

# **A különböző típusú csípőízületi feltárások hatása a dinamikus egyensúlyozó képességre és a járás szabályosságára a csípőprotézis beültetését követő hat hónap során**

Doktori (PhD) értekezés

**Dr. Holnapy Gergely**

Semmelweis Egyetem  
Klinikai Orvostudományok Doktori Iskola



Témavezető: Dr. Kiss Rita M. egyetemi docens, MTA doktora

Hivatalos bírálók: Dr. Tölgyesi Ferenc, Ph.D., egyetemi docens  
Dr. Sisák Krisztián, Ph.D., egyetemi adjunktus

Szigorlati bizottság elnöke: Dr. Tretter László, egyetemi tanár, MTA doktora  
Szigorlati bizottság tagjai: Dr. Borbás Lajos, Ph.D., c. egyetemi tanár  
Dr. Pánics Gergely, Ph.D., egyetemi adjunktus

Budapest  
2015

## TARTALOMJEGYZÉK

RÖVIDÍTÉSEK JEGYZÉKE.....	4
1. BEVEZETÉS.....	5
1.1. Témaválasztás.....	5
1.2 . Irodalmi áttekintés.....	7
1.2.1. Csípőízületi kopás.....	7
1.2.2. Csípő arthroplasztika.....	9
1.2.3. Az egyensúlyozó képesség és jellemzése.....	10
1.2.4. A járásminta és jellemzése.....	11
1.2.5. A járás szabályosságának jellemzése.....	15
2. CÉLKITŰZÉSEK.....	18
3. MÓDSZER.....	19
3.1 . Vizsgált személyek.....	19
3.2 . Mérési módszerek.....	24
3.2.1. Mozgásszervi állapot rögzítése életminőség-, és funkcionális tesztek alapján.....	24
3.2.2. A dinamikus egyensúlyozó képesség modellezése.....	25
3.2.3. Szabadon választott járássebesség megállapítása futófolyosón.....	29
3.2.4. Járás szabályosság modellezése.....	30
4. EREDMÉNYEK.....	37
4.1. A csípőprotézis beültetés feltárási módjának hatása az életminőség és a funkcionális vizsgálatok eredményeire.....	37
4.2. A csípőprotézis beültetés feltárási módjának hatása a dinamikus egyensúlyozó képességet jellemző Lehr-féle csillapítási számra.....	41
4.2.1. A dinamikus egyensúlyozó képességet jellemző Lehr-féle csillapítási szám a posztoperatív 6. héten .....	41

4.2.2. A dinamikus egyensúlyozó képességet jellemző Lehr-féle csillapítási szám a posztoperatív 12. héten.....	43
4.2.3. A dinamikus egyensúlyozó képességet jellemző Lehr-féle csillapítási szám a posztoperatív 6. hónapban.....	44
4.3. A csípőprotézis beültetés feltárési módjának hatása a szabadon választott, kényelmes járássebességre.....	44
4.4. A csípőprotézis beültetés feltárési módjának hatása a járás szabályosságát jellemző járásváltozékonysági paraméterekre.....	46
4.4.1. A járásváltozékonysági paraméterek a posztoperatív 3. hónapban.....	46
4.4.2. A járásváltozékonysági paraméterek a posztoperatív 6. hónapban.....	47
5. MEGBESZÉLÉS.....	52
5.1. A csípőprotézis beültetés feltárési módjának hatása az életminőségi és funkcionális tesztekre.....	52
5.2. A csípőprotézis beültetés feltárési módjának hatása a dinamikus egyensúlyozó képességre.....	53
5.3. A csípőprotézis beültetés feltárési módjának hatása a szabadon választott, kényelmes járássebességre.....	59
5.4. A csípőprotézis beültetés feltárési módjának hatása a járás szabályosságára .....	60
6. KÖVETKEZTETÉSEK.....	67
7. ÖSSZEFOGLALÁS.....	73
8. SUMMARY.....	74
9. IRODALOMJEGYZÉK.....	75
10. PUBLIKÁCIÓK JEGYZÉKE.....	85
11. KÖSZÖNETNYILVÁNÍTÁS.....	89

## RÖVIDÍTÉSEK JEGYZÉKE

**AKSS** = American Knee Society Score

**AL** = Antero-Lateralis csípő feltárási mód

**ANOVA** = ANalysis Of VAriance: A varianciaanalízis számos, egyező szórású, normál eloszlású csoport átlagának összevetésére alkalmas statisztikai módszer

**COM** = Centre of Mass: tömegközéppont helye

**COP** = Centre Of Pressure: talpnyomás eloszlásból számítható nyomásközéppont hely

**CV** = Coefficient of Variance, változékonysági együttható

**DL** = Direkt-Lateralis csípő feltárási mód

**HHS** = Harris Hip Score

**HRQOL** = Health Related Quality of Life: az egészséggel összefüggő életminőség

**KL** = Kellgren–Lawrence artrózis stádium beosztása

**OKS** = Oxford Knee Score

**P** = Posterior (=hátsó) csípő feltárási mód

**QOL** = Quality of Life: életminőség

**SF-36** = Short Form (életminőség kérdőív)

**VAS** = Vizuális Analóg Skála a fájdalom mértékének rögzítésére

**WHO** = World Health Organization

**WOMAC** = Western Ontario and MacMaster University

## 1. BEVEZETÉS

### 1.1. Témaválasztás

A WHO adatai szerint a XX. század második felében jelentős, évtizedenként akár 2-2,5 évnyi élettartam növekedés figyelhető meg. Az előrejelzések szerint az elkövetkezendő évtizedekben ez a tendencia is tartósan folytatódik. A fejlett országokban a születéskor várható élettartam jelentős növekedésével a társadalom folyamatosan öregszik. Ennek következtében az ízületi degeneratív eltérések miatt gyógykezelésben részesülők száma nagyságrendekkel megemelkedett. Nemzetközi vizsgálatok alapján, az időskori mozgáskorlátozottságnak egyik leggyakoribb oka a csípőartrózis. Világszerte a csípőartrózis az egész populáció 1,5%-át, míg az idősebb, 65 év feletti populációnak már 15-20%-át érinti. Az idősebb korosztály 3-5%-ánál már olyan súlyos fokú a csípőízületi artrózis, hogy műtéti ellátást, csípőízületi endoprotézis beültetést indokol (*Felson és Zhang, 1998*). A csípőízületi artrózis konzervatív és operatív kezelése nem csupán a beteg szempontjából hosszú távú, kiemelt fontosságú feladat, hanem az egészségügyi ellátórendszer szempontjából is nagy jelentőséggel bír. Műtétet követően a fájdalmak jelentősen enyhülnek, a korábban meggyengült képességek, mozgásfunkciók részben vagy egészben helyreállnak (*Jones és mtsai, 2000; Wylde és mtsai, 2009*). Jól időzített műtéti beavatkozás és gyors rehabilitáció a beteg lehető leghamarabbi önellátását és munkához való visszatérését biztosítja, ezáltal kisebb anyagi terhet ró az ellátórendszerre és a társadalomra egyaránt.

A mozgáselemzéssel foglalkozó tudományterület egyik kiemelt célja a csípőízületi arthrosis járásra gyakorolt hatásának vizsgálata. A fejlett országok egészségügyi intézményeiben egyre nagyobb hangsúlyt kap a kezelés menetének rögzítése mellett a beteg állapotának felmérése, nyomon követése, a műtéti ellátás és a rehabilitáció hatékonyságának kimutatása, dokumentálása. Ez a mindennapi klinikai gyakorlatban fájdalom skálák, életminőség kérdőívek és tesztek segítségével történik. Az életminőség (Quality of Life=QOL), az egészséggel összefüggő életminőség (Health Related Quality of Life=HRQOL) mérésére validált kérdőívek léteznek (pl.: WOMAC, SF-36). Talán a legrégebbi kérdőív a fájdalom értékelésére vonatkozó kérdőívek közül a

Vizuális Analóg Skála (VAS). Elterjedtek az egyes testrégiók, egyes ízületek funkcióját kiemelten is rögzítő, ízület-specifikus kérdőívek: mint a Harris Hip Score (HHS) (Harris, 1969) a csípőízület, American Knee Society Score (AKSS) (Insall, 1989) vagy Oxford Knee Score (OKS) (Dawson, 2010) a térdízület funkciójának rögzítésére. A fenti módszerek használata esetén a status rögzítésének objektivitása nem valószínűsíthető, a különböző vizsgálók esetén a vizsgálat reprodukálhatósága gyakran meg is kérdőjelezhető. Biomechanikai módszerekkel, az alkalmasan megválasztott mozgásvizsgáló mérőrendszerekkel az állapotfelmérés pontosabbá tehető, a számszerű adatok összehasonlításával a mozgásban bekövetkező változások statisztikailag is elemezhetőek.

A mozgásvizsgáló rendszerek statikus vizsgálatok mellett dinamikus, –mozgás közben megfigyelhető– eltérések rögzítésére is alkalmas, a mozgásvizsgálat reprodukálhatósága is biztosított. Biomechanikai mérésekkel objektíven pontosíthatjuk a betegség súlyosság szerinti besorolását, rögzíthetjük az egyes betegek közötti speciális különbségeket. Az adatok elemzését követően egyénre szabottá válhat a mozgásrendszer funkcióinak javítását célzó konzervatív kezelés, de pontosíthatók a műtéti indikációk is. Az emberi mozgást számtalan körülmény befolyásolja, mint például az izomműködés, a testtartás és a mozgást szabályozó rendszer állapota. Fontos a mozgáselemzésnek sokrétűsége, így célszerű minél több paraméter meghatározása, rögzítése, így a modellezés is pontosabbá tehető. Ezen a területen további fejlődés várható, hisz a modellezéshez szükséges összes paraméter –pl.: az egyes ízületekben vagy egyes izmokban keletkező erő az idő függvényében – non-invazív módon még nem, vagy nehezen határozható meg.

Az alsó végtagot érintő degeneratív ortopédiai-reumatológiai elváltozások hatását járás közben célszerű elemezni (Ángyán, 2005). Egészséges egyéneknél a járás ciklikus és szimmetrikus mozgás (Mészáros, 2006). A degeneratív ízületi eltérések hatásának vizsgálatakor nem elegendő a járásminta elemzése, hanem szükséges a járás biztonságának jellemzése is, mivel a járás biztonságának csökkenése fokozott elesési kockázatot jelenthet. A járás biztonságát elsősorban a járás szabályossága és a dinamikus egyensúlyozó képesség határozza meg.

A kutatás elsődleges célja annak megállapítása, hogy a különböző típusú

feltárással beültetett csípőprotézisek hogyan befolyásolják posztoperatív időszakban a járás biztonságát jellemző két tényezőt: a járás szabályosságát és a dinamikus egyensúlyozó képességet. A csípőprotézis beültetés hatásának ilyen irányú, biomechanikai alapú vizsgálata a hazai és a nemzetközi irodalomból még nem ismert. A kapott eredmények felhasználhatók a különböző feltárással beültetett csípőízületi endoprotézisek járásra gyakorolt hatásának pontosabb meghatározásában, egyes kompenzációs mechanizmusok jobb megértésében, a komplex, egyénre szabott preventív és rehabilitációs protokollok kialakításában, és a posztoperatív rehabilitáció hatékonyságának ellenőrzésében is. A kutatás során elemezzük a csípőízületi endoprotézis beültetés feltárási módjának hatását az életminőségi és funkcionális tesztekre, valamint a szabadon választott kényelmes járássebességre is.

## 1.2. Irodalmi áttekintés

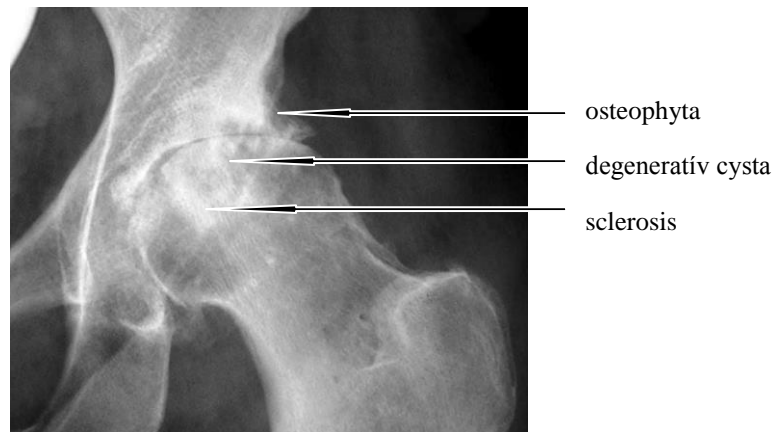
### 1.2.1. Csípőízületi kopás

Csípőízületi kopásról (coxarthrosis) beszélünk, amikor az ízfelszín hyalinporc borítéka sérül, egyenetlenné válik (1.1. ábra). Az ízületi belhártya gyulladt, az ízületi folyadék termelődése és felszívódása közt az egyensúly felborul, ezzel a fokozott mennyiségű folyadék az ízületi tok feszüléséhez vezet, ami fájdalommal jár. Az ízületi mozgás során megnő a felszínek közötti súrlódás, amit az ízfelszínekről leváló porcos részek is fokoznak, így a combfej lassan elveszíti gömb formáját, az összefekvő felszínek inkongruenssé válnak tovább fokozva a súrlódást. Ennek következtében a peremszéleken osteophyta képződés indul meg. A tünetek kialakulásában az ízületi belhártya gyulladása mellett a tok zsugorodása is fontos szerepet játszik (*Lakatos és Szendrői, 2006*).

A primer coxarthrosis ismeretlen etiológiájú folyamat. A kutatások azt egyértelműen bizonyították, hogy az életkor előrehaladtával megváltozik a porcsejtek funkciója, a proteoglikán-termelés és az intercelluláris mátrix víztartalma csökken, a porc kollagén hálózata sérül. A szekunder csípőízületi kopás etiológiájában más csípőtáji megbetegedéseknek van kiváltó szerepük. Ilyenek lehetnek pl. a

csípődiszplázia, szeptikus ízületi folyamatok, rheumatoid arthritis, combfej necrosis (Lakatos és Szendrői, 2006).

A csípőízületi arthrosis képalkotó diagnosztikájában a kétirányú röntgenfelvételnek van a legnagyobb jelentősége. A radiológiai elváltozások közül a legfontosabb az ízületi rés beszűkülése, az ízületi kontúrok egyenetlensége, a vápa peremszélein és a fej-nyak határon az osteophyták kialakulása (1.1 ábra) (Lakatos és Szendrői, 2006).



**1.1. ábra**

Csípőízületi arthrosis AP irányú röntgenképe. Jól látható az ízületi rés beszűkülése, az ízületi kontúrok egyenetlensége, a vápa peremszélein és a fej-nyak határon az osteophyták kialakulása, egy-egy apróbb cysta, sclerosis

A csípőízület mozgásának beszűkülésekor először megszűnik a hyperextenzió, majd csökken az extenziós mozgástartomány, hamar észlelhető a berotáció csökkenése is. Ezt követően az ab-, addukció is korlátozottá válik. A különböző irányú mozgások beszűkülésének következtében egy egytengelyű mozgás alakul ki, a csípőízületben csak korlátozott mértékű hajlítás-nyújtás végezhető. A fokozatosan erősödő fájdalom az életminőséget lényegesen rontja, a munkavégző képességet és a funkcionális járóképességet csökkenti. A fájdalom mellett a mozgást érintő változások a legjelentősebbek. A kialakuló kontraktúrák, a végtaghossz-különbségek a járás képét is megváltoztatják, a járás sebessége csökken, az izmok tónusának megváltozása következtében létrejön a sántítás (Miki és mtsai, 2004; Sliwinski és mtsai, 2004; Lakatos és Szendrői, 2006; Foucher és mtsai, 2007). Tapasztalati tény, hogy a csípőízületi kopás következtében romlik az egyensúlyozó képesség, növekszik az elesés gyakorisága.



### 1.2.2. Csípő arthroplasztika

A csípő arthroplasztika célja a csípőízület degeneratív eltérései miatt fájdalmasan beszűkült –és konzervatív módon már nem javítható– csípőízületi funkció helyreállítása. A kis súrlódású artroplasztika alapelvét, Gluck elefántcsont endoprotézise, Smith-Petersen vitallium interpozitum artroplasztikája, vagy a Judet fivérek akrilátfej hemiartroplasztikájának –tribológiai, és következményes biológiai okokkal magyarázható– szerény eredményeit követően, John Charnley teremtette meg. John Charnley először fémből és teflonból, majd néhány évvel később 22 mm átmérőjű fém fejből és polietilén vápából készítette el a csípőprotézisét, amelyek rögzítéséhez kétkomponensű polimetil-metakrilátot használt. Magyarországon Hedri Endre sebészprofesszor már 1947-ben értekezett a polivinilklorid szervezeten belüli felhasználhatóságáról. Kezdetben a protézisek anyagának fejlesztésekor a legfontosabb szempontoknak a szilárdságot, a rugalmassági modulust és a felszíni keménységet tekintették, ugyanakkor a kopástermékek mennyiségével és méretével nem foglalkoztak. A kopástermékek által okozott osteolysis elkerülése miatt jelenleg is folyamatos fejlesztések zajlanak, fém-, kerámia-, fém–kerámia kompozit teherviselő felszín kialakítása területen. Ma a csípőízületi arthroplasztikában az esetek 70%-ában nagy molekulatömegű polietilén vápát és fém- vagy kerámiafejet használnak (*Fisher, 2012*). A fémkomponens-ötvözet pontos összetétele gyártmányonként eltérő, de jellemzően krom, kobalt, molibdén, és rozsdamentes acélt tartalmaznak (*1.2. ábra*).

Napjainkban a csípőprotézis acetabularis- és femoralis komponensének csonthoz történő rögzítése a Charnley által is használt, de összetételében továbbfejlesztett úgynevezett csontcementtel, vagyis kétkomponensű polimetil-metakriláttal történik (*Webb és Spencer, 2007*). Idősebb életkorban (65-70 év felett) a cementes rögzítésű komponensek alkalmazása javasolt (*Makela és mtsai, 2014*). A cementes technika kerül alkalmazásra olyan másodlagos csípőízületi arthrosisokban is, ahol kongruens felszín az implantátum –főként az acetabularis komponens– és a csont-felszín között nem alakíthatók ki. A csontcementes rögzítés szeptikus folyamatok esetén is használható, mivel a két-komponensű csontcement porfázisa antibiotikummal keverhető, így helyileg magas antibiotikus koncentráció érhető el. Ennek következtében a korábbi szeptikus folyamat kézben tartható, gyógyítható.

Az implantátum felszínének porózus kialakítása (pl.: hidroxipatit felvitellel, fémszórással) is elterjedt (1.2. ábra). Ebben az esetben úgynevezett cement nélküli rögzítést használnak, ami a porózus felszínbe belenövő csont által kialakított rögzülésen alapszik. Cement nélküli, porózus felszínű implantátumok használata elsősorban fiatalabb életkorban, jó csontminőség mellett javasolható (Makela és mtsai, 2014).



**1.2. ábra**

Különböző típusú csípőízületi endoprotézis szárak: cementes rögzítésű (c), és különböző technikával –teljesen illetve részlegesen– porotikussá tett felszínű, cement nélküli (cn) rögzítésű szárak

### 1.2.3. Az egyensúlyozó képesség és jellemzése

Az egyensúlyi testhelyzet fenntartásához, azaz a test tömegközéppontjának az alátámasztási felület felett tartásához az izomtónus beállítása az antigravitációs izmokban állandó szabályozás alatt áll, ami igaz mind nyugalmi testhelyzetben, mind pedig a járás során. A szomatoszenzoros, vizuális és vesztibuláris receptorokból származó információk folyamatosan módosítják, koordinálják a testtartást (Szirmai, 2007). Ez egy dinamikus visszajelző rendszer által szabályozott folyamat, melynek során összetett mechanizmussal minden egyes mozdulat rögzítése, nyomon követése, valamint a koordinált izomválaszok kiváltása és ellenőrzése biztosítja az egyensúlyozó képességet.

Az egyensúlyozó képesség alapeleme a propiocepció, vagyis a testrészek egymáshoz való viszonyának érzékelése (Nashner, 2001; Missaoui és mtsai, 2008). Már korábban (Freeman, 1965) feltételezték, hogy az összetett szabályozást érintő bármilyen hatás, így pl.: az ízületi felszínek kopása, mozgástartomány beszűkülés vagy izomerő gyengülés, szignifikánsan befolyásolja a propioceptív rendszert, a koordinált mozgásokra és az egyensúlymegtartó képességre is hatással van.

Statikus és a dinamikus egyensúlyozó képességet különböztetünk meg. A statikus egyensúlyozó képesség alapja a statikus reflex, ami a nyugalmi állapotban lévő test egyensúlyát biztosítja, míg 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 érzésképzés. Minden mozgás, így a járás végrehajtásában is döntő szerepe van a proprioceptív alapú érzékelésnek, ami folyamatos tájékoztatást ad a végtagok és a törzs, a fej helyzetéről, mozgásáról, az izmok, inak, ízületek pillanatnyi állapotáról, feszüléséről (Szirmai, 2007).

A korábbi kutatások egyértelműsítették, hogy a statikus és dinamikus egyensúlyozó képességet egyaránt szignifikánsan befolyásolja az életkor (Boer és mtsai, 2010a; 2010b; Prieto és mtsai, 1996; Vandervoort, 2002; Vereeck és mtsai, 2008) és a vizsgált személy neme (Era és mtsai, 1997; Masui és mtsai, 2005). Nantel és mtsai (2008) eredményei azt mutatták, hogy a csípőízületi kopásban szenvedő, idős betegeknél a nyomásközéppont (COP: Centre of Pressure) és a testtömegközéppont (COM: Centre of Mass) oldalirányú (medial-lateral) mozgása két lábon és egy lábon álláskor egyaránt szignifikánsan nagyobb, mint a hasonló korú egészséges személyeké, míg az előre-hátra irányú mozgás esetén szignifikáns eltérés nem mutatható ki.

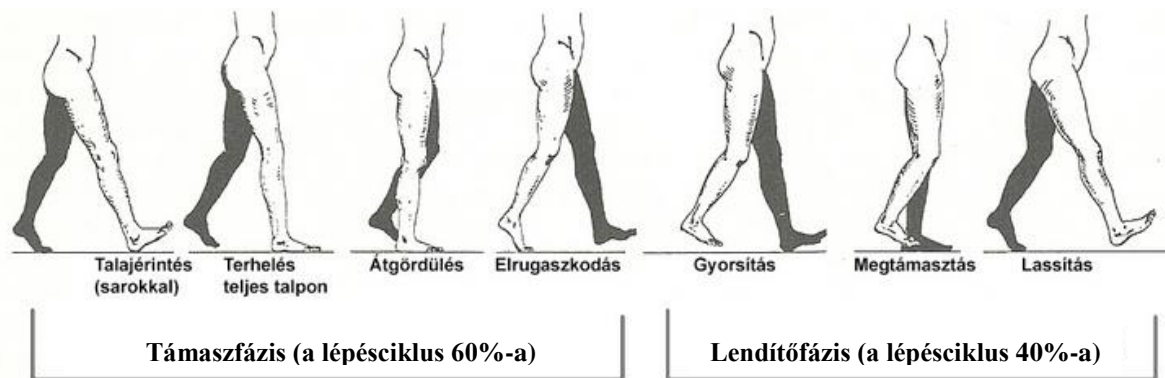
A dinamikus egyensúlyozó képesség jól modellezhető az ultrahang-alapú hirtelen irányváltoztatási teszttel, mivel a mérési adatokból számított Lehr-féle csillapítási számmal a dinamikus egyensúlyozó képesség modellezhető (Kiss, 2011, Kiss, 2012). A dinamikus egyensúlyozó képességet idős személyek esetén az oldaldominancia, az életkor és a vizsgált személy neme egyaránt befolyásolja (Kiss, 2011, Kiss, 2012). A csípőízületi kopás következtében a dinamikus egyensúlyozó képesség romlik, és az egyensúlyozásban a nem-érintett oldal szerepe a meghatározó (Kiss, 2012).

#### **1.2.4. A járásminta és jellemzése**

Egészséges egyéneknél a járás ciklikus és szimmetrikus mozgás. A járás során az alsó végtagok váltakozó mozgása következtében az egész test folyamatos, haladó mozgást végez. A járás ciklikus az egyes szakaszok ismétlődése miatt, míg a

szimmetrikussága a két végtag egymáshoz viszonyított összehangolt, szakaszos mozgása miatt alakul ki. 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 járás paramétereinek rögzítését biztosító, legelterjedtebb, reprodukálható járáselemző módszerek az optikai-alapú (video- vagy infravörös-alapú), az elektromágnes-alapú és az ultrahang-alapú mozgásvizsgáló rendszerek (Kiss és Kocsis, 2007).

A járáselemzés egyik alapja a lépésciklus, ami a végtag teljes mozgásperiódusa, azaz ugyanazon végtag két azonos helyzete közti szakasz, ami - definíció szerint - a végtag sarokütésétől ugyanezen végtag következő sarokütéséig tart (1.3. ábra). A lépésciklus két fázisa: a támaszfázis, és a lendítőfázis. A támaszfázis a sarok talajra érkezésétől (sarokütéstől) a lábujjnak a talajtól való elemelkedéséig (lábujjfelemelés), míg a lendítőfázis a lábujjnak a talajtól való elemelkedésétől a sarok ismételt talajra érkezéséig (sarokütésig) tart. A támaszfázis és a lendítőfázis időtartamának aránya egy lépéscikluson belül 60-40%. A járáselemzés másik alapja a lépés, ami a két különböző végtag azonos helyzete közötti szakasz, vagyis az egyik végtag sarokütésétől a másik végtag sarokütéséig tart (Ángyán, 2005; Barton, 1995).

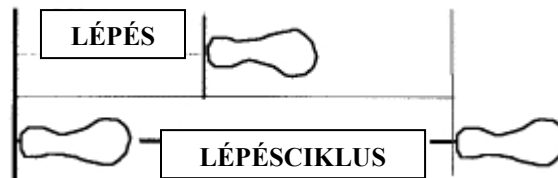


**1.3.ábra**

A lépésciklus szakaszai: támaszfázis és lendítőfázis

A járásminta jellemzésére a kinematikai jellemzők használhatók: időjellel (lépésidő, ciklusidő, támaszfázis-időtartam, lendítőfázis-időtartam, kettős támaszfázis-időtartam) és a távolságjellel (lépéshossz, lépésciklus hossza, lépésszélesség)

paraméterek (1.4. ábra). A kinematikai jellemzők másik gyakran alkalmazott csoportja az ízületi mozgások jellemzésére használt szögjellegű paraméterek. Az ortopédiai gyakorlatban az ízület mozgása a mozgássíkokban létrehozott elmozdulás szöge, azaz az ízület mozgástartománya három jellemzővel írható le (Mészáros, 2006).



**1.4. ábra**

A járásminta jellemzésére használható változók:  
távolság-, és idő jellegű, valamint szögjellegű paraméterek

A járásminta objektíven jellemezhető a járásvizsgálattal meghatározható idő-, távolság- és szögjellegű paraméterekkel. A csípőízületi kopásban szenvedő betegek megváltozott járásképét leíró paramétereket több szerző jellemezte: *Murray és mtsai, 1971; Wall és mtsai, 1981; Thurston, 1985; Dujardin és mtsai, 1998; Möckel és mtsai, 2003; Bejek és mtsai, 2006; Illyés és mtsai, 2007; Mont és mtsai, 2007*). Más kutatók egészséges és csípőízületi artózisban szenvedőknél az izmok aktivitását elektromyográfiás (EMG) (*Hulet és mtsai, 1996*) vizsgálattal, a reakcióerő változását erőmérő lapon végzett kinetikai vizsgálatokat elemezték (*Smidt és Wadsworth, 1973; Shakoor és mtsai, 2003*).

A degeneratív csípőízületi eltérések következtében az azonos korú kontrollesoport értékeihez képest a járás szabadon választott sebessége, a lépés frekvenciája, valamint az érintett oldali lépéshossz és támaszfázis-időtartam csökken, míg a lépésszélesség nő (*Murray és mtsai, 1971; Wall és mtsai, 1981; Hulet és mtsai, 1996; 2000; Hurwitz és mtsai, 1997; Dujardin és mtsai, 1998; Möckel és mtsai, 2003; Bejek és mtsai, 2006; Mont és mtsai, 2007*). Az artózissal érintett ízület mozgása beszűkül (az érintett oldali csípőízületi szög mozgástartománya csökken), de a kompenzációs mozgások miatt növekszik az ellenoldali térdízületi szög mozgástartománya (*Wadsworth és mtsai, 1972; Hulet és mtsai, 1996; 2000; Dujardin és mtsai, 1998; Möckel és mtsai, 2003; Bejek és mtsai, 2006*). Az eredmények igazolták, hogy a csípőízületi kopásban szenvedő betegek járása nem-szimmetrikus (*Bejek és*

*mtsai, 2006*). Megállapították azt is, hogy csípőízületi kopásban szenvedő betegeknél a járás sebessége szignifikánsan befolyásolja a távolság- és időjellegű paramétereket, valamint a térdízületi és a csípőízületi szög mozgástartományát (*Bejek és mtsai, 2006; Möckel és mtsai, 2003*). A kompenzációban a medenceöv megnövekedett mozgásai is résztvesznek (*Bejek és mtsai, 2006*).

