az életkor és a két lábon álláskor ($r = -0,62$; $p < 0,009$), a domináns lábon álláskor ($r = -0,59$; $p < 0,014$) és a nem-domináns lábon álláskor ($r = -0,69$; $p < 0,006$) mért értékekből számított Lehr-féle csillapítási szám között (7.7. ábra). Az életkor növekedésével a hirtelen irányváltoztatás utáni, dinamikus egyensúlyozó képesség romlik, amely megegyezik a stabilometriás vizsgálatok eredményei alapján tett megállapításokkal (*Blaszczyk és mtsai, 2009; Hageman és mtsai, 1995; Masui és mtsai, 2005; Sheldon, 1963*). A dinamikus egyensúlyozó képességnek az életkor növekedésével történő romlásának vélhetően az az oka, hogy az életkor

előrehaladtával reakcióidő nő, izomválasz lassul, valamint a vesztibularis és szomatoszenzoros funkciók is romlanak (*Maki és mtsai, 1990; Shaw, 1992; Skinner és mtsai, 1984; Teasdale és mtsai, 1991*). Az életkor növekedésével az elesés kockázata nő (*Liu-Ambrose és mtsai, 2004; Nevitt és mtsai, 1989, Robbins és mtsai, 1989*), melynek egyik oka vélhetően a dinamikus egyensúlyozó képesség romlása.

Egészséges, idős személyek *hirtelen irányváltoztatás utáni egyensúlyozó képességének vizsgálatakor a csoportok összeállításánál a testtömeg és testtömegindex paramétereiket nem kell figyelembe venni, de az életkort igen. A mérési eredményekből számított Lehr-féle csillapítási szám értékelésekor, statisztikai elemzésekor külön kell kezelni a férfiak és nők eredményeit, valamint a két lábon, domináns és nem-domináns lábon történő álláskor mért eredményeket (Kiss, 2011b).*

8. A csípőízületi kopás mértékének hatása a járásmintára és a járás biztonságára

A disszertáció e fejezetének célja annak bemutatása, milyen összefüggés van a csípőízületi kopás mértéke, valamint a járásminta és a járás biztonsága között. A járás biztonsága a járás szabályosságával és a dinamikus egyensúlyozó képességgel modellezhető. Radiológiai felvételek alapján radiológus szakorvos a vizsgálatba bevont személyeket kismértékű és nagymértékű csípőízületi kopásban szenvedő betegcsoportba osztotta. A betegcsoport és a kontrollcsoport tagjainak demográfiai adatait a 4.2. táblázat foglalta össze.

A mozgásvizsgálat megkezdése előtt a vizsgálatban részt vevők funkcionális, életminőségi állapota különböző skálákkal került rögzítésre, amelynek eredményei szintén a 4.2. táblázatban láthatók. A kontrollcsoport esetén Harris-féle csípőízület funkcionális skála (HHS) értéke mind az érintett, mind a nem-érintett oldal tekintetében szignifikánsan magasabb volt, mint a kismértékű ($p_{\text{érintett}} = 0,009$; $p_{\text{nem-érintett}} = 0,034$) és a nagymértékű ($p_{\text{érintett}} = 0,002$; $p_{\text{nem-érintett}} = 0,011$) csípőízületi kopásban szenvedő, idős betegeké. A két különböző mértékű kopásban szenvedő, idős betegcsoport összehasonlításakor a kismértékű csípőízületi kopásban szenvedő, idős betegek HHS-értéke szignifikánsan magasabb, mint a nagymértékű csípőízületi kopásban szenvedő, idős betegeké ($p_{\text{érintett}} = 0,017$; $p_{\text{nem-érintett}} = 0,005$). A kontrollcsoport esetén mindkét életminőségi skála (SF-36, WOMAC) értékei szignifikánsan magasabbak voltak, mint a kismértékű ($p_{\text{SF-36}} = 0,007$; $p_{\text{WOMAC}} = 0,009$) és mint a nagymértékű ($p_{\text{SF-36}} = 0,003$; $p_{\text{WOMAC}} = 0,004$) csípőízületi kopásban szenvedő, idős betegeké. A két betegcsoport összehasonlítása alapján a kismértékű csípőízületi kopásban szenvedő, idős betegek értékei szignifikánsan magasabbak, mint a nagymértékű kopásban szenvedő, idős betegeké ($p_{\text{SF-36}} = 0,0011$; $p_{\text{WOMAC}} = 0,013$). A funkcionális tesztek különbözősége alapján feltételezhető, hogy ez a különbség a járásmintában, a járásszabályosságban és a dinamikus egyensúlyozó képességben is megjelenik.

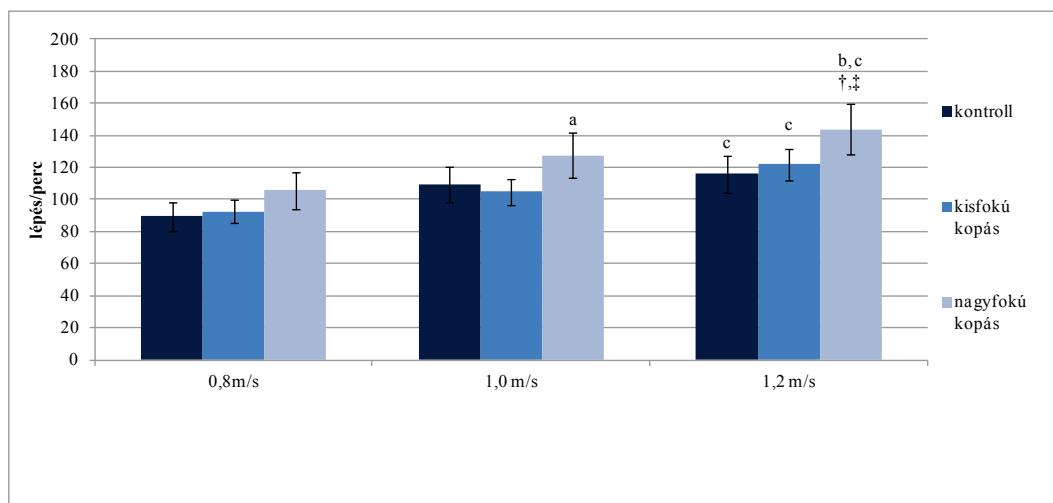
8.1. A csípőízületi kopás mértékének hatása a járásmintára

Az ultrahang-alapú járásvizsgálat mindhárom csoport szabadon választott kényelmes sebességén (0,8 m/s, 1,0 és 1,2 m/s) történt, hogy a csípőízületi kopás hatását a járásmintát és a járás szabályosságát leíró paraméterekre egyaránt vizsgálni tudjuk. A vizsgálatot minden személy el tudta végezni. Különböző szalagsebességek esetén a távolság- és időjellegű

paraméterek a 8.1 – 8.3. ábrán; a szögjellegű változók a 8.4. ábrán láthatók, míg a statisztikai számítások eredményei a Függelék F3. és F5. táblázataiban találhatóak. A kapott eredmények normál eloszlásúak, és az F-próba alapján a szórásuk azonos.

A járássebesség hatása

Mindkét betegcsoport esetén – az egészséges, idős személyekhez hasonlóan – a szalagsebesség szignifikánsan befolyásolta a járásmintát jellemző paramétereket, a szalagsebesség növekedésével a kinematikai változók növekedtek (8.1 – 8.4. ábra). A különbség szignifikáns volt a lépéshossz (8.2. ábra), a térdízületi szög és a medencehajlítás mozgástartománya esetén (8.4. ábra). A járás stabilitásának növelése érdekében a szalagsebesség növekedésével a lépésszélesség fokozatosan nőtt (8.2. ábra).



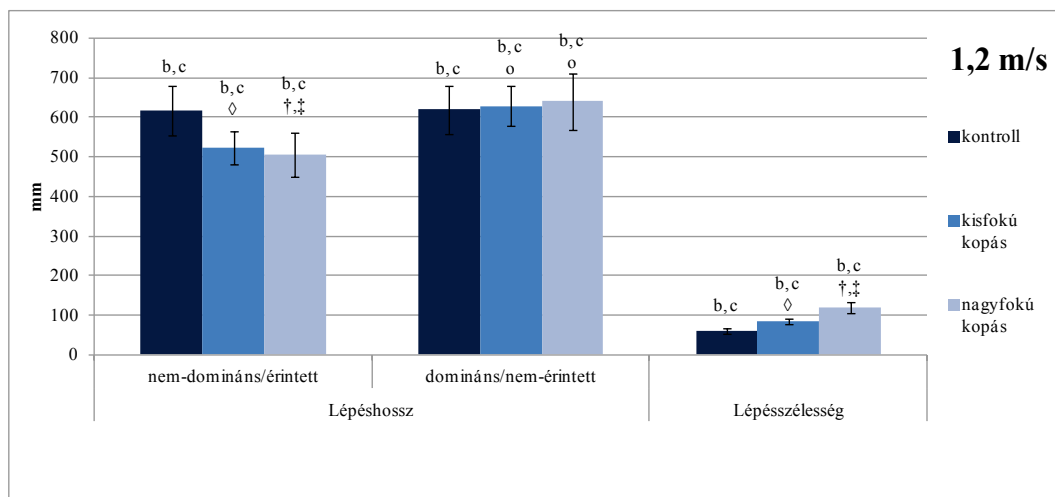
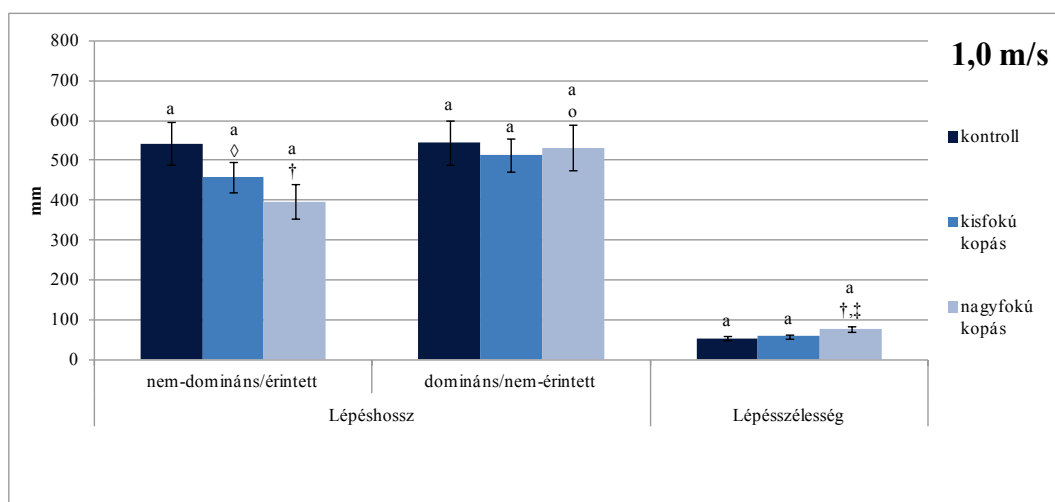
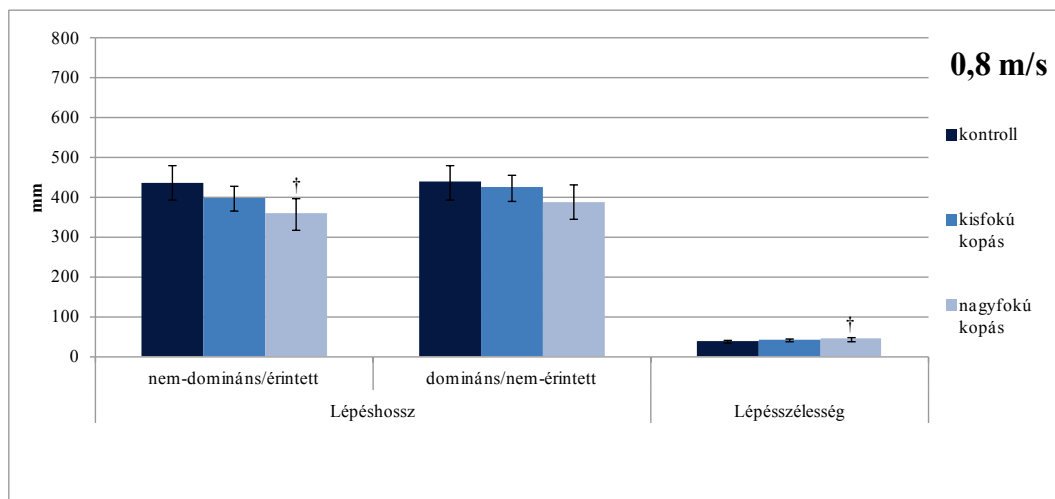
8.1. ábra

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

A numerikus értékek az F1. táblázatban, a szignifikanciaszintek az F3 és F5. táblázatban találhatóak

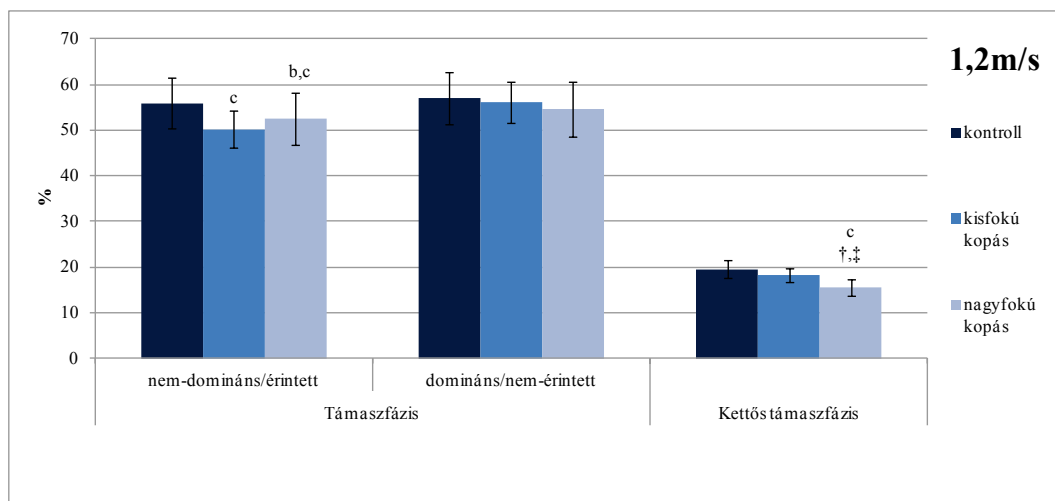
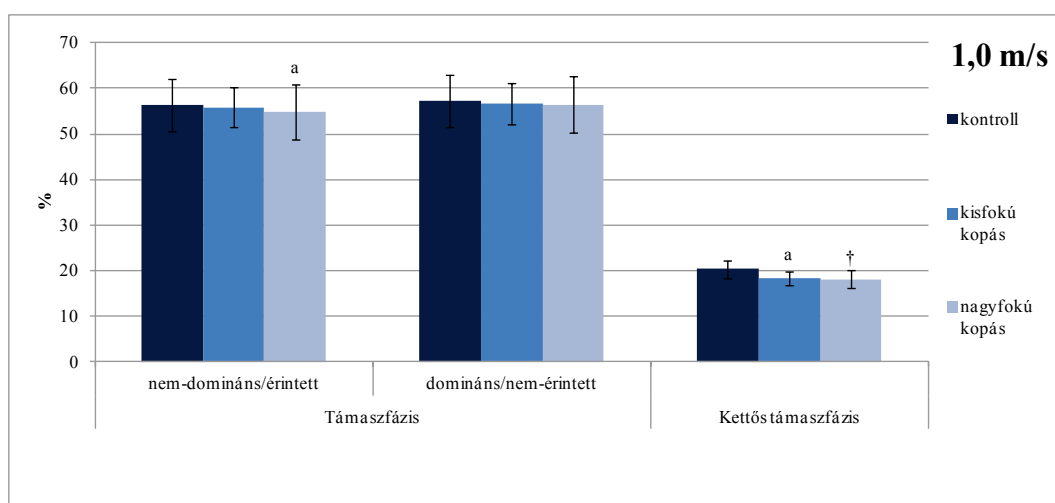
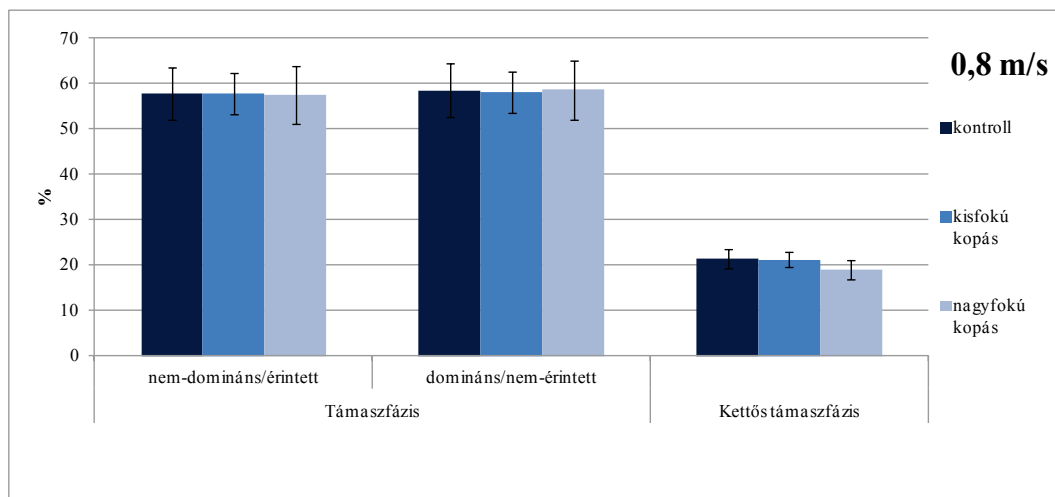
Jelmagyarázat:

