

DOKTORI ÉRTEKEZÉS

AMPUTÁLTAK TESTTUDATA ÉS ÁLLÁSBIZTONSÁGA

MAYER ÁGNES ANDREA

SEMMELWEIS EGYETEM DOKTORI ISKOLA

SPORTTUDOMÁNYOK DOKTORI ISKOLA



Témavezető: Dr. Tihanyi József egyetemi tanár DSc

Opponens: Dr. Nagykáldi Csaba egyetemi docens CSc

Dr. Dénes Zoltán orvos igazgató, egyetemi docens PhD

Szigorlati bizottság elnöke: Dr. Sipos Kornél egyetemi tanár CSc

Szigorlati bizottság tagjai: Dr. Barabás Anikó egyetemi docens CSc

Dr. Kullmann Lajos főigazgató CSc

Dr. Pavlik Gábor egyetemi tanár DSc

BUDAPEST, 2011

TARTALOMJEGYZÉK

1. BEVEZETÉS.....	6
1.1. A probléma jelentősége	6
1.2 A probléma megfogalmazása	7
2. IRODALMI ÁTTEKINTÉS.....	9
2.1. Az amputáció.....	9
2.1.1. Fogalma, indikációi, amputációs szintek.....	9
2.1.2. Amputációs szintek és művégtag-ellátási lehetőségek az alsóvégtagon	9
2.1.3. A rehabilitáció szempontjai és a fantomkezelés.....	10
2.1.4. A rehabilitáció eredményei.....	12
2.2. Az állásbiztonság.....	13
2.2.1. Az állásbiztonság jellemzése	13
2.2.2. Az egyensúly fenntartásához szükséges mozgásstratégiák	14
2.2.3. Állásbiztonság összefüggése az életkorral és a szervezet aktuális állapotával.....	14
2.2.4. Állásbiztonság különböző kórképekben	15
2.2.5. Amputáltak állásbiztonsága.....	17
2.2.6. Állásbiztonság egy lábon.....	18
2.2.7. A vizuális kontroll szerepe az állásbiztonságban	19
2.2.8. Állásbiztonság vizsgálatánál alkalmazott módszerek és változók	20
2.3. A TESTTEL KAPCSOLATOS FOGALMAK ÉRTELMEZÉSE.....	22
2.3.1 Fogalmak	22
2.3.2. A testséma szerveződésének központi és perifériás feltételei	22
2.3.3. A sémafogalom.....	23
2.3.3. Amputáltak testsémája, testtudata és a fantomjelenség.....	24
2.3.3.1 A fantomjelenség jellemzői.	24
2.3.3.2. A fantomjelenség értelmezései.....	25
2.3.3.3. A szenzoros ingerek szerepe.....	28
3. CÉLKITŰZÉS	30
3.1. A vizsgálatok céljai	30
3.2. Hipotézisek	31
4. ANYAG ÉS MÓDSZER.....	33
4.1. A vizsgált személyek.....	33

4.1.1. Az állásbiztonság és a finomkoordináció vizsgálatban résztvevő személyek jellemzői.	34
4.1.2. A testséma és a testtudat vizsgálatában részt vevő személyek jellemzői.....	36
4.2. MÓDSZEREK.....	38
4.2.1. Stabilometria.....	38
4.2.1. A fantomvégtag térbeli elhelyezkedését vizsgáló próba	44
4.2.3. A testtudat vizsgálata: a Fisher-féle Body Focus Questionnaire (BFQ) magyar változatának, azaz a Testközpontú Kérdőívnek ismertetése ¹⁷⁸	45
4.2.4. Kérdőív, mely vonatkozik az anamnézisre és a protézisviselési szokásokra	45
4.2.5. A vizsgálatok végrehajtásának körülményei.	46
4.2.6. Az adatok matematikai statisztika elemzése	46
5. EREDMÉNYEK.....	48
5.1. A felmérő skálák eredményei	48
5.1.1. A Barthel-index eredményei.....	48
5.1.2. Az Amputee Mobility Predictor (AMP) eredményei alsó végtag amputáltaknál (N=73).....	50
5.2. Az állásstabilitás és a finomkoordináció vizsgálatának eredményei.....	50
5.2.1 Statikus állásstabilitás vizsgálata két lábon	50
5.2.1.1. A nyitott szemmel, leengedett karral, két lábon végzett próba (2NL) eredményei.....	50
5.2.1.3. A nyitott szemmel, megemelt karral, két lábon végzett próba (2NF) eredményei.....	56
5.2.1.4. Az egy lábon végzett próba (1NL) eredményei és az egy láb/két láb kvóciens (1/2K) értékei	61
5.2.1.5. A testlengés iránya.....	64
5.2.3. A finomkoordinációs tesztek eredményei	65
5.2.4. A BMI és az állásbiztonság kapcsolata	66
5.3. A testséma vizsgálat eredményei.....	66
5.3.1. A fantomérzés jellege és lokalizációja	67
5.3.2 A fantomérzést kiváltó okok.....	70
5.3.3. A teleszkópjelenség és a testséma módosulása	72
5.4. A testtudat vizsgálatának eredményei	73
5.5. Eredmények összefoglalása.....	77
6. MEGBESZÉLÉS	81
6.1. A felmérő skálák.....	81
6.2. Az állásbiztonság vizsgálata.....	82