A korábbi kutatások a csípőprotézis beültetésnek a járásmintára gyakorolt hatását is elemezték (*Beaulieu és mtsai, 2010; Bejek és mtsai, 2006; Foucher és mtsai, 2007; Loizeau és mtsai, 1995; McCrory és mtsai, 2001; Miki és mtsai, 2004; Sliwinski és mtsai, 2004; Perron és mtsai, 2000; Tanaka és mtsai, 2010*). A posztoperatív 6. héttől kezdve a posztoperatív 6. hónapig a járás távolság-jellegű paraméterei fokozatosan javulnak, de egyik technika esetén sem érik el az egészséges kontrollcsoport értékeit (*Bach és mtsai 2002; Beaulieu és mtsai, 2010; Kiss és Illyés, 2012; Loizeau és mtsai, 1995; McCrory és mtsai, 2001; Sliwinski és mtsai 2004; Tanaka és mtsai 2010*). E ebben az időpontban szignifikánsan kisebb járássebesség, hosszabb kettős támaszfázis időtartam és rövidebb lépéshossz figyelhető meg. A posztoperatív 12. hónapra a szabadon választott, kényelmes járássebesség, a lépésszám-, lépésszélesség-, lépéshossz megközelíti a kontrollcsoport értékeit (*Miki és mtsai, 2004*). Ennek ellenére az érintett oldali ízületi mozgások beszűkültek, ami a klinikailag jól működő csípőprotézisek esetében is a szabadon választott járássebesség mellett az aszimmetria szabad szemmel is észlelhető a csípőízület flexiójában és kirotaiójában, abdukciójában. Ennek vélhetően egy fájdalom elkerülő stratégia az oka, azok az adaptációs vagy kompenzációs mechanizmusok, amelyek jelentősen érintik és terhelik az ellenoldali, egészséges alsóvégtagi nagy ízületeket. Ezt a járásvizsgálatok is egyértelműen alátámasztják (*Beaulieu és mtsai, 2010; Foucher és mtsai, 2007; Miki és mtsai, 2004; Perron és mtsai, 2000*). A protetizált oldalt a normál oldallal összehasonlítva szögjellegű eltérések mellett kinetikai jellemzőkben is eltérések figyelhetők meg, melyek a műtétet megelőzően kialakult kompenzáló mechanizmusok jelenlétével magyarázhatók, fennmaradó izomerő eltéréssel is (*Sliwinski és mtsai, 2004; Foucher és mtsai, 2007*).

Kutatócsoportunk korábbi publikációja (*Kiss és Illyés, 2010*) két különböző (antero-lateralis és direkt-lateralis) típusú feltárással beültetett csípőprotézisek

járásjellemzőkre (távolság-, idő- és szögjellegű) gyakorolt hatását vizsgálta a posztoperatív időszakban. A kutatás eredményei egyértelműen bizonyították, hogy a feltárási mód szignifikánsan befolyásolja a járás kinematikai jellemzőit, az egyéves posztoperatív időszak végén az antero-lateralis feltárással operált betegek esetén a járásjellemzők megegyeznek a kontrollcsoport értékeivel, míg direkt-lateralis feltárással operált betegek esetén az érintett oldali csípőízület mozgása még beszűkült, amit a megnövekedett medence-rotáció mozgása kompenzál.

### 1.2.5. A járás szabályosságának jellemzése

A külső körülmények állandósága esetén is a járásminta kinematikai jellemzői lépésről lépésre változnak. A járás paraméterek ingadozása (fluktuációja) a járás szabályosságát határozza meg. A járás szabályossága a lépésciklusra jellemző idő-, távolság- és szögjellegű paraméterek változékonyságával jellemezhető. A járás változékonysági paraméterei a távolság-, idő- és szögjellegű paraméterek szórása (*Dingwell és Marin, 2006*), relatív szórása (*Dubost és mtsai, 2006; Hollman és mtsai, 2007; Jordan és mtsai, 2007*).

Harmonikus járásról, a járásképet jellemző távolság- és időjellegű változók minden egyes lépés esetén közel azonosak, a járás szakaszai pontosan ismétlődnek. *Owings és Grabiner (2003)* szerint a járásváltozékonysági paraméterek vizsgálatához legalább 400 lépésciklus jellemzőiből kell a szórást számolni, mert a távolság- és időjellegű változók szórása ennyi lépésciklus után szignifikánsan már nem változik.

A futófolyosókon a lépésciklus-számra vonatkozó feltételek nem teljesíthetők, mert maximálisan 5-10 lépés adatai rögzíthetők és elemezhetők. A járás szabályosságának vizsgálatát általában futószalagon történő járás közben végzik, így a szükséges lépésciklus szám biztosítható (*Kang és Dingwell, 2008a; 2008b; Owings és Grabiner, 2004a; 2004b*). A vizsgálatokat szabadon választott, kényelmes sebességgel, valamint a kényelmesnél lassúbb vagy gyorsabb járás során végezték. Megállapították, hogy a távolság- és időjellegű változók szórását és relatív szórását, az egészséges fiatalokhoz hasonlóan az egészséges idős emberek járássebessége is szignifikánsan befolyásolja (*Dubost és mtsai, 2006; Jordan és mtsai, 2007; Kang és Dingwell, 2008a;*

2008b). Korábban azt feltételezték, hogy a járássebesség csökkenésével a járás stabilitása fokozható (*Winter és mtsai, 1990*). A lassúbb járássebesség azonban a járás paramétereinek nagyobb változékonyságát eredményezi, ami a stabilitás csökkenését vonja maga után (*Kerrigan és mtsai, 2001; Kiss, 2010*).

Megfigyelték, hogy különböző neurológiai megbetegedések (pl. Parkinson-kór, Alzheimer-kór, demencia) (*Blin és mtsai, 1990; Hausdorff, 2005; Herman és mtsai, 2005; Schaafsma és mtsai, 2003*) az állapot romlásával párhuzamosan befolyásolják a lépéshosszt és a lépésszélességet, valamint a lépésidőt. Ugyanakkor más vizsgálatok azt is igazolták, hogy a járás szabályossága még egészséges egyének esetében is függ az aktuális psychés-, és kardiovasculáris állapottól (*Hausdorff, 2005*).

A vizsgálatok azt is megerősítették, hogy az életkor is szignifikánsan befolyásolja a járássebességet. A magasabb életkor, a lassúbb, szabadon választott járássebesség, a neuromuszkuláris dezorientáció, továbbá az izmok csökkent ereje és a megváltozott ízületi flexibilitás magyarázza azt, hogy az idősek járásának szabályossága csökkent (*Beauchet és mtsai, 2007; Kang és Dingwell, 2008a; Kerrigan és mtsai, 2001; Kiss, 2012*), így markáns eltérést mutatva az egészséges fiatalok és az egyébként egészséges, 65 évesnél idősebb generáció járásszabályossága közt (*Dubost és mtsai, 2006; Hollman és mtsai, 2007; Kang és Dingwell, 2008a; Kiss, 2012; Owings és Grabiner, 2004a*). Egészséges fiatal és egészséges idős személyek járás-paraméter változékonyságát összehasonlítva észlelték, hogy járás során az életkor előrehaladtával egyre kevésbé tudunk alkalmazkodni a változó körülményekhez (*Buzzi és mtsai, 2003*). Ez szintén magyarázatul szolgálhat az idősebb kori gyakoribb elesésre. A járást vezérlő neuromuscularis rendszer képes hozzászokni a lassúbb járás során bekövetkező kis mértékű járásváltozékonyság növekedéshez, a lokális dinamikus stabilitás fokozásának érdekében (*Dingwell és Marin, 2004*), ennek összefüggése azonban a teljes test stabilitását tekintve még nem tisztázott. Csökkent járássebesség, valamint lépéshossz-, kettőtámaszfázis időtartam és támaszfázis időtartam megnövekedett változékonysága következtében az elesés kockázata fokozódik (*Brach és mtsai, 2005*).

Korábbi kutatások igazolták, hogy már a kisméretű csípőízületi kopás is lényegesen rontja a járás szabályosságát (*Kiss, 2010*) azonos korú egészséges személyekhez viszonyítva. Különböző mértékű csípőízületi artrózisban szenvedő betegek esetén (*Kiss, 2010*) 0,8 m/s és 1 m/s szalagsebesség esetén a csípőízületi kopás



mértéke nem befolyásolta a nem-érintett oldali lépéshossz és támaszfázis-időtartam szórását, azonban szignifikánsan befolyásolta a többi távolság-, és időjellegű paraméter szórását. 1,2 m/s szalagsebességnél a csípőízületi kopás romlása szignifikánsan növelte a járáskép összes változékonysági paraméterét. Megállapították, hogy a csípőízületi kopás mértékének változása az ízületi mozgások változékonysági jellemzőit jobban befolyásolja, mint a járáskép változékonysági jellemzőit (*Kiss, 2010*).

## 2. CÉLKITŰZÉSEK

A kutatás célja az egyoldali csípőízületi kopásban szenvedő, különböző feltárási móddal csípőprotézis beültetésen átesett betegek esetén az életminőség, a funkcionalitás, a szabadon választott járássebesség, valamint ultrahang-alapú mozgáselemzéssel a biztonságos járást befolyásoló járásszabályosság és a dinamikus egyensúlyozó képesség kvantitatív jellemzése. A vizsgálatainkhoz rendelkezésre állt a kutatócsoportunk által korábban már kidolgozott, és nemzetközileg elfogadott mozgásvizsgáló módszer, amely alkalmas a járásszabályosság (*Kiss, 2010*), a dinamikus egyensúlyozó képesség (*Kiss, 2011a*) vizsgálatára. Az előbbi fejezetben összefoglalt irodalmi kutatás értékelése alapján, saját kutatásunk megkezdésekor a következő célokat tűztük ki:

1. A különböző feltárási mód milyen mértékben befolyásolja az életminőség és a funkcionális tesztek alakulását a preaoperatív és a posztoperatív időszak első hat hónapjában - a vizsgálatba bevont betegek esetén.
2. A különböző feltárási mód milyen mértékben befolyásolja az ultrahang-alapú irányváltoztatási teszttel mérhető dinamikus egyensúlyozó képességet preaoperatív és a posztoperatív időszak első hat hónapjában - a vizsgálatba bevont betegek esetén
3. A különböző feltárási mód milyen mértékben befolyásolja a futó-folyosón mérhető szabadon választott, kényelmes járássebességet a preaoperatív és a posztoperatív időszak első hat hónapjában - a vizsgálatba bevont betegek esetén
4. A különböző feltárási mód milyen mértékben befolyásolja a futószalagon történő legalább 400 járásciklus járásszabályosságát preaoperatív és a posztoperatív időszak első hat hónapjában - a vizsgálatba bevont betegek esetén

### 3. MÓDSZER

#### 3.1. Vizsgált személyek

A csípőízületi kopás hatásvizsgálatába bevont személyeket a Semmelweis Egyetem Ortopédiai Klinika betegei közül választottuk ki. Vizsgálatunkba olyan 55-65 év közötti betegek kerültek beválasztásra, akiknél röntgenfelvétellel egyoldali, primer coxarthrosis igazolódott, ugyanakkor segédeszköz nélkül is járásképesek voltak, amely lehetővé tette 10 percen keresztül az 1,2 m/s sebességű futószalagon történő járást is. A vizsgálatból kizártunk minden olyan személyt, akiknél korábban az alsó végtagot vagy a gerincet érintő degeneratív eltérés vagy sérüléssel előzmény ismert volt, az adott régióban műtét történt. Továbbá nem választottunk be olyan betegeket sem, akiknél az ellenoldali csípő-, vagy akármelyik térdízület degeneratív érintettsége fennállt, az egyensúlyozó képességet bármilyen módon befolyásoló neurológiai- (Parkinson szindróma, demencia, stroke stb.), vagy vestibularis elváltozások igazolódtak. A vizsgálat biztonságos elvégzése céljából kizárásra kerültek a nem kontrollált vagy nem karbantartott kardiovaszkuláris eltérésekkel jelentkező betegek, továbbá akiknél  $\pm 5,0$  dioptriánál erősebb látáskorrekció volt szükséges. A beválasztási és kizárási kritériumokat a 3.1. táblázat tartalmazza.

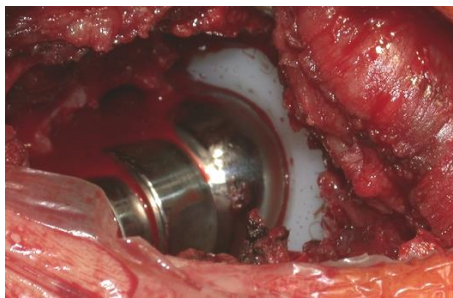
#### 3.1. táblázat:

Beválasztás- és kizárási kritériumai

A beválasztás kritériuma	A kizárási kritériuma
Röntgenfelvétellel igazolt egyoldali csípőízületi kopás	Az alsó végtagot, a gerincet érintő elváltozás, korábbi sérülés, műtét
Segédeszköz nélküli mozgásképesség (járásképes)	Ízületi kopás más ízületekben (ellenoldali csípőízület, mindkét térdízület)
Járásképeség 10 percig 1,2 m/s szalagsebességű futószalagon	Neurológiai elváltozás (Parkinson, demencia, stroke stb.), egyensúlyozó képességet érintő elváltozás, vestibularis elváltozások
55-65 év közötti életkor	Nem-kontrollált, nem-karbantartott kardiovaszkuláris elváltozások
	$\pm 5,0$ dioptriánál erősebb látáskorrekció

A vizsgálatba bevont személyek csípőízületeiről kétirányú (anteroposterior és oldalirányú) röntgenfelvétel készült, az elkészített radiológiai felvétel alapján radiológus szakorvos a Kellgren–Lawrence- (KL-) osztályozás szerint (*Kellgren és Lawrence, 1957*) megállapította, hogy az összes beteg nagyfokú (KL-fok 4) csípőízületi arthrosisban szenved. A radiológiai felvételeken súlyos arthrosisos subchondralis elváltozás (subchondralis cysta, sclerosis), valamint az ízületi rés beszűkülése volt látható. A vizsgálatba bevont 72 beteget a csípőízületi protézis beültetés feltárási módja alapján három csoportba osztottuk. Az első csoportot alkotó 25 beteg esetén hagyományos direkt-lateralis feltárás (DL-feltárás) történt az ízületi tok kiirtása mellett, a második csoportot alkotó 22 beteg esetén antero-lateralis feltárás (AL-feltárás) történt szintén az ízületi tok kiirtása mellett, a harmadik csoportot alkotó 25 beteg esetén hátsó feltárás történt, de az ízületi tokot megtartottuk (P feltárás).

A DL-feltárás (*3.1. ábra*), (szerzői néven Hardinge–Bauer feltárás), kissé supinált helyzetű, hanyatt fekvő beteg esetében, a nagytoimpor felett vezetett egyenes, hosszanti bőrmetszésből indult. Ez a feltárási mód az ízületi tok elülső, és nagymértékben a hátsó részét érinti, valamint a musculus gluteus minimus és medius izmot, amelyek femuron lévő inas tapadása leválasztásra kerül. A csípőízület stabilitásáért elsődlegesen felelős hátsó részét az ízületi toknak (*Crenshaw, 2004*), a feltárás során eltávolítottuk. Az inas tapadásnál leválasztott musculus gluteus medius és gluteus minimus leginkább a csípő abdukcióban játszik szerepet (*Crenshaw, 2004*).



**3.1. ábra**

Direkt-lateralis (DL) feltárással beültetett csípőprotézis

Az AL feltárás (Watson–Jones) (*3.2. ábra*) szintén enyhén supinált helyzetű, hanyatt fekvő beteg esetében, egy ívelt metszésből történt, amelyet a spina iliaca anterior superioritól distalisan indítva, a musculus gluteus medius felett a nagytoimpor irányába vezettünk, a femur felett kissé meghosszabbítva. Kizárólag a csípő kirotator

izmokat választottuk le; a musculus gluteus medius és a vastus lateralis sértetlen maradt. Ez a feltárásmód a m. tensor fasciae latae funkcióját érintheti (Crenshaw, 2004).



**3.2. ábra**  
Anterolateralis (AL) feltárás

A hátsó feltárás (3.3. ábra) a beteg oldalfekvő helyzetében történt. Ívelt metszést ejtettünk, kiindulva a nagyto por hátsó része felettről, a m. gluteus medius izomrostjaival párhuzamosan, a metszést distalisan a combcsont testének irányába vezetve. Eltartva a m. gluteus maximus szétválasztott izomrostjait, láthatóvá válnak a rövid kiroatór izmok ízületi tokot fedő részei. Tartó öltéseket helyezve a m. piriformis és m. obturator internusba, az izomzatot annak femoralis tapadásához közel kerül leválasztásra úgy, hogy hátrafelé visszahajtv a mögötte futó nervus isciadicusnak védelmet jelentsen. Az ízületi tokot, az acetabulum és a combfej elérése érdekében bemetszettük. A protézis beültetést követően az ízületi tokot rekonstruálni szükséges, az öltésekre vett m. piriformis és m. obturator internus visszaöhlhető. (Crenshaw, 2004).



**3.3. ábra**  
A beteg fektetése oldalfekvő helyzetben, hátsó-, tokmegtartó csípőizületi feltárás során

Valamennyi csípőprotézis beültetésére a Semmelweis Egyetem Ortopédiai Klinikáján került sor, a műtéttechnikában jártas ortopédsebész irányításával (3.4. ábra).

A protetizált betegek korai mobilizációja a posztoperatív első napon megkezdődött, ugyanakkor a felállás és járás megkezdése a műtéti területről a váladékot elvezető drain eltávolítását követően, a posztoperatív második napon indult meg. A vizsgálatba bevont betegeknél sem intraoperatív, sem pedig a posztoperatív időszak alatt olyan sebészeti- illetve belgyógyászati szövődmény, –amely a vizsgálatunkban való részvétel akadályozta volna– nem alakult ki. A csípőprotézis beültetést követően 1 cm-nél nagyobb végtaghossz-különbség nem alakult ki. Speciális rehabilitációs követelményeket nem támasztottunk, a korábban kialakított saját protokoll szerint javasoltuk a részleges tehermentesítést kezdetben két, majd egy könyökmankóval.



**3.4. ábra**

Stryker Howmedica Osteonics, Exeter típusú csípő implantátum beültetés előtti képe, és beültetést követően készült AP irányú Röntgen-felvétele.

A szár distalis végén polimetil-metakrilátból készült centralizáló, mely az „ékhátás” elvén rögzülő protézis szarát a terhelés során a cementköpenyben engedi megsüllyedni, így biztosítva a distalis irányba történő elmozdulás révén a további stabilitást

A beválasztott betegek átlagéletkora az egyes csoportokban 59,9 és 62,1 év közt változott. Az életkor és a testmagasság tekintetében szignifikáns különbség nem volt a különböző csoportok közt. A műtetre kerülő betegek testtömege és így testtömeg indexe (BMI) szignifikánsan magasabb volt, mint a kontrollcsoport ezen értékei. Az antropometriai adatokat a 3.2. táblázatban foglaltuk össze. A betegek preoperatív és

posztoperatív kezelése (anesztézia, fájdalomcsillapítás), rehabilitációja azonos volt.

### 3.2. táblázat

A vizsgálatba bevont személyek demográfiai adatai. Az életkor és testmagasság tekintetében a csoportok közötti különbség nem volt szignifikáns. Mindkét betegcsoport testtömege és testtömeg-indexe (BMI: Body Mass Index) szignifikánsan nagyobb, mint a kontrollcsoporté (\*)

<i>Jellemzők</i>	<b>Kontroll csoport</b>		<b>Direkt-laterális (DL) feltárással operált betegek</b>		<b>Anterior-laterális (AL) feltárással operált betegek</b>		<b>Hátsó, tokmegtartású (P) feltárással operált betegek</b>	
	férfi	nő	férfi	nő	férfi	nő	férfi	nő
<i>Vizsgált személy neve</i>								
<i>Esetszám, N</i>	23	22	12	13	11	11	13	12
<i>Életkor, év</i>	60,9 ±3,2	60,4 ±4,1	60,1 ±2,4	59,9 ±3,4	61,3 ±3,4	62,1 ±2,4	61,2 ±2,9	60,8 ±3,0
<i>Testtömeg, kg</i>	70,4 ±9,8	69,7 ±11,4	86,5 ±11,4*	80,8 ±6,1*	88,6 ±7,8*	79,3 ±4,3*	89,5 ±8,2*	76,9 ±6,8*
<i>Testmagasság, cm</i>	170,4 ±5,8	166,7 ±3,8	169,7 ±6,8	164,2 ±3,1	170,1 ±5,4	163,2 ±3,8	169,4 ±5,6	163,4 ±6,9
<i>BMI, kg/m<sup>2</sup></i>	24,3 ±2,8	25,3 ±2,4	30,3 ±3,4*	30,1 ±3,1*	30,7 ±2,8*	29,8 ±3,3*	31,3 ±3,4*	28,9 ±2,7*

A csípőízületi kopás hatásvizsgálatba bevont kontrollcsoportot alkotó 45 idős, egészséges személy demográfiai adatait a 3.2. táblázat foglalja össze. A kontrollcsoport tagjai mindennapi mozgásukban nem voltak korlátozva. A mozgásvizsgálat előtt elvégzett ortopédiai vizsgálat szerint mindkét alsó végtag ízületeinek mozgástartománya, az ízületi szalagrendszerek 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 (3.1. táblázat).

A dinamikus egyensúlyvizsgálat megkezdése előtt minden résztvevőnél szükséges a domináns oldal meghatározása az ún. lökéstesztrel. Domináns az az alsó végtag, amellyel hátulról történő lökés esetén a vizsgált személy kilép, hogy egyensúlyát visszanyerje (Hoffman M, 1998). A betegcsoportban, a domináns oldal az egészséges oldali végtag volt, míg a nem domináns oldal az arthrosissal érintett oldal

volt. A lökésteszt eredményeképpen minden beteg esetén a nem-érintett oldal volt a domináns a műtétet követő 6. hónapban is. A kontrollcsoport tagjai közül 4 nő és 6 férfi bal oldala, a többi, 18 nő és 17 férfi jobb oldala volt a domináns

A vizsgálat folyamatáról, előnyeiről, kockázatairól, minden résztvevő részletes szóbeli és írásbeli tájékoztatást kapott. A vizsgálat teljes időtartama alatt lehetőségük volt a betegeknek a vizsgálat további részének elhagyását kezdeményezni. A vizsgálatban történő részvételét a beleegyező nyilatkozat aláírásával minden beteg megerősítette. A kutatást a Semmelweis Egyetem Regionális Etikai és Tudományos Tanácsa engedélyezte (111/2004).

## 3.2. Mérési módszerek

### 3.2.1. Mozgásszervi állapot rögzítése életminőség-, és funkcionális tesztek alapján

A minden vizsgálat megkezdése előtt elvégzett ortopéd szakorvosi vizsgálat részei voltak: a vizsgált személy funkcionális állapotának rögzítése a Harris-féle csípőízületi funkcionális skálán 0-100 pont közt (HHS: Harris Hip Score), (*D'Aubigné és mtsai, 1954*) továbbá a betegek és kontroll személyek életminőségi állapotának rögzítése a 10 csoportban, összesen 36 kérdést tartalmazó rövid életminőségi skálán 0-100 pont közt (SF-36), (*Hill és mtsai, 1999*) valamint az ízületi kopásban szenvedő betegek életminőségét felmérő speciális WOMAC-skála alapján 0-96 pont közt (WOMAC: Western Ontario and MacMaster University), (*Bellamy és mtsai, 1995*). A megadott szempontok alapján elvégzett ortopéd szakorvosi vizsgálat és kérdőív kitöltése alapján adott pontszámot (HHS-érték érintett és egészséges ízületre, SF-érték és WOMAC érték) betegenként illetve vizsgált személyenként rögzítettük.

Az egyes pontrendszerekben maximálisan elérhető értéket tekintettük 100%-nak, így a táblázatokban és grafikonokon megjelenített százalékos adatok az összpontszámhoz viszonyított százalékos arányt jelölik. Az egyes csoportok statisztikai összehasonlításánál kétmintás t-próbát használtunk. A szignifikancia szintet ( $p$ ) minden esetben 0,05-re állítottuk be.

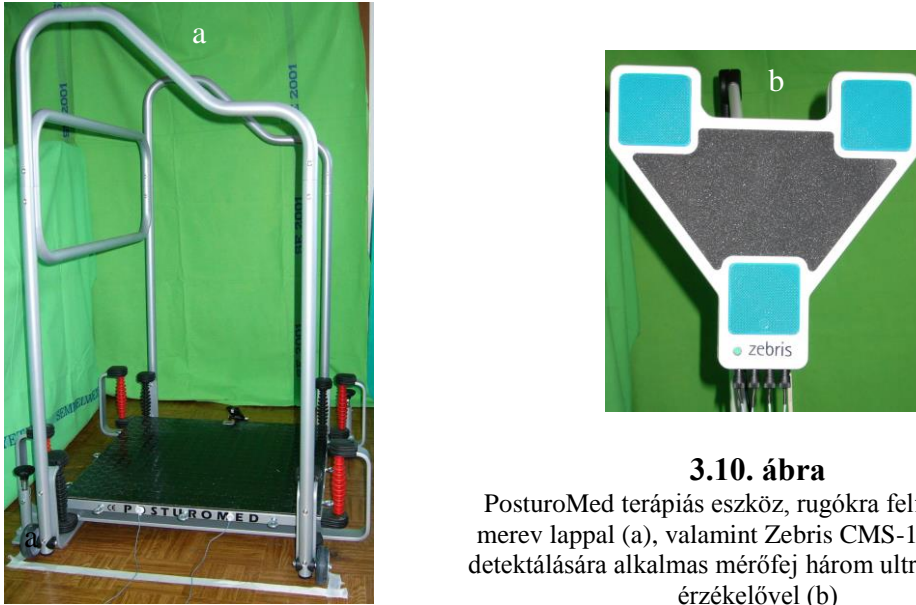


### 3.2.2. A dinamikus egyensúlyozó képesség modellezése

A dinamikus egyensúlyozó képesség modellezésére az ultrahang-alapú, hirtelen irányváltatás utáni tesztet használtuk. A hirtelen irányváltatás biztonsági okok miatt járás közben nem végezhető el. Ezért a vizsgálatot a vizsgált személy álló testhelyzetében kell elvégezteni. Így a kettős támaszfázist a két lábon állás-, míg az egy láb fázist a bal vagy a jobb lábon állás modellezi (3.12. ábra). A dinamikus egyensúlyozó képesség előbb leírt módon történő modellezése az ultrahang-alapú, hirtelen irányváltatási teszt. Ezen vizsgálatok a Semmelweis Egyetem Ortopédiai Klinika Járáslaboratóriumában történtek.

A hirtelen irányváltatás a PosturoMed© (Haider-Bio swing GmbH, Weiden, Németország) terápiás eszközzel modellezhető. (Boeer és mtsai, 2010; Kiss, 2011; Müller és mtsai, 2004) Az eszközt rutinszerűen a neurológiai, sportorvosi-, és ortopédiai rehabilitáció során igen elterjedten használják, mivel a mozgó lapon történő járással a dinamikus egyensúlyozó képesség fejleszhető (Müller és mtsai, 2004). Az eszköz lényege, hogy a merev lap (felülete: 60 cm x 60 cm, saját tömege: 12 kg) nyolc, 15 cm hosszú, azonos erősségű rugóval a merev keretre van felfüggesztve, amely így instabil alapot ad a járáshoz. 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. Jelen vizsgálatban a PosturoMed© (3.10. ábra) terápiás eszköz felfüggesztett merev lapjának mozgását négy rugó szabályozta, amely esetén a legkönnyebb az egyensúlyozás a vizsgált személynél, mivel a merev lap elmozdulása a vízszintes síkban a kimozdítás irányával megegyezően, egyirányú. Ebben az esetben a vizsgálat a csípőprotézis beültetést követően is biztonsággal elvégezhető.

Az eszközhöz tartozó rögzítő-feloldó elemmel, a rugókkal felfüggesztett merev lap a középhelyzetből való kimozdítás után rögzíthető. A merev lap a rögzítő-feloldó elem oldása után eredeti helyzetébe kíván visszatérni, amely a hirtelen irányváltatást modellezi. Ha a vizsgálólapon nincs személy, úgy –a belső súrlódás csillapítási hatásától eltekintve- a merev lap csillapítatlan, szabad lengést végez.