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; †‡‡: szignifikáns különbség az érintett és nem-érintett oldal jellemzői között



8.2. ábra

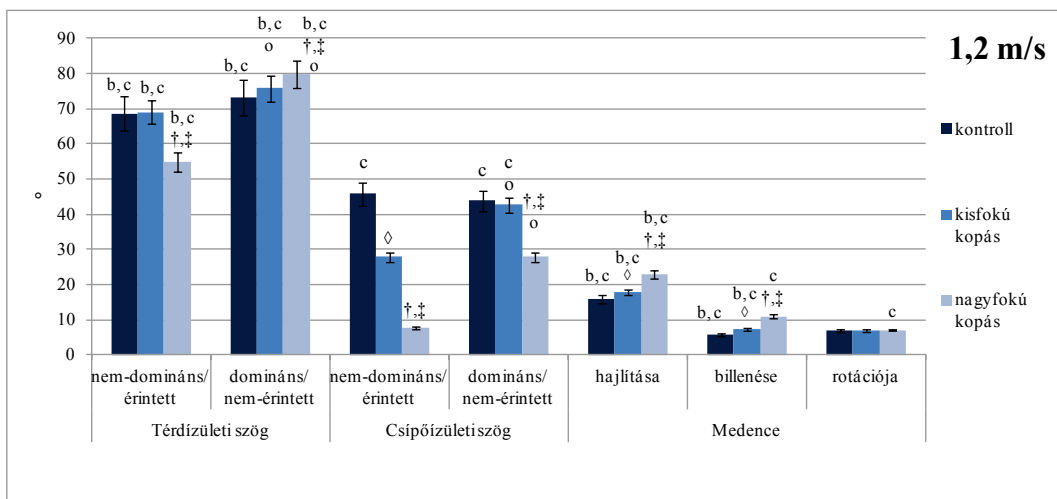
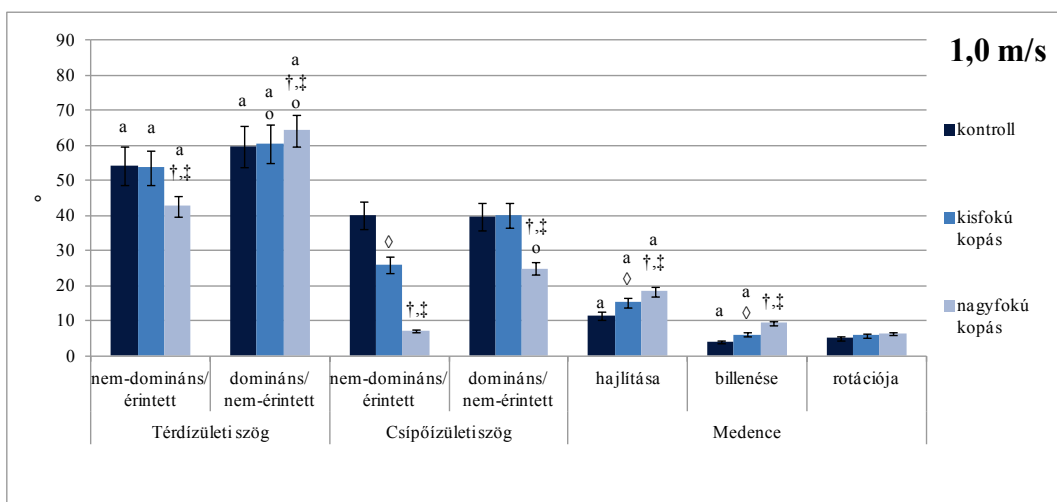
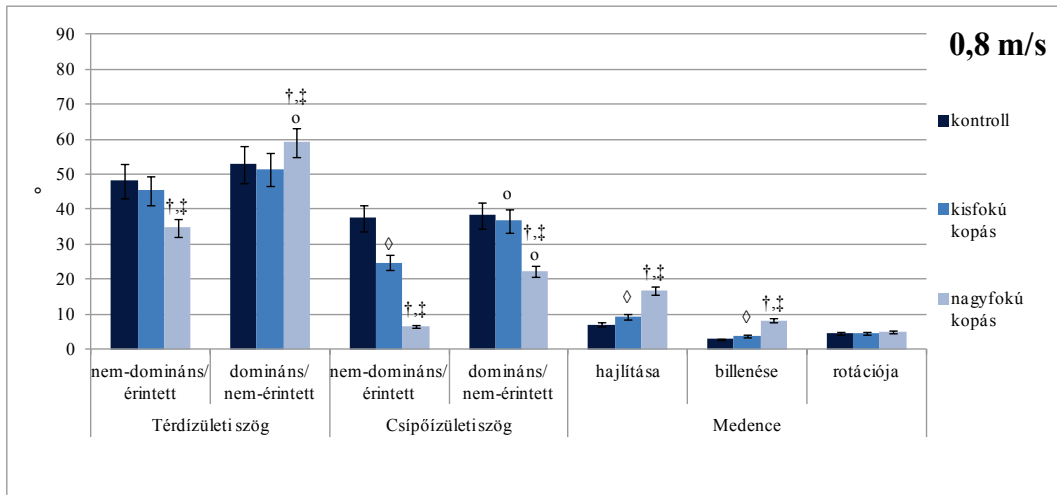
A kontrollcsoport, a kisfokú és nagyfokú csípőízületi kopásban szenvedő, idős betegek ultrahang-alapú járásvizsgálattal mért értékeiből számított lépéshossz és lépésszélesség különböző szalagsebesség esetén. A numerikus értékek az F1. táblázatban, a szignifikanciaszintek az F3. és F5. táblázatban, a jelmagyarázat a 8.1. ábránál található.



8.3. ábra

A kontrollcsoport, a kismértékű és nagymértékű csípőízületi kopásban szenvedő, idős betegek ultrahang-alapú járásvizsgálattal mért értékeiből számított támaszfázis-időtartam és kettős támaszfázis-időtartam különböző szalagsebesség esetén

A numerikus értékek az F1. táblázatban, a szignifikanciaszintek az F3. és F5. táblázatban, a jelmagyarázat a 8.1. ábránál található



8.4. ábra

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

A numerikus értékek az F1. táblázatban, a szignifikanciaszintek az F3. és F5. táblázatban, a jelmagyarázat a 8.1. ábránál található

A kismértékű csípőízületi kopásban szenvedő, idős betegeknek – az egészséges, idős személyekhez hasonlóan – a fenti jellemzők mellett a medencebillenés mozgástartománya is szignifikánsan megnőtt a szalagsebesség növekedésével (8.4. ábra). A szalagsebesség nagymértékű változásával (0,8 m/s vs 1.2 m/s) a lépéshossz szignifikánsan nőtt (8.1. ábra), de – az egészséges, idős személyektől eltérően – csak a nem-érintett oldali csípőízületi szög mozgástartománya nőtt meg szignifikánsan (8.4. ábra). A kismértékű csípőízületi kopásban szenvedő, idős betegek a járás sebességét az egészséges személyekhez hasonlóan növelik, azaz a járássebesség növelését a lépéshossz növelésével érik el, amelyet elsősorban a térdízületi szög, a medencehajlítás, -billenés mozgástartományának növelésével biztosítanak (8.2. és 8.4. ábra). A járás nagymértékű gyorsításában az érintett csípőízület már nem vesz részt, amelyet a lépéshossz szignifikáns növelésével kompenzálunk (8.1. és 8.4. ábra).

A nagyfokú csípőízületi kopásban szenvedő, idős személyeknél egyik oldali csípőízületi szög mozgástartománya sem változott a szalagsebesség növekedésével, és a medencebillenés és -rotáció mozgástartománya is csak a szalagsebesség nagymértékű változásával nőtt meg szignifikánsan (8.4. ábra). A nagyfokú csípőízületi kopásban szenvedő, idős betegeknek a járássebesség növelését szintén a lépéshossz növelésével érik el, amelyet a térdízületi szög és a medencehajlítás mozgástartományának növelésével biztosítanak. Az egyik csípőízület sem vesz részt a lépéshossz növelésében, amit a lépéshossz növelésével, a medencebillenés mozgástartományának növelése mellett a medencerotáció mozgástartományának növelésével kompenzálunk. A nagyfokú csípőízületi kopás esetén kapott eredmények a korábbi kutatás eredményeihez hasonlóak (Möckel és mtsai, 2003).

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 lépéshossz és a nem-érintett oldali csípőízületi szög mozgástartománya is növekszik, de az érintett csípőízület már nem vesz részt a lépéshossz növelésében. A nagyfokú csípőízületi kopásban szenvedő, idős betegek esetén a járás gyorsításában egyik csípőízület sem vesz részt, és a medencebillenés és -rotáció csak a nagymértékű gyorsításakor játszik szerepet (Bejek és mtsai, 2006).

A csípőízületi kopás mértékének hatása

A csípőízületi kopás kismértékű romlása következtében kis szalagsebesség esetén csak az érintett csípőízületi szög mozgástartományának csökkenése, a medencehajlítás és -billenés mozgástartományának növekedése szignifikáns (8.4. ábra), míg nagyobb szalagsebesség esetén a lépéshossz csökkenése és a lépésszélesség növekedése is szignifikáns a kontrollesoporthoz hasonlítva (8.2. ábra). A csípőízület nagymértékű romlásakor már kis

szalagsebesség esetén az érintett oldali lépéshossznak, térdízületi és csípőízületi szög mozgástartományának csökkenése, a lépésszélesség, a medencehajlítás és -billenés mozgástartományának növekedése is szignifikáns a kontrollcsoporthoz viszonyítva (8.2. és 8.4. ábra).

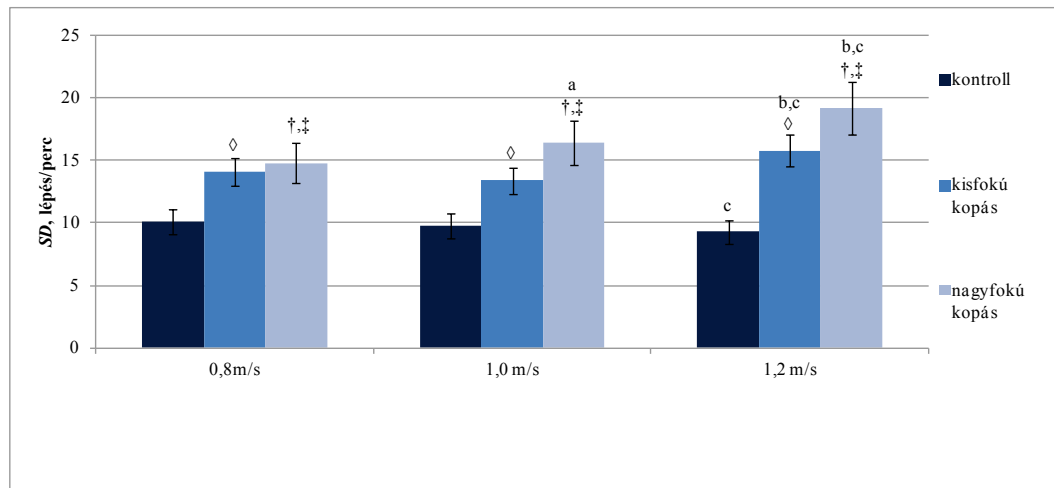
A nem-érintett és az érintett oldal összehasonlításából megállapítható, hogy kis szalagsebesség esetén a kisfokú és nagyfokú csípőízületi kopásban szenvedő, idős személyeknél csak a csípőízületi szög mozgástartományában mutatható ki szignifikáns különbség ($p = 0,01$) (8.4. ábra). Ennek feltételezhető oka az, hogy kis szalagsebesség esetén a medencehajlítás és -billenés megnövekedett mozgástartománya elegendő a szimmetrikus járásképp biztosításához. Nagyobb szalagsebesség esetén mind a kisfokú, mind a nagyfokú csípőízületi kopásban szenvedő, idős személyeknél a két oldal csípőízületének mozgástartománya ($p \leq 0,008$) mellett a két oldal térdízületének mozgástartománya ($p \leq 0,03$) és lépéshossza ($p \leq 0,01$) is szignifikánsan eltér egymástól, azaz a medence megnövekedett mozgástartománya már nem elegendő a szimmetrikus járásképp biztosításához, a járásképp nem-szimmetrikus. A nagyfokú csípőízületi kopásban szenvedő betegeknek a korábbi kutatások (Dujardin és mtsai, 1998; Möckel és mtsai, 2003; Mont és mtsai, 2007; Murray és mtsai, 1971; Thurston, 1985; Wall és mtsai, 1981) hasonló megállapítást tettek a távolság- és időjellelű paraméterekre, valamint a csípőízületi és a térdízületi szög mozgástartományára, de a medence mozgását nem vizsgálták.

Összefoglalóan megállapítható, hogy az érintett oldali csípőízületi szög csökkent mozgástartományának kompenzációjában a medence hajlításának és billenésének fontos szerepe van, de a medence rotációja a kompenzációban nem vesz részt. A medencehajlítás és -billenés megnövekedett mozgástartományából származó kompenzáció csak a kisfokú csípőízületi kopásban szenvedő, idős személyeknél és kis járássebesség esetén tudja a szimmetrikus járásképp fenntartani. Nagyfokú csípőízületi kopásban szenvedő, idős betegeknek az érintett oldali csípőízületi és térdízületi szög csökkent mozgástartományát a nem-érintett oldali térdízületi szög megnövekedett mozgástartománya, valamint a medencehajlítás és -billenés megnövekedett mozgástartománya kompenzálja, de a járásképp nem lesz szimmetrikus (Bejek és mtsai, 2006; Illyés és mtsai, 2007).

8.2. A csípőízületi kopás mértékének hatása a járás szabályosságára

A járás szabályossága a járásváltozékonysági paraméterekkel, azaz távolság- és időjellelű változók szórásával (SD) (8.5 – 8.7. ábra), a szögjellelű változók átlagos szórásával ($átlSD$) (8.8. ábra) jellemezhető. A statisztikai számítások eredményei a Függelék F4. és

F6. táblázataiban található. A kapott eredmények normál eloszlásúak, és az F-próba alapján a szórásuk azonos.