6.3. A testséma vizsgálat eredményei.....	96
6.4. A testtudat vizsgálat eredményei.....	100
7. KÖVETKEZTETÉSEK.....	103
8. ÖSSZEFOGLALÁS	107
9. KÖSZÖNETNYILVÁNÍTÁS	109
10. IRODALOMJEGYZÉK	110
11. SAJÁT PUBLIKÁCIÓK	126
12. MELLÉKLETEK	127

Rövidítések jegyzéke

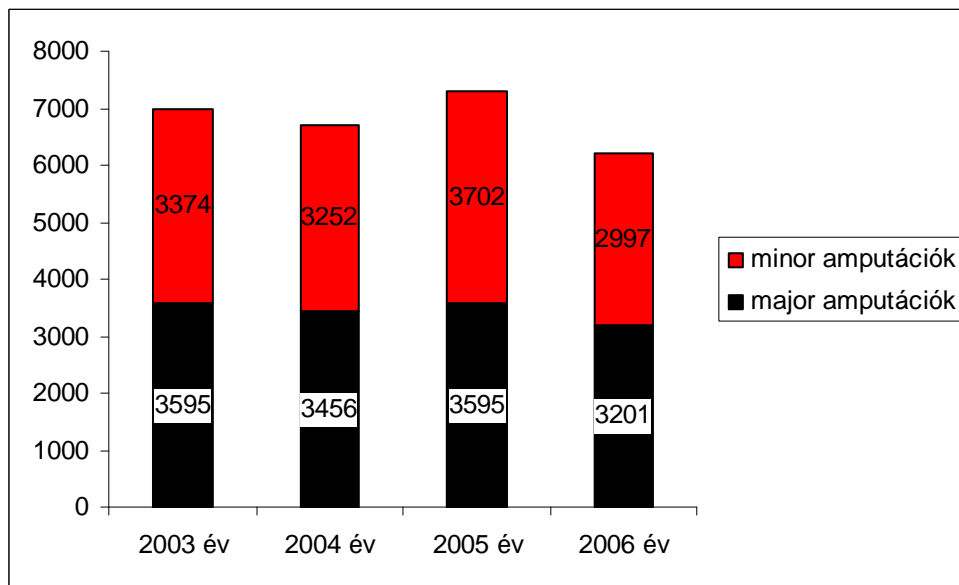
1. Talpi nyomásközéppont: **NKP**
2. A stabilogram mintavételezett pontjainak 95 %-át tartalmazó karakterisztikus kör sugara (a testlengés amplitúdója): **R**
3. A talpi nyomásközéppont összes kitérése, azaz a teljes testlengés: **SUM**.
4. A talpi nyomásközéppont anteroposterior kitérése: **A-P**
5. A talpi nyomásközéppont a mediolaterális kitérése: **M-L**
6. Két lábón állás nyitott szemmel, leengedett karral: **2NL**
7. Két lábón állás csukott szemmel, leengedett karral: **2CL**
8. Két lábón állás nyitott szemmel, felemelt karral: **2NF**
9. Két lábón állás csukott szemmel, felemelt karral: **2CF**
10. Egy lábón állás (ép lábón) nyitott szemmel, leengedett karral: **1NL**
11. A 2CL és a 2NL próba során mért sugár (R) hányadosaként számolt Romberg-kvóciens: **RK_R**
12. A 2CL és a 2NL próba során mért összes kitérés (SUM) hányadosaként számolt Romberg-kvóciens: **RK_T**,
13. A 2CL és a 2NL próba során mért anteroposterior lengés (A-P) hányadosaként számolt Romberg-kvóciens: **RK_{A-P}**
14. A 2CL és a 2NL próba során mért mediolateralis lengés (M-L) hányadosaként számolt Romberg-kvóciens: **RK_{M-L}**
15. A 1NL és a 2NL próba során mért sugár (R) hányadosaként számolt egy láb/két láb-kvóciens: **1/2K_R**
16. A 1NL és a 2NL próba során mért összes kitérés (SUM) hányadosaként számolt egy láb/két láb-kvóciens: **1/2K_T**
17. A 1NL és a 2NL próba során mért anteroposterior lengés (A-P) hányadosaként számolt egy láb/két láb-kvóciens: **1/2K_{A-P}**
18. A 1NL és a 2NL próba során mért mediolateralis lengés (M-L) hányadosaként számolt egy láb/két láb-kvóciens: **1/2K_{M-L}**
19. Testsúly megosztás vizsgálat: **TMV**
20. A testsúly megosztás különbsége a két alsó végtag között: **TMK**
21. Finom-koordináció: **FK**
22. A négyzet besatírozásának nagysága: **NBA**.
23. A négyzeten belül eltöltött idő: **NBT**.
24. A cél felett tarás ideje: **NKC**