**3.10. ábra**

PosturoMed terápiás eszköz, rugókra felfüggesztett merev lappal (a), valamint Zebris CMS-10 ultrahang detektálására alkalmas mérőfej három ultrahang-alapú érzékelővel (b)

A vizsgált személynek mozgó lapon kellett egyensúlyoznia, egyensúlyát visszanyernie az adott pozícióban, a kitérített platót rögzítő-feloldó elem feloldása után, a. Ebben az esetben a merev lap csillapított szabad lengést végez, amikor a csillapítás a vizsgált személy egyensúlyozó képességéből adódik. Bár az ultrahang-alapú mozgásvizsgáló rendszerrel a hirtelen irányváltoztatás utáni egyensúlyozás során tetszőleges számú anatómiai pont mozgása rögzíthető, azonban előzetes kísérleteink azt mutatták, hogy minden egyes vizsgált személy mozgása teljesen egyedi. Így a vizsgálat során a merev lap mozgását célszerű rögzíteni, melyet a vizsgált személy csillapít. A mérési eredmény azt mutatja, hogy a vizsgált személy milyen mértékben képes csillapítani a lengő lapot, vagyis milyen csillapítási tényezőt jelent a vizsgált személy egyensúlyozó képessége. A merev lap mozgását Zebris CMS-10 ultrahang-alapú, egyedi aktív érzékelőket használó mérőrendszerrel (Zebris, Medizin technik GmbH, Isny, Németország) rögzítettük (3.10. ábra). A függőlegessel 30°-ot bezáró mérőfej érzékelői az aktív, ultrahangjeleket kibocsátó, egyedi adókat, —amelyeket a merev lap oldalán helyeztünk el—, folyamatosan látta (3.11. ábra). A mérési frekvencia 100 Hz volt. A merev lap mozgását a WinPosture (Zebris, Isny, Németország) mérésvezérlő program rögzítette és tárolta.



**3.11. ábra**

Az ultrahang-alapú, hirtelen irányváltoztatási teszt elrendezése

#### *A mérés menete*

A merev lap 20 mm-es kimozdítása a domináns oldal irányába, utána a rögzítő-feloldó elemmel a lap rögzítése; a vizsgált személyt a merev lap közepére állítjuk, a kívánt vizsgálati pozícióban (két lábon, jobb lábon, bal lábon – 3.12. ábra).

2 másodperc után a rögzítő-feloldó elem oldásával, a rugókkal felfüggesztett merev lap, mozgásba hozása után, a vizsgált személynek a mozgó lapon kellett előretekintve egyensúlyoznia, egyensúlyát visszanyernie, míg a mérést vezérlő program rögzítette a merev lap mozgását. A vizsgálat sorozat alatt így közel háromezer mérés történt a rugókkal felfüggesztett merev lap segítségével. A vizsgált személyeket kértük, hogy mozgásukat ne nézzék, hanem előre tekintve kíséreljék meg visszanyerni egyensúlyukat. Az egyensúlyozáshoz a felső végtag használható volt, de a keretet nem foghatták meg, továbbá egy lábon történő állás közben kivitelezett vizsgálatkor a másik lábat sem teheték le.

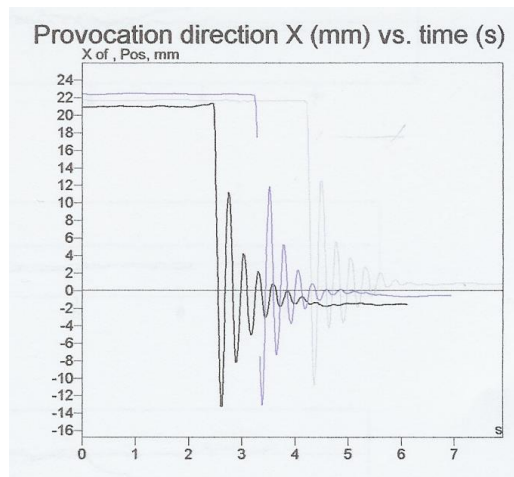


**3.12. ábra**

A vizsgálat részei: a) két lábon állás, b) jobb lábon állás, c) bal lábon állás

Ellenkező esetben a vizsgálat eredményét nem tekintettük érvényesnek. A vizsgálatot háromszor ismételtük meg, a mérések között 1 perc pihenőidő volt. Egészséges személyek esetén először a két lábon, majd a domináns, végül a nem domináns lábon állva történt a vizsgálat. Betegek esetén először a két lábon, majd a nem-érintett, végül az érintett lábon történő állás közben végeztük a vizsgálatot. Minden vizsgált személy esetén összesen 9 mérés történt, vagyis mindhárom álló testhelyzetben 3 mérést végeztünk.

A 3.13. ábrán látható a WinPosture mérésvezérlő program által rögzített csillapítási görbe, amely a vizsgált személlyel együtt rezgő merev lap csillapított szabad lengését ábrázolja.



### 3.13. ábra

WinPosture mérésvezérlő program által rögzített csillapítási görbe, a merev lap csillapított szabad lengése során („y” tengelyen a merev lap kimozdítás irányával párhuzamos mozgását (mm), „x” tengelyen az eltelt időt (s) ábrázoltuk

#### A számított jellemzők

A merev lap mozgása csillapított lengőmozgás az elmozdítás irányába, amely a Lehr-féle csillapítási számmal jellemezhető. A Lehr-féle csillapítási szám a tényleges és a kritikus csillapítás hányadosa. A Lehr-féle csillapítási szám értéke 0 és 1 között lehet. Ha  $D = 0$ , akkor nincs csillapítás, a lengés csillapítatlan szabad lengés, azaz a vizsgált személy elveszti egyensúlyozó képességét. Ha  $D = 1$ , akkor a csillapítás megegyezik a kritikus csillapítással, lengés nem jön létre, azaz az egyensúlyozó képesség ideális. Minél nagyobb a Lehr-féle csillapítási szám, annál jobb a tényleges csillapítása, azaz annál jobb az egyensúlyozó képesség. A merev lap mozgásából a Lehr-féle csillapítási szám számolható (Kiss 2011):

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

ahol  $A$  a logaritmikus dekrementum:

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

ahol  $K_0$  a  $t = t_0$ , időpontban a kitérés,  $K_i$  pedig a  $t = t_i$  időpontban a kitérés. A Lehr-féle csillapítási számot célszerű százalékban megadni, azaz:

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

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

### *Statisztikai analízis*

A csoport átlagának és a csoport szórásának meghatározása mind a négy vizsgált betegcsoportnál, a három vizsgálati módszerrel (kétlábon állás, domináns és nem-domináns lábon állás) kapott adatokból történt. A kapott adatokat a többváltozós ANOVA módszerrel elemeztük ismételt méréssel. A csoport-tényező négy szinten vizsgálható: a három beteg-, és egy kontrollcsoport esetében. A változókat az összes csoportban az oldaliság (domináns és nem domináns) és a vizsgált személy neme (férfi és nő), valamint a betegcsoport feltárás módja (direkt-lateralis – DL, antero-lateralis – AL, hátsó, tokmegtartó – P) szerint vizsgáltuk. A megfigyelési idő egy ismételt tényező volt, legfeljebb három szinttel: a kontrollcsoportot egy alkalommal, míg a betegcsoportot három alkalommal (csípőprotézis beültetést megelőzően, 12 héttel-, majd 6 hónappal a műtétet követően) vizsgáltuk. A szignifikanciaszint  $p \leq 0,05$  volt.

Az adatok feldolgozását az SPSS 14 software (SPSS, Chicago, IL USA) segítségével végeztük. A számítógépes post hoc analízis GPower (version 3.1.2, 2009, University Düsseldorf) szoftverrel történt. A számítógépes analízis eredménye 0,91 volt, ami azt jelenti, hogy a kutatás statisztikailag kellően erős volt

### **3.2.3. Szabadon választott járássebesség megállapítása futófolyosón**

A szabadon választott, kényelmes járássebességet 10 m hosszú előre kijelölt sík járó-felületen (futófolyosón) határoztuk meg. A teljes út hosszát a vizsgált személyeknek háromszor kellett megtenniük, melynek során mértük az út megtételéhez szükséges időt. A három mérés átlagából határoztuk meg a vizsgált személyre

vonatkozó szabadon választott, kényelmes járássebességet.

### *Statisztikai analízis*

A csoport átlagának és a csoport relatív szórásának meghatározása, mind a négy vizsgált csoportnál megtörtént. A kontrollcsoportnál egy alkalommal, míg a direkt-lateralis-, antero-lateralis- és hátsó-feltárással operált betegeknél három alkalommal. A kapott adatokat egy-változós ANOVA módszerrel elemeztük, ismételt méréssel. A csoport-tényező négy szinten vizsgálható: tekintettel a három beteg-, és egy kontrollcsoportra. A megfigyelési idő az egy ismételt tényező volt, legfeljebb három szinttel: a kontrollcsoportot egy alkalommal, míg a betegcsoportot három alkalommal (csípőprotézis beültetést megelőzően, 12 héttel-, majd 6 hónappal a műtétet követően) vizsgáltuk. A szignifikanciaszint  $p \leq 0,05$  volt.

Az adatok feldolgozását, SPSS 14 software (SPSS, Chicago, IL USA) segítségével végeztük. A számítógépes post hoc analízis GPower (version 3.1.2, 2009, University Düsseldorf) szoftverrel történt. A számítógépes analízis eredménye 0,86 volt, ami azt jelenti, hogy a kutatás statisztikailag kellően erős volt.

### **3.2.4. Járás szabályosság modellezése**

#### *Mérési módszer*

A járás szabályosságának modellezéséhez szükséges térbeli koordináták mérése a Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem Gépészmérnöki Kar, Műszaki Mechanikai Tanszék Biomechanikai Laboratóriumában, Zebris CMS-HS (Zebris, Medizintechnik GmbH, Németország) ultrahang-alapú járásvizsgáló rendszerrel korábban történt (Kiss és mtsai, 2012). A korábbi kutatás csak a járásminta távolság-idő- és szögjellegű paramétereit elemezte AL és DL műtéttel végzett betegek esetén (Kiss és mtsai, 2012). Jelen dolgozatban a mérési adatokból a járás szabályosságát leíró változékonysági paramétereket számítottuk a AL, DL és P feltárással végzett műtéten átesett betegek esetén.

Ennek a rendszernek részei a személyi számítógéphez csatlakozó központi egység, az ultrahang jeleket kibocsátó mérőfej három érzékelővel, egy adatgyűjtő

egység, az anatómiai pontok kijelöléséhez szükséges jelölőceruza, valamint a három egyedi érzékelőt tartalmazó mérőhármás (triplet) (3.5. ábra). A triplet érzékelői egy egyenlő oldalú háromszög sarokpontjain helyezkednek el. Ha a mérőhármásokat közvetlenül a bőrön rögzítenénk, úgy azok az izmok és a bőr mozgásából keletkező elmozdulásokat is érzékelnék. Ezért egy 15 mm vastag, 25 cm magas és 30 cm széles, a comb és a lábszár alakját követő, polisztirol-anyagú övvel rögzítettük a mérőhármásokat a merevnek tekintett testrészekre (3.5. ábra), a rögzítés elmozdulástól mentes (Kiss és mtsai, 2004). A polisztirolöv használatával kiküszöbölhető, hogy az izmok megfeszüléséből adódó mikromozgásokat, a mérőhármások rögzítsék. A jelen vizsgálat elvégzésének elvi alapjait Kiss és mtsai. (2004, 2007) közzétették.



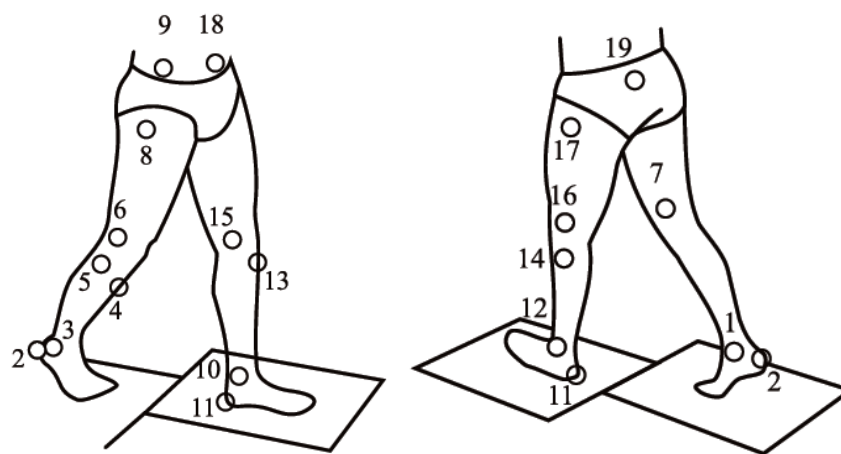
### 3.5. ábra

Zebris CMS-HS járásvizsgáló rendszer az állítható sebességű futószalaggal. Jól látható a vizsgált személy combjának és a lábszáranak alakját követő, polisztirol-anyagú öv, amivel rögzítettük az ultrahangot kibocsájtó mérőhármásokat. Hátról látható a három egyedi érzékelőt tartalmazó mérőhármás

A járás paramétereinek számításához 19 kiválasztott anatómiai pontot használtunk, ezek rendre (3.6. ábra): malleolus medialis l.d., tuber calcanei l.d., malleolus lateralis l.d., tuberositas tibiae l.d., caput fibulae l.d., epicondylus lat. fem. l.d., epicondylus med. fem. l.d., trochanter maior l.d., spina iliaca ant. sup.l.d., malleolus medialis l.s., tuber calcanei l.s., malleolus lateralis l.s., tuberositas tibiae l.s., caput fibulae l.s., epicondylus lat. fem. l.s., epicondylus med. fem. l.s., trochanter maior l.s., spina iliaca ant. sup. l.s., processus spinosus vertebrae S.I. E pontok révén a biomechanikai modell az alsó végtagon megfelelően pontos és megismételhető

mozgáselemzést tesz lehetővé (Knoll és mtsai, 2004).

A mérőfej három adója meghatározott időközönként ultrahangjeleket bocsát ki (mérési frekvencia 100 Hz), amiket a vizsgált személyre csatolt érzékelő rögzített. Adott szobahőmérsékleten, valamint ismert ultrahang terjedési sebesség mellett, a mért terjedési időből, az érzékelő és az adó közötti távolság kiszámítható. Az mérés minden időpillanatában számítható az érzékelő térbeli koordinátája, az érzékelő és a mérőfej mindhárom adója közötti távolság és az adók térbeli koordinátájának ismeretében, a háromszögelés módszerével.



**3.6. ábra**

19 pontos biomechanikai modell (Knoll és mtsai 2004)

1: malleolus medialis l.d., 2: tuber calcanei l.d., 3: malleolus lateralis l.d., 4: tuberositas tibiae l.d., 5: caput fibulae l.d., 6: epicondylus lat. fem. l.d., 7: epicondylus med. fem. l.d., 8: trochanter maior l.d., 9: spina iliaca ant. sup.l.d., 10: malleolus medialis l.s., 11: tuber calcanei l.s., 12: malleolus lateralis l.s., 13: tuberositas tibiae l.s., 14: caput fibulae l.s., 15: epicondylus lat. fem. l.s., 16: epicondylus med. fem. l.s., 17: trochanter maior l.s., 18: spina iliaca ant. sup. l.s., 19: processus spinosus vertebrae S.I.

Ez a számítási módszer az összes érzékelő esetén tetszés szerinti számban ismételtető (Knoll és mtsai, 2004). Az anatómiai pontok ismételt térbeli meghatározásának pontossága kevesebb, mint 1 mm volt, a számított térbeli koordináták esetében a meghatározási pontosság 0,01 mm, míg a számított szögjellegű paramétereknél ez 0,02-nek adódott (Kiss, 2007).

#### Mérés menete

A vizsgálat céljaira kialakított helyiségben a vizsgálat alatt végig természetes fény volt. A járásvizsgálat villanymotor meghajtású 330 mm x 1430 mm-es futópádon (Bonte Zwolle B.V, Ausztria) zajlott, Vizsgálatainknál három különböző járássebességet



alkalmaztunk:

- 1,2 m/s, amely megfelel a kontrollcsoport és a P-feltárással műtött betegek a posztoperatív 6. hónapban mért szabadon választott, kényelmes járássebességének (Kiss, 2010);
- 0,8 m/s, amely a súlyos csípőízületi artrózisos betegek és a 12 hetes AL- és DL feltárással csípőprotetizáltak szabadon választott, kényelmes járássebessége, (Kiss, 2010),
- 1,0 m/s, amely az AL- és DL feltárással műtött betegek csípőprotézis beültetését követően 6 hónappal, és a P- feltárással műtött betegek csípőprotézis beültetését követően 12 héttel mérhető szabadon választott, kényelmes járássebességének felel meg (Bennett és mtsai, 2007, 2008).

A futószalag használatának hátránya, hogy a járás a futószalagon először szokatlan. Alton és mtsai. (1998) megállapították, hogy megfelelő idejű gyakorlás után a járásmintát a futószalag használata nem befolyásolja, a futófolyosón és a futópádon történő járás távolság- és időjellegű változói erős korrelációt mutatnak. Így minden vizsgálatba bevont résztvevőnek a futófolyosón megállapított, kényelmes járássebességen, hat percen keresztül gyakorolhatott (Alton és mtsai, 1998). A vizsgálat során a vizsgált személyek a futószalagon, 10 percen keresztül mezítláb gyalogoltak, minden egyes különböző járássebességgel (0.8 m/s, 1.0 m/s, and 1.2 m/s). A betegeket megkértük, hogy a járásvizsgálat során kizárólag előre tekintsenek, és saját járásukat ne figyeljék, továbbá hogy az egyéb mozgásokat kerüljék. Minden járásvizsgálat közt 5 perc pihenést biztosítottunk. Így valamennyi vizsgálatba bevont egészséges személy, és csípőartrózisban szenvedő beteg, továbbá a csípőprotézis beültetésen átesett beteg is egyaránt képes volt a járásvizsgálat feladatainak teljesítésére, egyiküket sem kellett kizárni a vizsgálatból.

A meghatározott anatómiai pontok térbeli koordinátáit 2100 vizsgálat során legalább 400 cikluson keresztül rögzítettük. Vizsgálataink során a rögzített ciklusok száma 409-427 között volt, átlagosan ez 418-nak adódott, amely Owings és Grabiner (2003) szerint elegendőnek tekinthető a járás változékonyságának vizsgálatához.

Az adatok kiegyenlítését 8 Hz-en végeztük, négy-csatornás digitális Butterworth low-pass filterrel. A kiválasztott anatómiai pontok térbeli koordinátáiból meghatároztuk a

távolság- és időjellelű paramétereket (1.3. és 1.4. ábra): a lépéshossz, lépésszélesség, a támaszfázis időtartama, a lépésfrekvencia, valamint a szögjellelű változókat: a térd (3.7. ábra) és csípő (3.8. ábra) szögek a medence flexió-extenziója, valamint a medence billenése, és rotációja (3.9. ábra).

*Számított jellemzők:*

A távolság- és időjellelű 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 időjellelű paraméterek szórása, relatív szórása. Jelen kutatásban a járás szabályosságát jellemző változékonysági paraméter a relatív szórás.

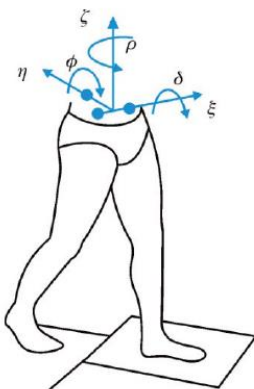
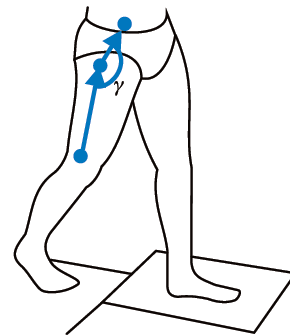


**3.7. ábra**

A térdízületi szög ( $\beta$ ) 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 (Kiss, 2012)

**3.8. ábra**

A csípőízületi szög ( $\gamma$ ) definíciója: az epicondylus lateralis femoris, a trochanter maior és a spina iliaca anterior superior anatómiai pontokat összekötő térbeli vektorok egymással bezárt szöge (Kiss, 2012)



**3.9. ábra**

A medence hajlítása ( $\delta$ ), billenése ( $\phi$ ) és rotációja ( $\rho$ ) a medence lokális koordináta rendszerében ( $\xi, \eta, \zeta$ ) (Kiss, 2012)

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 relatív szórás (átlCV%):

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

A járásszabályosság jellemzéséhez tehát minden vizsgált személynél rendelkezésre állt: a járásképp változékonysági paramétere a távolság- és időjellegű paraméterek relatív szórása (CV), valamint az ízületi mozgások változékonysági paramétere a szögjellegű paraméterek átlagos relatív szórása (átlCV) (*Kiss, 2012; Holnapy és mtsai, 2013*).

#### *Statisztikai analízis*

A csoport átlagának és a csoport átlagos relatív szórásának meghatározása mind a négy csoportnál, a három különböző sebességű futószalag esetében kapott adatokból történt. A kapott adatokat a két-változós ANOVA módszerrel elemeztük ismételt méréssel. Két tényezőt vizsgáltunk, a csoportokat és a járássebességet. A csoport-tényező négy szinten vizsgálható, tekintettel a három beteg-, és egy kontrollcsoportra. A járássebesség tényezőnek három szintje volt, a 0,8 m/s-os, 1,0 m/s-os és az 1,2 m/s-os

járássebesség. A megfigyelési idő egy ismételt tényező volt, legfeljebb három szinttel: a kontrollcsoportot egy alkalommal vizsgáltuk, míg a betegcsoportot három alkalommal vizsgáltuk (csípőprotézis beültetést megelőzően, majd a műtétet követően 12 héttel-, és 6 hónappal). A szignifikanciaszint  $p \leq 0,05$  volt.

Az adatok feldolgozását, SPSS 14 software (SPSS, Chicago, IL USA) segítségével végeztük. A számítógépes post hoc analízis GPower (version 3.1.2, 2009, University Düsseldorf) szoftverrel történt. A számítógépes analízis eredménye 0,89 volt, ami azt jelenti, hogy a kutatás statisztikailag kellően erős volt.

## 4. EREDMÉNYEK

### 4.1. A csípőprotézis beültetés feltárásmódjának hatása az életminőség és a funkcionális vizsgálatok eredményeire

Az életminőség és a funkcionális vizsgálatok (SF-36, WOMAC- és HHS-skálák) eredményeit az utánkövetés időszaka alatt a *4.1. táblázat* tartalmazza. A magasabb HHS-érték a vizsgált személy által érzett kedvezőbb funkcionális képességet jelenti, mivel ezen pontrendszeren belül szakorvos által ízületi szögmérővel mért funkcionális értékek csak csekély arányt képviselnek. A magasabb SF-36 érték és WOMAC-érték a vizsgált személy által érzett kedvezőbb életminőséget jelentette. Az utánkövetés hat hónapja alatt a *4.1. ábra* az SF-36 *4.2. ábra* a WOMAC , a *4.3.a.* és *4.3.b. ábra* a Harris Hip Score változásai láthatóak. Valamennyi grafikonnál a betegcsoportok jelei:

AL: anterior-posterior feltárással operált betegek;

DL: direkt-lateralis-feltárással operált betegek,

P: posterior feltárással operált betegek.

A posztoperatív 6. hétre az életminőség skálák értéke mindhárom feltárási csoportnál szignifikánsan megnőtt ( $p < 0,02$ ), de az SF-36 kérdőív alapján az életminőségben tapasztalt növekedés az AL és P csoportoknál a DL-csoportéhoz képest is jelentősebb növekedést mutat. A WOMAC életminőség kérdőív alapján a DL- és AL-csoportokhoz képest a P-csoportnál a javulás a jelentősebb (*4.1. ábra és 4.2. ábra*). A műtét utáni 12. héten az életminőség kérdőívek eredményei tovább javulnak az AL és a P csoportok esetében, de mind SF-36 mind a WOMAC-skálák eredményei a javulás ütemében kismértékű visszaesést mutatnak. A DL-csoport posztoperatív 12. héten mért eredményei jelentős visszaesést mutatnak a posztoperatív 6. héthez képest is (*4.1. ábra és 4.2. ábra*).

A posztoperatív 6. hónapra mindhárom csoport javulást mutat a 12. héthez képest. A három csoportból is a legjobb eredményeket az SF-36 és WOMAC pontrendszer alapján a P-feltárással operált betegek adják (88-90%), azonban ez a betegcsoport sem éri el az egészséges kontrollcsoport 97-99%-os eredményét (*4.1. ábra és 4.2. ábra*).

## 4.1. táblázat

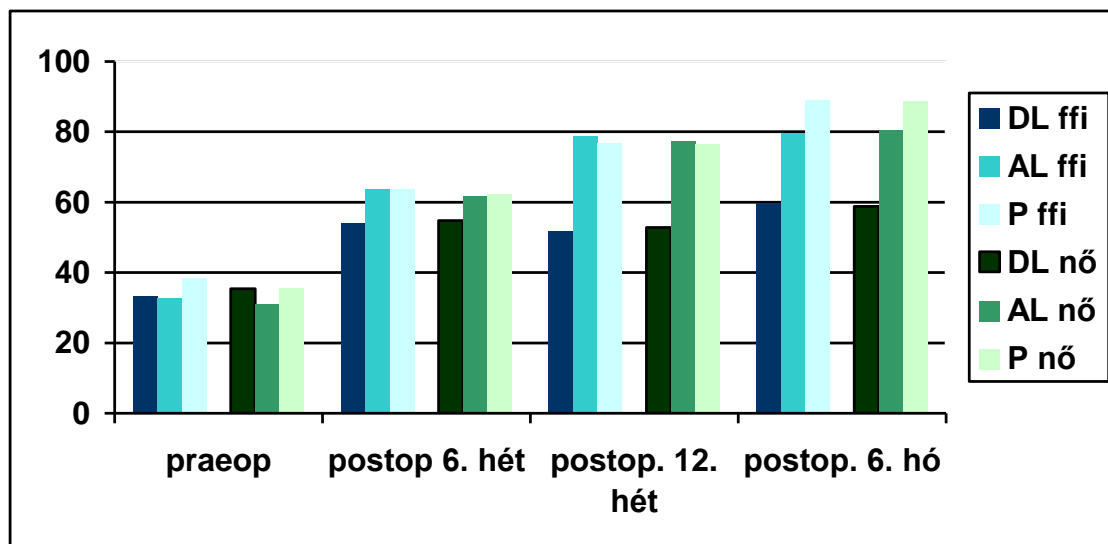
A kontrollcsoport, és a különböző feltárási móddal operált betegek esetén az életminőségi és funkcionális skálák eredményei, a posztoperatív időszak első 6 hónapjában

Jelmagyarázat: <sup>c</sup>: szignifikáns különbség a kontrollcsoport értékeihez képest; <sup>d</sup>: szignifikáns különbség a preoperatív értékekhez képest; <sup>e</sup>: szignifikáns különbség a 6. hét értékeihez képest; <sup>f</sup>: szignifikáns különbség a 12. hét értékeihez képest; <sup>g</sup>: szignifikáns különbség a férfiak és nők értékei között; <sup>h</sup>: szignifikáns különbség a DL-feltáráshoz képest; <sup>i</sup>: szignifikáns különbség az AL-feltáráshoz képest

		Férfiak				Nők			
		preop	6.hét posztop	12. hét posztop	6. hó posztop	preop	6.hét posztop	12. hét posztop	6. hó posztop
SF - 36	Kontr.	98,4±1,3				97,5±1,6			
	DL-feltár.	33,1±2,8 <sub>c</sub>	53,9±4,8 <sub>c,d</sub>	51,7±6,8 <sub>c,d</sub>	59,8±3,4 <sub>c,d,e</sub>	35,4±2,8 <sub>c</sub>	54,8±4,8 <sub>c,d</sub>	52,8±5,8 <sub>c,d,e</sub>	56,8±4,2 <sub>c,d,e</sub>
	AL-feltár.	32,7±2,8 <sub>c</sub>	63,6±6,4 <sub>c,d,h</sub>	78,9±3,5 <sub>c,d,e,h</sub>	79,6±4,1 <sub>c,d,e,h</sub>	30,9±2,7 <sub>c</sub>	61,7±4,7 <sub>c,d,h</sub>	77,4±3,8 <sub>c,d,e,h</sub>	80,4±4,7 <sub>c,d,e,h</sub>
	P-feltár.	38,4±3,5 <sub>c</sub>	63,7±6,1 <sub>c,d,h</sub>	76,7±9,7 <sub>c,d,h</sub>	88,9±8,7 <sub>c,d,e,f,h</sub>	35,7±3,8 <sub>c</sub>	62,3±7,4 <sub>c,d,h,i</sub>	76,4±8,7 <sub>c,d,e,h,i</sub>	88,7±6,8 <sub>c,d,e,f,h,i</sub>
WOMAC	Kontr.	99,8±0,9				99,6±0,7			
	DL-feltár.	41,1±1,2 <sub>c</sub>	71,7±2,4 <sub>c,d</sub>	53,4±7,8 <sub>c,d,e</sub>	79,4±3,8 <sub>c,d,e,f</sub>	40,9±1,1 <sub>c</sub>	72,1±1,5 <sub>c,d</sub>	58,4±5,4 <sub>c,d,e</sub>	77,1±2,4 <sub>c,d,e,f</sub>
	AL-feltár.	38,1±1,8 <sub>c</sub>	71,9±2,4 <sub>c,d</sub>	80,2±3,4 <sub>c,d,e,h</sub>	89,4±1,4 <sub>c,d,e,f,h</sub>	37,9±1,5 <sub>c</sub>	71,5±2,5 <sub>c,d</sub>	81,4±2,1 <sub>c,d,e,h</sub>	88,9±1,7 <sub>c,d,e,f,h</sub>
	P-feltár.	42,7±1,5 <sub>c</sub>	75,3±1,8 <sub>c,d</sub>	81,3±5,4 <sub>c,d,e,h</sub>	90,4±1,2 <sub>c,d,e,f,h</sub>	43,1±1,6 <sub>c</sub>	76,1±1,9 <sub>c,d</sub>	78,4±4,2 <sub>c,d,h</sub>	90,9±1,7 <sub>c,d,e,f,h</sub>
HHS – érintett	Kontr.	nem-domináns: 99,4±1,8				nem-domináns: 97,4±1,3			
	DL-feltár.	36,4±2,1 <sub>c</sub>	57,3±3,2 <sub>c,d</sub>	66,2±2,4 <sub>c,d,e</sub>	78,2±1,5 <sub>c,d,e,f</sub>	35,9±1,9 <sub>c</sub>	55,2±3,8 <sub>c,d</sub>	65,1±2,9 <sub>c,d,e</sub>	79,0±1,8 <sub>c,d,e,f,h</sub>
	AL-feltár.	41,2±2,3 <sub>c</sub>	66,2±4,1 <sub>c,d,h</sub>	66,1±2,9 <sub>c,d</sub>	87,4±2,1 <sub>c,d,e,f,h</sub>	40,8±1,7 <sub>c</sub>	67,4±4,3 <sub>c,d,h</sub>	65,9±3,1 <sub>c,d</sub>	88,1±1,9 <sub>c,d,e,f,h</sub>
	P-feltár.	44,5±2,8 <sub>c</sub>	62,4±3,4 <sub>c,d,h</sub>	69,4±3,8 <sub>c,d,e</sub>	88,9±2,3 <sub>c,d,e,f,h</sub>	45,4±2,4 <sub>c</sub>	63,9±3,9 <sub>c,d,h</sub>	68,9±3,5 <sub>c,d,e</sub>	88,4±1,7 <sub>c,d,e,f,h</sub>
HHS – nem- érintett	Kontr.	domináns: 99,6±0,2				domináns: 98,9±1,1			
	DL-feltár.	88,2±1,8 <sub>c</sub>	87,7±2,3 <sub>c</sub>	88,5±2,7 <sub>c</sub>	88,9±2,5 <sub>c</sub>	88,5±1,7 <sub>c</sub>	86,9±2,7 <sub>c</sub>	88,6±2,4 <sub>c</sub>	89,4±3,5 <sub>c</sub>
	AL-feltár.	88,4±1,7 <sub>c</sub>	87,5±3,1 <sub>c</sub>	88,3±2,6 <sub>c</sub>	90,1±3,8 <sub>c</sub>	88,3±1,9 <sub>c</sub>	87,2±2,4 <sub>c</sub>	88,7±2,1 <sub>c</sub>	90,3±3,7 <sub>c</sub>
	P-feltár.	89,4±2,1 <sub>c</sub>	88,7±2,9 <sub>c</sub>	88,9±2,1 <sub>c</sub>	90,3±3,6 <sub>c</sub>	88,1±2,1 <sub>c</sub>	87,4±2,8 <sub>c</sub>	89,1±2,9 <sub>c</sub>	90,1±2,9 <sub>c</sub>