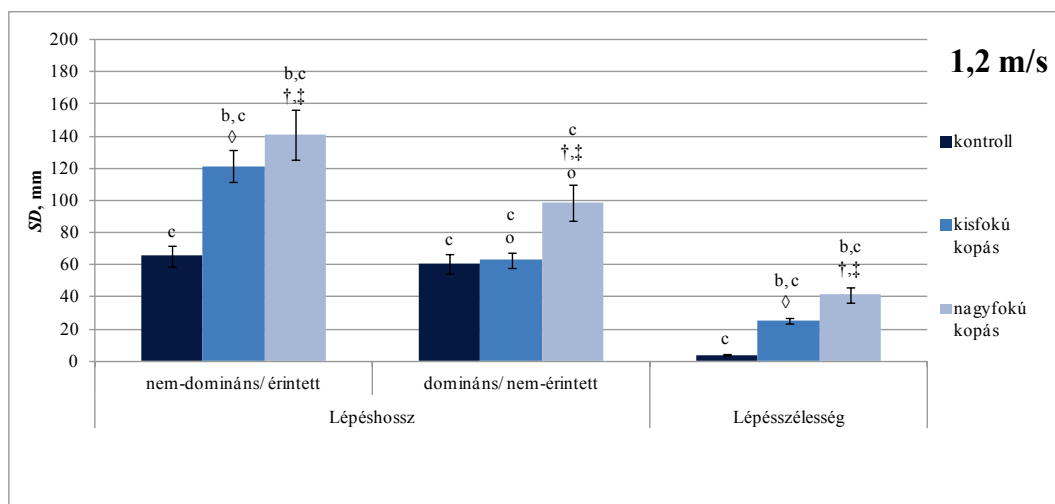
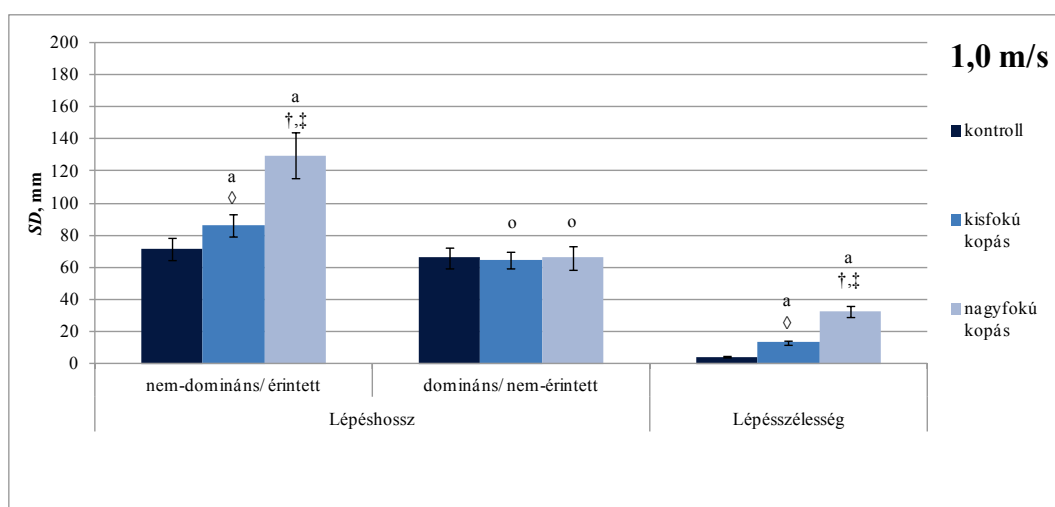
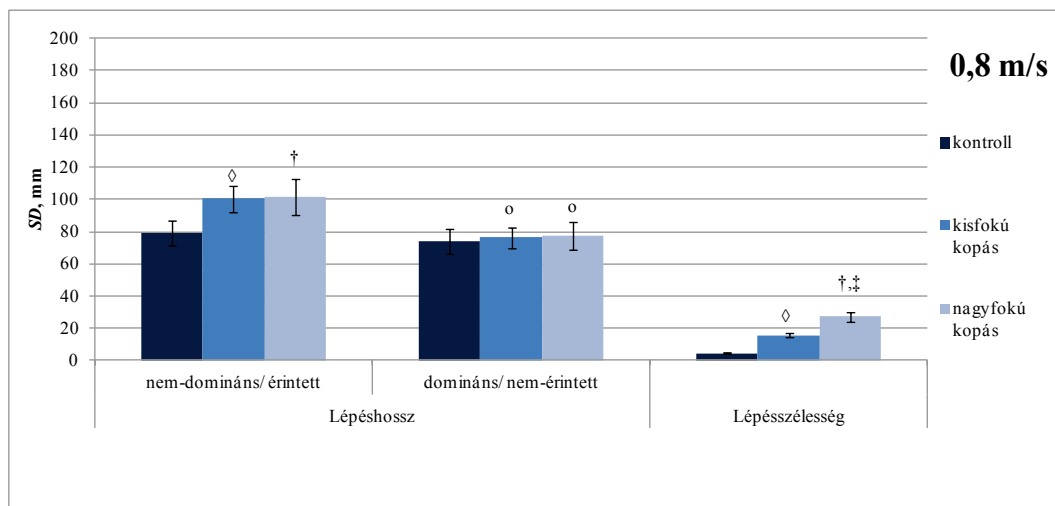
8.5. ábra

A kontrollcsoport, a kisfokú és nagyfokú csípőízületi kopásban szenvedő, idős betegek ultrahang-alapú járásvizsgálattal mért értékeiből számított lépéshajrásszórása (SD) különböző szalagsebesség esetén. A numerikus értékek az F2. táblázatban, a szignifikanciaszintek az F4. és F6. táblázatban, a jelölésmagyarázat a 8.1. ábránál található.

A járásszéltség hatása a járás szabályosságára

A kisfokú csípőízületi kopásban szenvedő, idős betegeknek a járásképz szabályosságát jellemző járásváltozékonysági paraméterek közül a lépéshajrásszórása, a lépéshajrásszéltség, a kettős támaszfázis-időtartam, valamint az érintett oldali lépéshajrásszórása és támaszfázis-időtartam szórása 1,0 m/s szalagsebességnek; a nem-érintett oldali lépéshajrásszórása, támaszfázis-időtartam szórása 1,2 m/s-nál volt a legkisebb (8.5 – 8.7. ábra). A nagyfokú csípőízületi kopásban szenvedő, idős betegeknek a lépéshajrásszórása, a lépéshajrásszéltség, a kettős támaszfázis-időtartam, valamint az érintett oldali lépéshajrásszórása és támaszfázis-időtartam szórása 0,8 m/s szalagsebességnek; a nem-érintett oldali lépéshajrásszórása, támaszfázis-időtartam szórása 1,0 m/s-nál volt a legkisebb (8.5 – 8.7. ábra).

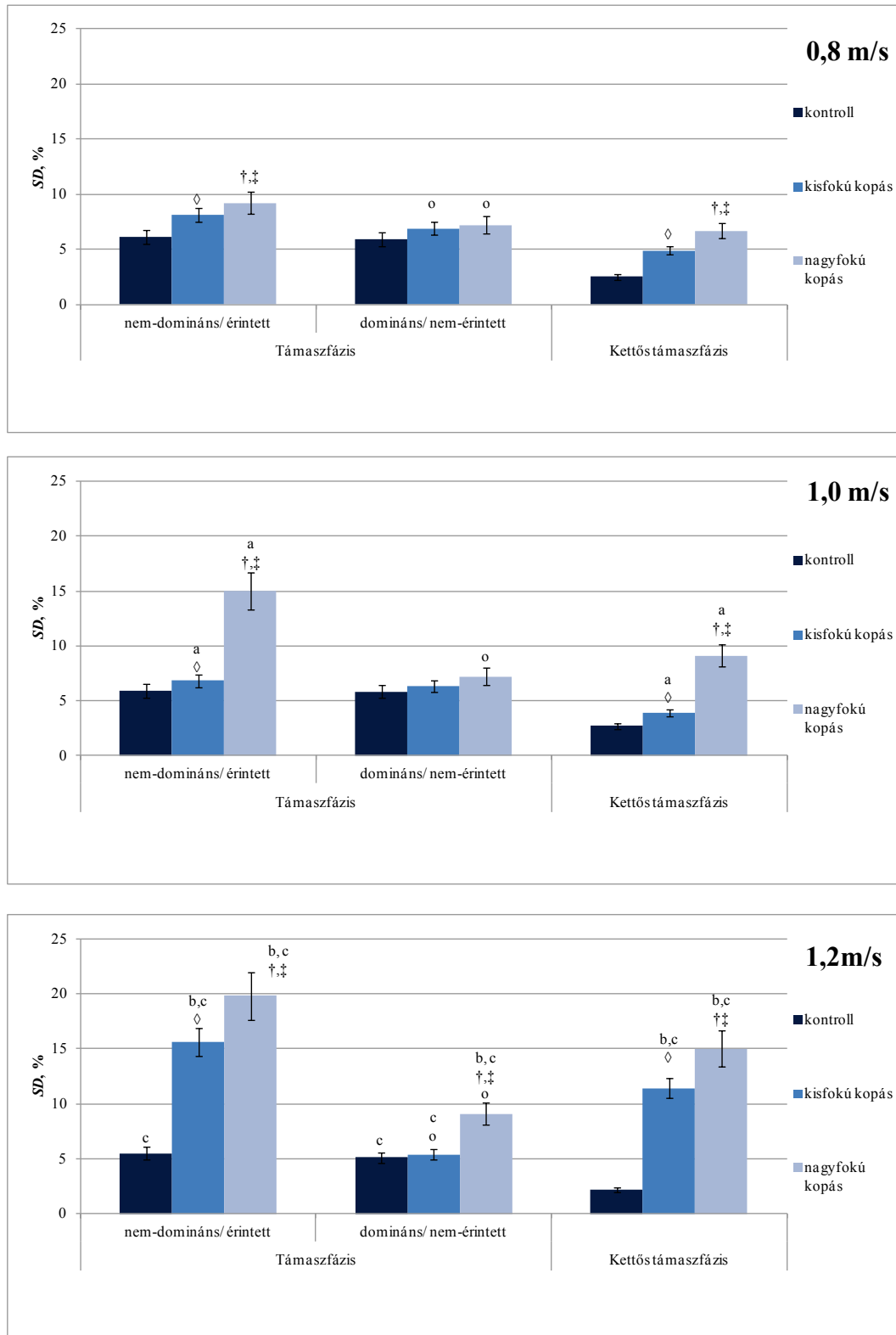
A kisfokú csípőízületi kopásban szenvedő, idős betegeknek az ízületi mozgások szabályosságára jellemző járásváltozékonysági paraméterek közül az érintett oldali térdízületi szög, csípőízületi szög, valamint a medencehajlítás, -billenés és -rotáció átlagos szórása 1,0 m/s szalagsebességnek; a nem-érintett oldali térdízületi és csípőízületi szög átlagos szórása 1,2 m/s-nál volt a legnagyobb (8.8. ábra). A nagyfokú csípőízületi kopásban szenvedő, idős betegeknek az érintett oldali térdízületi szög, csípőízületi szög, valamint a medencehajlítás, -billenés és -rotáció átlagos szórása 0,8 m/s szalagsebességnek; a nem-érintett oldali térdízületi és csípőízületi szög átlagos szórása 1,0 m/s-nál volt a legnagyobb (8.8. ábra).



8.6. ábra

A kontrollcsoport, a kisfokú és nagyfokú csípőízületi kopásban szenvedő, idős betegek ultrahang-alapú járásvizsgálattal mért értékeiből számított lépéshossz és lépésszélesség szórása (SD) különböző szalagssebesség esetén

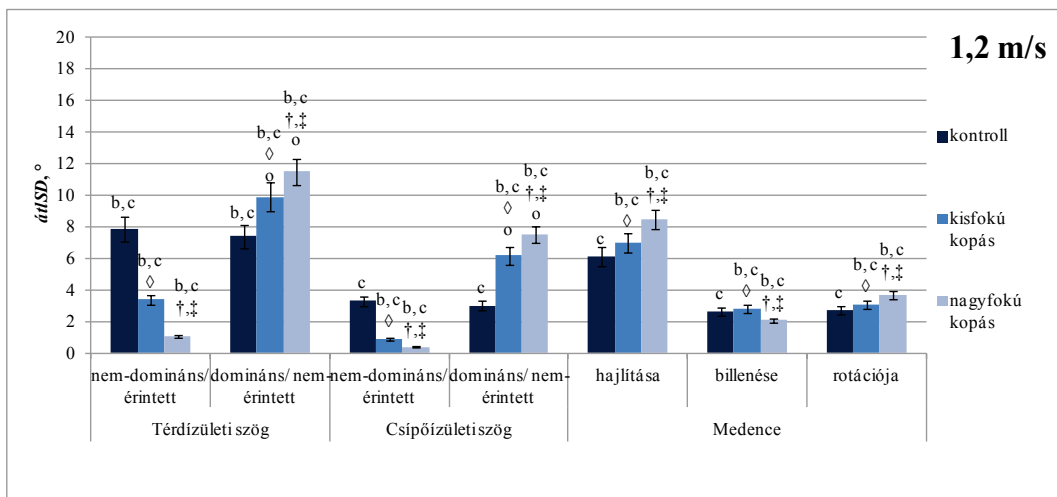
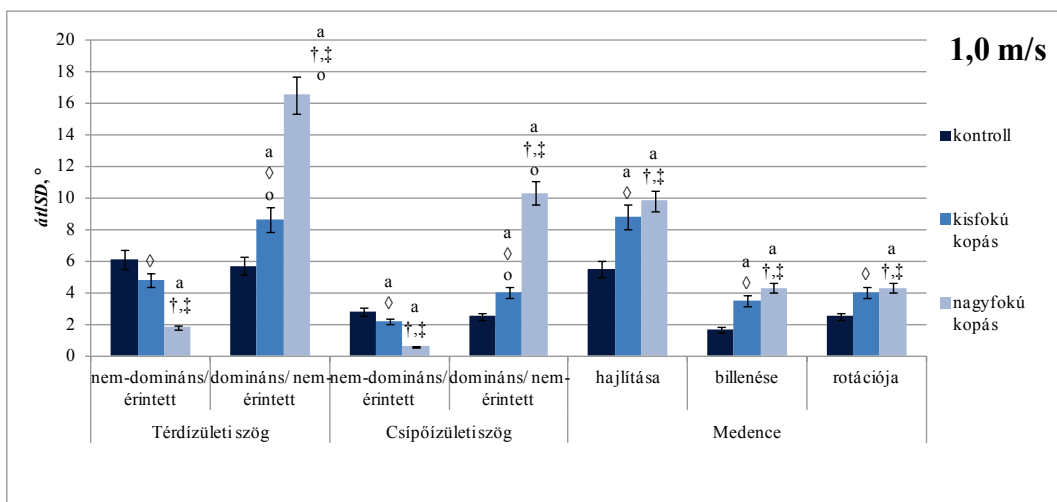
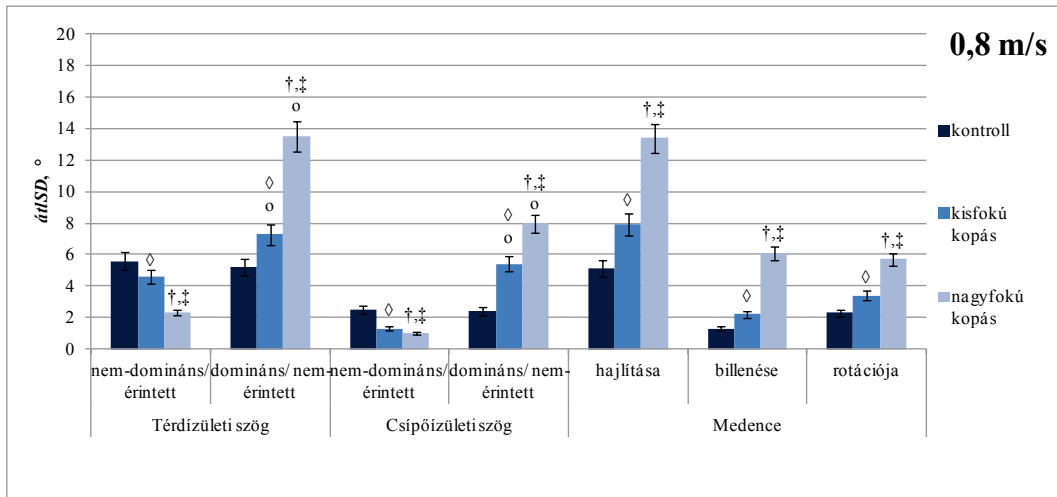
A numerikus értékek az F2. táblázatban, a szignifikanciaszintek az F4. és F6. táblázatban, a jelölésmagyarázat a 8.1. ábránál található



8.7. ábra

A kontrollcsoport, a kisfokú és nagyfokú csípőízületi kopásban szenvedő, idős betegek ultrahang-alapú járásvizsgálattal mért értékeiből számított támaszfázis-időtartam és kettős támaszfázis-időtartam szórása (SD) különböző szalagsebesség esetén

A numerikus értékek az F2. táblázatban, a szignifikanciaszintek az F4. és F6. táblázatban, a jelölésmagyarázat a 8.1. ábránál található



8.8. ábra

A kontrollcsoport, a kismértékű és nagymértékű csípőízületi kopásban szenvedő, idős betegek ultrahang-alapú járásvizsgálattal mért értékeiből számított szögjellegű változók átlagos szórása (át/SD) különböző szalagsebesség esetén

A numerikus értékek az F2. táblázatban, a szignifikanciaszintek az F4. és F6. táblázatban, a jelölésmagyarázat a 8.1. ábránál található

Csípőízületi kopásban szenvedő, idős betegeknél a harmonikus járás biztosításához szükséges távolság- és időjellegű paraméterek legkisebb szórását és a szögjellegű változók legnagyobb átlagos szórását jelentő optimális sebesség az érintett és nem-érintett oldal esetén különböző (8.5 – 8.8. ábra). A kismértékű és nagymértékű csípőízületi kopásban szenvedő, idős betegeknél bármelyik szalagsebesség összehasonlításakor (lassú vs normál, normál vs gyors, lassú vs gyors) általában a kétoldal távolság-, időjellegű paramétereinek szórása és szögjellegű változóinak átlagos szórása szignifikánsan különböző volt ($p \leq 0,04$). Ez azt mutathatja, hogy a csípőízületi kopásban szenvedő, idős betegeknél a szalagsebesség változása és ezzel összefüggésben a kikényszerített járássebesség-változás jobban befolyásolja a járásképet változékonyságát, mint a kontrollcsoport esetén. *van den Akker-Scheek és mtsai (2007)* hasonló megállapítást tettek az érintett oldal lépéshosszának és lépésidőjének relatív szórására, de a nem-érintett oldal jellemzőit nem vizsgálták.