25. Body Mass Index: **BMI**
26. Kontroll csoport: **KCS**
27. Első ellátott egyoldali amputáltak: **EEEE**
28. Gyakorlott protézisviselő egyoldali amputáltak: **GPEA**
29. Gyakorlott protézisviselő kétoldali amputáltak: **GPKA**
30. Két mérésen részt vett, első ellátott egyoldali amputáltak 1. mérése: **EEEE1**
31. Két mérésen részt vett, első ellátott egyoldali amputáltak 2. mérése: **EEEE2**
32. 6 hónapnál rövidebb ideje amputáltak csoportja: **6-**
33. 6 hónapnál hosszabb ideje amputáltak csoportja: **6+**
34. 6 hónapnál hosszabb ideje amputált, protézist viselő személyek csoportja: **PV**
35. 6 hónapnál hosszabb ideje amputált, protézist nem viselő személyek csoportja: **PN**
36. Érbetegség következtében amputáltak csoportja: **EA**
37. Trauma következtében amputáltak csoportja: **TA**
38. Egyoldali amputáltak csoportja: **EA**
39. Kétoldali amputáltak csoportja: **KA**

1. BEVEZETÉS

1.1. A probléma jelentősége

Magyarországon évente megközelítőleg 7000 amputációt végeznek, túlnyomó részben alsóvégtagon, vaszkuláris (arteriosclerosis és angiopathia diabetica, 66%) indikációval, 60 év feletti férfibetegeken. (1. ábra)



1. ábra

A minor és a major vaszkuláris amputációk megoszlása Magyarországon 2003-2006 között, a Magyar Angiológiai és Érsebészeti Társaság adatai alapján

A major amputációk 30%-a történik térd alatt¹. A fejlődő országokban az érbetegség következtében végzett amputációk száma alacsony, pl. Nigériában az összes amputáció 14%-át teszik ki². A fejlett országokban ez az arány nagymértékben eltér ettől, pl. Hollandiában, 1999-ben traumás amputációk aránya 9% volt, míg a vaszkuláris eredetű 82%³. Ezek a tények érsebészeti, sebészeti, geriátriai és rehabilitációs problémákat is felvetnek.