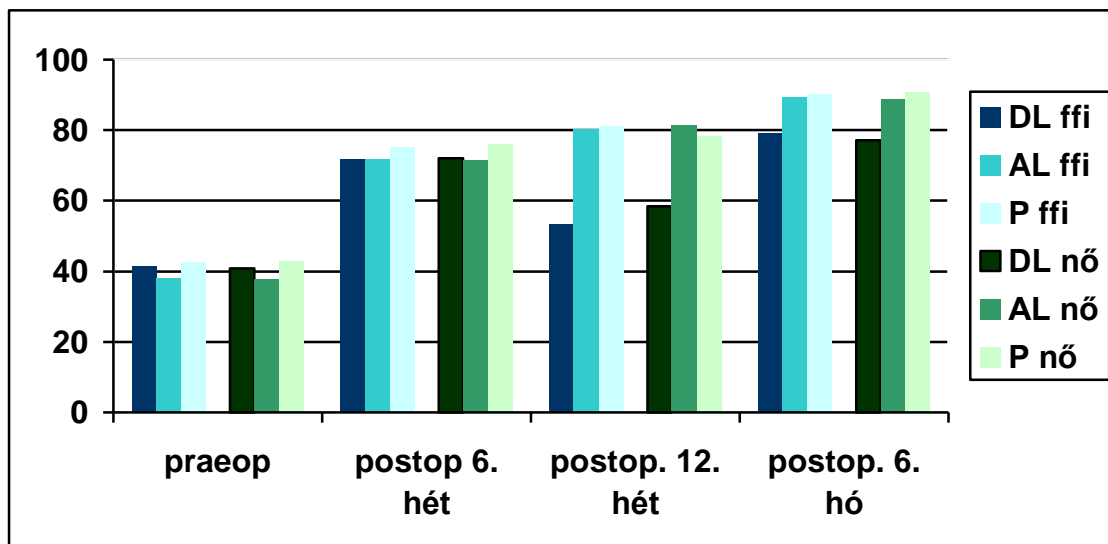
A Harris Hip Score (HHS) esetén az érintett csípőre vonatkozó praeeoperatív értékek, az ellenoldali csípő HHS értékeinek a felét sem érik el (4.3.a. ábra és 4.3.b. ábra). A posztoperatív 6. hétre mindhárom betegcsoportnál az érintett oldalon bekövetkező jelentős javulás oka elsősorban a fájdalom csökkenése, ami HHS pontrendszerben igen jelentős mértékben játszik szerepet. Ez a legjelentősebb az AL csoport esetében. A javulás üteme mindhárom betegcsoportban csökken, és a csoportok közötti különbség a posztoperatív 12. hétre már eltűnik. A posztoperatív 6. hónapra az

érintett oldali csípőre vonatkozó HHS érték mindhárom csoportnál szignifikánsan emelkedik, az AL és P csoportok 88%-os értéket is elérnek.



**4.1. ábra**

Az életminőség változása az SF-36 kérdőív alapján a posztoperatív első 6 hónap során: a függőleges tengelyen az SF-36 kérdőív alapján a maximálisan elérhető pontokat 100%-nak véve, látható az aktuális %-os arány

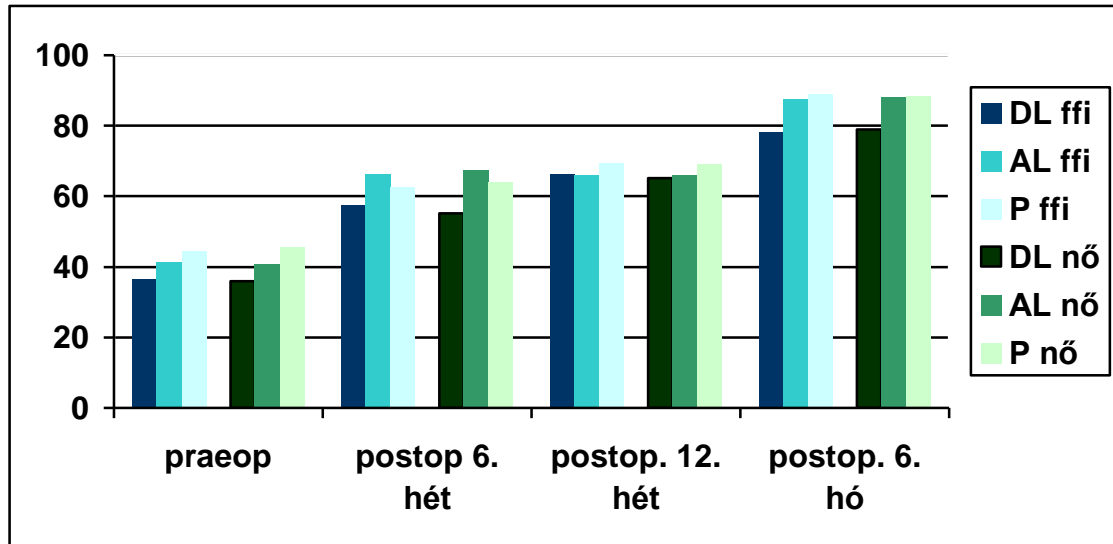


**4.2. ábra**

Az életminőség változása WOMAC kérdőív alapján a posztoperatív első 6 hónap során: a függőleges tengelyen a WOMAC kérdőív alapján a maximálisan elérhető pontokat 100%-nak véve, látható az aktuális %-os arány

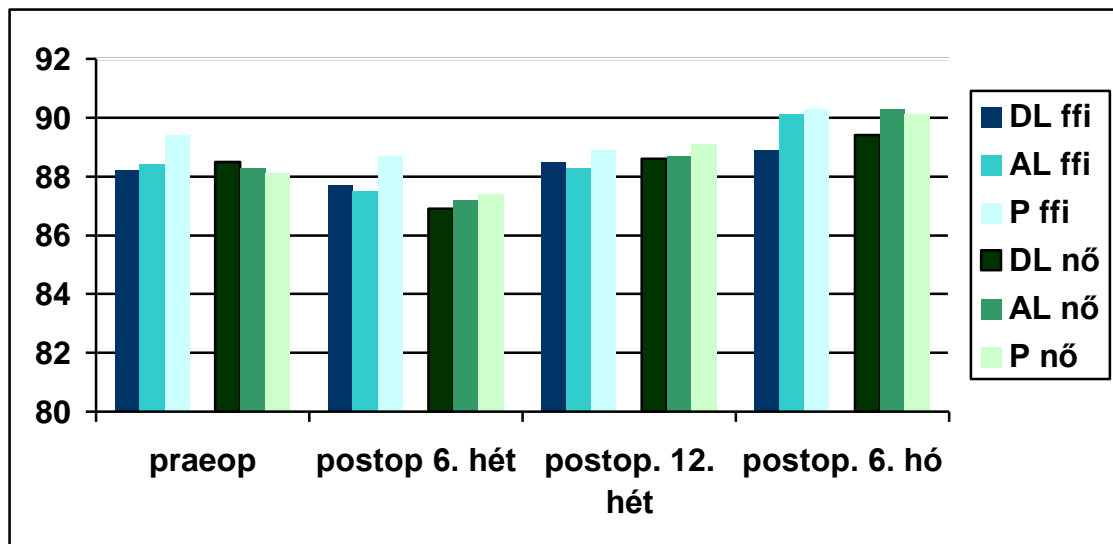
A nem-érintett oldali csípőre vonatkozó HHS értékek a posztoperatív 6 hónap alatt csak mérsékelt változást mutatnak, ugyanakkor megfigyelhető a posztoperatív 6. hétre bekövetkező visszaesés, majd a 6. hónap végéig tartó folyamatos javulás. A nem-

érintett oldali csípőre vonatkozó HHS értékek a 6. hónap végén meghaladják a praeoperatív értékeket, ugyanakkor alul maradnak az operált oldali csípőre vonatkoztatott 6. hónapos HHS értékekhez képest (4.3.a. ábra és 4.3.b. ábra).



4.3.a. ábra

A csípő funkció változása a Harris Hip Score alapján az érintett oldali csípőre vonatkozólag: a függőleges tengelyen a HHS alapján a maximálisan elérhető pontokat 100%-nak véve, látható az aktuális %-os arány



4.3.b. ábra

A csípő funkció változása a Harris Hip Score alapján a nem-érintett oldali csípőre vonatkozólag: a függőleges tengelyen a HHS alapján a maximálisan elérhető pontokat 100%-nak véve, látható az aktuális %-os arány.



## 4.2. A csípőprotézis beültetés feltárási módjának hatása a dinamikus egyensúlyozó képességet jellemző Lehr-féle csillapítási számra

Korábbi vizsgálatok (*Kiss, 2011b*) azt mutatták, hogy a dinamikus egyensúlyozó képességet leíró Lehr-féle csillapítási számot a vizsgált személy neme és életkora befolyásolja. Mind a kontrollcsoport tagjait, mind a betegcsoport tagjait úgy válogattuk össze (*3.2. táblázat*), hogy szűk életkori tartományban legyenek, így az eredmények értékelésekor az életkor hatását nem kellett figyelembe vennünk. Az ultrahang-alapú, hirtelen irányváltoztatási teszt során a merev lap mozgásából meghatározott Lehr-féle csillapítási számot (D, %) nemenkénti bontásban a *4.2. táblázatban* foglaltuk össze. A táblázat adatai alapján elemeztük funkcionális szempontból a különböző műtéti eljárások eredményességét.

Megállapítottam, hogy mindhárom betegcsoport esetén, nincs szignifikáns különbség a két lábon állás és a domináns lábon ( $p > 0,21$ ) állás közben mért értékekből számított Lehr-féle csillapítási szám között a posztoperatív időszak teljes időtartama alatt. Az érintett lábon állás közben mért értékekből számított Lehr-féle csillapítási szám minden betegcsoportban szignifikáns kisebb, a két lábon állás és a nem-érintett oldalon állás közben mért értékeknél.

### 4.2.1. A dinamikus egyensúlyozó képességet jellemző Lehr-féle csillapítási szám a posztoperatív 6. héten

A DL- és AL-feltárással operált betegeknél mindkét lábon, a nem-érintett és az érintett oldalon állás során számított Lehr-féle csillapítási szám nemtől függetlenül szignifikáns csökkenést mutat a kontrollcsoport és a műtét előtti értékekhez képest ( $p < 0,007$ ).

#### 4.2. táblázat

(táblázatot lásd a következő oldalon)

A kontrollcsoport, a különböző feltárási móddal operált betegek ultrahang-alapú, hirtelen irányváltoztatási teszt mérési adataiból számított Lehr-féle csillapítási szám (D, %) posztoperatív időszak első 6 hónapjában

Jelmagyarázat: <sup>a</sup>: szignifikáns különbség a két lábon állás közben mért értékekből számított Lehr-féle csillapítási számhoz képest; <sup>b</sup>: szignifikáns különbség a domináns/nem-érintett lábon állás közben mért értékekből számított Lehr-féle csillapítási számhoz képest; <sup>c</sup>: szignifikáns különbség a kontrollcsoport értékeihez képest; <sup>d</sup>: szignifikáns különbség a preoperatív értékekhez képest; <sup>e</sup>: szignifikáns különbség a 6. hét értékeihez képest; <sup>f</sup>: szignifikáns különbség a 12. hét értékeihez képest; <sup>g</sup>: szignifikáns különbség a férfiak és nők értékei között; h: szignifikáns különbség a DL-feltáráshoz képest; <sup>i</sup>: szignifikáns különbség az AL-feltáráshoz képest

**4.2. táblázat**  
(ábra-magyarázatot lásd az előző oldalon)

			Vizsgálat típusa		
			két lábon álláskor	domináns/nem- érintett lábon álláskor	nem- domináns/érintett lábon álláskor
<b>kont. csoport</b>	<i>ffi</i>		4.65 ± 0.33	4.47 ± 0.30	2.90 ± 0.39 <sup>a,b</sup>
	<i>nő</i>		4.99 ± 0.29 <sup>g</sup>	4.83 ± 0.28 <sup>g</sup>	3.41 ± 0.31 <sup>a,b,g</sup>
<b>DL-feltárás</b>	<i>férfiak</i>	preop	3.40 ± 0.55 <sup>c</sup>	3.01 ± 0.60 <sup>c</sup>	1.35 ± 0.71 <sup>a,b,c</sup>
		6. hét postop	2.71 ± 0.62 <sup>c,d</sup>	2.28 ± 0.58 <sup>c,d</sup>	0.58 ± 0.28 <sup>a,b,c,d</sup>
		12. hét postop	4.10 ± 0.46 <sup>c,d,e</sup>	3.79 ± 0.39 <sup>c,d,e</sup>	2.12 ± 0.27 <sup>a,b,c,d,e</sup>
		6. hónap postop	4.47 ± 0.27 <sup>d,e,f</sup>	4.35 ± 0.24 <sup>d,e,f</sup>	2.40 ± 0.22 <sup>a,b,c,d,e,f</sup>
	<i>nők</i>	preop	3.49 ± 0.50 <sup>c</sup>	3.13 ± 0.61 <sup>c</sup>	1.39 ± 0.75 <sup>a,b,c</sup>
		6. hét postop	2.81 ± 0.60 <sup>c,d</sup>	2.27 ± 0.57 <sup>c,d</sup>	0.57 ± 0.25 <sup>a,b,c,d</sup>
		12. hét postop	4.19 ± 0.40 <sup>c,d,e</sup>	3.98 ± 0.35 <sup>c,d,e</sup>	2.18 ± 0.24 <sup>a,b,c,d,e</sup>
		6. hónap postop	4.79 ± 0.31 <sup>d,g,e,f</sup>	4.65 ± 0.22 <sup>d,g,e,f</sup>	2.39 ± 0.27 <sup>a,b,c,d,e,f</sup>
<b>AL-feltárás</b>	<i>férfiak</i>	preop	3.45 ± 0.52 <sup>c</sup>	3.04 ± 0.61 <sup>c</sup>	1.30 ± 0.69 <sup>a,b,c</sup>
		6. hét postop	2.82 ± 0.58 <sup>c,d</sup>	2.59 ± 0.51 <sup>c,d</sup>	0.65 ± 0.27 <sup>a,b,c,d</sup>
		12. hét postop	4.28 ± 0.40 <sup>c,d,e</sup>	3.91 ± 0.31 <sup>c,d,e</sup>	2.19 ± 0.25 <sup>a,b,c,d,e</sup>
		6. hónap postop	4.49 ± 0.25 <sup>d,e,f</sup>	4.38 ± 0.21 <sup>d,e,f</sup>	2.51 ± 0.24 <sup>a,b,c,d,e,f</sup>
	<i>nők</i>	preop	3.53 ± 0.48 <sup>c</sup>	3.12 ± 0.59 <sup>c</sup>	1.45 ± 0.72 <sup>a,b,c</sup>
		6. hét postop	2.74 ± 0.55 <sup>c,d</sup>	2.37 ± 0.55 <sup>c,d</sup>	0.67 ± 0.29 <sup>a,b,c,d</sup>
		12. hét postop	4.35 ± 0.35 <sup>c,d,e</sup>	3.85 ± 0.40 <sup>c,d,e</sup>	2.14 ± 0.29 <sup>a,b,c,d,e</sup>
		6. hónap postop	4.81 ± 0.30 <sup>d,g,e,f</sup>	4.70 ± 0.25 <sup>d,e,g,f</sup>	2.48 ± 0.31 <sup>a,b,c,d,e,f</sup>
<b>P-feltárás</b>	<i>férfiak</i>	preop	3.44 ± 0.41 <sup>c</sup>	2.97 ± 0.48 <sup>c,d</sup>	1.41 ± 0.67 <sup>a,b,c</sup>
		6. hét postop	3.72 ± 0.30 <sup>c,d,h</sup>	3.65 ± 0.32 <sup>c,d,h</sup>	1.00 ± 0.60 <sup>a,b,c,h</sup>
		12. hét postop	4.62 ± 0.28 <sup>d,e,g,h,i</sup>	4.39 ± 0.29 <sup>d,e,h,g</sup>	2.45 ± 0.34 <sup>a,b,c,d,e,f,h</sup>
		6. hónap postop	4.73 ± 0.25 <sup>d,e,g,h,i</sup>	4.42 ± 0.25 <sup>d,e,h,g</sup>	2.79 ± 0.20 <sup>a,b,d,e,f,h</sup>
	<i>nők</i>	preop	3.58 ± 0.39 <sup>c,d</sup>	3.10 ± 0.49 <sup>c,d</sup>	1.45 ± 0.59 <sup>a,b,c</sup>
		6. hét postop	3.79 ± 0.35 <sup>c,d,h,i</sup>	3.72 ± 0.35 <sup>c,d,h,i</sup>	1.09 ± 0.58 <sup>a,b,c,h,i</sup>
		12. hét postop	4.87 ± 0.31 <sup>d,e,g,h,i</sup>	4.70 ± 0.34 <sup>d,e,g,h,i</sup>	2.57 ± 0.31 <sup>a,b,c,d,e,f,h,i</sup>
		6. hónap postop	4.97 ± 0.27 <sup>d,e,g,h,i</sup>	4.91 ± 0.28 <sup>d,e,g,h,j</sup>	3.04 ± 0.28 <sup>a,b,d,e,f,g,h,i</sup>

A *P-feltárással operált betegcsoportnál* a Lehr-féle csillapítási szám a kontrollcsoporthoz képest szignifikánsan csökken, de a műtét előtt mért értékekhez képest szignifikáns emelkedés figyelhető meg a kétlábon és a nem-érintett lábon történő állaskor mért értékekből számított Lehr-féle csillapítási szám esetén ( $p < 0,03$ ), míg az érintett lábon történő állaskor mért értékekből számított Lehr-féle csillapítási szám esetén a csökkenés nem szignifikáns ( $p > 0,07$ ).

A feltárási mód hatásának összehasonlításakor az látható, hogy érintett lábon állás közben mért értékekből számított Lehr-féle csillapítási szám a *P-feltárással műtött férfiak és nők* esetén szignifikánsan magasabb, mint a *DL- és AL feltárással műtött betegek* értékei (4.2. táblázat) ( $p < 0,006$ ). A korai posztoperatív időszakban a vizsgált személy neme szignifikánsan nem befolyásolta a Lehr-féle csillapítási számot ( $p > 0,11$ ).

#### **4.2.2. A dinamikus egyensúlyozó képességet jellemző Lehr-féle csillapítási szám a posztoperatív 12. héten**

A 4.2. táblázatból a dinamikus egyensúlyozó képesség változása jól követhető. A *DL- és AL-feltárással operált betegek* esetén, mind a nőknél, mind pedig a férfiaknál a két lábon állás, az érintett- és a nem-érintett lábon állás közben mért értékekből meghatározott Lehr-féle csillapítási szám, a műtét előtti és a 6 hetes posztoperatív értékekhez képest szignifikáns emelkedést mutat, de még kisebb, a kontrollcsoport értékeinél is ( $p < 0,009$ ). A *DL- és AL feltárási mód* esetén nem találtunk szignifikáns eltérést a férfiak és nők között ( $p > 0,08$ ).

*P-feltárással operált betegeknél* a két lábon állás, az érintett- és a nem-érintett lábon állás közben számított Lehr-féle csillapítási szám alapján szignifikáns emelkedés észlelhető a műtét előtt, a posztoperatív 6. heti kontroll értékekhez viszonyítva. A két lábon és a nem-érintett lábon állás közben mért értékekből számított Lehr-féle csillapítási számok megegyeznek a kontrollcsoport értékeivel ( $p > 0,09$ ), és a nők értékei a férfiakénál nagyobbak, mint (4.2. táblázat) ( $p < 0,006$ ). Az érintett lábon állás közben mért értékekből számított Lehr-féle csillapítási szám szignifikánsan eltér a kontrollcsoport értékeitől ( $p < 0,009$ ), és nincs szignifikáns különbség a nők és a férfiak értékei között ( $p > 0,06$ ).

A feltárási mód hatásának egybevetéséből megállapítottuk, hogy *P-feltárással*

operált férfiak és nők Lehr-féle csillapítási számai szignifikánsan nagyobbak, mint DL- és AL feltárás esetén ( $p < 0,03$ ).

#### **4.2.3. A dinamikus egyensúlyozó képességet jellemző Lehr-féle csillapítási szám a posztoperatív 6. hónapban**

A 4.2 táblázat alapján vizsgáltuk a betegek egyensúlyozó képességét a Lehr féle csillapítási szám meghatározásával. A DL- és AL feltárással operált betegcsoportoknál a posztoperatív 6. hónapban a két lábon, az érintett-, és nem-érintett oldali lábon állás során a Lehr-féle csillapítási szám emelkedett, ugyancsak emelkedett a műtét előtti és a 12. heti posztoperatív időszakhoz képest is. A két lábon és a nem-érintett lábon állás közben mért értékekből számított Lehr-féle csillapítási szám szignifikánsan nem tér el a kontrollcsoport értékeitől ( $p > 0,06$ ), és a férfiak és nők értékei közötti különbség szignifikáns ( $p < 0,03$ ). Az érintett lábon állás közben mért értékekből számított Lehr-féle csillapítási szám szignifikáns eltérést mutat a kontrollcsoport értékeitől ( $p < 0,01$ ), azonban a férfiak és a nők eredményei között a különbség nem szignifikáns ( $p > 0,07$ ).

A P-feltárással operált betegcsoport esetén mindkét nem esetén már csak az érintett oldali végtagon állás során mért értékekből számított Lehr-féle csillapítási szám mutat emelkedést a 12. héten mért értékekhez képest. A két lábon, az érintett-, és nem-érintett oldali lábon állás közben mért értékekből számított Lehr-féle csillapítási szám nem mutat szignifikáns eltérést a kontrollcsoport értékeihez képest ( $p > 0,08$ ), de a nők értékei szignifikánsan magasabbak, mint a férfiak értékei ( $p < 0,04$ ).

A feltárási mód hatásának elemzésekor megállapítható, hogy P-feltárással operált férfiak és nők Lehr-féle csillapítási száma szignifikánsan nagyobb, mint a DL- és AL feltárással operált betegek értékei ( $p < 0,01$ ). (4.2. táblázat).

### **4.3. A csípőprotézis beültetés feltárási módjának hatása a szabadon választott, kényelmes járássebességre**

A vizsgált személyek szabadon választott, kényelmes járássebességét a 4.3. táblázatban foglaltuk össze. Ez a paraméter a járáshoz szükséges erőfeszítés nagyságát

jellemzi. A szabadon választott, kényelmes járássebesség átlaga mindhárom betegcsoport esetén a műtétet megelőzően 0,8 m/s-nak adódott. DL-és AL-feltárással operált betegek esetében a posztoperatív 3. hónapban a szabadon választott, kényelmes járássebesség jelentősen kisebb a kontrollcsoportéhoz képest. A P-feltárással operált betegek esetében már a posztoperatív 3. hónapra szignifikáns javulás észlelhető (1 m/s) a műtét előtti állapothoz képest (0,8 m/s), de ez az érték a kontrollcsoporttal egybevetve szignifikánsan kisebb. A posztoperatív 6 hónapra a DL-és AL-feltárással operált betegek szabadon választott, kényelmes járássebessége a műtétet megelőző állapothoz képest szignifikánsan emelkedett, ugyanakkor a kontrollcsoport értékétől továbbra is jelentősen elmarad. Ezzel szemben a P-feltárással operált betegek már a posztoperatív 6. hónapban elérik az egészséges kontrollcsoport szabadon választott, kényelmes járássebesség értékeit (4.3. táblázat).

Összefoglalóan elmondható, hogy mindhárom betegcsoportnál a szabadon választott, kényelmes járássebesség, a műtétet megelőzően, szignifikánsan alacsonyabb volt a kontrollcsoport értékeihez képest (4.3. táblázat) ( $p < 0,03$ ). A posztoperatív 6. hónapban, az utánkövetés végén a P-feltárással operált betegek (hátsó-feltárással, tokmegtartással) szabadon választott, kényelmes járássebessége szignifikánsan nagyobb, mint a többi betegcsoport szabadon választott, kényelmes járássebessége (4.3. táblázat) ( $p = 0,04$ ), és ez a betegcsoport eléri a kontrollcsoport értékét is.

#### 4.3. táblázat

Az önként választott kényelmes járássebesség a kontrollok, illetve a különböző feltárással csipőprotetizált betegek esetében. <sup>a</sup>szignifikáns különbség a kontrollcsoportéhoz képest, <sup>b</sup>szignifikáns különbség a műtét előtti állapothoz képest

		Átlag $\pm$ relatív szórás	tartomány
Kontroll		1,2 $\pm$ 0,1	0,7 - 1,7
Praeop.		0,8 $\pm$ 0,2	0,5 - 1,1
DL-feltárással	12 hét postop.	0,8 $\pm$ 0,4 <sup>a</sup>	0,3 - 1,1
	6 hónap postop.	1,0 $\pm$ 0,4 <sup>a,b</sup>	0,6 - 1,3
AL-feltárással	12 hét postop.	0,8 $\pm$ 0,3 <sup>a</sup>	0,6 - 1,1
	6 hónap postop.	1,0 $\pm$ 0,4 <sup>a,b</sup>	0,8 - 1,3
P-feltárással	12 hét postop.	1,0 $\pm$ 0,2 <sup>a,b</sup>	0,8 - 1,4
	6 hónap postop.	1,2 $\pm$ 0,2 <sup>b</sup>	1,0 - 1,5

#### **4.4. A csípőprotézis beültetés feltárási módjának hatása a járás szabályosságát jellemző járásváltozékonysági paraméterekre**

Valamennyi beteg és egészséges személy képes volt 1,2 m/s sebességgel gyalogolni a futópadon mind a műtétet megelőzően, mind pedig az azt követő 3. és 6. hónapban. A távolság- és időjellegű paraméterek szabályosságát jellemző változékonysági paraméter adatokat és a relatív szórás adatokat a 4.4. táblázatban foglaltam össze; míg a szögjellegű paraméterek szabályosságát jellemző változékonysági adatok (átlagos relatív szórások) értékei a 4.5. táblázatban láthatók. Az összehasonlításhoz szükséges kontrollcsoport eredményeket, valamint a kontroll személyeknek a csípőízületi arthrózis járás változékonyságára kifejtett hatását korábban témavezetőm Kiss (2010) cikkben publikálta, az adatokat minden esetben onnan vettem át.