Korábbi kutatások (*England és Granata, 2007; Hausdorff és mtsai, 2001; Heiderscheit, 2000; Maki, 1997; Newell és Corcos, 1993*) eredményei alapján *Beauchet és mtsai (2007)* egészséges, fiatal személyeknél elméletileg bizonyították, hogy a távolság- és időjellegű változók szórásának növekedése a szögjellegű változók átlagos szórásának csökkenésével együttesen jelentheti a járás harmóniájának rosszabbodását. Jelen kutatás mérési eredményei a fenti megállapítást egészséges, idős személyeknél bizonyították (l. a 7.1. pontban). Az egészséges, idős személyekhez hasonlóan a csípőízületi kopásban szenvedő, idős betegek távolság- és időjellegű paramétereinek szórása növekedett, ha a szalagsebesség eltért a szabadon választott sebesség értékétől, míg a szögjellegű változók szórása csökkent, azaz a változás tendenciája ellentétes (8.5 – 8.8. ábra). Csípőízületi kopásban szenvedő, idős betegeknél a szabadon választott sebességtől való eltérés következtében romlik a járás harmóniája, azaz a járás biztonsága csökken, ami növelheti az elesés kockázatát.

A csípőízületi kopásban szenvedő, idős személyeknél már kismértékű sebességnöveléskor az összes ízület mozgásának fontos szerepe van, mivel szignifikáns különbség volt kimutatható a lassú vs normál, valamint a normál vs gyors szalagsebesség összehasonlításánál (8.8. ábra). A csípőízületi kopásban szenvedő, idős személyeknél a járássebesség kismértékű növeléséhez szükséges lépéshossz növelésében az összes ízület flexibilitása szerepet játszik, de kismértékű változás is már növeli a járásképet változékonysági paramétereit, azaz csökkenti a járásképet koordináltságát, szabályosságát.

A jelen kutatás eredményei alapján megállapítható, hogy a *csípőízületi kopásban szenvedő, idős betegeknél a futószalag sebessége, ennek következtében a kikényszerített járássebesség a járásszabályosságot szignifikánsan befolyásolja. A szabadon választott sebességtől való eltérés következtében a járás harmóniája romlik, és ennek következtében a járás biztonsága csökken, az elesés kockázata pedig nő (Kiss, 2010b; 2010d).*

A csípőízületi kopás mértékének hatása a járásszabályosságra

A járásképp változékonysági paramétereit, azaz távolság- és időjellegű paraméterek szórása a kontrollcsoport esetén volt a legkisebb; a nagyfokú csípőízületi kopásban szenvedő, idős betegekénél volt a legnagyobb (8.5 – 8.7. ábra). A kontrollcsoport tagjainak nem-domináns oldali és a nagyfokú csípőízületi kopásban szenvedő, idős beteg érintett oldali csípőízületi és térdízületi szög átlagos szórása volt a legkisebb (8.8. ábra). A kontrollcsoport tagjainak domináns oldali és a nagyfokú csípőízületi kopásban szenvedő, idős betegek nem-érintett oldali csípőízületi, térdízületi szög és a medenceszögek átlagos szórása volt a legnagyobb (8.8. ábra).

0,8 m/s és 1,0 m/s szalagsebesség esetén a csípőízületi kopás mértéke nem befolyásolta a nem-érintett oldali lépéshossz és támaszfázis-időtartam szórását (8.6. és 8.7. ábra). 1,2 m/s szalagsebesség esetén csak a kisfokú csípőízületi kopásban szenvedő, idős személyek összehasonlításakor nem mutatott szignifikáns eltérést a nem-érintett oldali lépéshossz, és támaszfázis-időtartam szórása (8.6. és 8.7. ábra). A csípőízületi kopás mértéke szignifikánsan befolyásolta a többi távolság- és időjellegű változó szórását mindhárom szalagsebesség esetén (8.5 – 8.7. ábra), a csípőízületi kopás romlása szignifikánsan növelte a járásképp változékonysági paramétereit. A járásképp szabályossága romlott, különösen gyors szalagsebesség esetén, valamint a kisfokú és nagyfokú csípőízületi kopás átmenetekor.

Az ízületi mozgások változékonysági paramétereinek, azaz a szögjellegű változók átlagos szórásainak elemzésekor szignifikáns különbség mutatható ki bármelyik csoport (kontrollcsoport vs kisfokú, kontrollcsoport vs nagyfokú, kisfokú vs nagyfokú) összehasonlításánál (8.8. ábra). A csípőízületi kopás mértékének változása jobban befolyásolja az ízületi mozgások változékonysági jellemzőit, mint a járásképp változékonysági jellemzőit (8.5 – 8.8. ábra). Az ízületi mozgások változékonysági jellemzői, azaz a szögjellegű változók átlagos szórás változásának a tendenciája függött az ízület típusától, azaz, hogy a vizsgált ízület az érintett oldal ízülete, vagy a kompenzációban szerepet vállaló ellenoldal vagy a medence ízülete.

Mindhárom szalagsebesség esetén a csípőízületi kopás romlásával a távolság- és időjellegű paraméterek szórása nőtt, az érintett oldali ízületek szögjellegű változóinak átlagos szórása csökkent. Ez azt jelenti, hogy a csípőízületi kopás rosszabbodásával párhuzamosan romlik a járásképp lépésről lépésre történő megismétlési pontossága, szabályossága; az érintett oldali ízületek flexibilitása, szerepe a folyamatos korrigálásban, korrekcióban szintén csökken (Dubost és mtsai, 2006; Hausdorff, 2005; Maki, 1997; Newell és Corcos, 1993; Nutt és mtsai, 1993). Ennek feltételezhető oka egyrészt a fájdalom miatt az érintett oldal kímélése, másrészt az érintett oldali csípőízület mozgásának beszűkülése, egytengelyű mozgása (l. a 8.1. pontban) (Bejek és mtsai, 2006; Dujardin és mtsai, 1998; Hurwitz és mtsai, 1997; Möckel és mtsai, 2003; Murray és mtsai, 1971; Wadsworth és mtsai, 1972). Ennek alapján a

csípőízületi kopás hatására a járás ritmusa, összehangoltsága szétesik, a járás harmóniája és biztonsága romlik, az elesés kockázata nő.

Mindhárom szalagsebesség esetén a csípőízületi kopás rosszabbodásával az ellenoldali (nem-érintett oldali) csípőízületi, térdízületi szög, valamint a medenceszögek átlagos szórása nőtt, azaz flexibilitása, szerepe a mozgás korrigálásában, a mozgás összehangolásában nőtt (*Beauchet és mtsai, 2007; Newell és Corcos, 1993*). Az ellenoldali csípőízületi, térdízületi, valamint a medencemozgások változékonysági jellemzőinek növekedése megerősítette a járásmintát jellemző szögjellegű paraméterek elemzése alapján tett megállapításokat. A járásmintát jellemző paraméterek elemzésekor a medence rotációja nem mutatott szignifikáns változást, de a medence rotációs mozgásának átlagos szórása szignifikánsan nőtt. Az ellenoldali térdízület és a medence megnövekedett mozgásai a kompenzációban és a mozgás összehangolásában (*Bejek és mtsai, 2006; Murray és mtsai, 1971; Thurston, 1985*), a stabil járás kialakításában játszanak szerepet. A kompenzációban a medence mozgásainak a szerepe a szabadon választott sebesség környezetében a legnagyobb, azaz kismértékű csípőízületi kopás esetén 1,0 m/s szalagsebességnél, nagymértékű csípőízületi kopás esetén 0,8 m/s szalagsebességnél, mivel a medencemozgások változékonysági jellemzői a szabadon választott sebesség környezetében a legnagyobbak (8.8. ábra).

A nem-érintett oldal tekintetében a kép árnyaltabb. A kismértékű csípőízületi kopásban szenvedő betegeknél a nem-érintett oldali térdízületi és a csípőízületi szög szórása 1,2 m/s esetén a legnagyobb, azaz a kontrollcsoport szabadon választott sebessége esetén lesz a kompenzációban való szerepe a legnagyobb (8.8. ábra). A nagymértékű kopásban szenvedő, idős személyeknél a nem-érintett oldali térdízületi és a csípőízületi szög szórása 1,0 m/s esetén a legnagyobb, azaz a nem-érintett oldali ízületek kompenzációban való szerepe ekkor a legnagyobb (8.8. ábra). Ez a sebesség kisebb, mint a kontrollcsoport vagy a kismértékű csípőízületi kopásban szenvedő, idős betegek nem-érintett oldalának járásszabályosság szempontjából optimális sebessége. Ez jelentheti egyrészt azt, hogy a nem-érintett oldalon is – radiológiailag még nem kimutatható – csípőízületi kopás indult el, amit a járásszabályosság romlása már jelez; másrészt azt, hogy a harmonikus járás kialakítása miatt csökken a nem-érintett oldal optimális sebessége. Ennek eldöntése további kutatást igényel. De a kapott eredmények egyértelműen bizonyítják azt, hogy a nem-érintett oldal optimális sebessége eltér a szabadon választott sebesség értékétől, ami a mozgások összerendezettségét, a járás szabályosságát rontja.

A csípőízületi kopás a járás szabályosságát szignifikánsan befolyásolja. A csípőízületi kopás rosszabbodásával a járás harmóniájának romlása a járás biztonságának csökkenését jelzi, így az elesés megnövekedett kockázatának egyik előrejelzője lehet. A kompenzációban, a biztonságos járáshoz szükséges összehangolt mozgás létrehozásában a nem-érintett oldali ízületek és a medence mozgásai játszanak fontos szerepet (Kiss, 2010b; 2010d).

8.3. A csípőízületi kopás mértékének hatása a dinamikus egyensúlyozó képességre

Az egyensúlyozás igen összetett élettani folyamat, amelyet lényegesen meghatároz többi között a központi és a perifériás idegrendszer, a vesztibuláris receptorok vagy a propioceptív receptorok állapota. Az egyensúlyozást azonban befolyásolhatja a vizsgálat helyszíne, a vizsgálóhelyiség fényviszonyai, de a vizsgált személy pillanatnyi lelki és fizikai állapota. E tényezők hatásának csökkentése miatt a vizsgálatba bevont személyek beválasztási és kizárási kritériumait pontosan rögzítettük (4.1. táblázat), a vizsgálat mindig nappali fényben, 23°C (tartomány: 21–27°C) átlaghőmérsékletű laboratóriumban történt. Ha a vizsgált személy feszültnek, idegesnek érezte magát, a vizsgálatot elhalasztottuk.

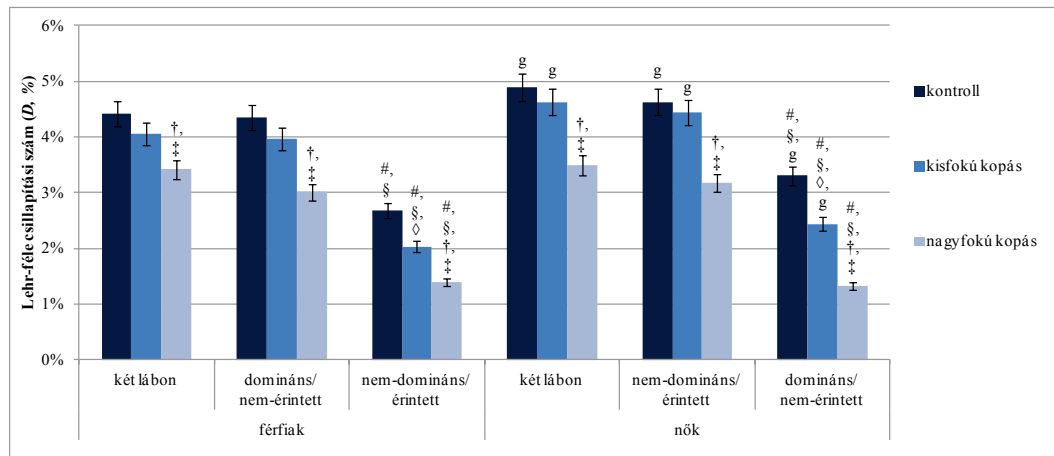
Egyensúlyvizsgálatokkal nem lehet egy adott betegséget, elváltozást diagnosztizálni, mert a különböző diagnózisú betegek is mutathatnak hasonló egyensúlyozási rendellenességeket, míg az azonos diagnózisú betegek is mutathatnak különböző egyensúlyozási rendellenességeket. Így az egyensúlyvizsgálatok célja egyes betegségek és elváltozások hatásának a vizsgálata.

A hirtelen irányváltatási teszt mérési adataiból számított Lehr-féle csillapítási számot (D , %) a 8.9. ábra foglalja össze. A kapott eredmények normál eloszlásúak, és az F-próba alapján a szórásuk azonos. Minden vizsgált személy összes vizsgálata esetén a Lehr-féle csillapítási szám 100%-nál kisebb, 0%-nál nagyobb ($0\% < D < 100\%$), azaz a rugókkal felfüggesztett merev lap mozgása csillapított lengőmozgás volt.

A kisfokú és nagyfokú csípőízületi kopásban szenvedő, idős betegeknél az érintett lábon állás közben végzett vizsgálat adataiból számított Lehr-féle csillapítási szám szignifikánsan kisebb volt, mint a két lábon ($p_{\text{kisfokú}} = 0,001$; $p_{\text{nagyfokú}} = 0,0007$) és a nem-érintett lábon állás közben végzett vizsgálat adataiból számított jellemző ($p_{\text{kisfokú}} = 0,003$; $p_{\text{nagyfokú}} = 0,0009$) (8.9. ábra). Nem volt szignifikáns különbség a két lábon és a domináns lábon állás közben végzett vizsgálat adataiból számított Lehr-féle csillapítási szám között ($p_{\text{kisfokú}} = 0,10$; $p_{\text{nagyfokú}} = 0,09$) (8.9. ábra).

Arokoski és mtsai (2006) állásstabilitási vizsgálatok eredményei alapján megállapítják: az egyensúlyozó képességet befolyásolja, ha a vizsgált személy egy vagy két lábon áll, de az állásstabilitást nem befolyásolja az oldaldominancia. A kutatás eredményei ezzel részben ellentmondanak, mert mindhárom vizsgálati csoport esetén a dinamikus egyensúlyozó képességet szignifikánsan befolyásolta, hogy a vizsgált személy egy lábon vagy két lábon állt, valamint az érintett vagy nem-érintett lábon állt, azaz függött az oldaldominanciától (8.9. ábra). Az eltérés oka az lehet, hogy az állásstabilitási vizsgálat egyszerű, statikus vizsgálat, míg a hirtelen irányváltatás utáni egyensúlyozó képesség a legösszetettebb egyensúlyozást kívánja meg (Winter, 1995). Az eltérés másik oka lehet, hogy

Arokoski és mtsai (2006) viszonylag fiatal betegeket vizsgáltak (átlagéletkor $56,2 \pm 4,9$ év), míg a jelen vizsgálatba bevont személyek idősek ($70,9 \pm 3,4$ év) voltak.



8.9. ábra

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

A numerikus értékek az F7. táblázatban találhatóak.

Jelmagyarázat:

#: szignifikáns különbség a domináns láb állás és a nem-domináns láb állás közben végzett mérés adataiból számított Leher-féle csillapítási szám között; §: szignifikáns különbség a két láb állás és a nem-domináns láb állás közben végzett mérés adataiból számított Leher-féle csillapítási szám között; ◊: szignifikáns különbség a kontrollcsoport és a kistokú csípőízületi kopásban szenvedő betegek mérési adataiból számított Leher-féle csillapítási szám között; †: szignifikáns különbség a kontrollcsoport és a nagyfokú csípőízületi kopásban szenvedő betegek mérési adataiból számított Leher-féle csillapítási szám között; ‡: szignifikáns különbség a kistokú és a nagyfokú csípőízületi kopásban szenvedő betegek mérési adataiból számított Leher-féle csillapítási szám között; g: szignifikáns különbség a férfiak és a nők mérési adataiból számított Leher-féle csillapítási szám között

Arokoski és mtsainak (2006) megállapításához hasonlóan a kistokú csípőízületi kopásban szenvedő, idős betegeknél a két láb állás és a nem-érintett láb állás közben végzett vizsgálat adataiból számított Leher-féle csillapítási szám szignifikánsan nem tért el a kontrollcsoport értékeitől ($p_{\text{két láb}} = 0,28$; $p_{\text{domináns}} = 0,17$). Ennek feltételezhető oka az, hogy a csípőízületi kopás következtében kialakuló izomerő-csökkenés még kicsi, és ez a másik oldali izmok aktivitásának növelésével kompenzálható (Laughton és mtsai, 2003).