Az életkor előre haladtával, a betegségek esélye is nő, a fizikai aktivitás csökken. Ezt a folyamatot negatív irányba befolyásolja, hogy mire az amputációra sor kerül, a beteg fizikai aktivitása és terhelhetősége a többnyire komoly fájdalmakat okozó végtag, a megelőző érműtétek és a hosszas kórházi tartózkodás, valamint a gyakori kísérő

betegségek miatt tovább csökken. Koronarográfia-val igazoltan a betegek 71%-a szívkoszorúér szűkületben is szenved⁴. Gyakran, csaknem minden beteggel előfordul elesés, akár protézisben, akár nélküle. Az elesés veszélyes egyrészt a sérülékeny csont miatt, másrészt a magasabb életkorban gyakori osteoporózis miatt, mely növeli a csípőtáji törés esélyét. Az amputációt követő mozgásterápia egyik fő szempontja a koordinációs és egyensúlyi képességek fejlesztése speciális és járásgyakorlatok segítségével. A járásgyakorlatok során a páciens megtanulja, hogy a művégtag helyzetének érzékelése megváltozott propiocepciót igényel. Bizonyos nyomáspontokat, mint a protézis feltámaszkodási felületei, felfüggesztési pontjai, meg kell szokni, és el kell tudni különíteni a rendellenes nyomáspontoktól. Továbbá a protézis működtetése, különösen combprotézis esetén másfajta izomaktivitásokat igényel mindkét végtagon. A megváltozott mozgásszabályozás ismerete a mozgásterápia megtervezésében fontos szerepet játszik.

Amputációt követően a betegek nagy része meglévőnek érzi elvesztett végtagját. Ez a fantomjelenség, mely a testséma és a testtudat eltérésének ismert példája. A páciensek a jelenséget természetesnek élik meg. Ennek ellenére az amputációs műtétet megelőzően fel kell világosítani őket, hogy nagy valószínűséggel a műtét után is érezni fogják az érintett végtagot és ez évek múltán is így lesz. Sajnos még ma is találkozhatunk olyan amputált személlyel, aki nem mer fantomérzéséről beszélni, mert fél, hogy gyengeelméjűnek tartják. A tájékoztatás a pszichológiai felkészítés mellett balesetet is megelőzhet, hiszen az elvesztett végtag érzete olyan intenzív is lehet, hogy a beteg, elfeledkezve hiányáról, megpróbál ráállni, s ezzel újabb, komoly sérülést okoz. A jelenség megértése a későbbi fájdalomcsillapítás miatt, és a rehabilitáció tervezésében is lényeges lehet.

1.2 A probléma megfogalmazása

Amputációt követően egyensúlyvesztés következik be a fizikai és a pszichológiai követelmények és az egyén válaszképessége között. A rehabilitáció célja a megbomlott egyensúly helyreállítása. A fizikai követelmény az önellátás képességét, ezen belül a közlekedőképességet jelenti. Ennek eszköze a művégtag. A művégtag-használat kérdése két problémát is jelent, melyek már egyaránt fizikai és pszichológiai megközelítést is igényelnek.

1. A megváltozott szomatoszenzoros feltételek mellett újra kell tanulni a test statikus és dinamikus egyensúlyban tartását és a járáshoz szükséges helyes koordinációt.
2. El kell fogadni a megváltozott testet, hiszen az amputált személy bár tudja, hogy elvesztette végtagját, mégis meglévőnek érzi azt, a testsémában benne foglaltatik

Vizsgálataink általános célja éppen ezért az volt, hogy kutatási eredményeinkkel gazdagítsuk ismereteinket, az egyensúlyozó képességet illetően, valamint a testtudat, testséma változásában az amputációt követően és ezáltal hozzájáruljunk az amputáltak rehabilitációjának fejlesztéséhez.

2. IRODALMI ÁTTEKINTÉS

2.1. Az amputáció

2.1.1. Fogalma, indikációi, amputációs szintek

Az amputáció a testrészek és szervek minden szövethéleségére kiterjedő eltávolítását jelenti⁵.

Indikációi:

- Keringési elégtelenség
- Trauma
- Gyulladás
- Tumor
- Fejlődési rendellenesség

2.1.2. Amputációs szintek és művégtag-ellátási lehetőségek az alsóvégtagon

1. Ujjak amputációja, melyet követően a beteget ortopéd cipővel látják el.
2. Transmetatarsális amputáció
3. Tarsometatarsális azaz Lisfranc amputáció
4. Intertarsális, azaz Chopart ízületi amputáció
5. Pirogoff amputáció, melyesetében a calcaneus egy része és a talus megmarad. Protetizálás után a végtag kb. 2 cm-rel hosszabb lesz. Az ellátás mobilizátor segítségével történik
6. Syme-csonk esetén a talust kiízesítik, a tibia és a fibula megmarad. Protetizálás szempontjából lábszárcsonknak számít.
7. Transztibiális (TTA) amputációt általában Burgess szerint végzik a lábszár felső és középső harmadának határán. A soleusokat eltávolítják, az antagonistá izmokat összevarrják. A n. suralist magasan átvágják, izmok közé ágyazzák.
8. Térd exartikulációt követően az egész femur megmarad.
9. Transzfemorális amputáció (TFA) esetén minél hosszabb csonk képzése a cél, mert így a femur hosszabb erőkart biztosít a protézis működtetéséhez. Az izomzatot 4-5 cm-rel proximálisabban vágják át. A nagyerek lekötése után a