##### **4.4.1. A járásváltozékonysági paraméterek a posztoperatív 3. hónapban**

4.4. és 4.5. táblázatokból kitűnik, hogy a DL-feltárással operált betegek esetében a távolság- és időjellegű paraméterek relatív szórása (CV%) ( $p < 0,01$ ), valamint a nem-érintett oldali csípő ( $p < 0,003$ ) és térd ( $p < 0,004$ ) mozgások, és mindhárom medencemozgás (flexio-extenzió, billenés, rotáció) átlagos relatív szórása ( $p < 0,006$ ) szignifikánsan emelkedett; az érintett oldal csípő- és térd mozgásainak átlagos relatív szórása pedig szignifikánsan csökkent ( $p < 0,001$ ), az egészséges kontrollcsoport mindhárom járássebességéhez viszonyítva ( $p < 0,009$ ).

Az AL-feltárással operált betegek esetében 0,8 m/s és 1,0 m/s járássebességénél távolság- és időjellegű paraméterek relatív szórása ( $p < 0,03$ ), valamint a nem-érintett oldali csípő és térd mozgások ( $p < 0,009$ ), és mindhárom medence mozgás ( $p < 0,006$ ) átlagos relatív szórása szignifikánsan kisebb, mint a műtétet megelőző eredmények; annak ellenére, hogy ezek az értékek lényegesen magasabbak voltak ( $p < 0,01$ ) a kontrollcsoport értékeihez viszonyítva (4.4. és 4.5. táblázat). A 0,8 és 1,0 m/s járássebességnél az érintett oldali térdízület ( $p < 0,008$ ) és csípőízület ( $p < 0,0009$ ) mozgás átlagos relatív szórása szignifikánsan kisebb volt a kontroll értékeknél, de a műtétet

megelőzőeknél szignifikánsan magasabb ( $p < 0,007$ ) (4.5. táblázat). 1,2 m/s járássebességnél a távolság- és időjellelű paraméterek relatív szórása ( $p < 0,01$ ), valamint a nem-érintett oldali csípő ( $p < 0,006$ ) és térd ( $p < 0,009$ ) mozgások ( $p < 0,009$ ), továbbá mindhárom medence mozgás ( $p < 0,007$ ) átlagos relatív szórása a kontrollcsoport értékeihez képest szignifikánsan nagyobb. Ezekkel szemben az érintett oldali térd és csípő mozgások átlagos relatív szórása szignifikánsan kisebb ( $p < 0,003$ ).

A *P*-feltárással operált betegek esetében 0,8 m/s és 1,0 m/s járássebesség esetén az érintett oldali csípő mozgások átlagos relatív szórása szignifikánsan alacsonyabb volt ( $p < 0,006$ ), míg a nem-érintett oldali csípőmozgások ( $p < 0,009$ ), és a medence rotáció ( $p < 0,01$ ) átlagos relatív szórása szignifikánsan magasabb volt, mint a kontrollcsoport értékei 0,8m/s és 1,0 m/s járássebességnél (4.4. és 4.5. táblázat). A műtétet megelőzően értékekhez képest a nem-érintett oldali távolság- és időjellelű paraméterek relatív szórása ( $p < 0,01$ ), továbbá a csípő ( $p < 0,03$ ) és térd ( $p < 0,04$ ) mozgások, valamint mindhárom medence mozgás (flexio-extenzió, billenés, rotáció) ( $p < 0,02$ ) átlagos relatív szórásai szignifikánsan csökkentek; az érintett oldali csípő ( $p < 0,01$ ) és térd mozgásokat ( $p < 0,03$ ) átlagos relatív szórásai szignifikánsan emelkedtek. 1,2 m/s járássebességnél, az érintett oldali lépéshossz ( $p = 0,01$ ), valamint a támaszfázis hosszának ( $p = 0,02$ ), a lépésszélesség ( $p = 0,007$ ), a lépésszám ( $p = 0,009$ ), és a kettős-támaszfázis időtartam ( $p = 0,009$ ) relatív szórása, a medence rotáció ( $p = 0,007$ ) átlagos relatív szórása szignifikánsan kisebb volt a műtétet megelőző értékekhez képest, de a kontrollcsoport értékeihez viszonyítva szignifikánsan magasabb ( $p < 0,04$ ) (4.4. és 4.5. táblázat). Az érintett oldali térd ( $p = 0,006$ ) és csípő ( $p = 0,004$ ) mozgások átlagos relatív szórása szignifikánsan nagyobb a műtétet megelőzően mért értékekhez képest, de szignifikánsan kisebb a kontrollcsoport értékeihez ( $p < 0,03$ ) képest (4.5. táblázat).

#### 4.4.2. A járásváltozékonysági paraméterek a posztoperatív 6. hónapban

A *DL*-feltárással operált betegek esetében 0,8 m/s és 1,0 m/s járássebességnél a távolság- és időjellelű paraméterek relatív szórása - kivéve a nem-érintett oldali lépéshosszt és a támaszfázis idejét - szignifikánsan nőtt a kontrollcsoportéhoz ( $p < 0,02$ ) képest, a nem-érintett oldali térd és csípőmozgás, és mindhárom medence mozgás átlagos relatív szórása, ugyanakkor szignifikánsan csökkent a csípőprotézis beültetés

előtti ( $p < 0,04$ ) értékekhez képest (4.4. táblázat és 4.5. táblázat). Az érintett oldali csípő és térd mozgások átlagos relatív szórása szignifikánsan kisebb a kontrollcsoport értékeihez viszonyítva ( $p < 0,009$ ) (4.5. táblázat). 1,2 m/s járássebesség esetén a relatív szórás értéke, a legtöbb távolság-, időjellegű paraméter ( $p < 0,01$ ) esetében -kivéve a lépéshosszt és a támaszfázis idejét a nem-érintett oldalon- és az átlagos relatív szórás a térd ( $p = 0,009$ ) és a csípő ( $p = 0,01$ ) mozgások tekintetében a nem-érintett oldalon, valamint mindhárom medence mozgás ( $p < 0,02$ ) esetében szignifikánsan magasabb. Az átlagos relatív szórás a térd ( $p = 0,008$ ) és csípő mozgások ( $p = 0,004$ ) tekintetében az érintett oldalon szignifikánsan kisebbnek adódott a kontrollcsoportéhoz.

Az AL-feltárással operált betegek esetében 0,8 és 1,0 m/s járássebességnél a relatív szórás értékei a lépéshossz, az érintett oldali támaszfázis ideje, a lépésszélesség, a lépés, és a kettős támasz tekintetében a kontrollcsoportéhoz képest szignifikánsan emelkedtek ( $p < 0,03$ ), és szignifikánsan csökkentek a csípőprotézis beültetés ( $p < 0,01$ ) előtt mért értékekhez képest is (4.4. táblázat). Szignifikánsan csökkent ( $p < 0,01$ ) az átlagos relatív szórás az érintett oldali csípőmozgások tekintetében a kontrollcsoport értékeihez viszonyítva (4.5. táblázat). 1,2 m/s járássebesség esetén a nem-érintett oldali térd ( $p = 0,03$ ) és csípőmozgások ( $p = 0,01$ ) valamint a medence rotáció ( $p = 0,01$ ) az átlagos relatív szórása szignifikánsan magasabb volt a kontrollcsoportéhoz képest, de szignifikánsan kisebb a csípőprotézis beültetés előtt mért értékekehez képest ( $p < 0,01$ ); érintett oldali térd ( $p = 0,008$ ) és csípőmozgások ( $p = 0,007$ ) átlagos relatív szórása szignifikánsan kisebb, mint a kontrollcsoport értékei, de szignifikánsan nagyobb a csípőprotézis beültetést ( $p < 0,04$ ) megelőzően mért értékhez képest (4.5. táblázat).

A 4.4. táblázat és 4.5. táblázat adataiból kitűnik, hogy a P-feltárással operált betegek esetén, a távolság-, időjellegű paraméterek relatív szórása-, és a szögjellegű paraméterek átlag relatív szórás értéke közt, egyik járássebesség esetében sem találtunk

#### 4.4. táblázat

(táblázatot lásd a következő oldalon)

A távolság- és idő jellegű paraméterek átlagos relatív szórása különböző járássebességek esetén, a kontrollcsoport és a különböző feltárási móddal csípőprotetizált betegek esetében a műtétet megelőzően, valamint a posztoperatív 3. és 6. hónapban

Jelmagyarázat: é/nd: betegcsoport érintett, kontrollcsoport nem-domináns oldala; né/d: betegcsoport nem-érintett, kontrollcsoport domináns oldala; #szignifikáns különbség a kontrollcsoportéhoz képest;

†szignifikáns különbség a műtétet megelőző állapothoz képest



paraméterek	oldal	kontroll			csípőprotézis beültetés előtt		
		0,8 m/s	1,0 m/s	1,2 m/s	0,8 m/s	1,0 m/s	1,2 m/s
		lépéshossz	é/nd	11.5±3.0	9.3±3.2	7.9±3.5	21.4±3.4 <sup>#</sup>
	né/d	11.4±3.1	9.1±3.1	7.2±3.4	13.9±3.8	11.9±3.4	13.7±3.9 <sup>#</sup>
lépésszélesség		17.5±3.1	16.9±3.3	16.5±3.3	26.5±4.1 <sup>#</sup>	30.7±4.7 <sup>#</sup>	39.3±5.2 <sup>#</sup>
támaszfázis időtartama	é/nd	5.5±1.4	4.5±1.7	3.8±1.8	27.2±2.9 <sup>#</sup>	32.9±3.5 <sup>#</sup>	41.5±3.7 <sup>#</sup>
	né/d	5.2±1.3	4.3±1.5	3.7±1.5	6.0±2.4	5.7±1.8 <sup>#</sup>	9.7±2.1 <sup>#</sup>
lépéshévígy		11.3±1.6	9.1±1.4	8.2±1.5	11.5±1.2	14.2±2.0 <sup>#</sup>	17.9±2.7 <sup>#</sup>

paraméterek	oldal	direkt-laterális (DL) feltárás (n=25)					
		posztoperatív 3. hónap			posztoperatív 6. hónap		
		0,8 m/s	1,0 m/s	1,2 m/s	0,8 m/s	1,0 m/s	1,2 m/s
lépéshossz	é/nd	20.9±4.1 <sup>#</sup>	25.1±4.2 <sup>#</sup>	31.2±4.5 <sup>#</sup>	17.2±3.1 <sup>#,†</sup>	14.1±3.5 <sup>#,†</sup>	27.1±3.9 <sup>#</sup>
	né/d	12.9±3.4	10.2±3.6	13.1±3.0 <sup>#</sup>	11.1±2.9	9.3±2.8	8.1±2.7 <sup>†</sup>
lépésszélesség		23.9±4.4 <sup>#</sup>	27.1±4.9 <sup>#</sup>	36.1±5.7 <sup>#</sup>	29.2±2.4 <sup>#,†</sup>	24.5±3.5 <sup>#,†</sup>	36.4±4.8 <sup>#</sup>
támaszfázis időtartama	é/nd	26.8±3.1 <sup>#</sup>	30.4±3.4 <sup>#</sup>	40.9±3.6 <sup>#</sup>	22.4±1.8 <sup>#,†</sup>	18.7±1.9 <sup>#,†</sup>	39.1±3.6 <sup>#</sup>
	né/d	6.1±2.2	5.9±1.7 <sup>#</sup>	8.7±2.1 <sup>#</sup>	5.5±1.9	5.1±1.6	3.8±1.9 <sup>†</sup>
lépéshévígy		12.1±2.1	14.9±1.8 <sup>#</sup>	16.1±2.7 <sup>#</sup>	14.1±2.4 <sup>#,†</sup>	13.4±1.7 <sup>#,†</sup>	16.1±2.5 <sup>#</sup>

paraméterek	oldal	antero-laterális (AL) feltárás (n=22)					
		posztoperatív 3. hónap			posztoperatív 6. hónap		
		0,8 m/s	1,0 m/s	1,2 m/s	0,8 m/s	1,0 m/s	1,2 m/s
lépéshossz	é/nd	14.9±3.1 <sup>#,†</sup>	17.2±3.5 <sup>#,†</sup>	27.2±4.1 <sup>#</sup>	12.9±3.1 <sup>†</sup>	9.1±3.0 <sup>†</sup>	16.1±4.4 <sup>#,†</sup>
	né/d	12.9±3.8	11.8±3.0	10.9±3.8	12.1±2.8	9.6±3.2	7.1±2.9 <sup>†</sup>
lépésszélesség		22.2±3.4 <sup>#,†</sup>	27.1±4.1 <sup>#,†</sup>	35.1±5.7 <sup>#</sup>	18.9±3.4 <sup>†</sup>	19.6±3.1 <sup>†</sup>	25.7±3.9 <sup>#,†</sup>
támaszfázis időtartama	é/nd	22.3±2.1 <sup>#,†</sup>	18.4±3.7 <sup>#,†</sup>	38.1±3.9 <sup>#</sup>	6.4±1.7 <sup>†</sup>	5.9±1.8 <sup>†</sup>	12.8±2.1 <sup>#,†</sup>
	né/d	5.9±1.1	5.7±1.0	5.3±1.9	5.0±1.6	4.4±1.6	4.1±1.9 <sup>†</sup>
lépéshévígy		11.9±1.2 <sup>#,†</sup>	11.8±1.7 <sup>#,†</sup>	16.1±3.2 <sup>#</sup>	11.7±2.1 <sup>†</sup>	9.0±1.6 <sup>†</sup>	14.1±3.1 <sup>#,†</sup>

paraméterek	oldal	hátsó (P) feltárás (n=25)					
		posztoperatív 3. hónap			posztoperatív 6. hónap		
		0,8 m/s	1,0 m/s	1,2 m/s	0,8 m/s	1,0 m/s	1,2 m/s
lépéshossz	é/nd	13.2±3.0 <sup>†</sup>	11.0±3.4 <sup>†</sup>	15.6±3.4 <sup>#,†</sup>	12.4±3.1 <sup>†</sup>	12.1±3.4 <sup>†</sup>	9.1±3.4 <sup>†</sup>
	né/d	11.6±2.9	9.5±3.2	8.1±3.7 <sup>†</sup>	11.7±3.2	10.4±3.3 <sup>†</sup>	8.2±2.9 <sup>†</sup>
lépésszélesség		19.4±3.2 <sup>†</sup>	17.8±3.6 <sup>†</sup>	20.9±3.5 <sup>#,†</sup>	20.1±3.8 <sup>†</sup>	18.4±3.2 <sup>†</sup>	16.8±3.3 <sup>†</sup>
támaszfázis időtartama	é/nd	5.9±1.2 <sup>†</sup>	5.9±1.8 <sup>†</sup>	7.8±2.1 <sup>#,†</sup>	5.9±1.6 <sup>†</sup>	5.9±1.8 <sup>†</sup>	5.1±1.1 <sup>†</sup>
	né/d	5.4±1.1	4.7±1.6	3.5±1.6 <sup>†</sup>	5.4±1.4	4.9±1.3	4.2±1.7 <sup>†</sup>
lépéshévígy		12.1±1.8 <sup>†</sup>	10.1±1.5 <sup>†</sup>	11.0±2.1 <sup>#,†</sup>	12.5±1.2	10.1±1.5 <sup>†</sup>	3.9±0.9 <sup>†</sup>

## 4.5. táblázat

A szögjellegű paraméterek átlagos relatív szórása különböző járássebességek mellett, a kontrollcsoport és a különböző feltárási móddal csípőprotetizált betegek esetében, a műtétet megelőzően, valamint a posztoperatív 3. és 6. hónapban

Jelmagyarázat: é/nd: betegcsoport érintett, kontrollcsoport nem-domináns oldala; né/d: betegcsoport nem-érintett, kontrollcsoport domináns oldala; #szignifikáns különbség a kontrollcsoportéhoz képest; †szignifikáns különbség a műtétet megelőző állapothoz képest

paraméterek	oldal						
		kontroll			csípőprotézis beültetés előtt		
		0,8 m/s	1,0 m/s	1,2 m/s	0,8 m/s	1,0 m/s	1,2 m/s
térdszög	é/nd	9.5±1.7	10.1±1.7	12.6±1.9	6.1±0.9#	4.3±1.4#	3.0±1.1#
	né/d	8.9±1.5	9.9±1.3	13.0±1.7	32.5±2.2#	35.1±3.1#	11.3±1.7#
csípőszög	é/nd	3.7±0.8	4.0±0.6	4.4±0.6	1.2±0.2#	0.9±0.2#	0.5±0.1#
	né/d	3.6±0.7	3.9±0.6	4.3±0.8	35.4±5.4#	47.2±6.7#	29.3±4.8#
medence	flex-ext	25.6±3.1	26.8±3.4	28.4±3.8	59.8±4.8#	48.2±3.8#	37.1±3.3#
	billenés	25.7±1.9	26.6±1.8	27.4±2.0	57.5±4.1#	44.2±3.5#	34.5±3.8#
	rotáció	28.7±1.5	29.5±1.4	30.8±1.8	55.1±3.9#	45.7±2.8#	36.4±3.4#

paraméterek	oldal	direkt-lateralis (DL) feltárás (n=25)					
		posztoperatív 3. hónap			posztoperatív 6. hónap		
		0,8 m/s	1,0 m/s	1,2 m/s	0,8 m/s	1,0 m/s	1,2 m/s
térdszög	é/nd	6.4±1.1#	4.0±1.2#	2.5±1.4#	7.2±1.6#;†	9.3±1.1#;†	3.7±1.3#
	né/d	33.4±2.0#	37.1±3.7#	12.4±1.4#	14.4±1.7#;†	19.4±2.9#;†	10.9±1.6#
csípőszög	é/nd	1.0±0.3#	0.6±0.3#	0.4±0.2#	1.8±0.4#;†	2.6±0.4#;†	0.4±0.2#
	né/d	34.0±5.6#	45.1±5.1#	32.1±3.7#	16.9±3.9#;†	35.2±2.9#;†	27.2±3.7#
medence	flex-ext	57.1±3.8#	49.2±3.5#	40.0±3.9#	37.4±4.1#;†	43.4±3.5#;†	35.2±2.8#
	billenés	52.2±3.1#	46.1±2.4#	35.2±2.9#	39.6±2.9#;†	39.6±2.9#;†	32.4±4.1#
	rotáció	53.1±4.1#	46.4±2.9#	38.4±3.7#	40.4±3.2#;†	40.4±3.1#;†	34.7±3.8#

paraméterek	oldal	antero-lateralis (AL) feltárás (n=22)					
		posztoperatív 3. hónap			posztoperatív 6. hónap		
		0,8 m/s	1,0 m/s	1,2 m/s	0,8 m/s	1,0 m/s	1,2 m/s
térdszög	é/nd	7.2±0.6#;†	6.5±0.8#;†	3.9±1.3#	8.2±1.1†	8.2±1.1†	7.4±1.3#;†
	né/d	28.1±2.5#;†	24.2±3.1#;†	10.9±1.5#	9.8±1.7†	9.8±1.7†	9.4±1.5#;†
csípőszög	é/nd	1.6±0.3#;†	1.2±0.3#;†	0.6±0.2#	2.6±0.6#;†	2.6±0.6#;†	1.9±0.4#;†
	né/d	29.2±5.1#;†	21.9±5.9#;†	27.1±3.6#	4.9±0.6#;†	4.9±0.6#;†	5.2±0.6#;†
medence	flex-ext	50.1±4.4#;†	41.6±3.7#;†	35.2±3.2#	28.4±3.7†	28.4±3.7†	28.2±1.3†
	billenés	50.7±6.1#;†	40.2±5.1#;†	33.1±3.5#	26.2±2.1†	26.2±2.1†	26.8±1.9†
	rotáció	50.4±4.3#;†	39.4±6.0#;†	33.3±3.7#	34.9±1.9#;†	34.9±1.7#;†	35.2±1.1#;†

(Táblázat folytatása a következő oldalon!)

(4.5. táblázat folytatása)

paraméterek	oldal	hátsó (P) feltárás (n=25)					
		posztoperatív 3. hónap			posztoperatív 6. hónap		
		0,8 m/s	1,0 m/s	1,2 m/s	0,8 m/s	1,0 m/s	1,2 m/s
térdszög	é/nd	8.2±1.4†	9.3±1.2†	6.1±1.6#;†	9.0±1.3†	9.9±1.1†	10.4±1.3†
	né/d	9.6±1.7†	10.4±1.1	13.9±1.3	10.1±1.2	11.3±1.6†	14.1±1.7†
csípő szög	é/nd	2.0±0.4#;†	2.3±0.3#;†	1.4±0.2#;†	3.2±0.8†	3.5±0.6†	4.0±0.5†
	né/d	4.3±0.6#;†	5.1±0.5#;†	4.7±0.3†	4.1±0.5†	4.4±0.7†	5.1±0.9†
medence	flex-ext	26.2±3.0†	28.7±3.1†	25.1±2.3†	26.7±1.9†	28.1±2.1†	30.4±3.6†
	billenés	26.8±2.7†	28.2±2.9†	27.3±2.4†	26.2±1.5†	27.1±1.5†	28.2±1.5†
	rotáció	31.8±2.9#;†	37.2±3.1#;†	35.4±3.0#;†	29.2±1.5#;†	30.5±1.5#;†	32.5±1.7#;†

szignifikáns különbséget. E megállapítás alól kivételt képez: a medence rotációja amely szignifikánsan magasabb ( $p=0,02$ ) volt- a kontrollcsoporthoz képest de a különbségek szignifikáns eltérést mutattak a műtétet megelőző állapothoz viszonyítva ( $p<0,006$ ) is.

## 5. MEGBESZÉLÉS

### 5.1. A csípőprotézis beültetés feltárási módjának hatása az életminőségi és funkcionális tesztekre

Kutatásunk fontos célja volt hogy megvizsgáljuk a különböző feltárási módszerek hatását az operált betegek életminőségére. Az elvégzett felmérések illetve bemutatott életminőségi kérdőívek alapján elmondható, hogy a DL-feltárással operált betegek a posztoperatív 6. héthez képest a 12. héten jelentős visszaesést mutatnak (4.1. táblázat). Ennek oka elsősorban a nemszteroid fájdalomcsillapítók elhagyása, a gyógytorna befejezése is. Ilyen visszaesést nem tapasztaltunk sem az AL- sem a P-feltárású csípőprotézis beültetés esetén (4.1. ábra és 4.2. ábra). A műtét utáni 12. héten az AL- és a P-feltárással operált betegek az életminőség kérdőívek eredményei alapján tovább javulnak, bár mind SF-36 mind a WOMAC-skálák esetében a javulás ütemében kismértékű visszaesés figyelhető meg. A csökkent ütemű javuló tendencia egyik magyarázata lehet az a tény, hogy a betegek a 6. héten egyik könyökmankójukat elhagyják, így jobban terhelik operált oldali végtagjukat és emellett a non-steroid fájdalomcsillapítók szedését is általában a posztoperatív 6. hét után már elhagyják, vagy jelentősen csökkentik. E két körülmény több szubjektív panaszt okozhat, több fájdalommal járhat a korábbi állapothoz képest. A DL-csoportnál észlelt jelentős visszaesés magyarázatául szolgálhat, hogy a gyógytorna során a műtét során részlegesen leválasztott musculus gluteus medius izomzat kifejezett erősítése. Ezen betegcsoport esetében ez a tény kifejezetten több szubjektív panasszal járhat, ami az életminőség kérdőívek eredményeiben romlást okozhat.

A posztoperatív 6. hétre, a Harris Hip Score-ban, mindhárom betegcsoportnál az érintett oldalon bekövetkező jelentős javulás oka elsősorban a fájdalom mérséklődése, ugyanis ebben a pontrendszerben ez a tényező jelentős szerepet játszik. Ez az AL-feltárással operált betegek esetében a legjelentősebb. Ennek magyarázata lehet, hogy ennél a csoportnál az ízületi feltárás során izomleválasztás nem történik, így a posztoperatív időszakban a részleges terheléskor jelentkező fájdalom enyhébb, mint a DL- és P-feltárással operált betegek esetén. A a posztoperatív 12. hétre javulás üteme

csökken, és a csoportok közötti különbség már eltűnik. A funkció nagyobb arányú javulást rontja az, hogy a betegek a vizsgált postoperatív időszakban egy vagy két könyökmankót használnak. A 6. és 12. hét közti javulást elsősorban a segédeszközök elhagyása okozhatja.

A nem-érintett oldali csípőre vonatkozó HHS értékek a 6. hónap végén meghaladják a praeoperatív értékeket, ugyanakkor alul maradnak az operált oldali csípőre vonatkoztatott 6 hónapos HHS értékekhez képest (4.3.a. ábra és 4.3.b. ábra). Ennek az lehet a magyarázata, hogy a betegek az operált oldali csípő részleges tehermentesítése során, az ellenoldali csípőízületüket túlterhelik, így rontva az amúgy arthrosissal nem-érintett, egészséges csípőízület funkcionális eredményeit.

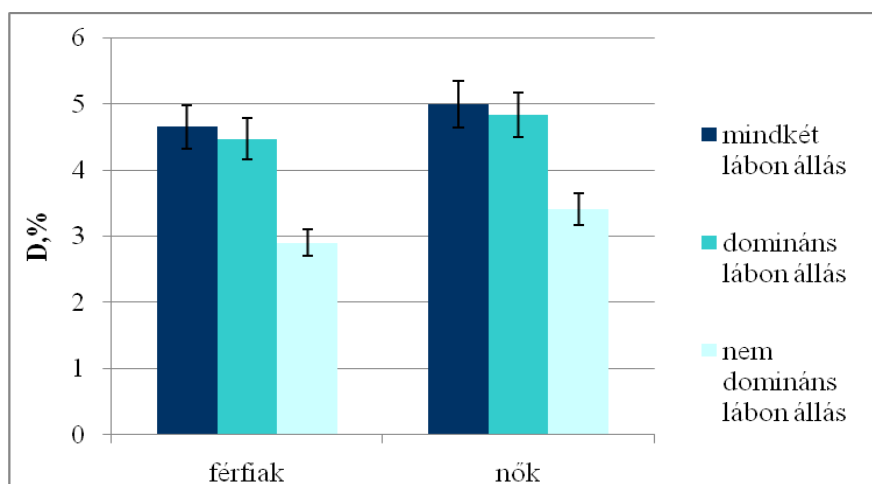
Összefoglalóan az életminőségi kérdőívek és a HHS funkcionális skálák értékelése azt mutatja, hogy az antero-lateralis és hátsó, tokmegtartó feltárással műtött betegek esetén az SF-36, a WOMAC- és a HHS értékek szignifikánsan magasabbak, mint a DL-feltárással műtött betegek értékei (4.1. táblázat). Ennek valószínűsíthető oka, hogy az AL- és P-feltárással műtött betegek járásmintája, (Illyés, és mtsa, 2007) valamint az izmok aktivitása a 6. hónapban már közel azonos az egészséges személyekével (Madsen és mtsai, 2004). A kontrollcsoport adatai megegyeznek a korábbi kutatások eredményeivel (Kiss 2010b. ; Kiss 2011).

## **5.2. A csípőprotézis beültetés feltárási módjának hatása a dinamikus egyensúlyozó képességre**

Kutatásunk második célja annak megállapítása volt, hogyan befolyásolja a különböző feltárással csípőízületi protézisbeültetés a hirtelen irányváltoztatás utáni egyensúlyozó képességet. A korábbi kutatások megállapították, hogy két lábon állás esetén a COP előre-hátra és oldalirányú mozgástartománya a műtét utáni 12. naptól csökken (Belaid és mtsai, 2007) és a műtét utáni 6. hónapra nem tér el a kontrollcsoport értékeitől (Nantel és mtsai, 2008; Trudelle-Jackson és mtsai, 2002; Wykman és Goldie 1989.) Ugyancsak megállapították, hogy az érintett oldalon történő álláskor mért értékek a műtét utáni 12. hétig növekednek, és a műtétet követően egy évvel is szignifikánsan nagyobbak, mint a kontrollcsoport értékei. Az irodalomban azonban nem találunk adatot

arról, hogy a különböző feltárású csípőízületi protézis beültetése hogyan befolyásolja a dinamikus egyensúlyozó képességet.

A 4.2. táblázatban bemutatott kontrollcsoportra vonatkozó adatokból kitűnik, hogy a nem-domináns lábon álláskor mért értékekből számított Lehr-féle csillapítási szám kisebb, mint a domináns lábon vagy a két lábon álláskor mért értékekből számított érték. Összefoglalva: a dinamikus egyensúlyozó képességet az oldaldominancia befolyásolja. Figyelemre méltó, hogy a nők mért értékeiből számított Lehr-féle csillapítási szám mindhárom vizsgálati mód esetén szignifikánsan nagyobb volt, mint a férfiaké (5.1. ábra, 4.2. táblázat). A nemek közötti különbségnek a vélhető oka egyrészt a különböző anatómiai felépítés, másrészt hogy a vestibularis, és szomatoszenzoros funkciók romlásának mértéke a nemek között eltérő (Masui és mtsai, 2005).