A nagyfokú csípőízületi kopásban szenvedő, idős betegeknél a két láb állás közben végzett vizsgálat adataiból számított Leher-féle csillapítási szám szignifikánsan kisebb volt, mint a kontrollcsoporté ($p_{\text{két láb}} = 0,001$) vagy a kistokú csípőízületi kopásban szenvedő, idős személyeké ($p_{\text{két láb}} = 0,004$) (8.9. ábra). Ez az eredmény már ellentétes Arokoski és mtsainak (2006) eredményével, de megegyezik Majewski és mtsai (2005) és Nantel és mtsai (2008) megállapításával. Utóbbi két kutatás szignifikáns eltérést talált a csípőízületi kopásban szenvedő, idős betegek és a kontrollcsoport tagjainak egyensúlyozó képessége között. A

nagyfokú csípőízületi kopásban szenvedő, idős betegeknél megfigyelhető dinamikus egyensúlyozó képesség romlásnak valószínűsíthető oka az, hogy az érintett oldal izomerő-csökkenését a másik oldali izmok aktivitásának növelésével már nem tudja kompenzálni (Arokoski és mtsai, 2002; Hurley és mtsai, 1997). Továbbá az érintett csípőízület mozgásának beszűkülése, az ízületi felszínen kialakuló elváltozások okozta proprioceptív egyensúlyozó képesség romlása az egész rendszer egyensúlyozó képességét szignifikánsan befolyásolja (Freeman, 1965). A dinamikus egyensúlyozó képesség romlása az elesés kockázatának a növekedését is jelzi (Nevitt, és mtsai, 1989; Robbins és mtsai, 1989).

A nagyfokú csípőízületi kopásban szenvedő, idős betegeknél a nem-érintett lábön állás közben végzett vizsgálat adataiból számított Lehr-féle csillapítási szám szignifikánsan kisebb volt, mint a kontrollcsoporté ($p = 0,0009$), vagy a kismértékű csípőízületi kopásban szenvedő, idős személyeké ($p = 0,003$) (8.9. ábra). Ez feltételezhetően azt jelenti, hogy a nagyfokú csípőízületi kopásban szenvedő, idős betegeknél az ellenoldali ízületben is már megjelent a kopás, de a radiológiai felvételeken még nem lehetett egyértelműen diagnosztizálni.

A csípőízületi kopás hatását feltételezhetően legjobban az érintett oldalon való álláskor végzett vizsgálat jellemzi, mivel a nem-érintett oldal kompenzáló hatása kizárható. A kismértékű csípőízületi kopásban szenvedő, idős személyeknél az érintett oldalon állás közben végzett vizsgálat adataiból számított Lehr-féle csillapítási szám szignifikánsan kisebb volt, mint a kontrollcsoport értéke ($p = 0,0003$) (8.9. ábra). A nagyfokú csípőízületi kopásban szenvedő, idős betegeknél ez az érték a kismértékű csípőízületi kopásban szenvedő, idős betegek érintett oldalához ($p_{\text{kismértékű}} = 0,00009$) és a kontrollcsoport értékeihez ($p_{\text{kontroll}} = 0,00004$) képest is szignifikánsan kisebb volt (8.9. ábra). Az eredmények alapján megállapítható, hogy a dinamikus egyensúlyozó képesség szignifikánsan romlik a csípőízületi kopás romlásával. A kutatás megállapítása hasonló Majewski és mtsai (2005) kutatásának és Nantel és mtsai (2008) állásstabilitási vizsgálat eredményeiből levont megállapításaihoz. A dinamikus egyensúlyozó képesség fokozatos romlásának oka lehet egyrészt a kopás mértékének romlásával járó fájdalom növekedése is, bár a térdízületi kopás esetén nem találtak egyértelmű összefüggést a fájdalom növekedése és az állásstabilitás romlása között (Hassan és mtsai, 2002). További oka lehet az izomerő fokozatos gyengülése, ezen belül is a gluteus izmok (Arokoski és mtsai, 2002; Hurley és mtsai, 1997) és a csípőízület körüli közelítő izmok (adduktorok) erejének szignifikáns csökkenése (Arokoski és mtsai, 2002). Az érintett oldali egyensúlyozó képesség csökkenésének feltételezhetően legfőbb oka az, hogy már a kismértékű csípőízületi kopás is lényegesen megváltoztatja az érintett ízület felszínét, az érintett ízület mozgásterjedelmét, ami kihat a dinamikus egyensúlyozásban döntő szerepet játszó proprioceptív szabályozásra (Lakatos és Szendrői, 2006; Szirmai, 2007). A nagyfokú csípőízületi kopás következtében az ízületi rés beszűkült, az érintett oldali csípőízület mozgása néhány fok, és Freeman (1965) szerint ezek már a proprioceptív inger gyengülését okozhatják, ami rontja a dinamikus egyensúlyozó képességet. A komplex koordinációt

kívánó, hirtelen irányváltatás utáni egyensúlyozó képességet az összes hatás együttesen befolyásolja, és az érintett oldalon történő álláskor a nem-érintett oldal kompenzációs szerepe kizárt, ami okozhatja a kisméretű csípőízületi kopásban szenvedő, idős betegek érintett oldalon történő, egyoldali álláskor megfigyelt jelentős dinamikus egyensúlyozó képesség romlását a kontrollcsoportéhoz képest.

Az egészséges személyeknél a hirtelen irányváltatás utáni egyensúlyozó képességet szignifikánsan befolyásolja a vizsgált személy neme (l. a 7.2. pontban), ennek megfelelően a statisztikai feldolgozás nemek szerint történt. A kontrollcsoport tagjaihoz hasonlóan a kisméretű csípőízületi kopással rendelkező férfiak és nők mérési eredményeiből számított Lehr-féle csillapítási szám közötti különbség szignifikáns volt ($p_{\text{két láb}} = 0,008$; $p_{\text{nem-érintett}} = 0,03$; $p_{\text{érintett}} = 0,04$). A nagyfokú csípőízületi kopással rendelkező férfiak és nők eredményei között szignifikáns különbség azonban nem mutatható ki ($p_{\text{két láb}} = 0,18$; $p_{\text{nem-érintett}} = 0,14$; $p_{\text{érintett}} = 0,26$). Ez is azt bizonyítja, hogy a nagyfokú csípőízületi kopás következtében kialakuló klinikai elváltozások sokkal jobban befolyásolják az egyensúlyozó képességet, mint a nemek közötti különbözőség.

A csípőízületi kopás a dinamikus egyensúlyozó képességet szignifikánsan befolyásolja, és a kopás mértékének növekedésével fokozatosan romlik. A dinamikus egyensúlyozásban a nem-érintett oldal szerepe szignifikáns, a nagyfokú csípőízületi kopásban szenvedő betegeknél a nemek közötti különbözőség hatása elhanyagolható. A dinamikus egyensúlyozó képesség romlása a külső körülményekhez történő alkalmazkodó képesség romlása is, azaz az elesés kockázata nő (Kiss, 2010c).

8.4. A járásmintát és a járás biztonságát befolyásoló tényezők közötti összefüggés

A járásmintát és a járás szabályosságát jellemző változók az ultrahang-alapú járásvizsgálattal, míg a dinamikus egyensúlyozó képességet jellemző változó az ultrahang-alapú, hirtelen irányváltatási teszttel mért értékekből számítható. A két, egymástól független vizsgálat ugyanazon személyeknél történt. Ez lehetőséget teremt annak megállapítására, milyen kapcsolat (korreláció) mutatható ki a kétféle módszerrel meghatározott jellemzők között.

A szalagsebesség hatásának kiküszöbölése miatt a kontrollcsoport esetén az 1,2 m/s szalagsebességű járásból, a kisméretű 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 irányváltatás utáni, dinamikus egyensúlyozást jellemző paraméterekkel. A vizsgálatba a lépéshossz, a

támaszfázis-időtartam, a térdízületi szög, a csípőízületi szög, a medencehajlítás, -billenés, -rotáció mozgástartományai és járásváltozékonysági paraméterei, valamint az adott oldalon történő állaskor mért értékekből számított Lehr-féle csillapítási számot vontuk be.

A járásmintát jellemző kinematikai paraméterek és a Lehr-féle csillapítási szám közötti Pearson-féle korrelációs együtthatók (r) a 8.1. táblázatban, míg a járásváltozékonysági változók és a Lehr-féle csillapítási szám közötti Pearson-féle korrelációs együtthatók a 8.2. táblázatban láthatók. Minden esetben $p < 0,01$ volt.

8.1. táblázat

Ultrahang-alapú járásvizsgálat mérési adataiból számított járásmintát jellemző változók és az ultrahang-alapú, hirtelen irányváltatási teszt mérési adataiból számított Lehr-féle csillapítási szám közötti kapcsolatot jellemző Pearson-féle korrelációs tényező (r)

		Járásmintát jellemző változók						
		lépés-hossz	támaszfázis-időtartam	térdízületi szög	csípőízületi szög	medence		
						hajlítása	billenése	rotációja
Kontroll-csoport	nem-domináns	0,81	0,58	0,84	0,74	0,82	0,76	0,71
	domináns	0,79	0,54	0,89	0,72	0,78	0,88	0,72
Kisfokú csípőízületi kopásban szenvedő, idős betegek	érintett oldal	0,87	0,24	0,34	0,94	-0,92	-0,87	-0,13
	nem-érintett oldal	0,64	0,34	-0,49	-0,46	-0,75	-0,79	-0,24
Nagyfokú csípőízületi, kopásban szenvedő, idős betegek	érintett oldal	0,83	0,14	0,84	0,97	-0,91	-0,93	-0,19
	nem-érintett oldal	0,42	-0,17	-0,75	0,79	-0,76	-0,77	-0,34

A kontrollcsoport esetén a támaszfázis-időtartam kivételével a járásmintát jellemző paraméterek és a Lehr-féle csillapítási szám között erős pozitív korreláció mutatható ki (8.1. táblázat). Ez azt jelenti, hogy az egyensúlyozó képesség romlásával a járás beszűkül.

A lépéshossz szórása és a Lehr-féle csillapítási szám között a korreláció negatív és erős (8.2. táblázat). Ez azt mutatja, hogy az egyensúlyozó képesség csökkenésével a járásképző változékonyságát jellemző paraméterek értéke nő, azaz a járásképző ritmusa, koordináltsága,

szabályossága csökken. Az ízületi mozgások változékonysági jellemzői és a Lehr-féle csillapítási szám között a korreláció pozitív és erős. Ez azt mutatja, hogy az egyensúlyozó képesség csökkenésével az ízületi mozgások változékonysági paraméterei csökkennek, azaz az ízület flexibilitása csökken. Az ellentétes tendenciájú korreláció megerősíti a 7.1 pontban tett megállapítást, hogy a járás harmóniájának romlását a járásképp változékonysági jellemzőinek növekedése, az ízületek flexibilitására utaló ízületi mozgás változékonysági jellemzőinek csökkenése együttesen jelzi. A jellemzők közötti erős korreláció alapján a járás biztonságát a járás szabályossága és a dinamikus egyensúlyozó képesség egyaránt befolyásolja, azaz mindkettő a járásbiztonság romlásának előrejelzője lehet.

8.2. táblázat

Ultrahang-alapú járásvizsgálat mérési adataiból számított járásváltozékonysági jellemzők és az ultrahang-alapú, hirtelen irányváltatási teszt mérési adataiból számított Lehr-féle csillapítási szám közötti kapcsolatot jellemző Pearson-féle korrelációs tényező (r)

		Járásváltozékonysági jellemzők						
		lépés- hossz	támaszfázis- időtartam	térdízületi szög	csípőízületi szög	medence		
						hajlítása	billenése	rotációja
Kontroll- csoport	<i>nem- domináns</i>	-0,75	-0,46	0,72	0,77	0,92	0,82	0,84
	<i>domináns</i>	-0,71	-0,44	0,73	0,74	0,81	0,93	0,79
Kisfokú csípőízületi kopásban szenvedő, idős betegek	<i>érintett oldal</i>	-0,89	-0,76	0,82	0,86	-0,91	-0,94	-0,83
	<i>nem- érintett oldal</i>	-0,37	-0,49	-0,79	-0,84	-0,88	-0,85	-0,79
Nagyfokú csípőízületi, kopásban szenvedő, idős betegek	<i>érintett oldal</i>	-0,84	-0,75	0,87	0,92	-0,97	-0,98	-0,96
	<i>nem- érintett oldal</i>	-0,41	-0,51	-0,76	-0,95	-0,87	-0,84	-0,81

A következőkben *csípőízületi kopásban szenvedő, idős betegeknél* vizsgáljuk a járásmintát és a dinamikus egyensúlyozást jellemző paraméter közötti, valamint a járásváltozékonyságot jellemző paraméterek és a dinamikus egyensúlyozást jellemző paraméter közötti kapcsolatot.

Erős korreláció mutatható ki a Lehr-féle csillapítási szám és mindkét betegcsoport érintett oldali lépéshossza, a medencehajlítás és -billenés mozgástartománya, a kislefokú csípőízületi kopásban szenvedő betegek érintett oldali csípőízületi szög mozgástartománya, a nagyfokú csípőízületi kopásban szenvedő betegek mindkét oldali csípőízületi, térdízületi szög mozgástartománya között (8.1. táblázat). Az eredmények elemzéséből látszik, hogy mindkét betegcsoportnál a Lehr-féle csillapítási szám és az érintett oldali lépéshossz és csípőízületi szög mozgástartománya közötti korreláció pozitív. Ez megerősíti azt a megállapítást, hogy a csípőízületi kopás az érintett oldali lépéshossz és az érintett oldali csípőízületi szög mozgástartomány csökkenését és a hirtelen irányváltoztatás utáni, dinamikus egyensúlyozó képesség csökkenését okozza. A Lehr-féle csillapítási szám, valamint az ellenoldali ízületek és a medencehajlítás és -billenés mozgástartománya közötti negatív korreláció azt mutatja, hogy ezek az ízületek a kompenzációban fontos szerepet töltenek be, mozgástartományuk növekszik. Az eredmények alapján erős korreláció mutatható ki a dinamikus egyensúlyozó képességet jellemző Lehr-féle szám és azon járásmintát jellemző paraméterek között, amelyeket a csípőízületi kopás szignifikánsan megváltoztat.

A járásváltozékonysági paraméterek és a hirtelen irányváltoztatást jellemző paraméter összehasonlításakor a korreláció erős mind a kislefokú, mind a nagyfokú csípőízületi kopás esetén az érintett oldali lépéshossz és támaszfázis-időtartam változékonyságát jellemző szórás, a mindkét oldali csípőízületi és térdízületi mozgás, a medencehajlítás és -billenés változékonyságát jellemző átlagos szórás, valamint a Lehr-féle csillapítási szám között (8.2. táblázat). Ez megerősíti azt a megállapítást, hogy a csípőízületi kopás következtében a járás szabályossága és a hirtelen irányváltoztatás utáni, dinamikus egyensúlyozó képesség szignifikánsan megváltozik. Csípőízületi kopásban szenvedő, idős személyek esetén is mindkettő a járás biztonságának romlását mutatja, így a megnövekedett elesési kockázat előjelezői lehetnek.

Az eredmények elemzéséből az is látszik, hogy a dinamikus egyensúlyozó képességet jellemző Lehr-féle csillapítási szám és a lépéshossz, a támaszfázis-időtartam szórása közötti korreláció negatív; Lehr-féle csillapítási szám és az érintett oldali ízületek mozgásterjedelmének átlagos szórása között pozitív (8.2. táblázat). A csípőízületi kopásban szenvedő betegeknél ez is azt bizonyítja, hogy a járás harmóniájának romlását a távolság- és időjellelű paraméterek szórás változásának és a szögjellelű paraméterek átlagos szórás változásának ellentétes tendenciája jelzi. A nem-érintett oldali ízületi mozgások, a medencehajlítás és -billenés átlagos szórása, valamint a Lehr-féle csillapítási szám közötti negatív korreláció azt mutatja, hogy ezen ízületeknek fontos kompenzációs szerepük van a járás harmóniájának, biztonságának létrehozásában.

Összefoglalóan megállapítható, hogy *a kontrollcsoport tagjainál és a csípőízületi kopásban szenvedő, idős személyeknél a kapcsolat erős a dinamikus egyensúlyozást jellemző paraméter, valamint a járásmintát jellemző paraméterek; a dinamikus egyensúlyozást jellemző paraméter, valamint a járás szabályosságát jellemző járásváltozékonysági*

paraméter között. A járásmintát és a járás szabályosságot a dinamikus egyensúlyozó képesség meghatározza.