femurt lekerekítve fűrészelik át. A n. ischiadicust magasan vágják át, a neurinómák kialakulásának elkerülése érdekében. Fiatal páciensnél gyakran képeznek mioplasztikus csonkot, az izmok egy részét a csonthoz horgonyozzák. A stabil tapadás biztosítása növeli az megmaradt izomrészek funkcionális hatékonyságát. Érbetegeknél nem végeznek miodézist⁶.

A műtéti technika hatása az izomműködésre. A sértetlen, vagy az amputációs szinttől függően részben épen maradó izmok közé tartozik a m. gluteus maximus és a m. tensor fasciae latae. Tapadásuk a tractus iliotibialis, és normális aktivitást mutatnak, ha a tractust megfelelően rögzítik⁷. Az átvágott izmok egy része biartikuláris izom: m. sartorius, m. rectus femoris, m. gracilis, hamstring-csoport. Amennyiben ezen izmok tapadását korrekten rögzítik, disztális amputáció esetén az izomfunkciók megmaradnak a mozgás során. Magasabb szintű amputáció esetén a protézis tok fixálásában játszanak szerepet⁷. A csípő adduktor csoportjának izmai közül a leghatékonyabb a m. adductor magnus. Standard, azaz a középső, felső harmad határán végzett amputáció esetén az adduktor nyomaték 70%-a elvész. Ennek következtében az adductor és abduktor csoport közötti egyensúly megbomlik. Az egyik következmény a gyakori abdukciós kontraktúra, a másik, hogy a femur normál pozíciójának megtartása és a protézis irányítása nehezebbé válik. Az ún. izom-megőrző amputációval a m. adductor magnus megkímélésére törekednek⁸.

10. Csípőexartikuláció esetén a teljes femur hiányzik. A műtét igen nagy megterhelést jelent.
11. Hemipelvectomy általában tumoros esetben végeznek, ha nincs metastasis. Ez két utóbbi típus medencekosaras protézissel látható el. A protetizálás csak fiatal pácienseknél jöhet szóba⁶.

2.1.3. A rehabilitáció szempontjai és a fantomkezelés

A rehabilitáció szempontjai alsó végtag amputáció esetén

- ❖ Mobilizálás:
 - Kerekesszékkal
 - Járókerettel, mankóval
- ❖ Izomerősítés:
 - felső végtagok izomzata

- has és hátizmok
 - járáshoz szükséges izomzat
 - csonk izomzata
-
- ❖ Koordinációs és az egyensúlyt fejlesztő feladatok
 - ❖ Fantomkezelés
 - ❖ A csonk formálása rugalmas pólya vagy harisnya alkalmazásával
 - ❖ Protézis önálló felvételének betanítása
 - ❖ Járásgyakorlás:
 - ideiglenes pneumatikus protézisben
 - az ideiglenes protézisben
 - végleges protézisben
 - lépcsőn és a különböző terepeken való járás gyakorlása⁹.

A rehabilitáció szempontjai felső végtag amputáció esetén

- ❖ Izomerősítés
 - megmaradt felső végtagi izomzat
 - has és hátizmok
 - járáshoz szükséges izomzat
 - csonk izomzata
-
- ❖ Koordinációs és az egyensúlyt fejlesztő feladatok
 - ❖ Fantomkezelés
 - ❖ A csonk formálása rugalmas pólya vagy harisnya alkalmazásával
 - ❖ A mechanikus vagy mioelektromos protézis működtetéséhez szükséges izmok aktivitásának tudatosítása feed-back készülékkel.
 - ❖ Protézis önálló felvételének betanítása
 - ❖ A protézisben kivitelezhető mozgások gyakoroltatása az egyszerűtől a bonyolultabb mozgásokig, fogóerő adagolásának gyakorlása⁹.