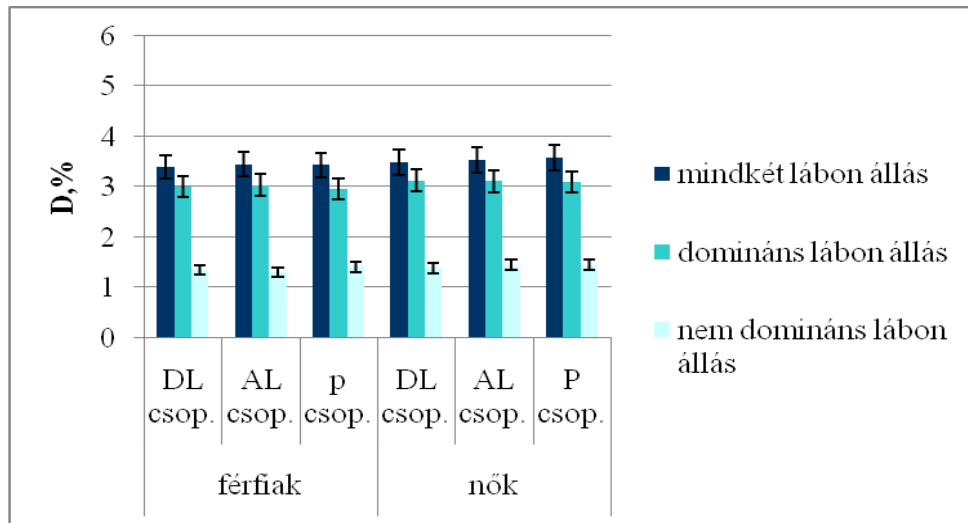


**5.1. ábra**

Kontrollcsoport esetén a Lehr-féle csillapítási szám (D, %), ultrahang-alapú hirtelen irányváltoztatási teszten kapott adatok alapján számolva.

A nagyfokú csípőízületi kopásban szenvedő, műtét előtt álló betegek esetén nyert eredményeket az 5.2. ábrán, 4.2. táblázatban hasonlítottam össze. Az értékekből megállapítható, hogy a három betegcsoport egyensúlyozó képessége között nincs szignifikáns különbség. A kapott eredmények a lökésteszt eredményét megerősítik, mivel az érintett oldalon mért értékekből számított Lehr-féle csillapítási szám szignifikánsan kisebb, mint a nem-érintett lábon vagy a két lábon álláskor mért értékekből számított Lehr-féle csillapítási szám (4.2. táblázat). A kapott eredmények azt is megmutatják, hogy nagyfokú csípőízületi kopás esetén a nemek befolyásoló hatása eltűnik, mivel nincs szignifikáns különbség a férfiak és a nők esetén mért értékekből

számított Lehr-féle csillapítási szám között (4.2. táblázat). Ezek az eredmények megegyeznek a korábbi kutatásaink eredményeivel (Kiss, 2010b).

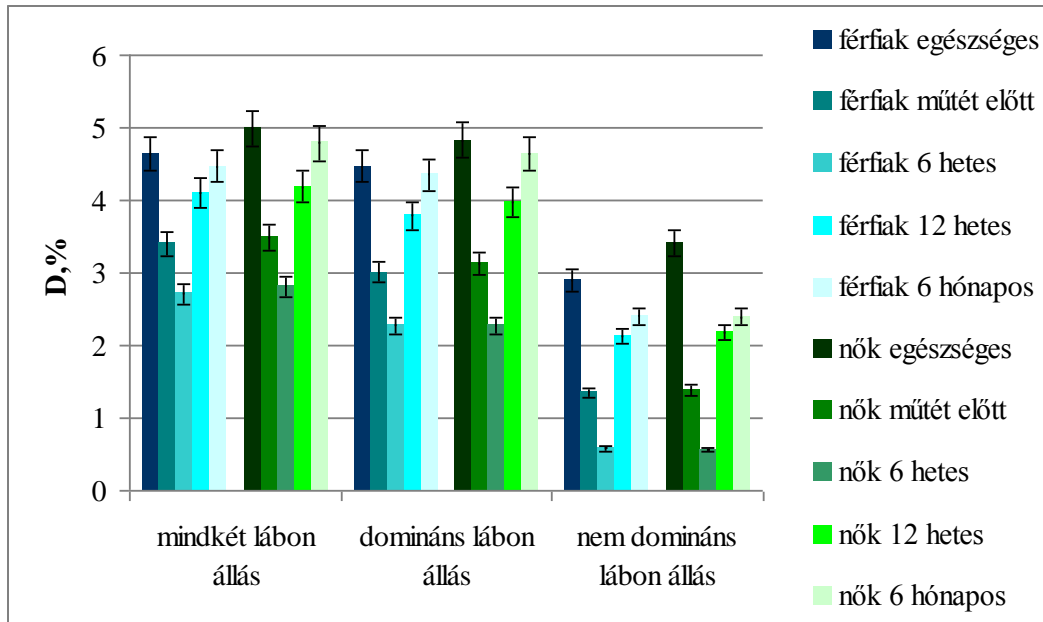


**5.2. ábra**

Csípőízületi protézist megelőzően a Lehr-féle csillapítási szám (D, %), ultrahangaalapú hirtelen irányváltóteszten kapott adatok alapján számolva, különböző feltárási móddal csípőprotetizált betegek esetében

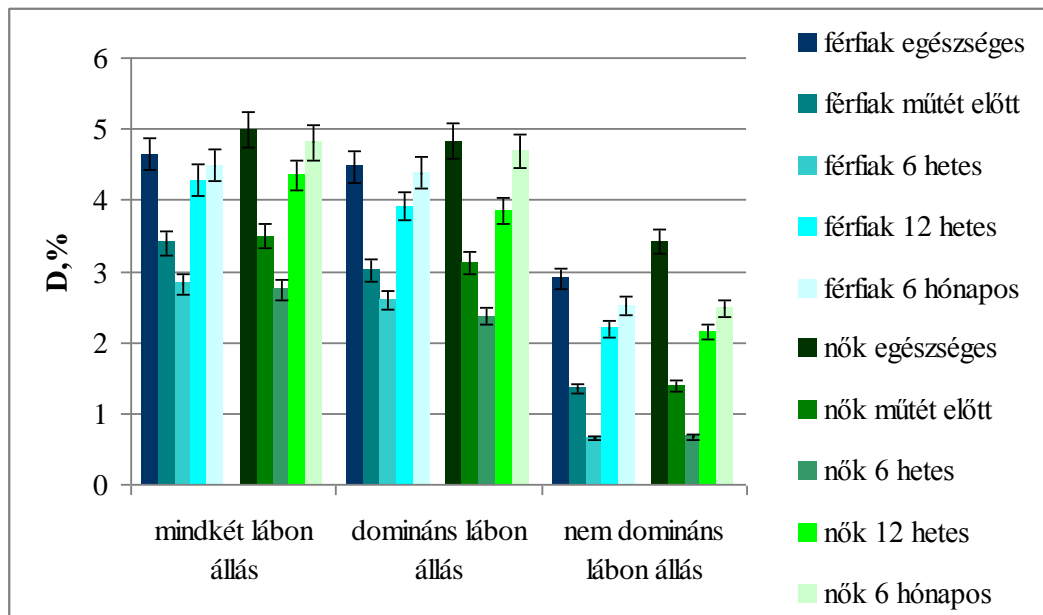
Az 5.3. és 5.4. ábrák a DL- és AL-feltárással operált betegek esetén mutatják az egyensúlyozó képesség javulását a műtétet követő 6. hónapig. A két ábrából kitűnik, hogy a csípőízületi protézis beültetés utáni 6. héten mindhárom vizsgálati móddal (kétlábos, érintett és nem-érintett lábon történő állás közben) meghatározott értékekből számított Lehr-féle csillapítási szám szignifikánsan csökkent. DL-feltárással operált betegek esetén a stabilometriás vizsgálatok eredményei a mi eredményeinkhez hasonló eredményt mutattak: a statikus egyensúlyozó képesség is csökken a korai posztoperatív időszakban (Freeman, 1965). Ennek vélhetően az az oka, hogy a DL- és AL-feltárással operált betegek esetén az ízületi tok kiirtásra került (Freeman, 1965). A csökkenés oka lehet a megnövekedett fájdalom is, ezt jelezheti a WOMAC és SF-36 életminőségi tesztek alacsony értéke is (4.1. táblázat). A DL- és AL-feltárással operált betegek esetén a posztoperatív időszak következő szakaszában mindhárom vizsgálati módszer esetén a dinamikus egyensúlyozó képességet jellemző Lehr-féle csillapítási szám folyamatosan növekszik (4.2. táblázat) de a posztoperatív időszak 12. hetében sem éri el a kontrollcsoport értékeit. A műtét utáni 6. hónapra szignifikáns eltérést a kontrollcsoport értékeihez képest csak az érintett oldalon történő állás közben mért értékekből számított Lehr-féle csillapítási szám mutat (4.2. táblázat). Ez az eredmény azt mutatja, hogy a két

lábön álláskor az érintett oldal csökkent egyensúlyozó képességét a nem-érintett oldal kompenzálni tudja. Ez az eredmény megegyezik az állásstabilitás-vizsgálatokkal kapott eredményekkel (*Majewski és mtsai, 2005; Nantel és mtsai, 2008; Trudelle-Jackson és mtsai, 2002.*).



**5.3. ábra**

Lehr-féle csillapítási szám (D, %), ultrahang-alapú hirtelen irányváltoztatási teszten kapott adatok alapján számolva, a kontrollcsoport és a direkt-lateralis (DL) feltárási móddal csípőprotetizált betegek esetében, a posztoperatív 6. hónapig



**5.4. ábra**

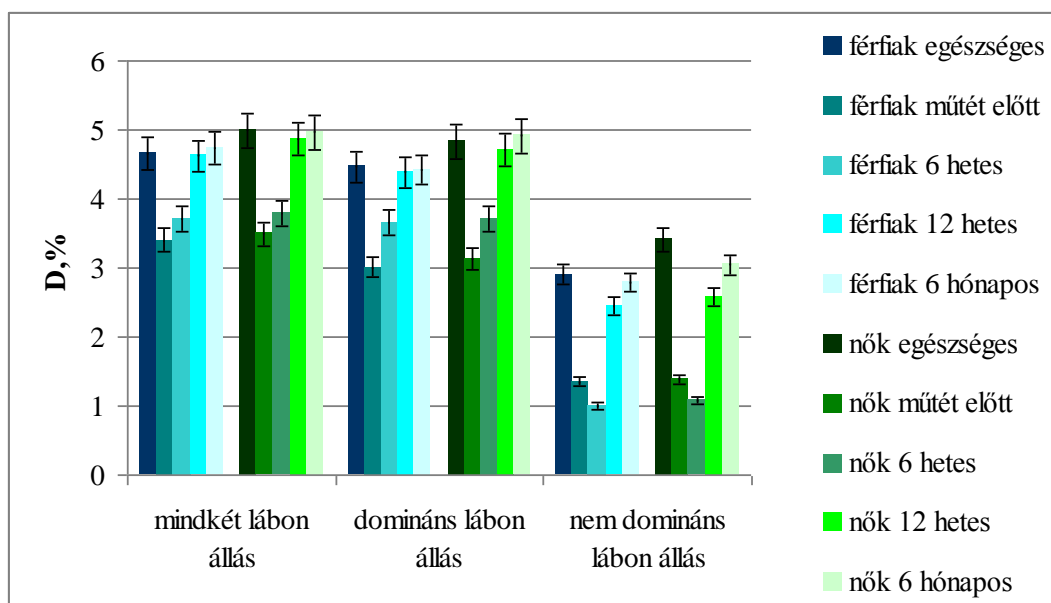
Lehr-féle csillapítási szám (D, %), ultrahang-alapú hirtelen irányváltoztatási teszten kapott adatok alapján számolva, a kontrollcsoport és az antero-lateralis (AL) feltárási móddal csípőprotetizált betegek esetében, a posztoperatív 6. hónapig



A két lábon és a nem-érintett lábon történő állás esetén a hirtelen irányváltoztatás utáni egyensúlyozás módja az egészséges személy egyensúlyozásához hasonlít. Ezt az is megerősíti, hogy a két lábon és a nem-érintett oldalon történő álláskor mért értékekből számított Lehr-féle csillapítási szám nők esetén szignifikánsan nagyobb, mint férfiak esetén (4.2. táblázat). Az érintett oldalon történő állás esetén a nem-érintett oldal kompenzáló hatása kizárt, ebben az esetben az érintett oldal egyensúlyozó képessége vizsgálható. A kapott eredmények azt mutatják, hogy az egyensúlyozó képesség a posztoperatív időszak első 6 hónapjában fokozatosan javul, de nem éri el a kontrollcsoport értékeit. *Trudelle-Jackson és mtsai (2002)* hasonló megállapítást tettek az érintett oldalon történő állás közben mért nyomás-középpont mozgásának elemzése alapján. Az egyensúlyozó képesség romlása az elesés kockázatának a növekedését is jelzi (*Nevitt és mtsai, 1989*). A posztoperatív időszak 6. hónapjában is nagy még az elesés kockázata, és a külső körülmények megváltozásához történő alkalmazkodás is rosszabb, mint az egészséges személyeké (*Robbins és mtsai, 1989*). A járásmintát jellemző távolság-, idő- és szögjellegű paraméterek vizsgálatok szignifikáns eltérés figyelhető meg a DL- és AL-feltárással műtött betegek értékei között (*Illyés és mtsai 2007*), addig ilyen eltérés nem figyelhető meg a dinamikus egyensúlyozást jellemző Lehr-féle csillapítási arány esetén (5.3., 5.4., 5.5. ábra). Ennek vélhető oka az, hogy az izmok nem tudták átvenni az ízületi tok szerepét.

A P- (5.5. ábra), azaz hátsó, tokmegtartásos feltárással operált betegek esetén vizsgált posztoperatív időszakban a Lehr-féle csillapítási szám folyamatosan nőtt a műtéti értékekhez képest, és szignifikánsan nagyobb értéket mutat a másik két betegcsoport értékeihez képest is. A kapott eredmények (5.5. ábra és 4.2.táblázat) azt mutatják, hogy az egyensúlyozó képesség a posztoperatív időszak első 6 hónapjában fokozatosan javult. A két lábon és a nem-érintett lábon történő állás közben mért értékből számított Lehr-féle csillapítási szám a posztoperatív időszak 12. hetében, míg az érintett oldalon történő állás közben számított Lehr-féle csillapítási szám a posztoperatív időszak 6. hónapjában nem tér el a kontrollcsoport értékeitől. Ezek az eredmények azt erősítik, hogy a dinamikus egyensúlyozás minőségében az ízületi tok szerepe a meghatározó. A kapott eredmények azt is mutatják, hogy a hátsó, tokmegtartásos feltárással csípőízületi protézis beültetésen átesett betegek esetén a

posztoperatív időszak 6. hónapjától kezdődően az elesés kockázata már kicsi. Ez megerősíti azt a feltevésünket, hogy az ízület helyzetérzékelésével (Grigg és mtsai, 1973; Karanjia és Ferguson 1983) ellentétben az ízületi tok állapota lényegesen befolyásolja az egyensúlyozó képességet. E helyen említem meg, hogy Nallegowda és mtsai (2003) postero-lateralis feltárás esetén azt találták, hogy a posztoperatív időszak 8. hónapjában nyitott szemmel történő vizsgálat esetén a stabilometriás vizsgálat eredményei nem térnek el szignifikánsan a kontrollcsoport eredményeitől, még szinuszos mozgást végző lapon sem (Nallegowda és mtsai, 2003).



**5.5. ábra**

Lehr-féle csillapítási szám (D, %), ultrahang-alapú hirtelen irányváltoztatási teszten kapott adatok alapján számolva, a kontrollcsoport és a hátsó (P), tokmegtartó feltárási móddal csípőprotetizált betegek esetében, a posztoperatív 6. hónapig

Összefoglalóan megállapíthatjuk, hogy a DL- és AL-feltárással műtött betegeknél a posztoperatív időszak első 6 hónapjában a dinamikus egyensúlyozó képesség folyamatosan javul, de az érintett oldal dinamikus egyensúlyozó képessége eltér a kontrollcsoportétól. A P- feltárás esetén a dinamikus egyensúlyozó képesség javulása gyorsabb a DL- és AL-feltárási módhoz képest, és a posztoperatív időszak 6. hónapjára a kontrollcsoport egyensúlyozó képességétől már szignifikánsan nem tér el. A kutatás korlátja, hogy a dinamikus egyensúlyozó képességet a posztoperatív időszak első 6 hónapjában vizsgáltuk.

### **5.3. A csípőprotézis beültetés feltárási módjának hatása a szabadon választott, kényelmes járássebességre**

A futófolyosón végzett vizsgálatok bizonyították, hogy választott, kontrollált járássebességeket (0,8 m/s, 1,0 m/s, és 1,2 m/s) helyesen választottuk meg, ugyanis az megegyezett az egyes csoportok által szabadon választott, kényelmes járássebességgel.

A 4.3. táblázatból kitűnik, hogy a 0,8 m/s járássebesség közel azonos volt a csípőprotézis beültetést megelőzően, valamint AL- és DL-feltárást követően a műtét utáni 3. hónapban a betegek szabadon választott kényelmes járássebességével; az 1,0 m/s járássebesség közel azonos volt P-feltárással operált betegek műtét utáni 3. hónapban, valamint AL- és DL-feltárást követően a műtét utáni 6. hónapban szabadon választott kényelmes járássebességgel; és az 1,2 m/s járássebesség megfelelt a kontrollcsoport szabadon választott, kényelmes járássebességének, valamint a műtét utáni 6. hónapban a P-feltárással operált betegek járássebességének.

A kontrollcsoport szabadon választott, kényelmes járássebessége az irodalomból ismert adatokkal azonos volt (*Dubost és mtsai, 2006; Owings és Grabinier, 2004*), valamint a csípőízületi artrózisban szenvedő idős betegek szabadon választott, kényelmes járássebessége is az irodalomból ismert értékekkel megegyezett (*Benett és mtsai, 2008; Mont és mtsai, 2007; Kiss, 2010*), Az AL- és DL-feltárással csípőprotetizált betegek (*Benett és mtsai, 2007; 2008; Madsen, 2004*) és P-feltárással protetizáltak kényelmes járássebesség értékei (*Gore és mtsai, 1982*) is korreláltak a nemzetközi irodalmi adatokkal.

Vizsgálatunkban résztvevő csípőartrozisos betegeknél, a műtétet megelőzően alacsonyabb szabadon választott, kényelmes járássebességet mértünk, mint az egészséges kontrolloknál. A műtétet követő posztoperatív időszakban a szabadon választott kényelmes járássebesség a protetizált betegeknél emelkedett; azonban a DL- és AL-feltárással operált betegcsoportokban a műtét utáni 6. hónapban is alacsonyabb, mint a kontrollcsoportnál (4.3. táblázat). Ennek oka vélhetően az, hogy a lassabb járás, nagyobb stabilitást biztosít (*Dingwell és Marin, 2006*). A P- feltárással operált betegek esetén a szabadon választott kényelmes járássebessége az egészséges kontrollokéhoz hasonló volt a műtét utáni 6. hónapban. (4.3. táblázat).

#### 5.4. A csípőprotézis beültetés feltárási módjának hatása a járás szabályosságára

A távolság- és idő-, valamint a szögjellegű paraméterek változékonyságát három különböző sebességű (0,8 m/s, 1,0 m/s és 1,2 m/s) futószalagon történő járás során vizsgáltuk. A vizsgálatot három különböző csípőízületi feltárásmóddal végeztük: hagyományos direkt-lateralis feltárás az ízületi tok kiirtása mellett, antero-lateralis feltárás szintén az ízületi tok kiirtása mellett, hátsó feltárás az ízületi tok megtartásával.

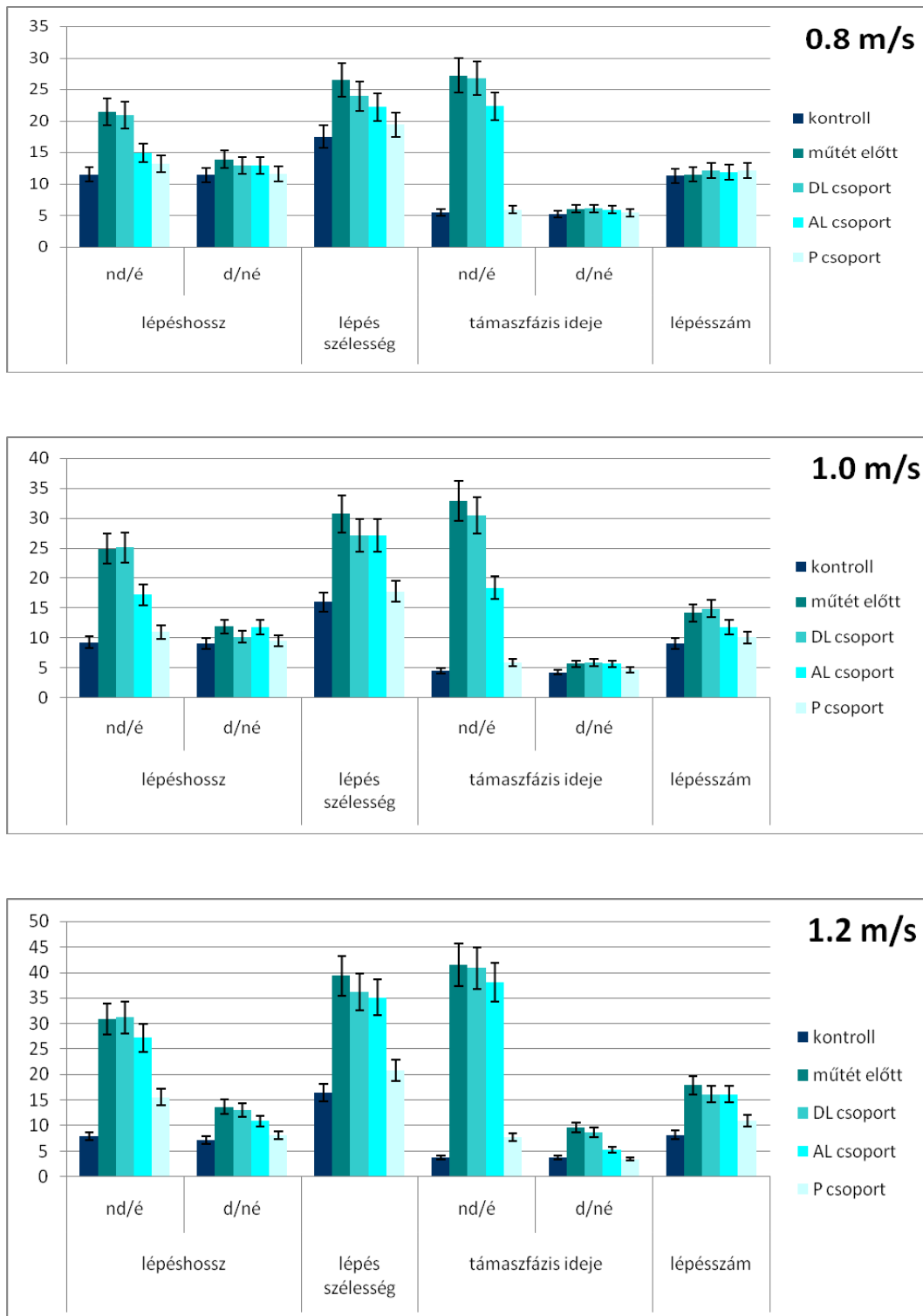
A járás távolság-, és időjellegű paraméterek szabályosságát leíró járás változékonysági paraméterek (relatív szórás) az alsó végtagok lépésről-lépésre történő mozgásának fluktuációját jellemzi. (*Dubost és mtsai, 2006; Fuchs és Kelso 1994; Hausdorff, 2005; Newell és Corcos, 1993*). Ha a járás távolság-, és időjellegű paramétereinek változékonysági paraméterei alacsonyok, úgy a vizsgált személy lépésről-lépésre hasonló alsó végtag koordinálta mozgást végez, az egyes lépések közti eltérések jelentéktelenek (*Hausdorff és mtsai, 2001; Heiderscheit, 2000*). A járás lehet ritmusos és automatikus (*Hausdorff és mtsai, 2001; Newell és Corcos, 1993; Nutt és mtsai, 1993*).

Az ízületek mozgásának szabályosságát leíró változékonysági paraméterek (átlagos relatív szórása) az ízületek alkalmazkodóképességét tükrözik (*Hausdorff, 2005; Heiderscheit, 2000*). A szögjellegű változók magasabb átlagos relatív szórása a jobb ízületi flexibilitásra utal, ami biztosítja a lépésről lépésre történő folyamatos korrigálást, egyes ízületek, egyes testrészek mozgásának összehangolását, koordinálását, így biztosítva a koordinált, ritmikus járáskép létrehozását. (*Beuchet és mtsai, 2007; Fuchs és Kelso, 1994*).

A távolság- és időjellegű változók relatív szórásának növekedése a szögjellegű változók átlagos relatív szórásának csökkenésével együttesen jelenti a járás harmóniájának rosszabbodását. Általánosságban a járás harmonikus, ha a járáskép szabályosságát jellemző távolság- és időjellegű paraméterek szórása kicsi, de az ízület flexibilitását jellemző szögjellegű paraméterek átlagos szórása magas. (*Beuchet és mtsai, 2007; Kiss, 2010; Pool, 1989, Brach és mtsai, 2005; Hausdorff és mtsai, 2001; Kiss 2010; Maki, 1997*).

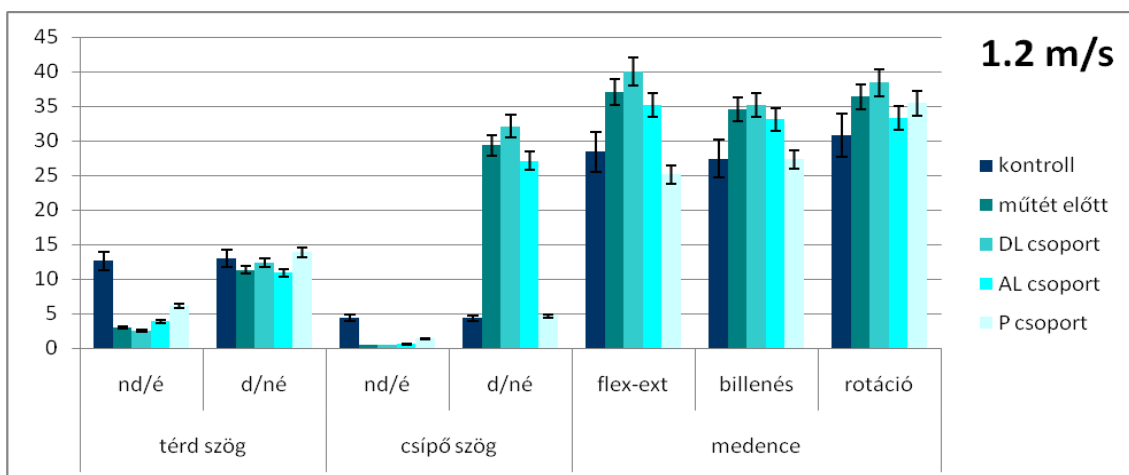
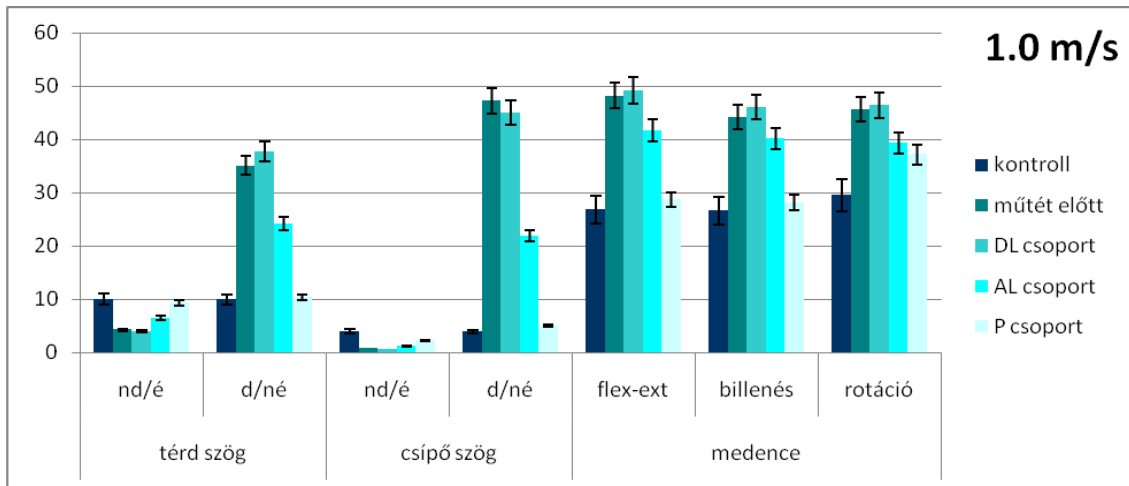
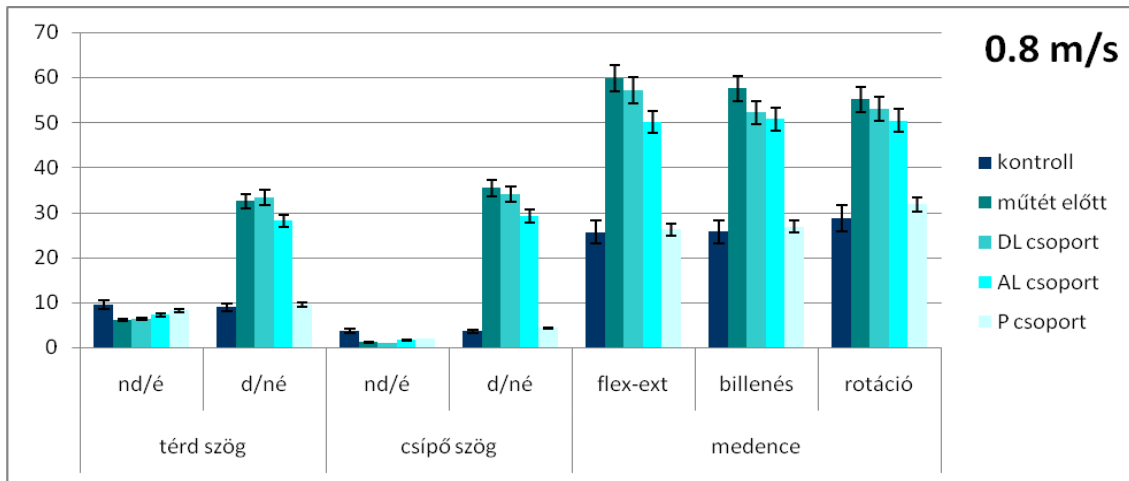
A korábbi kutatások igazolták (Kiss, 2010), hogy a csípőízületi kopás következtében a járásképp változékonysági paraméterei szignifikánsan növekedtek, az érintett oldali ízületek mozgásának változékonysági paraméterei szignifikánsan csökkentek, azaz a járás harmóniája a járás biztonsága csökkent, azaz az elesés kockázata megnövekedett. Az ellenoldali ízületek és a medencemozgások változékonysági paraméterei szignifikánsan növekedtek, azaz az érintett oldal beszűkült mozgásának kompenzációjában az ellenoldali ízületek és a medencemozgások vettek részt.