Ezek alapján javasolható, hogy a nagyobb szakmai felkészültséget és magasabb költségű mozgásvizsgáló mérőrendszert igénylő ultrahang-alapú járásvizsgálatot a kezelés fontosabb határpontjainál célszerű elvégezni. A gyorsabb, egyszerűbb hirtelen irányváltoztatási teszttel a beteg állapotának folyamatos utánkövetése rögzíthető, a mozgásrendszer funkciójának javítását célzó konzervatív kezelés folyamatosan módosítható, egyénre szabható.

9. Új, tudományos eredmények

Az eddigiekben összefoglalt, biomechanikai módszerekkel végzett kutatás fő célja annak megállapítása volt, hogyan befolyásolja a csípőízületi kopás mértéke a járásmintát és a járás biztonságát jellemző két tényezőt, a járás szabályosságát és a dinamikus egyensúlyozó képességet. A biztonságos, harmonikus járáshoz elengedhetetlen, hogy a mozgás megfelelő tartományban és megfelelő pontossággal történjen, valamint a járó személy egyensúlyát mindig visszanyerje. A járásmintát, a járás szabályosságát és a járáshoz elengedhetetlen, dinamikus egyensúlyozó képességet ultrahang-alapú, zebris mérőrendszerrel vizsgáltam. Ehhez szükség volt a mozgásvizsgálathoz használt módszerek hitelesítésére, megbízhatóságának elemzésére, valamint a mozgás jellemzésére használt paramétereket befolyásoló hatások vizsgálatára. A tézisértékű megállapítások három témakörbe sorolhatók:

- 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 intraobserver-hiba és az interobserver-hiba legnagyobb értéke is nagyságrenddel kisebb, mint az ortopédiai elváltozások okozta eltérések. 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 függőleges reakcióerő-alapú, kinetikai és az ultrahang-alapú, kinematikai azonosítási módszerrel meghatározott sarokütés, a lábujjfelemelés ideje, valamint a támaszfázis-időtartam 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, és a regressziós egyenesek meredeksége is 1-hez közeli. 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.* A csípőízületi szög a combcsontot és a medencét modellező térbeli vektorok által bezárt, relatív szög. A medencemozgásokat a medence három pontja által meghatározott lokális koordináta-rendszer tengelyei körüli elfordulásokkal jellemeztem.

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

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

Eredményt ismertető publikációk: 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.* 7 hét után megismételt vizsgálat eredményei szignifikánsan nem tértek el az alapvizsgálat eredményeitől. 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, és a regressziós egyenesek meredeksége is 1-hez közeli 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 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.* Az erős korreláció bizonyítja, hogy a járásminta és az egyensúlyozó képesség, valamint a járásszabályosság és az egyensúlyozó képesség szorosan összefügg.

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 megerősíti az is, hogy a lépéshossz szórása és a Lehr-féle csillapítási szám között a korreláció negatív és erős, míg az ízületi mozgások átlagos szórása és a Lehr-féle csillapítási szám közötti korreláció pozitív és erős. Ha a járássebesség eltér (akár nő, akár csökken) a szabadon választott járássebességtől, akkor a járásképp változékonysági paraméterei növekednek, az ízületi mozgásokat jellemző változékonysági paraméterek csökkennek, 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; 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.*

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. 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.

Eredményt ismertető publikációk: 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 lépéshajlítás és a nem-érintett oldali csípőízületi szög mozgástartománya is növekszik, de az érintett csípőízület már nem vesz részt a lépéshossz növelésében. 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. A járásváltozékonysági paraméterek változása a fenti megállapításokat megerősítették.

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 járásképváltozékonysági paraméterei szignifikánsan növekedtek, az érintett oldali ízületek mozgásának változékonysági paraméterei szignifikánsan csökkentek. 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, azaz az érintett oldali ízületek 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

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 Lehr-féle csillapítási szám már kismértékű csípőízületi kopás esetén szignifikánsan kisebb, mint a kontrollcsoport értéke. Nagyfokú csípőízületi kopás esetén a két lábon és a

domináns oldalon állás közben mért értékekből számított Lehr-féle csillapítási szám is szignifikáns kisebb, mint a kontrollcsoport értékei. A kontrollcsoport tagjaihoz hasonlóan a kislökésű csípőízületi kopásban szenvedő, idős férfiak és nők mérési eredményeiből számított Lehr-féle csillapítási szám közötti különbség szignifikáns. A csípőízületi kopásban szenvedő, idős férfiak és nők eredményei között szignifikáns különbség azonban nem mutatható ki. 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. Az erős korreláció 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. A kutatás eredményei alapján kvantitatívan is igazolható az a tapasztalati tény, hogy a csípőízületi kopás hatására 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.

10. 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 elemezhetőek a különböző ortopédiai elváltozások (a ligamentum cruciatum anterior részleges vagy teljes szakadása, a meniscus sérülései, a gonarthrosis – térdízületi kopás), 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*). A kutatás eredményeit PhD dolgozatokban is összefoglaltuk, az orvos doktoranduszok tézisei elsősorban a mozgásvizsgálat eredményeiből levonható ortopédiai következtetéseken alapulnak. 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.

11. 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

elés 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 irányváltotási 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 irányváltotási teszt is alkalmas a beteg állapotának folyamatos utánkövetésére.

Köszönetnyilvánítás

Köszönöm végzett és jelenlegi doktoranduszaimnak, Knoll Zsoltnak, Illyés Árpádnak, Holnapy Gergelynek, Magyar O. Mátyásnak, Pethes Ákosnak, Takács Máriának, Szakács Noéminek, valamint volt és jelenlegi munkatársaimnak, Jurák Mihály, Paróczai Róbert, Zsidai Attila mérnököknek, Bejek Zoltán, Szlávik István ortopédusoknak, Köllő Katalin radiológusnak, Horváth Mónika, Nagy Ildikó, Németh Klára, Szabó Gábor gyógytornászoknak, akik egy-egy kutatás aktív részvevői voltak.

Hálásan köszönöm Kocsis László főiskolai tanárnak, hogy a Biomechanikai Laboratóriumban megismertetett a mozgásvizsgálatok alapjaival, a kezdeti lépéseimet irányította, sok-sok kutatást közösen végeztünk.

Köszönöm Gilliano Cerulli (Let People Move Laboratory, Perugia), Sally Clift (University of Bath), Nikolai Ganchev (Knecht Movement Science Laboratory, Franciaország) és Moshe Solomonow (University of Colorado) professzorok támogatását, akikkel különböző nemzetközi tudományos kutatásokban dolgoztam együtt.

Hálával tartozom mentoraimnak Balázs György, Hegedűs István, Kaliszky Sándor, Kollár László és Springer György professzoroknak, akik a kutatás fontosságára felhívták a figyelmem, és formálták szemléletem. Köszönöm a BME Hidak és Szerkezetek Tanszék, és a PTE Szilárdságtani és Tartószerkezeti Tanszék munkatársainak, hogy kutatásaimat segítették, és a kutatás aktív résztvevői is voltak. Külön köszönöm Csébfalvi Anikó, Dunai László, Farkas György és Lovas Antal támogatását. Köszönet mondok Szendrői Miklós professzornak támogatásáért és értékes észrevételeiért. Hálásan köszönöm Kurutzné Kovács Márta és Gáspár Zsolt akadémikusoknak a folyamatos támogatást, értékes tanácsaikat, észrevételeiket, valamint a mechanika szépségeinek megismertetését.

Köszönettel tartozom Török Ákosnak a folyamatos bátorításáért és a dolgozat összeállításában nyújtott segítségéért.

Nem utolsósorban őszinte hálával tartozom Családomnak, akik szeretetükkel erősítettek, és feltétel nélkül mellettem álltak a tudományos kutatás sokszor rögös útján. Köszönöm, hogy azt tehetem, amit gyermekként megálmodtam.

A kutatásokat az OTKA tematikus kutatásai, a MEDICaMENTOR és a Semmelweis Alapítványok, valamint az Öveges József ösztöndíj támogatta. A dolgozat végső formájáért köszönetet illeti Bagi Miklóst, Bán Ildikót, Ficzek Máriát és Németh Orsolyát.

Irodalom

- Alton F, Baldey L, Caplan S, Morrissey MC. A kinematic comparison of over ground and treadmill walking. *Clinical Biomechanics* 1998; 13: 434–440.
- Ángyán L. Az emberi test mozgástana. Pécs: MOTIO, 2005.
- Arokoski JPA, Leinonen V, Arokoski MH, Aalto H, Valtonen H. Postural control in male patients with hip osteoarthritis. *Gait & Posture* 2006; 23: 45–50.
- Arokoski MH, Arokoski JPA, Haara M, Kankaanpaa M, Vesterinen M, Niemitukia LH, Helminen HJ. Hip muscle strength and muscle cross sectional area in men with and without hip osteoarthritis. *Journal of Rheumatology* 2002; 29: 2185–2195.
- Barton J. Biomechanikai járáselemzés. Budapest: AesculArt, 1995.
- Beauchet O, Allali G, Berrut G, Dubost V. Is low lower-limb kinematic variability always an index of stability? (Letter to editor) *Gait & Posture* 2007; 26: 327–328.
- Bejek Z, Paróczai R, Illyés A, 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.
- 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.
- Bellamy N. WOMAC Osteoarthritis Index. A user's guide. London, Ontario, Canada: University of Western Ontario, 1995
- Bennett D, Humphreys L, O'Brain S, Kelly C, Orr JF, Beverland DE. Gait kinematics of age-stratified hip replacement patients – A large scale, long-term follow-up study. *Gait & Posture* 2008; 28: 194–200.
- Berger W, Discher M, Trippel M, Ibrahim IK, Dietz V. Developmental aspects of stance regulation, compensation and adaptation. *Experimental Brain Research* 1992; 90: 610–619.
- Bland MJ, Altman DG. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *The Lancet* 1986; 8476: 307–310.
- Blaszczyk JW, Cieslinska-Swider J, Plewa M, Zahorska-Markiewicz B, Markiewicz A. Effects of excessive body weight on postural control. *Journal of Biomechanics* 2009; 42: 1295–1300.
- Blin O, Ferrandez AM, Serratrice G. Quantative analysis of gait in Parkinson patients: increased variability of stride length. *Journal of Neurological Science* 1990; 98: 91–97.

- 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.
- Buchanan JJ, Horak FB. Emergence of postural pattern as a function of vision and translation frequency. *Journal of Neurophysiology* 1999; 81: 2325–2339.
- Corna S, Tarantola J, Nardone A, Giordano A, Schieppati M. Standing on a continuously moving platform: is body inertia counteracted or exploited? *Experimental Brain Research* 1999; 124: 331–341.
- Cross MJ, McCloskey DI. Position sense following surgical removal of joints in man. *Brain Research* 1973; 55: 443–445.
- D'Aubigné RM, Postel M. Functional results of hip arthroplasty with acrylic prosthesis. *Journal of Bone and Joint Surgery* 1954; 36A: 451–476.
- Danielsson L, Lindberg H. Prevalance of coxarthrosis in an urban population during four decades. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 1997; 342: 106–110.
- Diener HC, Dichgans J, Bruzek W, Selinka H. Stabilization of human posture during induced oscillation of the body. *Experimental Brain Research* 1982; 45: 126–132.
- Dietz V, Trippel M, Ibrahim IK, Berger W. Human stance on a sinusoidally translating platform: balance control by feedforward and feedback mechanism. *Experimental Brain Research* 1993; 93: 352–362.
- Dingwell JB, Marin LC. Kinematic variability and local dynamic stability of upper body motions when walking at different speed. *Journal of Biomechanics* 2006; 39: 444–452.
- Dingwell JB, Robb RT, Troy KL, Gribner MD. Effects of an attention demanding task on dynamic stability during treadmill walking. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 2008; 5: 12–21.
- Donker SF, Roerdink M, Greven AJ, Beek PJ. Regularity of center-of-pressure trajectories depends on the amount of attention invested in postural control. *Experimental Brain Research* 2007; 181: 1–11.
- Dubost V, Kressig RW, Gonthier R, Herrmann FR, Aminian K, Najafi B, Beauchet O. Relationship between dual task related changes in stride velocity and stride time variability in healthy older adults. *Human Movement Science* 2006; 25: 372–382.
- Dujardin F, Aucoeur 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.

- England SA, Granata KP. The influence of gait speed on local dynamic stability of walking. *Gait & Posture* 2007; 25: 172–178.
- 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.
- Felson DT, Zhang Y. An update on the epidemiology of knee and hip osteoarthritis with a view to prevention. *Arthritis and Rheumatism* 1998; 41: 1343–1355.
- Freeman M. Treatment of rupture of the lateral ligament of the ankle. *Journal of Bone and Joint Surgery Br* 1965; 47: 661–668.
- Fuchs A, Kelso JA. A theoretical note on models of interlimb coordination. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance* 1994; 20: 1088–1097.
- Ghoussayni S, Stevens C, Durham S, Ewins D. Assessment and validation of a simple automated method for the detection of gait events and intervals. *Gait & Posture* 2004; 20: 266–272.
- Grigg P, Finerman GA, Riley LH. Joint-position sense after total hip replacement. *Journal of Bone and Joint Surgery AM* 1973; 55: 1016–1025.
- Hageman PA, Leibowitz JM, Blanke D. Age and gender effects on postural control measures. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 1995; 76: 961–965.
- Hansen AH, Childress DS, Meier MR. A simple method for determination of gait events. *Journal of Biomechanics* 2002; 35: 135–138.
- Hassan BS, Doherty SA, Mockett S, Doherty M. Effect of pain reduction on postural sway, proprioception, and quadriceps strength in subject with knee osteoarthritis. *Annals of the Rheumatic Diseases* 2002; 61: 422–428.
- Hausdorff JM. Gait variability: methods, modeling and meaning. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 2005; 2: 19–27.
- Hausdorff JM, Rios DA, Edelberg HK. Gait variability and fall risk in community-living older adults: a 1-year prospective study. *Archives of Physical Medicine Rehabilitation* 2001; 82: 1050–1056.
- Heiderscheit BC. Movement variability as a clinical measure for locomotion. *Journal of Applied Biomechanics* 2000; 16: 419–427.
- Herman T, Giladi N, Gurevich T, Hausdorff JM. Gait instability and fractal dynamics of older adults with a „cautious” gait: why do certain older adults walk fearfully. *Gait & Posture* 2005; 21: 178–185.
- Hill CL, Parsons J, Taylor A, Leach G. Health related quality of life in a population sample with arthritis. *Journal of Rheumatology* 1999; 26: 2029–2035.
- Hoffman M, Schrader J, Applegate T, Kocejka T. Unilateral postural control of the functionally dominant and nondominant extremities of healthy subjects. *Journal of Athletic Training* 1998; 33: 319–322.

- Hollman JH, Kovash FM, Kubik JJ, Linbo RA. Age-related differences in spatiotemporal markers of gait stability during dual task walking. *Gait & Posture* 2007; 26: 113–119.
- Horváth M. Hemiparetikus betegek járásának és állásstabilitásának biomechanikai jellemzői. Doktori értekezés. SE, Testnevelési és Sporttudományi Kar, 2005; 113p.
- Horváth M. Stabilitásvizsgálat. In: Kocsis L, Kiss RM, Illyés Á (eds). *Mozgásszervek biomechanikája*. Budapest: Terc Kiadó, 2007; 197–203.
- Hreljac A, Marschall RN. Algorithms to determine event timing during normal walking using kinematic data. *Journal of Biomechanics* 2000; 33: 783–786.
- Hreljac A, Stergiou N. Phase determination during normal running using kinematic data. *Medical and Biological Engineering and Computing* 2000; 38: 503–506.
- 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.
- Hurley MV, Scott DL, Rees J, Newhan DJ. Sensorimotor changes and functional performance in patients with knee osteoarthritis. *Annals of the Rheumatic Diseases* 1997; 56: 641–648.
- 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.
- 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.
- Ishii Y, Tojo T, Terajima K, Terashima S, Bechtold JE. Intracapsular components do not change hip proprioception. *Journal of Bone and Joint Surgery Br* 1999; 81B: 345–348.
- Jordan K, Challis JH, Newell KM. Walking speed influences on gait cycle variability. *Gait & Posture* 2007; 26: 128–134.
- Jurak M, Kocsis L. New package for calculation of gait parameters using instrumented treadmill. *Proceedings of the Third Conference on Mechanical Engineering* 2002; 500–504.
- Kang HG, Dingwell JB. Separating the effects of age and walking speed on gait variability. *Gait & Posture* 2008a; 27: 572–577.
- Kang HG, Dingwell JB. Effects of walking speed, strength and range of motion on gait stability in healthy older adults. *Journal of Biomechanics* 2008b; 41: 2899–2905.
- Karanjia PN, Ferguson JH. Passive joint position sense after total hip replacement surgery. *Annals of Neurology*, 1983; 13: 654–657.
- Kellgren JH, Lawrence JS. Radiological assessment of osteoarthrosis. *Annals of the Rheumatic Diseases* 1957; 16: 494–502.