A fantomkezelés

A fantomjelenség gyakorlatban való alkalmazása a fantomkezelés, mely során a hiányzó végtagot gondolatilag tornáztatjuk, mintha teljes terjedelmében, tömegével, mozgáskiterjedésével jelen lenne. Ez a módszer esetenként csökkenti a

fantomfájdalmat, és a protézis testsémába való beépülését várják tőle. A módszerről több mint 40 évvel ezelőtt számoltak be az Orvosi Hetilapban. Valódi hatékonyságáról azonban nincsenek vizsgálati adatok, jóllehet a gyógytornászok a mai napig alkalmazzák, a páciensek pedig szívesen gyakorolják¹⁰.

2.1.4. A rehabilitáció eredményei

Cutson és Bongiornoi áttekintése alapján elmondható, hogy az életkor nem feltétlenül határozza meg a rehabilitáció sikerét, de a kísérőbetegségek és az általános egészségi állapot fontos szerepet játszanak, mert proximálisabb amputáció nagyobb energiát igényel a cardiovascularis és pulmonális rendszertől^{11, 12}. Jól ismert, hogy magasabb szintű, illetve több végtagot érintő amputáció rehabilitációs eredményei rosszabbak. Az említett meghatározók mellett több végtagot érintő amputáció esetén befolyásoló tényező az első amputációt követő protetizálás sikere^{11,13}. A második amputáció után az első amputációt követően sikeresen protetizáltaknak csak a fele lesz járóképes¹⁴. Térd feletti dupla amputáltak túlnyomó többsége nem lesz protézishasználó, kerekesszéket használ vagy ágyban fekszik. Az egy térd alatti és egy térd feletti amputáció kombinációjában a rehabilitációs eredmények jobbak, és legsikeresebb a bilaterális tibiális amputáltak rehabilitációja¹⁵.

Kétoldali alsóvégtag amputáltak esetén a függetlenség a mindennapi életben a magas szintű protézishasználat függvénye, és fiatalabb életkorban lehetséges¹⁶. Akadályozó tényezők lehetnek az életkor, a csonk problémái, kontraktúrája¹⁷.

A járás energiaigénye az amputáció súlyosságától függ. Egyoldali térd alatti és feletti amputáltak metabolikus energiaigénye nagyobb, kétoldali combamputáltak energiaigénye többszöröse az egészségesekénél, még alacsonyabb járási sebesség esetén is^{18, 19}. Ez behatárolja az egyéni fizikai képességeket²⁰. Kétoldali térdexartikulációt szenvedett amputáltak esetén azonban kimutatták, hogy az energiaigényt befolyásolja a protézis típusa²¹.

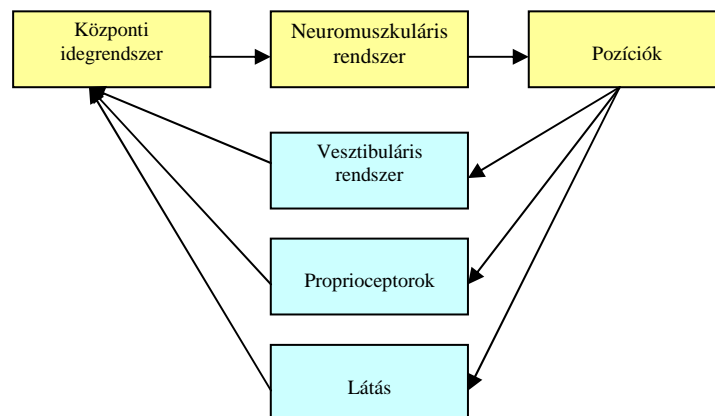
Wright és mtsai rámutatnak, hogy a járással kapcsolatos jellemzők nagyon különbözőek lehetnek, és említett faktorokon kívül a testsúly is befolyásoló lehet, valamint további kutatásokat javasolnak a pszichológiai faktorok összefüggéseinek feltárására²².

Tudomásunk szerint kétoldali amputáltak állásbiztonságának és rehabilitációs eredményeinek összefüggéséről még nem végeztek vizsgálatokat.