A *DL-feltárással operált betegek*re vonatkozó mérési eredményeinket az 5.6. ábrán és 5.7 ábrán foglaltam össze. Az ábrákból kitűnik, hogy a műtétet követő 3. hónapban a távolság- és időjellegű paraméterek relatív szórása, valamint a szögjellegű paraméterek átlagos relatív szórása nem tért el szignifikánsan a műtét előtti értékektől. A távolság- és időjellegű változók relatív szórásai a kontrollesoport értékeihez képest emelkedtek (5.6. ábra, 4.4. táblázat), amely ismétlődő alsó végtagi mozgások összerendezettségének rosszabbodását jelenti (Dubost és mtsai, 2006; Hausdorff, 2005; Newell és Corcos, 1993; Nutt és mtsai, 1993). Tekintetbe véve az 5.7. ábra és 4.5. táblázat adatait, megállapítottuk, hogy az érintett oldalon szignifikánsan csökkent a térd- és csípőmozgások átlagos relatív szórása, azaz romlott a változó körülményekhez történő alkalmazkodó képesség. Az érintett oldali ízületek átlagos relatív szórásának a csökkenése az ízület csökkent mozgástartományával-, merevségével-, valamint a végtagmozgások alkalmazkodó képességének elégtelenségével állnak összefüggésben (Heiderscheit, 2000; Newell és Corcos, 1993). A nem-érintett oldali térd és csípőízületek megnövekedett átlagos relatív szórása, valamint a medence dőlésének és rotációjának szintén megnövekedett átlagos relatív szórása az ízületnek a változó körülményekhez történő alkalmazkodó képességben és a stabilitás biztosításában játszott nagyobb szerepét mutatja (Beauchet és mtsai, 2007; Newel és Corcos, 1993). A járás szabályosságát jellemző változékonysági paraméterek alakulása megerősíti a járásjellemzők alapján tett korábbi megállapítást, hogy ezek az ízületek fontos szerepet játszottak a kompenzációban (Kiss és Illyés, 2012). Az érintett oldalt jellemző távolság- és idő jellegű paraméterek relatív szórásának növekedése, valamint a szögjellegű paraméterek átlagos relatív szórásának csökkenése együttesen jelzi a járásképp lépcsőről lépésre történő megismétlési pontosságának, szabályosságának romlását, valamint az érintett oldali ízületek flexibilitásának, a folyamatos korrigálásban, korrekcióban betöl-



5.6. ábra

A távolság- és idő jellegű paraméterek relatív szórása különböző járássebességek esetén, a kontrollcsoport és a különböző feltárási móddal csípőprotetizált betegek esetében, a posztoperatív 3. hónapban



5.7. ábra

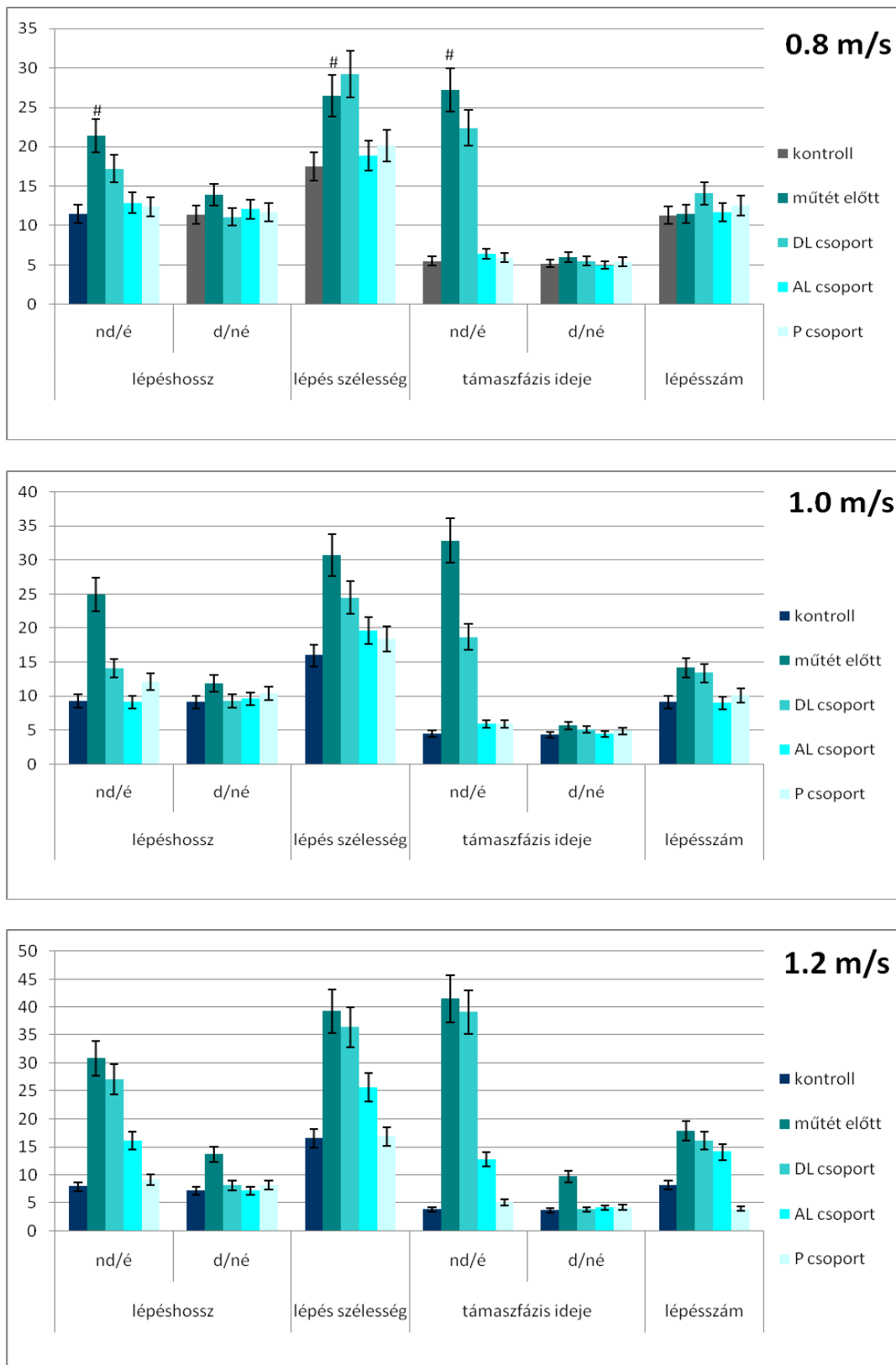
A szögjellegű paraméterek átlagos relatív szórása különböző járássebességek esetén, a kontrollcsoport és a különböző feltárási móddal csípőprotetizált betegek esetében, a posztoperatív 3. hónapban

tött szerepének csökkenését (*Beauchet és mtsai, 2007; Fuchs és Kelso 1994; Pool, 1989*). Az elesési kockázat növekszik (*Brach és mtsai, 2005; Hausdorff és mtsai, 2001; Kiss 2010; Maki, 1997*). A nem-érintett oldali ízületek, és a medence-mozgások változékonysági paramétereinek növekedése ugyancsak alátámasztja, hogy ezek az ízületek fontos szerepet játszanak a kompenzációs mechanizmusokban és a járás stabilitásának biztosításában (*Beauchet és mtsai, 2007; Kiss, 2010; Pool, 1989*).

Az 5.7. és 5.8. ábrán látható, hogy az AL-feltárással operált betegek esetén 3 hónappal, a DL-csoportnál 6 hónappal a csípőprotézis beültetést követően a távolság- és idő jellegű paraméterek relatív szórása csökkent. Az ízületi mozgások átlagos relatív szórása csökkent a nem-érintett oldali térd és csípőmozgásoknál, valamint a medencénél. Megállapítottuk azt is, hogy az ízületi mozgások átlagos relatív szórása a műtét előtti értékekhez képest csökkent az érintett oldalon, azonban az adatok nem érték el a kontrollcsoport kisebb járássebességhez (0,8 m/s, és 1,0 m/s) tartozó értékeit (4.4. és 4.5 ábra). Az 5.8. és 5.9. ábrából kiolvasható, hogy 1,2 m/s járássebességnél a távolság-, -időjellegű paraméterek szórása, és a szögjellegű paraméterek átlagos relatív szórása nem különbözik lényegesen a műtétet megelőzően mért értékektől, amik a 4.4. és 4.5 táblázatban találhatók. Ez együttesen bizonyítja a járás harmóniájának, lépésről-lépesre történő megismétlési pontosságának rosszabbodást (*Beauchet és mtsai, 2007; Fuchs és Kelso, 1994; Pool, 1989*), és jelzi a fokozott elesési kockázatot (*Brach és mtsai., 2005; Hausdorff és mtsai, 2001; Kiss, 2010; Maki, 1997*).

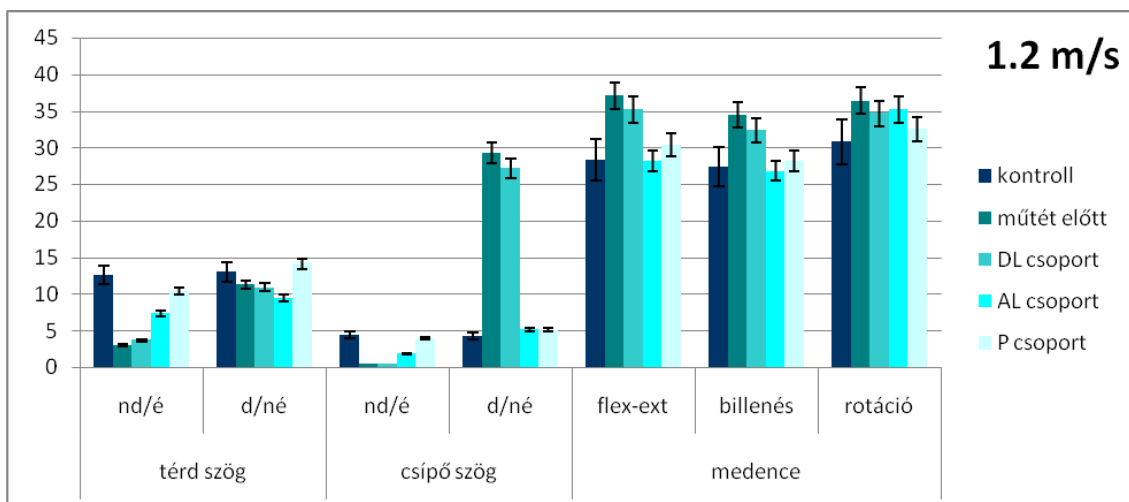
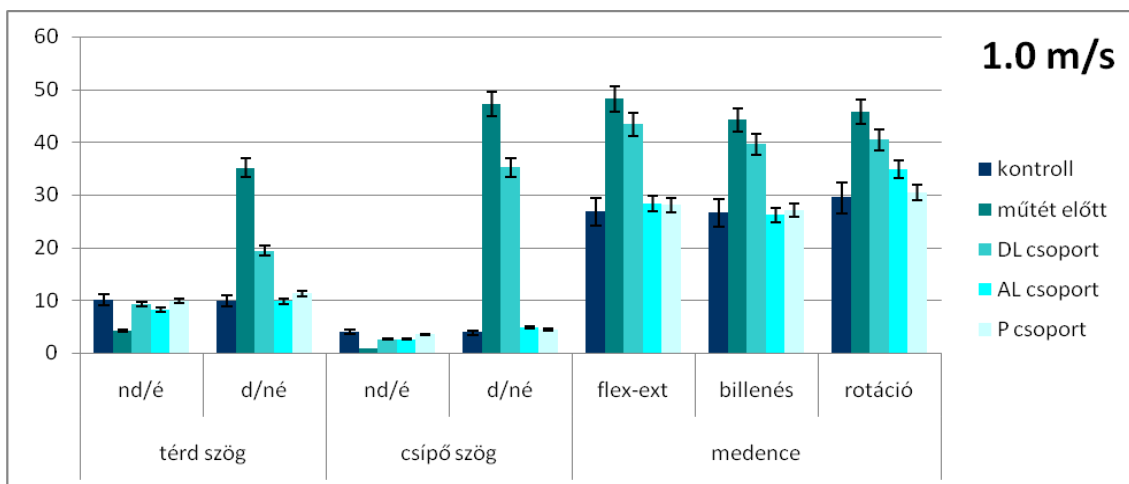
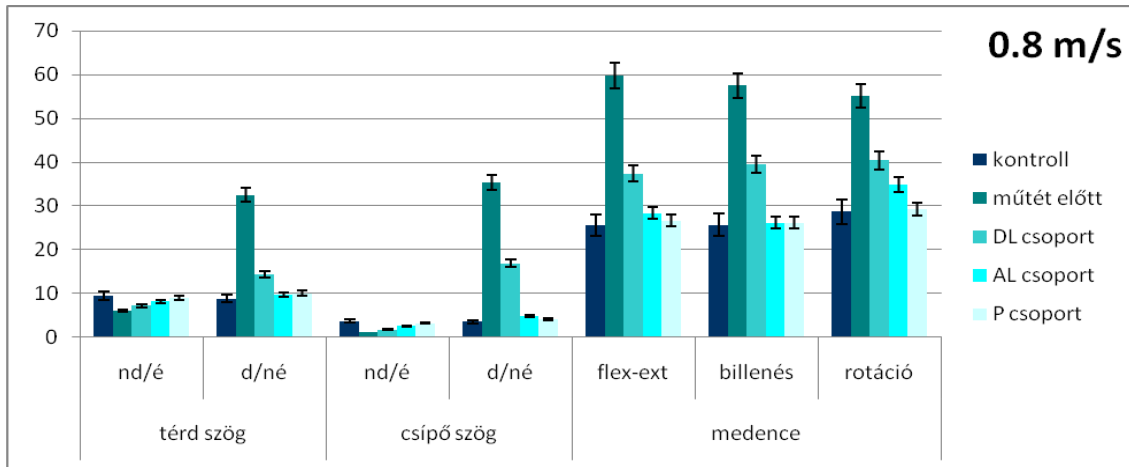
A P- és AL feltárással operált betegekre vonatkozó összevetést az 5.6. és 5.8. ábrák alapján végeztük. A előzőeknél 3 hónappal, az utóbbiaknál 6 hónappal a csípőprotézis beültetést követően, a távolság- és időjellegű paraméterek relatív szórása, lassúbb járássebességnél (0,8 és 1,0 m/s) nem tért el szignifikánsan a kontrollcsoport értékeitől (v.ö. 4.4. táblázat). Azonban az érintett ízület mozgásának átlagos relatív szórása továbbra is kisebb volt; a nem-érintett oldali csípő- és térdmozgások, és a medence rotáció átlagos relatív szórás szignifikánsan nagyobb volt a kontrollcsoporthoz viszonyítva (4.5. táblázat, 5.6. és 5.7. ábra). Feltételezhető, hogy a kontrollcsoporthoz hasonló járásképp szabályosságot a nem-érintett oldali ízületek, valamint a medence rotáció növekedett járásváltozékonysági értékei biztosítják, az érintett oldali ízületek csökkent alkalmazkodóképessége ellenére a járás koordinált. Ez is megerősíti azt, hogy a nem-érintett oldali ízületek és a medencerotáció fontos szerepet tölt be a kompenzá-





5.8. ábra

A távolság- és idő jellegű paraméterek relatív szórása különböző járássebességek esetén, a kontrollcsoport és a különböző feltárási móddal csípőprotetizált betegek esetében, a posztoperatív 6. hónapban.



5.9. ábra

A szögjellegű paraméterek átlagos relatív szórása különböző járássebességek esetén, a kontrollcsoport és a különböző feltárási móddal csípőprotetizált betegek esetében, a posztoperatív 6. hónapban.

cióban. Az érintett oldali csökkent csípőmozgás, valamint a nem-érintett oldali csípő-, és térd mozgásainak, és a medence rotációjának megnövekedett változékonysági jellemzői, a járás megismétlési pontosságának, stabilitásának csökkenésére (*Beauchet és mtsai, 2007; Fuchs és Kelso, 1994; Pool, 1989*) és az elesés fokozott kockázatára utalnak (*Brach és mtsai, 2005; Hausdorff és mtsai, 2001; Kiss, 2010; Maki, 1997*). A bemutatott eredmények az megegyeznek a *Kiss és mtsai (2012)* által a csípőprotézis beültetést megelőzően tapasztalt járásszabályosságra vonatkozó megállapításokkal.

Az 5.8. és 5.9. ábrából kiolvasható, hogy a *P-feltárással operált betegcsoportnál*, a csípőprotézis beültetést követő *6 hónappal* –a medence rotációját kivéve– mindhárom járássebesség esetében a járásváltozékonysági paraméterek elérték a kontrollcsoport értékeit. A vázolt mérési eredmények azt jelentik, hogy az ilyen módon operált betegeknek a járáskép lépésről lépésre történő megismétlési pontossága, szabályossága, az érintett oldali ízületek flexibilitása, valamint a folyamatos korrigálásban, korrekcióban betöltött szerepe megegyezik a kontrollcsoportéval. Eredményeink alapján megállapítjuk, hogy hat hónappal a csípőprotézis beültetést követően, a járás stabilitása, megismétlési pontossága a hátsó feltárással, ízületi tokmegtartó módon operált betegeknek, megegyezik a kontrollcsoportéval.

Az 5.8. és 5.9. ábrákon bemutatott eredmények igazolják, hogy még a műtét utáni 6. hónapban is az ízületi tok kiirtásával operált betegek esetében (DL- és AL-csoportok) az érintett oldali ízületek merevsége az ízület flexibilitását, ezáltal a járás összerendezettségét, a külső körülményekhez történő alkalmazkodóképességét, a járás stabilitását csökkenti (*Pool, 1989*). Ezzel szemben azoknál a betegeknek, akik csípőprotézis beültetése tokmegtartó műtéti feltárással történt (P-csoport), a műtét utáni 6. hónapban a járásváltozékonysági paraméterek közel megegyeztek a kontrollcsoport értékeivel, ami azt jelenti, hogy a külső körülményekhez történő alkalmazkodóképessége, a járás stabilitása a normálhoz közelivé vált.

Az eredmények azt igazolják, hogy a műtéti feltárással szignifikánsan befolyásolja a járás szabályosságát jellemző járásváltozékonysági paramétereket, a műtétet követő első hat hónapban. A postoperatív időszakban a rehabilitáció fontos kérdése a járás stabilitásának javítása, ezért a csípőprotézis beültetést követő rehabilitáció során olyan gyakorlatok végeztetése javasolt, amelyek növelik az érintett és nem-érintett oldali ízületek flexibilitását, izomerejét. A járás szabályossága mindhárom típusú feltárással

operált csoportnál a kontrollcsoport értékeit a posztoperatív időszakban kezdi megközelíteni; noha csak a hátsó feltárással, tokmegtartó műtéttel operált betegek esetében érik el a normál értékeket. Ezt figyelembe kell venni a rehabilitációs protokollok tervezésekor, valamint a posztoperatív időszakban használatos gyógyászati segédeszközök használati időtartamának meghatározásakor.

## 6. KÖVETKEZTETÉSEK

Az eddigiekben összefoglalt, biomechanikai módszerekkel végzett kutatás fő célja annak megállapítása volt, hogy hogyan befolyásolja a különböző (direkt-lateralis –DL, antero-lateralis –AL, hátsó feltárású, tok megtartó –P) feltárási móddal beültetett csípőízületi protézis a funkcionális és életminőségi és funkcionális tesztek, a szabadon választott kényelmes járássebességet, valamint a járás biztonságát jellemző két tényezőt, a dinamikus egyensúlyozó képességet és a járás szabályosságát. A biztonságos, harmonikus járáshoz elengedhetetlen, hogy a mozgás megfelelő tartományban és megfelelő pontossággal történjen, valamint a járó személy egyensúlyát mindig visszanyerje. Az elvégzett mozgásvizsgálatok eredményeinek statisztikai feldolgozása alapján következtetésként az alábbi új tudományos eredmények fogalmazhatók meg:

1. *A vizsgálatba bevont betegek esetén a csípőízületi protézis beültetés feltárási módja mind az **életminőségi** (SF-36 és WOMAC), mind a **funkcionális tesztek** (HHS) értékeit szignifikánsan befolyásolja.*

Kimutattam, hogy a műtétet megelőzően az életminőségi és funkcionális tesztek eredményeit szignifikánsan nem különböztek a három betegcsoport esetén, azaz a három betegcsoport kiinduló értékei homogének voltak (4.1. táblázat).

Az antero-lateralis tokkiirtással (AL-feltárás) és hátsó, tokmegtartó feltárással (P-feltárás) műtött betegek esetén az SF-36, a WOMAC- és a HHS értékek a posztoperatív időszakban végig magasabbak, a 6. posztoperatív hét után pedig szignifikánsan magasabbak, mint a direkt-lateralis feltárással, tokkiirtással műtött betegek értékei (4.1. és 4.2. ábra). Ennek oka, hogy az antero-lateralis és a hátsó-feltárású műtéten átesett betegek járásmintája, valamint az izmok aktivitása a 6. hónapban már közel azonos az egészséges személyekével (Kiss és Illyés, 2012). Ez azt jelenti, hogy az anatómiai résekben haladó antero-lateralis feltárás, valamint a tokmegtartó hátsó-feltárás kedvezőbb és gyorsabb rehabilitációs lehetőséget jelent a beteg számára, mint a gluteus medius leválasztásával és tokkiirtással történt direkt-lateralis feltárás.

2. *Az ultrahang-alapú hirtelen irányváltoztatási teszttel meghatározott **dinamikus egyensúlyozó képességet** szignifikánsan befolyásolja csípőízületi protézis beültetés feltárás módja. A dinamikus egyensúlyozó képesség a műtétet követően csak a hátsó, tokmegtartó feltárási móddal műtött beteg esetén javult folyamatosan, a kontrollcsoport értékeit a posztoperatív 6. hónapban el is érte.*

A csípőízületi protézis beültetés utáni 6. héten a direkt-lateralis és az antero-lateralis feltárás esetén (5.2. és 5.3. ábra) mindhárom vizsgálati móddal (érintett oldali lábon állás, két lábon állás, nem-érintett oldalon állás) meghatározott értékekből számított Lehr-féle csillapítási szám szignifikánsan csökkent (5.4. ábra) a műtéti értékekhez képest. Ezután a dinamikus egyensúlyozó képesség folyamatosan javul: a posztoperatív 6. hónapban a kétlábon és a nem-érintett oldalon történő álláskor a kontrollcsoport értékeivel megegyezik, és az egészséges személy egyensúlyozásához hasonlít, de az érintett oldalon történő álláskor a dinamikus egyensúlyozó képessége eltér a kontrollcsoportétól (5.2. és 5.3. ábra).

A hátsó, tokmegtartásos feltárás esetén a dinamikus egyensúlyozó képesség javulása gyorsabb az AL- és DL feltárási módhoz képest. Ezt mutatja mérési eredményünk, amely szerint a Lehr-féle csillapítási szám a posztoperatív 6. héten már szignifikánsan nagyobb a műtét előtt mért értéknél, és a posztoperatív időszak 6. hónapjára a kontrollcsoport egyensúlyozó képességétől szignifikánsan már nem tér el. A műtét utáni 6. hónapban szignifikáns különbség látható a férfiak és a nők értékei között, mely megerősíti azt, hogy az egyensúlyozás módja is hasonló a kontrollcsoportéhoz (5.4. ábra).

3. *A vizsgálatba bevont betegeknél a futófolyosón meghatározott, **szabadon választott kényelmes járássebesség** a műtétet megelőzően szignifikánsan kisebb, mint a kontrollcsoport értékei. A műtétet követően a feltárási mód szignifikánsan befolyásolja a kényelmes járássebességet, a kontrollcsoport értékeit a posztoperatív 6. hónapban csak a hátsó, tokmegtartó feltárási móddal műtött betegek érték el.*

Az unilateralis, csípőízületi kopásban szenvedő betegeknél, a műtétet megelőzően alacsonyabb szabadon választott, kényelmes járássebesség (0,8 m/s) szignifikánsan kisebb, mint a kontrollcsoport (1,2 m/s) értéke (4.3. táblázat). Az ízületi protézis beültetése után a kényelmes járássebesség –függetlenül a feltárási módtól– emelkedett, azonban a direkt-lateralis és antero-lateralis feltárással, (azaz ízületi tok kiirtásával operált betegcsoportokban) a 6. posztoperatív hónapban szabadon választott kényelmes járássebesség (1,0 m/s) nem érte el a kontrollcsoport értékeit. A hátsó feltárással, tokmegtartással operált betegcsoport járássebessége az utánkövetés 6. hónapjában a kontrollcsoport értékeitől szignifikánsan nem tért el. A lassúbb járás nagyobb stabilitást biztosít, így feltételezhető a tokkiirtással operált betegek posztoperatív időszakban észlelt lassúbb járássebessége az ízületi tok hátsó részében elhelyezkedő proprioceptív receptorok hiányával függhet össze.

4. *A vizsgálatba bevont betegeknél a csípőízületi protézis beültetés feltárási módja járás szabályosságát jellemző **járásváltozékonysági paramétereket** szignifikánsan befolyásolja. A posztoperatív időszak végén csak a hátsó, tokmegtartó feltárási móddal operált beteg járásszabályossága hasonlított a kontrollcsoportéhoz.*

A DL- és AL-feltárással, azaz tokkiirtási technikával operált betegek esetén a vizsgált, teljes posztoperatív időszakban a távolság- és időjellegű változók relatív szórása szignifikánsan nagyobb, míg az érintett oldali ízületek mozgásának átlagos relatív szórása szignifikánsan kisebb volt, mint a kontrollcsoport értékei (5.6. és 5.7. ábra). Ez azt mutatja, hogy a járásképek lépésről lépésre történő megismétlési pontossága, szabályossága romlott, és ugyancsak csökkent az érintett oldali ízületek flexibilitása, szerepe a folyamatos korrekcióban. Szignifikánsan nőtt a kontrollcsoport értékeihez képest a nem-érintett oldali ízületek mozgásának és a medencerotációnak az átlagos relatív szórása. Ez azt mutatja, hogy ezek a mozgások fontos szerepet töltenek be a kompenzációban, a stabil járás kialakításában. A P-feltárással, azaz a tokmegtartó technikával operált betegek esetén a járásszabályosságát jellemző

járásváltozékonysági paraméterek (5.8. ábra) a posztoperatív időszak 6. hónapjában megközelítették a kontrollcsoport értékeit, azaz a járásképes szabályossága, összehangoltsága visszatért.

Eredményeimet összefoglalva: megállapítottam, hogy a csípőízületi protézis beültetés feltárási módja jelentősen befolyásolta

- a funkcionális és életminőségi tesztekét,
- a szabadon választott kényelmes járássebességet,
- a járás biztonságát jellemző két tényezőt, a dinamikus egyensúlyozó képességet és
- a járás szabályosságát.

A posztoperatív időszak 6. hónapjára a tokkiirtással végzett direkt-lateralis és antero-lateralis feltárási móddal operált betegek esetén az összes vizsgált jellemző nem érte el a kontrollcsoport értékeit, míg a tokmegtartó technikát használó hátsó feltárási mód esetén a jellemzők megközelítették a kontrollcsoport értékeit. A műtét utáni rehabilitáció során különös figyelmet kell fordítani

- a járás stabilitásának fokozására, és
- az egyensúlyozó képesség javítására.
- az érintett oldali ízületek flexibilitásának és izomerejének növelése

Emellett a betegekkel olyan gyakorlatok végeztetése is javasolt, amelyek a nem-érintett oldal ízületeinek, valamint a medencének a flexibilitását és izomerejét növelik elsősorban a propriocepció javítása érdekében. A műtéti feltárások közti különbséget figyelembe kell venni akkor is, amikor a posztoperatív időszakban használatos gyógyászati segédeszközöket a beteggel elhagyatjuk.