- Kerrigan DC, Lee LW, Collins JJ, Riley PO, Lipsitz LA. Reduced hip extension during walking: healthy elderly and fallers versus young adults. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 2001; 82: 26–30.
- Kiscelli L. Csillapított lengőrendszer sajátlendései. In: M. Csizmadia B, Nándor E (eds). *Mechanikai mérnököknek – Mozgástan*. Budapest: Nemzeti Tankönyvkiadó Rt, 1997; 507–518.
- 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 kineztezis vizsgálata. In: Kocsis L, Kiss RM, Illyés Á (eds). *Mozgásszervek biomechanikája*. Budapest: Terc Kiadó, 2007b; 204–214.
- Kiss RM. A humán mozgásláncot alkotó ízületek egymásra hatása különböző ortopédiai elváltozások, sérülések esetén járás közben. *Habilitációs tézisek*. BME Építőmérnöki Kar. 2007c; 33p.
- 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.
- Kiss RM. Effect of walking speed and severity of hip osteoarthritis on gait variability. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2010b; 20: 1044–1051.
- 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.
- 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 R. Variability of gait characterized by normalized deviation. *Acta Bioengineering and Biomechanics* 2010f; 12: 19–23.
- Kiss RM. A new parameter for characterizing balancing ability on an unstable oscillatory platform. *Medical Engineering & Physics* 2011a; 33: 1160–1166.
- 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. Effect of severity of knee osteoarthritis on the variability of gait parameters. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2011c; 21: 695–703.
- 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.
- Kiss RM, Kocsis L. Járásvizsgálat. In: Kocsis L, Kiss RM, Illyés Á (eds). *Mozgásszervek biomechanikája*. Budapest: Terc Kiadó, 2007; 169–184.
- 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.
- Ko YG, Challis JH, Newell KM. Postural coordination patterns as a function of dynamics of the support surface. *Human Movement Science* 2001; 20: 737–764.
- Kocsis L. More precise measurement method for gait analysis. *Proceedings of the Third Conference on Mechanical Engineering* 2002; 848–852.
- 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.
- Laughton CA, Slavin M, Katdare K, Nolan L, Bean JF, Kerrigan DC, Phillips E, Lipsitz LA, Collins JJ. Aging, muscle activity and balance control: physiologic changes associated with balance impairment. *Gait & Posture* 2003; 18: 101–108.
- Liu-Ambrose T, Khan KM, Eng JJ, Lord SR, McKay HA. Balance confidence improves with resistance or agility training. Increase is not correlated with objective changes in fall risk and physical abilities. *Gerontology* 2004; 50: 373–382.
- Lord SR, Lloyd DG, Li SK. Sensori-motor function, gait patterns and falls in community-dwelling women. *Age and Aging* 1996; 25: 292–299.
- Magyar OM, Illyés Á, Knoll Zs, Kiss RM. Effect of medial meniscectomy on gait parameters. *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy* 2008; 16: 427–433.
- 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.
- 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. 10.1016/j.jelekin.2012.01.010

- 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.
- Maki BE. Gait changes in older adults: predictors of falls or indicators of fear? *Journal of American Geriatric Society* 1997; 45: 313–320.
- Maki BE, Holliday PJ, Fernie GR. Aging and postural controls: A comparison of spontaneous- and induced-sway balance tests. *Journal of American Geriatric Society* 1990; 38: 1–9.
- Maki BE, McIlroy WE. Postural control in the older adults. *Clinics in Geriatric Medicine* 1996; 12: 635–658.
- Masui T, Hasegawa Y, Matsuyama Y, Sakano S, Kawasaki M, Suzuki 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; emberi állás, járás. In: Szendrői M (ed). *Ortopédia*. Budapest: Semmelweis Kiadó, 2006; 27–32.
- Mickelborough J, van der Linden ML, Richards J, Ennos AR. Validity and reliability of a kinematic protocol for determining foot contact events. *Gait & Posture* 2000; 11: 32–37.
- Mills PM, Barrett, RS, Morrison S. Agreement between footswitch and ground reaction force techniques for indentifying gait events: Inter-session repeatability and the effect of walking speed. *Gait & Posture* 2007; 26: 323–326.
- Missaoui B, Portero P, Bendaya S, Hanktie O, Thoumie P. Posture and equilibrium in orthopaedic and rheumatologic diseases. *Clinical Neurophysiology* 2008; 38: 447–457.
- 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 standarised 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.
- Müller O, Günther M, Krauß I, Horstmann T. Physikalische Charakterisierung des Therapiegerätes Potuomed als Meßgerät – Vorstellung eines Verfahrens zur Quantifizierung des Balancevermögens. *Biomedizinische Technik*, 2004; 49: 56–60.
- Nantel J, Termoz N, Centomo H, Lavigne M, Vendittoli PA, Prince F. Postural balance during quite standing in patients with total hip arthroplasty and surface replacement arthroplasty. *Clinical Biomechanics* 2008; 23: 402–407.

- Nashner LM. Computerized dynamic posturography. In: Goebel JA (ed). Practical management of Dizzy patients. Philadelphia: Lippicott Williams and Wilkins, 2001.
- Newell KM, Corcos DM. Issues in variability and motor control. In: Newell KM, Corcos DM (eds). Variability and motor control. Champaign: Human Kinetics Publishers, 1993; 1–12.
- Nevitt MC, Cummings SR, Kidd S, Black D. Risk factor for recurrent nonsyncopal falls: a prospective study. *Journal of American Medical Association* 1989; 261: 2663–2668.
- Nutt JG, Marsden CD, Thompson PD. Human walking and higher-level gait disorders, particularly in the elderly. *Neurology* 1993; 43: 268–279.
- Owings TM, Grabiner MD. Measuring step kinematic variability on an instrumented treadmill: How many steps are enough? *Journal of Biomechanics* 2003; 36: 1215–1218.
- Owings TM, Grabiner MD. Variability of step kinematics in young and older adults. *Gait & Posture* 2004a; 20: 26–29.
- Owings TM, Grabiner MD. Step width variability, but not step length variability or step time variability, discriminates gait of healthy young and older adults during treadmill locomotion. *Journal of Biomechanics* 2004b; 37: 935–938.
- 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.
- Riley MA, Balasubramaniam R, Turvey MT. Recurrence quantification analysis of postural fluctuation. *Gait & Posture* 1999; 9: 65–78.
- Robbins AS, Rubenstein LZ, Josephson KR, Schulman BL, Osterweil D, Fine G. Predictors of falls among elderly people. Results of two population-based studies. *Archives of Internal Medicine* 1989; 149: 1628–1633.
- Roerdink M, Coolen BH, Clairbois BH, Lamoth CJ, Beek PJ. Online gait event detection using a large force platform embedded in a treadmill. *Journal of Biomechanics* 2008; 41: 2628–2632.
- Roislien J, Skare O, Gustavsen M, Broch NL, Rennie L, Opheim A. Simoultaneous estimation of effect of gender, age and walking speed on kinematic data. *Gait & Posture* 2009; 30: 441–445.
- Schaafsma JD, Giladi N, Balash Y, Bartels AL, Gurevich T, Hausdorff JM. Gait dynamics in Parkinson's disease: relationship to Parkinsonian features, falls, and response to levodopa. *Journal of Neurological Science* 2003; 212: 47–53.
- Shakoor N, Hurwitz DE, Block JA, Shott S, Case JP. Asymmetric knee loading in advanced unilateral hip osteoarthritis. *Arthritis and Rheumatism* 2003; 48: 1556–1561.
- Shaw NA. Age-dependent changes in central somatosensory conduction time. *Clinical Electroencephalography* 1992; 23: 105–110.
- Sheldon JH. The effect of age on the control sway. *Gerantological Clinics* 1963; 5: 129–138.

- Skinner HB, Barrack RL, Cook SD. Age related decline in proprioception. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 1984; 184: 208–211.
- Smidt GL, Wadsworth JB. Floor reaction forces during gait: comparison of patients with hip disease and normal subjects. *Physical Therapy* 1973; 53: 1056–1062.
- Stribley RF, Albers JW, Tourtellotte WW, Cockrell JL. A quantitative study of stance in normal subjects. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 1974; 55: 74–80.
- Szirmai I (ed). *Neurológia. Egyetemi tankönyv*. Budapest: Medicina, 2007.
- Thurston AJ. Spinal and pelvis kinematics in osteoarthritis of the hip. *Spine* 1985; 10: 467–471.
- Teasdale N, Stelmach GE, Breunig A, Meeuwsen HJ. Age differences in visual sensory integration. *Experimental Brain Research* 1991; 85: 691–696.
- Unterberger S. Vestibularisgrenzgebiet der Otiatrie and Neurologie. *Fortschritte der Neurologie. Psychiatrie und ihre Grenzgebiet* 1940; 12: 329–348.
- 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, Truijten 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.
- Watelain E, Dujardin F, Babier F, Dubois D, Allard P. Pelvic and lower limb compensatory actions of subjects in an early stage of hip osteoarthritis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 2001; 82: 1705–1711.
- Winter DA. Biomechanical motor patterns in normal walking. *Journal of Motor Behavior* 1983; 15: 302–330.
- Winter DA. *ABC of balance during standing and walking*. Waterloo: Waterloo Biomechanics, 1995
- Yamada N. Chaotic swaying of the upright posture. *Human Movement Science* 1995; 14: 711–726.
- Zeni JA, Richards JG, Higginson JS. Two simple method for determining gait events during treadmill and overground walking using kinematic data. *Gait & Posture* 2008; 27: 710–714.

- Zhao K, Yang C, An KN. Assessment of non-invasive intervertebral motion measurement in the lumbas spine. *Journal of Biomechanics* 2005; 38: 1943–1946.
- Zimny ML. Mechanoreceptors in articular tissues. *American Journal of Anatomy* 1988; 182: 16–32.

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. 10.1016/j.jelekin.2012.01.010 (IF=2,372)

dc_50_10

Függelék

Az eredmények táblázatos összefoglalása

F1. táblázat

A kontrollcsoport, a kisfokú és nagyfokú csípőízületi kopásban szenvedő, idős betegek ultrahang-alapú járásvizsgálattal mért értékeiből számított távolság-, idő- és szögjellegű változók különböző szalagsebességek esetén (átlag±szórás)

Jellemzők	Oldal	Kontrollcsoport			Kisfokú csípőízületi kopásban sz. idős betegek			Nagyfokú csípőízületi kopásban sz. idős betegek		
		0,8 m/s	1,0 m/s	1,2 m/s	0,8 m/s	1,0 m/s	1,2 m/s	0,8 m/s	1,0 m/s	1,2 m/s
Lépésfrekvencia, lépés/perc		89,6±13,8	109,2±20,4	115,9±24,3	92,5±14,5	104,7±17,8	121,8±19,8	105,8±9,1	127,4±10,4	143,7±11,3
Lépéshossz, mm	nd	436,9±62,8	542,5±67,5	617,5±78,2	398,4±45,4	458,4±62,4	522,1±74,2	358,8±42,1	397,2±57,8	506,2±75,4
	d	437,8±47,7	544,8±54,2	619,2±67,7	424,2±45,4	514,8±60,4	627,8±58,4	389,1±42,3	532,5±61,4	640,1±73,4
Lépésszélesség, mm		37,2±6,4	52,9±7,1	61,1±7,8	40,4±5,8	58,1±6,2	84,8±15,7	43,4±3,8	76,8±18,8	120,3±24,5
Támaszfázis-időtartam, %	nd	57,7±6,1	56,4±6,4	55,9±6,4	57,8±6,5	55,9±6,2	50,2±5,8	57,6±6,8	54,8±6,3	52,5±5,9
	d	58,5±7,1	57,2±6,9	56,9±6,9	58,1±5,8	56,7±5,8	56,1±5,8	58,6±6,5	56,4±6,8	54,7±6,6
Ketiős támaszfázis-időtartam, %		21,5±1,7	20,4±2,1	19,5±2,8	21,2±1,9	18,4±2,5	18,2±2,8	19,1±1,8	16,9±2,8	15,5±3,3
Térdízületi szög, °	nd	48,1±5,2	54,2±5,8	68,7±6,8	45,4±6,2	53,8±6,1	69,1±6,7	34,7±6,5	42,8±6,9	54,9±7,1
	d	52,8±4,8	59,8±4,1	73,1±6,8	54,4±6,1	60,4±3,8	75,8±5,8	59,2±4,4	64,4±3,2	79,8±6,8
Csípőízületi szög, °	nd	38,5±5,2	40,2±4,8	45,8±6,7	24,8±3,8	26,2±3,4	27,8±3,2	6,5±1,4	7,2±2,4	7,8±2,1
	d	37,3±5,9	39,8±6,2	43,8±6,4	36,7±6,2	40,2±5,8	42,7±5,9	22,2±4,1	24,9±6,2	27,9±9,2
Medence hajlítása, °		7,1±2,8	11,4±3,4	15,8±3,8	9,4±3,2	15,4±3,4	17,8±3,7	16,9±2,7	18,4±3,0	22,8±2,9
Medence billenése, °		2,9±0,8	4,2±1,5	5,9±1,8	3,8±1,2	6,1±1,4	7,4±1,8	8,2±1,3	9,5±1,8	10,9±1,9
Medence rotációja, °		4,7±1,4	5,1±1,8	6,9±2,2	4,6±1,8	5,9±2,1	6,8±2,5	4,9±2,2	6,5±2,8	7,1±2,7

Jelmagyarázat:

nd: kontrollcsoport tagjainak nem-domináns oldala, csípőízületi kopásban szenvedő, idős betegek érintett oldala; d: kontrollcsoport tagjainak domináns oldala, csípőízületi kopásban szenvedő, idős betegek nem-érintett/egészséges oldala

F2. táblázat

A kontrollcsoport, a kistökü és nagyfökü csípözületi kopásban szenvedő, idős betegek ultrahang-alapú járásvizsgálattal mért értékeiből számított járásváltozékonysági paramétereit (távolság-, időjellegű változók szórása, szögjellegű változók átlagos szórása) különböző szalagsebességek esetén (átlag±szórás)

Jellemzők	Oldal	Kontrollcsoport			Kistökü csípözületi kopásban sz. idős betegek			Nagyfökü csípözületi kopásban sz. idős betegek		
		0,8 m/s	1,0 m/s	1,2 m/s	0,8 m/s	1,0 m/s	1,2 m/s	0,8 m/s	1,0 m/s	1,2 m/s
Lépésfrekvencia, lépés/perc		10,1±1,1	9,8±0,9	9,3±0,6	14,1±0,6	13,4±0,8	15,8±1,0	14,8±0,8	16,5±1,4	19,2±1,8
Lépéshossz, mm	nd	79,2±12,1	71,5±14,9	65,6±12,8	100,4±15,4	86,1±13,1	121,4±16,9	101,9±17,2	129,9±14,8	141,4±17,9
	d	74,1±12,2	64,9±13,2	60,8±12,9	76,2±13,4	64,7±13,9	62,9±13,0	77,5±11,6	65,9±13,6	98,7±15,1
Lépésszélesség, mm		4,7±0,9	4,3±0,7	3,9±0,6	15,8±1,7	13,1±1,6	25,4±3,8	27,5±3,6	32,2±3,2	41,5±4,2
Támaszfázis-időtartam, %	nd	6,1±0,9	5,9±0,7	5,5±0,6	8,1±0,9	6,8±0,8	15,6±1,3	9,2±1,8	15,0±2,3	19,8±1,3
	d	5,9±0,9	5,8±0,7	5,1±0,5	6,9±1,0	6,3±0,9	5,4±1,0	7,2±1,2	7,0±0,7	9,1±1,3
Kettős támaszfázis-időtartam, %		2,5±0,3	2,7±0,5	2,2±0,2	4,9±0,8	3,9±0,5	11,4±0,6	6,7±0,4	9,1±0,6	15,0±0,8
Térdizületi szög, °	nd	5,6±0,5	6,1±1,1	7,9±0,6	4,6±0,7	4,8±0,8	3,4±1,2	2,3±0,3	1,8±0,5	1,1±0,3
	d	5,2±0,5	5,7±1,0	7,4±0,6	7,3±1,0	8,6±0,8	9,9±1,0	13,5±1,6	16,5±2,0	11,5±1,4
Csípözületi szög, °	nd	2,5±0,4	2,8±0,6	3,3±0,6	1,3±0,4	2,2±0,4	0,9±0,3	1,0±0,3	0,6±0,3	0,4±0,2
	d	2,4±0,2	2,5±0,6	3,0±0,5	5,4±0,8	4,0±0,2	6,2±1,1	8,0±0,5	10,3±1,4	7,5±0,5
Medence hajlítása, °		5,1±0,5	5,5±0,7	6,1±0,5	7,9±0,9	8,8±1,0	7,0±0,8	13,4±1,2	9,8±0,7	8,5±0,6
Medence billenése, °		1,3±0,2	1,7±0,2	2,6±0,2	2,2±0,3	3,5±0,4	2,8±0,2	6,1±0,8	4,3±0,6	2,1±0,2
Medence rotációja, °		2,3±0,2	2,5±0,3	2,7±0,2	3,4±0,3	4,0±0,3	3,1±0,2	5,7±0,5	4,3±0,4	3,7±0,2