## 7. ÖSSZEFOGLALÁS

A csípőízületi kopás fokozódásával a járás stabilitása és a járás biztonsága romlik, amit a dinamikus egyensúlyozó képességnek és a járás szabályosságának a romlása is igazol. Az életkor előrehaladtával, a lakosság 3-5%-nál a degeneratív eltérés mértéke csípőprotézis beültetését teszi indokolttá, ami a járás biztonságát és stabilitását hosszú távon ismét képes biztosítani. A különböző feltárásmód - a sebészi feltárással leválasztott izomzat, vagy eltávolított ízületi tok függvényében – a korai posztoperatív időszakban szignifikánsan befolyásolja a járásparamétereket .

Kutatásunkban azt vizsgáltuk, hogy különböző (direkt-lateralis, antero-lateralis, és hátsó feltárással tok-megtartó) feltárási móddal beültetett csípőízületi protézisek milyen mértékben befolyásolják a posztoperatív időszak első hat hónapjában az életminőség és a funkcionális tesztek alakulását, az ultrahang-alapú irányváltoztatási teszttel mérhető dinamikus egyensúlyozó képességet, a futó-folyosón mérhető szabadon választott, kényelmes járássebességet, valamint a futószalagon történő járás szabályosságát.

Eredményeink azt mutatják, hogy a vizsgálatba bevont betegek esetén a csípőízületi protézis beültetés feltárási módja szignifikánsan befolyásolja mind az életminőségi (SF-36 és WOMAC), mind a funkcionális tesztek (HHS) értékeit, továbbá, a dinamikus egyensúlyozó képességet, a szabadon választott, kényelmes járássebességet, valamint a járásváltozékonysági paramétereket. A posztoperatív 6. hónapban a vizsgált paraméterek tekintetében csak a hátsó, tokmegtartó feltárási móddal műtött betegek érték el a kontrollcsoport értékeit.

A kutatás eredményei alapján elmondható, hogy a posztoperatív rehabilitáció összeállításakor a csípőprotézis beültetés feltárásmódját is szükséges figyelembe venni. A dinamikus egyensúlyozást fejlesztő gyakorlatok, továbbá a nem-operált oldal proprioceptív fejlesztése is javasolható.

## 8. SUMMARY

With progressing arthrosis of the hip joint the stability and security of gait deteriorate. This is verified by the worsening of the dynamic balancing ability, and of gait stability. The severity of hip arthrosis necessitate total hip arthroplasty in 3–5% of the elderly population, which can reensure the gait security and stability for long-term. The different exposure methods –according to detached muscles and extirpation of joint capsule during surgical approach– can deteriorate significantly the gait parameters at the early postoperative period.

In our study the effect of different surgical approaches (direct-lateral, antero-lateral and posterior exposure –with preserve the joint capsule–) in total hip arthroplasty were examined on life quality and on functional tests, on dynamic balancing ability measured by the ultrasound-based sudden perturbation test, on self-selected walking speed measured in walkway, and on the variability of gait measured on treadmill during gait in the first six postoperative months.

Results shows, that the exposure methods of hip prostheses implantation has got significant influence on result of life quality- (SF-36 és WOMAC) and of functional (HHS) tests, and also on dynamic balancing ability, on self-selected comfortable walking speed, and on gait variability parameters in patients involved to our study. 6 months after total hip arthroplasty just patients with posterior exposure –with preserve the joint capsule– reached the results of the control group in point of examined parameters.

According to the results of this study, we can conclude that differences related to the method of exposure technic of hip prostheses implantation should be taken into account when compiling rehabilitation protocols. The development of the dynamic balancing ability, and the development of proprioception of non-operated side is suggestible too.

## 9. IRODALOMJEGYZÉK

Alton F, Baldey L, Caplan S, Morrissey MC. (1998) A kinematic comparison of over ground and treadmill walking. *Clin Biomech*, 13:434-440.

Arokoski JPA, Leinonen V, Arokoski MH, Aalto H, Valtonen H. (2006) Postural control in male patients with hip osteoarthritis. *Gait Posture*, 23:45–50.

Ángyán L. Az emberi test mozgástana. Pécs: MOTIO, 2005

Beauchet O, Allali G, Berrut G, Dubost V. (2007) Is low lower-limb kinematic variability always an index of stability? (Letter to editor). *Gait Posture*, 26: 327-328.

Beaulieu ML, Lamontagne M, Beaulé PE. (2010) Lower limb biomechanics during gait do not return to normal following total hip arthroplasty. *Gait Posture*, 32:2:269-273

Bejek Z, Paróczai R, Illyés A, Kiss RM. (2006) The influence of walking speed on gait parameters in healthy people and in patients with osteoarthritis. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 14:612–622.

Belaid D, Rougier P, Lamotte D, Cantaloube S, Duchamp J, Dierick F. (2007) Clinical and posturographic comparison of patients with recent total hip arthroplasty. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot*, 93:171–180.

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. (2008) Gait kinematics of age-stratified hip replacement patients – A large scale, long-term follow-up study. *Gait Posture*, 28:194–200.

Bennett D, Ogonda L, Ellitt D, Humphreys L, Lawlor M, Beverland D. (2007) Comparison of immediate postoperative walking ability in patients receiving minimally invasive and standard-incision hip arthroplasty. *J Arthroplasty*, 22:490–495.

Berman AT, Quinn RH, Zarro VJ. (1991) Quantitative gait analysis in unilateral and bilateral total hip replacement. *Arch Phys Med Rehabil*; 72:190–194.

Boer J, Mueller O, Krauss I, Haupt G, Horstmann T. (2010) Zuverlässigkeitsprüfung eines Messverfahrens zur Charakterisierung des Standverhaltens und Quantifizierung des Balancevermögens auf einer instabilen Plattform (Posturo- Med). *Sportverletz Sportschaden*, 24:40–45.

Brach JS, Berlin JE, Van Swearingen JM, Newman AB, Studenski SA. (2005) Too much or too little step width variability is associated with a fall history in older person, who walked at or near normal gait speed. *J Neuroeng Rehabil*, 2:21-34.

D'Aubigné RM, Postel M. (1954) Functional results of hip arthroplasty with acrylic prosthesis. *J Bone Joint Surg Am*, 36A:451–476.

Danielsson L, Lindberg H. (1997) Prevalance of coxarthrosis in an urban population during four decades. *Clin Orthop Relat Res*, 342:106–110.

Dawson J, Fitzpatrick R, Churchman D, Verjee-Lorenz A, Clayson D. User manual for the Oxford knee score (OKS). UK: Isis Outcomes, Isis Innovation. Oxford, 2010

Dingwell JC, Marin LC. (2006) Kinematic variability, and local dynamic stability of upper body motions when walking at different speeds. *J Biomech*, 39: 444-452.

Dubost V, Kressig RW, Gonthier R, Herrmann FR, Aminian K, Najafi B, Beauchet O. (2006) Relationship between dual task related changes in stride velocity and stride time variability in healthy older adults. *Hum Mov Sci*, 25:372-382.

Dujardin F, Acouturier T, Bocquet G, Duparc F, Weber J, Thomine JM. (1998) Kinematics of the healthy and arthritic hip joint during walking. A study of 136 subjects. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot*, 84:689–699.

Felson DT, Zhang Y. (1998) An update on the epidemiology of knee and hip osteoarthritis with a view to prevention. *Arthritis Rheum*, 41:1343–1355.

Fisher J. Tribology of hip prostheses, wear performance and reliability, effect of materials and head size. In: Knahr K. (ed) *Total hip arthroplasty*, Springer; 2012: 3-7

Foucher KC, Hurwitz DE, Soomekh D, Andriacchi TP, Rosenberg AG, Galante JO. (1998) Factors influencing variation in gait adaptations after total hip replacement. *Gait Posture*, 7: 158-159.

Foucher KC, Hurwitz DE, Wimmer MA. (2007) Preoperative gait adaptations persist one year after surgery in clinically well-functioning total hip replacement patients. *J Biomech*, 40:3432-3437

Freeman M. Treatment of rupture of the lateral ligament of the ankle. (1965) *J Bone Joint Surg Br*, 47:661–848.

Fuchs A, Kelso JA. (1994) A theoretical note on models of interlimb coordination. *J Exp Psychol Hum Percept Perform*, 20:1088-1097.

Gore D, Murray M, Sepic S, Gardner G. (1982) Antero-lateral compared to posterior approach in total hip arthroplasty, differences in component positioning, hip strength and hip motion. *Clin Orthop Relat Res*, 165:180-187.

Grigg P. (1973) Finet-position sense after total hip replacement. *J Bone Joint Surg Am*, 55:1016–1025.

Harris WH. (1969) Traumatic arthritis of the hip after dislocation and acetabular fractures: treatment by mold arthroplasty. An end-result study using a new method of result evaluation. *J Bone Joint Surg Am*, 51:737–55.

Hausdorff JM, Rios DA, Edelberg HK. (2001) Gait variability and fall risk in community-living older adults: a 1-year prospective study. *Arch Phys Med Rehabil*, 82:1050-1056

Hausdorff JM. (2007) Gait dynamics, fractals and falls: finding meaning in the stride-to-stride fluctuations of human walking. *Hum Mov Sci*, 26:555-589

Heiderscheit BC. (2000) Movement variability as a clinical measure for locomotion. *J Appl Biomech*, 16:419-427

Hill CL, Parsons J, Taylor A, Leach G. (1999) Health related quality of life in a population sample with arthritis. *J Rheumatol*, 26:2029–2035.

Hoffman M, Schrader J, Applegate T, Koceja T. (1998) Unilateral postural control of the functionally dominant and nondominant extremities of healthy subjects. *J Athl Train*, 33:319–322.

Holnapy G, Kiss RM. (2013) Impact of the method of exposure in total hip arthroplasty on balancing ability in response to sudden unidirectional perturbation in the first six months of the postoperative period. *J Electromyogr Kinesiol*, 23:727-733

Holnapy G, Illyés Á, Kiss RM. (2013) Impact of the method of exposure in total hip arthroplasty on the variability of gait in the first 6 months of the postoperative period. *J Electromyogr Kinesiol*, 23:966-976

Hulet CH, Hurwitz DE, Andriacchi TP, Galante JO, Rosenberg AG. (1996) Gait adaptations in patients with hip osteoarthritis. *Gait Posture*, 4:188.

Hurwitz DE, Hulet CH, Andriacchi TP, Rosenberg AG, Galante JO. (1997) Gait compensations in patients with osteoarthritis of the hip and their relationship to pain and passive hip motion. *J Orthop Res*, 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*. Terc Kiadó, Budapest, 2007: 284–293.

Insall JN, Dorr LD, Scott RD, Scott WN. (1989) Rationale of the Knee Society clinical rating system. *Clin Orthop Relat Res*, 248:13–4.

Ishii Y, Tojo T, Terajima K, Terashima S, Bechtold JE. (1999) Intracapsular components do not change hip proprioception. *J Bone Joint Surg Br*, 81B:345–348.

Jones CA, Voaklander DC, Johnston DW, Suarez-Almazor ME. (2000) Health related quality of life outcomes after total hip and knee arthroplasties in a community based population. *J Rheumatol*, 27:1745–1752.

Karanjia PN, Ferguson JH. (1983) Passive joint position sense after total hip replacement surgery. *Annals of Neurology*, 13:654–657.

Kellgren JH, Lawrence JS. (1957) Radiological assessment of osteoarthrosis. *Ann Rheum Dis*, 16:494–502.

Kiss RM, Kocsis L, Knoll Zs. (2004) Joint kinematics and spatial temporal parameters of gait measured by an ultrasound based system. *Med Eng Phys*, 26:611-620.

Kiss RM. (2007) Verification of determining the spatial position of the lower extremity by ultrasound-based motion analyser. *Periodica Politechnica Ser. Civ. Eng*, 51: 39-43.

Kiss RM. (2010a) Effect of walking speed and severity of hip osteoarthritis on gait variability. *J Electromyogr Kinesiol*, 20:1044–1051.

Kiss RM. (2010b) Effect of the degree of hip osteoarthritis on equilibrium ability after sudden changes in direction. *J Electromyogr Kinesiol*, 20:1052–1057.

Kiss RM. (2011a) A new parameter for characterizing balancing ability on an unstable oscillatory platform. *Med Eng Phys*, 33:1160–1066.

Kiss RM. Influence factors of balancing capacity at healthy elderly subjects. In: Morrison B (ed). *Proceedings of the 6th IASTED International Conference on Biomechanics*. Nov. 7–9, Pittsburgh, USA. 2011b: 61–6.

Kiss RM, Illyés Á. (2012) Comparison of gait parameters in patients following total hip arthroplasty with a direct-lateral or antero-lateral surgical approach. *Hum Mov Sci*, 1302-1316.

Knoll Z, Kocsis L, Kiss RM. (2004) Gait patterns before and after anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 12:7-14.

Lakatos J, Szendrői M. A csípőízület betegségei. In: Szendrői M (ed) *Ortopédia Semmelweis kiadó, Budapest, 2006: 341-349*

Loizeau J, Allard P, Duhaime M, Landjerit B. (1995) Bilateral gait patterns in subjects fitted with a total hip prosthesis. *Arch Phys Med Rehabil*, 6:552-557

Madeira F, Sergio J, Videira D, Videira M, Colaco C. (1998) Postural behavior in total hip arthroplasty. In: Lacour M (ed). *Posture et equilibre: pathologies, vieillissement, strategies, modelisation*. Montpellier: Sauramps Medical, 43–50.

Madsen MS, Ritter MA, Morris HH, Meding JB, Berend MR, Faris PM, Vardaxis VG. (2004) The effect of total hip arthroplasty surgical approach on gait. *J Orthop Res*, 22:44-50.



Majewski M, Bishoff-Ferrari HA, Gruneberg C, Dick W, Allum JHJ. (2005) Improvements in balance after total hip replacement. *J Bone Joint Surg Br*, 87B:1337–1343.

Mäkelä KT, Matilainen M, Pulkkinen P, Fenstad AM, Havelin L, Engesaeter L, Furnes O, Pedersen AB, Overgaard S, Kärrholm J, Malchau H, Garellick G, Ranstam J, Eskelinen A. (2014) Failure rate of cemented and uncemented total hip replacements: register study of combined Nordic database of four nations. *BMJ*, 13;348:f7592.

Maki BE. (1997) Gait changes in older adults: predictors of falls or indicators of fear? *J Am Geriatr Soc*, 45:313-320.

Masui T, Hasegawa Y, Matsuyama Y, Sakano S, Kawasaki M, Suzuki S. (2005) Gender differences in platform measure of balance in rural community-dwelling elders. *Arch Gerontol Geriatr*, 41:201–209.

McCrary JL, White SC, Lifeso RM. (2001) Vertical ground reaction forces: objective measures of gait following hip arthroplasty. *Gait Posture*, 14:2:104-109

Mészáros T. A csípőízület betegségei. In: Szendrői M (ed) *Ortopédia*, Semmelweis kiadó, Budapest, 2006; 27-32

Miki H, Sugano N, Hagio K, Nishii T, Kawakami H, Kakimoto A, Nakamura N, Yoshikawa H. (2004) Recovery of walking speed and symmetrical movement of the pelvis and lower extremity joints after unilateral THA. *J Biomech*, 37:4:443-455

Mont MA, Seyler TM, Ragland PS, Starr R, Erhart J, Bhave A. (2007) Gait analysis of patients with resurfacing hip arthroplasty compared with hip osteoarthritis and standard total hip arthroplasty. *J Arthroplasty*, 22:100–108.

Möckel G, Perka C, Labs K, Duda G. (2003) The influence of walking speed on kinetic and kinematic parameters in patients with osteoarthritis of the hip using a force-

instrumented treadmill and standardised gait speeds. *Arch Orthop Trauma Surg*, 123:278–282.

Murray MP, Gore DR, Brewer BJ, Gardner GM, Sepic SB. (1979) A comparison of the functional performance of patients with Charnley and Müller total hip replacement. *Acta Orthop Scand*, 50:563–569.

Müller O, Günther M, Krauß I, Horstmann T. Physikalische (2004) Charakterisierung des Therapiegerätes Posturomed als Meßgerät – Vorstellung eines Verfahrens zur Quantifizierung des Balancevermögens. *Biomed Tech (Berl)*, 49:56–60.

Nallegowda M, Singh U, BhanS, Wadhwa S, Handa G, Dwivedi SN. (2003) Balance and gait in total hip replacement: A pilot study. *Am J Phys Med Rehabil*, 82:669–677

Nantel J, Termoz N, Centomo H, Lavigne M, Vendittoli PA, Prince F. (2008) Postural balance during quiet standing in patients with total hip arthroplasty and surface replacement arthroplasty. *Clin Biomech*, 23:402–407.

Newel KM, Corcos DM. Issues in variability and motor control. In: Newel KM, Corcos DM. (eds). *Variability and motor control*. Human Kinetics Publishers, Champaign, 1993: 1-12.

Nevitt MC, Cummings SR, Kidd S, Black D. (1989) Risk factor for recurrent nonsyncopal falls: a prospective study. *JAMA*, 261:2663–2668.

Nutt JG, Marsden CD, Thompson PD. (1993) Human walking and higher-level gait disorders, particularly in the elderly. *Neurology*, 43:268-279.

Olsson E, Goldie I, Wykman A. (1985) Total hip replacement. *Scand J Rehabil Med*, 18:107–116.

Owings TM, Grabiner MD. (2004) Variability of step kinematics in young and older

adults. *Gait Posture*, 20:26-29.

Owings TM, Grabiner MD. (2003) Measuring step kinematic variability on an instrumented treadmill: How many steps are enough? *J Biomech*, 36:1215-1218.

Perron M, Malouin F, Moffet H, McFadyen BJ. (2000) Three-dimensional gait analysis in women with a total hip arthroplasty Original Research Article. *Clin Biomech*, 15:7:504-515

Pool R. (1989) Is it healthy to be chaotic? *Science*, 243:604-607.

Ritter M, Harty L, Keating M. (2001) A clinical comparison of the antero-lateral and postero-lateral approaches to the hip. *Clin Orthop Relat Res*, 385: 95-99.

Robbins AS, Rubenstein LZ, Josephson KR, Schulman BL, Osterweil D, Fine G. (1989) Predictors of falls among elderly people. Results of two population-based studies. *Arch Intern Med*, 149:1628-1633

Sliwinski MM, Sisto SA, Batavia M, Forrest CGF. (2004) Dynamic stability during walking following unilateral total hip arthroplasty. *Gait Posture*, 19:2:141-147

Tanaka R, Shigematsu M, Motooka T, Mawatari M, Hotokebuchi (2010) T. Factors Influencing the Improvement of Gait Ability After Total Hip Arthroplasty Original Research Article. *J Arthroplasty*; 25:6:982-985

Tanaka Y. (1993) Gait analysis of patients with osteoarthritis of the hip and those with total hip arthroplasty. *J Orthop Sci*, 67:1001–1013.

Trudelle-Jackson E, Emerson R, Smith S. (2002) Outcomes of total hip arthroplasty: a study of patients 1 year postsurgery. *J Orthop Sports Phys Ther*, 32:260–267.

Van den Akker-Scheek I, Stevens M, Bulstra SK, Groothoff JW, van Horn JR, Zijlstra

W. (2007) Recovery of gait after short-stay total hip arthroplasty. *Arch Phys Med Rehabil*, 88:361–367.

Vogt L, Brettmann K, Pfeifer K, Banzer W. (2003) Walking patterns of hip arthroplasty patients: some observation on the medio-lateral excursions of the trunk. *Disabil Rehabil*; 25:309-317.

Vogt L, Banzer W, Pfeifer K, Galm R. (2004) Muscle activation pattern hip arthroplasty patients in walking. *Res Sports Med*; 12:191-199.

Wall JC, Ashbrun A, Klenerman L. (1981) Gait analysis in the assessment of functional performance before and after total hip replacement. *J Biomed Eng*, 3:121–127.

Webb JC, Spencer RF. (2007) The role of polymethylmethacrylate bone cement in modern orthopaedic surgery. *J Bone Joint Surg Br*, 89(7):851-857.

Wykman A, Goldie I. (1989) Postural stability after total hip replacement. *Int Orthop*, 13:235–238.

Wylde V, Blom AW, Whitehouse SL, Taylor AH, Pattison GT, Bannister GC. (2009) Patient-reported outcomes after total hip and knee arthroplasty: comparison of midterm results. *J Arthroplasty*, 24:210–216

## 10. PUBLIKÁCIÓK JEGYZÉKE

### I. Az értekezés témájában megjelent eredeti közlemények:

Holnapy Gergely, Illyés Árpád, Kiss Rita M

Impact of the method of exposure in total hip arthroplasty on the variability of gait in the first 6 months of the postoperative period JOURNAL OF ELECTROMYOGRAPHY AND KINESIOLOGY 23:(4) pp. 966-976. (2013) IF: 1.644

Holnapy Gergely, Kiss Rita M

Impact of the method of exposure in total hip arthroplasty on balancing ability in response to sudden unidirectional perturbation in the first six months of the postoperative period JOURNAL OF ELECTROMYOGRAPHY AND KINESIOLOGY 23: pp. 727-733. (2013) IF: 1.644

Holnapy Gergely, Kiss Rita M

A csípőízületi protézis beültetés feltárásmódjának hatása a dinamikus egyensúlyozó képességre a posztoperatív időszak első hat hónapjában BIOMECHANICA HUNGARICA 5:(1) pp. 11-24. (2012)

Holnapy Gergely, Kiss Rita M

12.1. A csípőízületi protézis beültetés feltárási módjának hatása a dinamikus egyensúlyozó képességre a posztoperatív időszak első hat hónapjában  
In: Kiss R M (szerk.) Biomechanikai modellezés: Monográfia. 242 p.  
Budapest: Terc Kiadó, 2012. pp. 205-216. (ISBN:978 963 9968 40 0)

Illyés Á, Holnapy G, Szendrői, Kiss R M

Csípőízületi endoprotézis beültetés hatása az alsó végtag propriocepciójára MAGYAR TRAUMATOLÓGIA ORTOPÉDIA KÉZSEBÉSZET PLASZTIKAI SEBÉSZET 50:(3) pp. 216-230. (2007)

Illyes A, Holnapy G, Szendroi M, Kiss R M

Importance of proprioception after total hip replacement

In: Ruggiero C (szerk.)

Proceedings of the Fourth IASTED International Conference on Biomedical Engineering. 412p.

Konferencia helye, ideje: Innsbruck, Ausztria, 2006.02.15-2006.02.17. (2006) Calgary: IASTED ACTA Press, 2006. pp. 379-383. (ISBN: 0889865787 (ISBN 9780889865785))

## **II. Egyéb – nem az értekezés témájában megjelent – eredeti közlemények:**

Holnapy G, K Szalay, Szendrői M

A csípő arthroplasztika tribológiai vonatkozásai MAGYAR TRAUMATOLÓGIA ORTOPÉDIA KÉZSEBÉSZET PLASZTIKAI SEBÉSZET 55:(3) pp. 185-194. (2012)

Holnapy G, Terebessy T, Domos Gy, Horváth N, Kiss S, Szőke Gy

A combfej elcsúszás mértékének és a csípőízületi arthrosis kialakulásának összefüggése epiphyseolisisis betegeknel MAGYAR TRAUMATOLÓGIA ORTOPÉDIA KÉZSEBÉSZET PLASZTIKAI SEBÉSZET 55:(4) pp. 243-249. (2012)

Holnapy G, Kiss S, Terebessy T, Szőke Gy

Exostosis cartilaginea multiplex által okozott alkari deformitás korrekciója ulnahosszabbítással MAGYAR TRAUMATOLÓGIA ORTOPÉDIA KÉZSEBÉSZET PLASZTIKAI SEBÉSZET 54:(1) pp. 45-51. (2011)

Terebessy Tamás, Kiss Sándor, Holnapy Gergely, Domos Gyula, Szőke György

A calcaneus stop típusú arthrorisis eredményességének értékelése a gyermekkori flexibilis lúdtalp kezelésében MAGYAR TRAUMATOLÓGIA ORTOPÉDIA KÉZSEBÉSZET PLASZTIKAI SEBÉSZET 52:(3) pp. 245-251. (2009)

Terebessy T, Kiss S, Holnapy G, Szoke G

Evaluation of calcaneus stop method in the treatment of flexible flatfoot in children

JOURNAL OF CHILDREN'S ORTHOPAEDICS 3:(Suppl. 1) p. S75. (2009)

Pap Károly, Kiss Sándor, Shisha Tamás, Domos Gyula, Berki Sándor, Holnapy Gergely,  
Szőke György

Hisztopatológiai elváltozások az izomszövetben végtaghosszabbítást követően  
MAGYAR TRAUMATOLÓGIA ORTOPÉDIA KÉZSEBÉSZET PLASZTIKAI  
SEBÉSZET 52:(3) pp. 217-222. (2009)

Szőke G, Kiss S, Terebessy T, Holnapy G

Pediatric Orthopedics

In: Szendrői M, Sim FH (szerk.)

Color Atlas of Clinical Orthopedics. 480 p.

Berlin; Heidelberg: Springer Verlag, 2009. pp. 241-284. (ISBN:978-3-540-85560-6)

Lakatos J, Köllő K, Skaliczki G, Holnapy G

Neck, Chest, Spine and Pelvis

In: Szendrői M, Sim FH (szerk.)

Color Atlas of Clinical Orthopedics. 480 p.

Berlin; Heidelberg: Springer Verlag, 2009. pp. 285-314. (ISBN:978-3-540-85560-6)

Kiss S, Vízkelety T, Köllő K, Terebessy T, Holnapy G, Szőke G

Common Bone Dysplasias and Malformations

In: Szendrői M, Sim FH (szerk.)

Color Atlas of Clinical Orthopedics. 480 p.

Berlin; Heidelberg: Springer Verlag, 2009. pp. 1-51. (ISBN:978-3-540-85560-6)

Mády F, Holnapy G, Szendrői M.

Ankle and foot.

In: Szendrői M, Sim FH (szerk.)

Color Atlas of Clinical Orthopedics. 480 p.

Berlin; Heidelberg: Springer Verlag, 2009. (ISBN:978-3-540-85560-6)

Holnapy G, Szendrői M

Connective Tissue Disorders

In: Szendrői M, Sim FH (szerk.)

Color Atlas of Clinical Orthopedics. 480 p.

Berlin; Heidelberg: Springer Verlag, 2009. pp. 231-241. (ISBN:978-3-540-85560-6)

Holnapy Gergely, Kiss Sándor, Terebessy Tamás, Pap Károly, Shisha Tamás, Szőke

György

Varicella fertőzés szövődményeként kialakult, jelentős csontvesztéssel és

végtagrövidüléssel járó osteomyelitis sikeres kezelése MAGYAR TRAUMATOLÓGIA

ORTOPÉDIA KÉZSEBÉSZET PLASZTIKAI SEBÉSZET 52:(3) pp. 269-275. (2009)

Holnapy Gergely, Zahár Ákos, Tóth Attila, Lakatos József

Ötven éves kor alatt beültetett csípőprotézisek legalább 10 éves utánkövetése

MAGYAR TRAUMATOLÓGIA ORTOPÉDIA KÉZSEBÉSZET PLASZTIKAI

SEBÉSZET 50:(1) pp. 15-23. (2007)

Holnapy Gergely, Illyés Árpád, Böröcz István

Egy térdprotézis-beültetés tanulságai MAGYAR TRAUMATOLÓGIA ORTOPÉDIA

KÉZSEBÉSZET PLASZTIKAI SEBÉSZET 48:(3) pp. 269-277. (2005)

Holnapy Gergely

EFORT Travelling Fellowship MAGYAR TRAUMATOLÓGIA ORTOPÉDIA

KÉZSEBÉSZET PLASZTIKAI SEBÉSZET 47:(2) pp. 167-168. (2004)



## 11. KÖSZÖNETNYILVÁNÍTÁS

Köszönetemet szeretném kifejezni elsősorban témavezetőmnek, Kiss Rita Egyetemi Tanárnak a biomechanika tudományának megismertetéséért és megszerettetéséért, továbbá a végletekig kitartó, önzetlen segítségéért, amely nélkül a dolgozat nem jöhetett volna létre. Köszönettel tartozom a Semmelweis Egyetem Ortopédiai Klinika igazgatójának, Szendrői Miklós Professor Úrnak a támogató hozzáállásáért. Köszönet illeti Lakatos József egyetemi docens és Böröcz István egyetemi adjunktus urakat, akik a csípőízületi artroplasztika technikájával megismertettek, és az azzal kapcsolatos ismereteimet bővítették. Köszönet illeti Illyés Árpádot, a biomechanikai vizsgálómódszerek technikájának bemutatásáért, a mérések kivitelezésében nyújtott segítségéért.

Köszönetemet fejezem ki továbbá, Dr. Kocsis László főiskolai tanárnak, a Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem Műszaki Mechanika Tanszék Biomechanikai Laboratóriuma egykori vezetőjének, hogy lehetővé tette a vizsgálat során a Laboratórium használatát a mérések egy részének elvégzéséhez.

Köszönettel tartozom a vizsgálat sorozatban résztvevő betegeknek, akik saját gyógyulásukon messze túlmutatóan, önzetlenül részt vettek a rendszeres, időigényes kontrollvizsgálatokon.

Végül, de nem utolsó sorban hálával tartozom Családomnak a támogatásért és ösztönzésért, mely elengedhetetlen volt ahhoz, hogy kitűzött céljaimat a tudományos munkámban is elérjem.

A kutatást az OTKA K83650 és a T49471 kutatásai támogatták.