Jelmagyarázat:

nd: kontrollcsoport tagjainak nem-domináns oldala, csípözületi kopásban szenvedő, idős betegek érintett oldala; d: kontrollcsoport tagjainak domináns oldala, csípözületi kopásban szenvedő, idős betegek nem-érintett/egészséges oldala

F3. táblázat

A járásmintát jellemző paraméterek összehasonlításának szignifikanciaszintjei azonos csoporton belül (a szalagsebesség hatása)

Jellemzők	Oldal	Kontrollcsoport			Kisfokú csípőzületi kopásban sz. idős betegek			Nagyfokú csípőzületi kopásban sz. idős betegek		
		0,8 m/s vs 1,0 m/s	1,0 m/s vs 1,2 m/s	0,8 m/s vs 1,2 m/s	0,8 m/s vs 1,0 m/s	1,0 m/s vs 1,2 m/s	0,8 m/s vs 1,2 m/s	0,8 m/s vs 1,0 m/s	1,0 m/s vs 1,2 m/s	0,8 m/s vs 1,2 m/s
Lépésfrekvencia		0,06	0,09	0,03	0,08	0,07	0,007	0,004	0,002	<0,001
Lépéshossz	nd	0,004	0,01	<0,001	<0,001	0,04	<0,001	0,002	<0,001	<0,001
	d	0,003	0,008	<0,001	<0,001	0,01	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001
Lépésszélesség		0,007	0,01	<0,001	0,007	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001
Támaszfázis- időtartam	nd	0,24	0,17	0,12	0,18	0,07	0,03	0,04	0,02	0,006
	d	0,32	0,36	0,18	0,41	0,33	0,11	0,15	0,14	0,10
Kettős támaszfázis- időtartam		0,34	0,41	0,37	0,04	0,49	0,07	0,06	0,37	0,04
Térdzületi szög	nd	0,04	0,007	0,002	0,03	0,009	<0,001	0,01	0,008	<0,001
	d	0,03	0,004	<0,001	0,02	0,007	<0,001	0,005	<0,001	<0,001
Csípőzületi szög	nd	0,09	0,07	0,04	0,11	0,07	0,09	0,09	0,12	0,07
	d	0,17	0,09	0,04	0,07	0,14	0,03	0,14	0,12	0,08
Medence hajlítása		0,04	0,03	<0,001	0,004	0,04	0,004	0,05	0,03	0,03
Medence billenése		0,004	0,04	<0,001	0,002	0,03	<0,001	0,06	0,08	0,04
Medence rotációja		0,17	0,09	0,06	0,08	0,14	0,07	0,11	0,14	0,02

Jelmagyarázat:

nd: kontrollcsoport tagjainak nem-domináns oldala, csípőzületi kopásban szenvedő, idős betegek érintett oldala; d: kontrollcsoport tagjainak domináns oldala, csípőzületi kopásban szenvedő, idős betegek nem-érintett/egészséges oldala; félkövér kiemeléssel jelölve a szignifikáns különbséget ($p \leq 0,05$)

F4. táblázat

A járásváltozékonysági jellemzők összehasonlításának szignifikanciaszintjei azonos csoporton belül (a szalagsebesség hatása)

Jellemzők	Oldal	Kontrollcsoport			Kisfokú csípőzületi kopásban sz. idős betegek			Nagyfokú csípőzületi kopásban sz. idős betegek		
		0,8 m/s vs 1,0 m/s	1,0 m/s vs 1,2 m/s	0,8 m/s vs 1,2 m/s	0,8 m/s vs 1,0 m/s	1,0 m/s vs 1,2 m/s	0,8 m/s vs 1,2 m/s	0,8 m/s vs 1,0 m/s	1,0 m/s vs 1,2 m/s	0,8 m/s vs 1,2 m/s
Lépéshossz	nd	0,09	0,11	0,03	0,02	0,001	0,01	0,002	0,003	<0,001
	d	0,08	0,17	0,03	0,06	0,11	0,03	0,06	0,08	0,04
Lépésszélesség		0,06	0,07	0,04	0,01	<0,001	<0,001	0,004	0,004	<0,001
Támaszfázis-időtartam	nd	0,06	0,07	0,05	0,007	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001
	d	0,07	0,06	0,04	0,09	0,06	0,04	0,28	0,006	0,008
Kettős támaszfázis-időtartam		0,09	0,06	0,09	0,004	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001
Térdzületi szög	nd	0,11	0,003	0,01	0,07	0,04	0,009	0,04	0,03	0,01
	d	0,09	0,001	0,008	0,03	0,02	0,04	0,007	0,02	0,006
Csípőzületi szög	nd	0,06	0,06	0,03	0,04	0,007	0,03	0,03	0,04	0,004
	d	0,08	0,09	0,02	0,02	0,002	0,04	0,004	0,03	0,001
Medence hajlítása		0,10	0,07	0,004	0,03	0,006	0,02	0,007	0,008	0,003
Medence billenése		0,06	0,07	0,01	0,04	0,02	0,01	0,003	0,004	<0,001
Medence rotációja		0,07	0,06	0,007	0,06	0,03	0,04	0,02	0,003	0,003

Jelmagyarázat:

nd: kontrollcsoport tagjainak nem-domináns oldala, csípőzületi kopásban szenvedő, idős betegek érintett oldala; d: kontrollcsoport tagjainak domináns oldala, csípőzületi kopásban szenvedő, idős betegek nem-érintett/egészséges oldala; félkövér kiemeléssel jelölve a szignifikáns különbséget ($p \leq 0,05$)

F5. táblázat

A járásmintát jellemző paraméterek összehasonlításának szignifikanciaszintjei azonos sebességen belül (a kopás mértékének hatása)

Jellemzők	Oldal	0,8 m/s			1,0 m/s			1,2m/s		
		kontroll vs kisfokú	kontroll vs nagyfokú	kisfokú vs nagyfokú	kontroll vs kisfokú	kontroll vs nagyfokú	kisfokú vs nagyfokú	kontroll vs kisfokú	kontroll vs nagyfokú	kisfokú vs nagyfokú
Lépéshossz	nd	0,08	0,007	0,07	0,01	0,002	0,07	0,03	0,002	0,02
	d	0,07	0,06	0,08	0,12	0,07	0,11	0,13	0,06	0,08
Lépésszélesség		0,14	0,008	0,06	0,07	0,003	0,004	0,003	0,001	0,004
Támaszfázis- időtartam	nd	0,34	0,34	0,28	0,19	0,23	0,16	0,06	0,07	0,09
	d	0,29	0,31	0,34	0,39	0,21	0,39	0,11	0,06	0,13
Kettős támaszfázis- időtartam		0,38	0,08	0,07	0,14	0,01	0,19	0,08	0,03	0,04
Térdízületi szög	nd	0,06	0,006	0,04	0,09	0,003	0,03	0,07	0,006	0,02
	d	0,14	0,03	0,04	0,14	0,03	0,04	0,21	0,03	0,05
Csípőízületi szög	nd	0,003	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	0,006	<0,001	<0,001
	d	0,21	0,006	0,008	0,18	<0,001	<0,001	0,15	<0,001	<0,001
Medence hajlítása		0,04	<0,001	<0,001	0,03	<0,001	0,02	0,03	<0,001	<0,001
Medence billenése		0,04	<0,001	<0,001	0,02	<0,001	<0,001	0,02	<0,001	<0,001
Medence rotációja		0,13	0,12	0,15	0,21	0,08	0,06	0,26	0,08	0,07

Jelmagyarázat:

nd: kontrollcsoport tagjainak nem-domináns oldala, csípőízületi kopásban szenvedő, idős betegek érintett oldala; d: kontrollcsoport tagjainak domináns oldala, csípőízületi kopásban szenvedő, idős betegek nem-érintett/egészséges oldala; félkövér kiemeléssel jelölve a szignifikáns különbséget ($p \leq 0,05$)

Fő. táblázat

A járásváltozékonysági jellemzők összehasonlításának szignifikanciaszintjei azonos sebességen belül (a kopás mértékének hatása)

Jellemzők	Oldal	0,8 m/s			1,0 m/s			1,2m/s		
		kontroll vs kisfokú	kontroll vs nagyfokú	kisfokú vs nagyfokú	kontroll vs kisfokú	kontroll vs nagyfokú	kisfokú vs nagyfokú	kontroll vs kisfokú	kontroll vs nagyfokú	kisfokú vs nagyfokú
Lépéshossz	nd	0,02	0,007	0,31	0,04	0,002	0,006	0,002	<0,001	0,03
	d	0,54	0,28	0,84	0,78	0,98	0,59	0,14	0,003	0,04
Lépésszélesség		<0,001	<0,001	0,007	0,001	<0,001	<0,001	0,008	<0,001	0,007
Támaszfázis- időtartam	nd	0,03	0,03	0,007	0,04	<0,001	0,003	0,001	<0,001	0,006
	d	0,07	0,54	0,08	0,84	0,28	0,62	0,64	0,004	0,004
Kettős támaszfázis- időtartam		0,002	<0,001	0,004	0,03	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	0,003
Térdízületi szög	nd	0,04	0,001	0,001	0,02	<0,001	0,001	0,006	<0,001	0,007
	d	0,006	0,001	0,001	0,01	0,001	0,009	0,005	0,009	0,04
Csípőízületi szög	nd	0,02	0,03	0,04	0,04	0,001	0,01	0,001	0,001	0,04
	d	0,002	0,001	0,001	0,007	<0,001	0,001	0,001	0,001	0,01
Medence hajlítása		0,01	<0,001	0,001	0,004	0,001	0,04	0,03	0,001	0,003
Medence billenése		0,006	<0,001	<0,001	0,001	0,002	0,04	0,04	0,007	0,004
Medence rotációja		0,009	<0,001	<0,001	0,004	0,003	0,04	0,04	0,008	0,006

Jelmagyarázat:

nd: kontrollcsoport tagjainak nem-domináns oldala, csípőízületi kopásban szenvedő, idős betegek érintett oldala; d: kontrollcsoport tagjainak domináns oldala, csípőízületi kopásban szenvedő, idős betegek nem-érintett/egészséges oldala; félkövér kiemeléssel jelölve a szignifikáns különbséget ($p \leq 0,05$)

F7. táblázat

A kontrollcsoport, a kistokú és nagyfokú csípőízületi kopásban szenvedő betegek ultrahang-alapú, hirtelen irányváltoztatási teszt mérési adataiból számított Lehr-féle csillapítási szám (D, %) (átlag± szórás)

Vizsgálati csoport	Vizsgálati típus	Férfiak	Nők
Kontrollcsoport	<i>két lábon álláskor</i>	4,42 ± 0,31	4,89 ± 0,29 ^g
	<i>domináns lábon álláskor</i>	4,30 ± 0,30	4,63 ± 0,28 ^g
	<i>nem-domináns lábon álláskor</i>	2,69 ± 0,34 ^{#,§}	3,31 ± 0,31 ^{#,§,g}
Kistokú csípőízületi kopásban szenvedő, idős betegek	<i>két lábon álláskor</i>	4,16 ± 0,45	4,63 ± 0,48 ^g
	<i>nem-érintett lábon álláskor</i>	3,97 ± 0,43	4,44 ± 0,49 ^g
	<i>érintett lábon álláskor</i>	2,03 ± 0,48 ^{#,§,◇}	2,44 ± 0,41 ^{#,§,◇,g}
Nagyfokú csípőízületi kopásban szenvedő, idős betegek	<i>két lábon álláskor</i>	3,42 ± 0,55 ^{†,‡}	3,49 ± 0,50 ^{†,‡}
	<i>nem-érintett lábon álláskor</i>	3,01 ± 0,60 ^{†,‡}	3,18 ± 0,61 ^{†,‡}
	<i>érintett lábon álláskor</i>	1,41 ± 0,71 ^{#,§,†,‡}	1,32 ± 0,75 ^{#,§,†,‡}

Jelmagyarázat:

#: szignifikáns különbség a domináns lábon állás és a nem-domináns lábon állás közben végzett mérés adataiból számított Lehr-féle csillapítási szám között; §: szignifikáns különbség a két lábon állás és a nem-domináns lábon állás közben végzett mérés adataiból számított Lehr-féle csillapítási szám között; ◇: szignifikáns különbség a kontrollcsoport és a kistokú csípőízületi kopásban szenvedő betegek mérési adataiból számított Lehr-féle csillapítási szám között; †: szignifikáns különbség a kontrollcsoport és a nagyfokú csípőízületi kopásban szenvedő betegek mérési adataiból számított Lehr-féle csillapítási szám között; ‡: szignifikáns különbség a kistokú és a nagyfokú csípőízületi kopásban szenvedő betegek között; g: szignifikáns különbség a férfiak és a nők mérési adataiból számított Lehr-féle csillapítási szám között

Idegen kifejezések és magyar jelentésük

Ab/Adductio	a test középtengelyéhez képesti távolítás/közelítés
Antalgias járáskép	kímélő sántítás, nem-szimmetrikus járáskép
Arthrosis	nem-gyulladásos eredetű kopás
Caput fibulae	szárkapocsfejec
Coxarthrosis	csípőízületi kopás
Dementia	kóros elbutulás
Distalis	test középvonalától távolabb eső
Elektromiograf	harántcsikolt izmok két pontja közötti elektromos potenciál mérésére alkalmas műszer
Endoprotézis	általában fémből készült művi ízület
Epicondylus lat. femoris	combcsont külső ízületi büttyke
Epicondylus med. femoris	combcsont belső ízületi büttyke
Extensio	nyújtás
Femur	combcsont
Fibula	szárkapocscsont
Flexibilitas	hajlékonyság
Flexio	hajlítás

Giroszkóp	szögsebesség mérőeszköz
Goniométer	ízületi szögmérő
Intercellularis mátrix	sejtközi tér
Kardiovaszkuláris	szív- és érrendszeri
Kinesztézis	izomérzés, mélyérzés, dinamikus egyensúlyozó képesség egyik fajtája, a mozgó testrészek egymáshoz való viszonyának érzékelése
Kontraktúra	deformitást okozó izomrövidülés, zsugorodás
l.d. = lateralis dextri	jobb oldal
l.s. = lateralis sinistri	bal oldal
Lateralis	oldalsó
Ligamentum cruciatum anterior	elülső keresztszalag
m. gluteus	farizomok
m. rectus femoris	négyfejű izom középső feje
Malleolus lateralis	külső boka
Malleolus medialis	belső boka
Medialis	belső
Meniscus	térdízületi porc
Neuromuszkuláris dezorientáció	ideg-izom összerendezetlenség
Osteophyta	csontkinövés, csontfelhalmozódás

Pedográf	talpnyomáseloszlás-mérő lap
Periférikus idegrendszer	külső részhez tartozó idegrendszer
Posztoperatív	műtétet követő
Preoperatív	műtétet megelőző
Processus spinosus vertebrae sacralis I	első keresztcsonti csigolya (S1) tövisnyúlványa
Proprioceptív rendszer	a testrészek helyzetének belső ingerérezékelő rendszer
Propriocepcio	a testrészek egymáshoz való viszonyának érzékelése
Proteoglikan	a porc egyik alkotó eleme
Proximalis	a test középvonalához közelebb eső
Receptor	ingerfelvevő készülék
Rheumatid arthritis	a mozgásszervet érintő reumás, sokízületi gyulladás
ROM = Range Of Motion	mozgástartomány
Sacrum	keresztcsont
Spina iliaca anterior superior	elülső csípőtővis
Stabilometriás vizsgálat	erőplaton végzett egyensúlyvizs- gálatok, két lábon vagy egy lábon állás közben a nyomásközéppont helyzet- változásának mérése
Subchondralis	porc alatti
Szomatoszenzoros	testből kiinduló érzékelő

Trochanter maior	nagytompor
Tuber calcanei	sarokgumó
Tuberositas tibiae	sípcsonti dudor
Vesztibuláris	belső fülben elhelyezkedő
Vizuális	szemhez, látáshoz kötődő