2.2. Az állásbiztonság

2.2.1. Az állásbiztonság jellemzése

Az emberi test tömegközéppontja az alátámasztási felület felett helyezkedik el, ezért a test helyzete viszonylag instabil. Az egyensúlyi helyzet fenntartása érdekében a neuromuszkuláris rendszernek az akaratunktól független mozgást kell szabályoznia, mely során az izmok működése és az ízületek helyzete folyamatosan alkalmazkodik²³. Bármely testhelyzet csak látszólagosan mozdulatlan, apró ide-oda helyzet-ingadozások, álló helyzetben kisebb eltérések a függőleges helyzettől figyelhetők meg (testlengés). Az ingadozások az addig tónusban levő izomcsoportok kisebb ellazulásával kezdődnek, melyet a tónus újbóli növekedése kompenzál²⁴. Az aktuális testtartás biztosításához szükséges információk: a vizuális, a vesztibuláris és a szomatoszenzoros információk²⁵. A központi idegrendszer az aktuális helyzetnek és az egyén adottságainak megfelelően alkalmazza a különböző információkat²⁶. Ha bármelyik alrendszerből a központi idegrendszerbe érkező információ hiányos, e hiányt egy másik alrendszer próbálja kompenzálni²⁵. (2. ábra)



2. ábra

A mozgás szabályozásában résztvevő rendszerek

A mozgások és a test, testrészek aktuális helyzetének érzékelésében fontos szerepet játszanak a proprioceptorok, különösen az izom- és ínorsók, melyek információkat szolgáltatnak az izmok és inak aktuális helyzetéről, feszüléséről, valamint a bőr tapintás és nyomásérzékelő receptorai²⁷. A proprioceptív rendszer az alsó végtagok mozgásmintáinak szabályozásában meghatározó²⁸. A vesztibuláris kontroll elsősorban

a törzs stabilizálásában játszik szerepet²⁹, míg egyes kutatók szerint nincs jelentősége az alsó végtag izomműködésének szabályozásában³¹, mások szerint a csípőstratégia működésében van³⁰. A vizuális információk szükségesek a maximális stabilitás biztosításához³¹, részt vesznek a fej és a törzs beállításában, és kimutatták szerepüket a bokastratégia működésében is³². Az oldalirányú lengés szabályozása a kisagy feladata, a vermis pedig az előre-hátrairányuló lengést szabályozza³³.

2.2.2. Az egyensúly fenntartásához szükséges mozgásstratégiák

A test egyensúlyban tartásához három fontos mozgásstratégia szükséges: a boka stratégia, a csípő stratégia és a kilépési stratégia³⁴. Az első két stratégia alkalmazása nem különül el élesen egymástól. A boka stratégia a testet érő kismértékű anterior-posterior irányú kényszerítőerő hatására működik. A test súlypontja dorzál vagy plantárflexió következtében a kényszerítőerő irányába mozdul el és megközelíti az alátámasztási felület határát. A csípő stratégia nagyobb erő hatására lép működésbe, ha már a boka stratégia nem elegendő³⁵. A csípőízület flexiós-extenziós mozgásának hatására a test súlypontja az erővel ellentétes irányba mozdul el. Lekhel megkülönböztet laterális csípőstratégiát is, mely nehéz feltételek között, pl. instabil alátámasztási felületen, működik³⁶. Más szerzők szerint, a boka és a csípő stratégia nemcsak flexió-extenziós mozgást jelent, hanem mediál-laterál irányú erő hatására működésbe lépnek a boka pro-és szupinátorok és a csípő ab-és adduktorok. Normál álláskor szagittális síkban a bokastratégia dominál. Széles terpeszben a csípőstratégia jelentősebb, ugyanakkor a frontális síkban mindkettő nő³⁷. Kuo azt találta, hogy az ízületek független kontrollját nehéz megvalósítani. Vizsgálata szerint, ha az izomaktiváció korlátozott, pl., ha a térd nyújtva van, a boka és a csípő válasza 1: 3 arányú³⁸. A csípőstratégia hatékonyabb a test tömegközéppontjának kontrollálásában, mert kevesebb izomaktivációt igényel, mint a bokastratégia. Ha a kényszerítőerő oly mértékű, hogy a súlypont elhagyja az alátámasztási felületet, a kilépési stratégia indul be, mely során a test megváltoztatja az alátámasztási felületet³⁴.

2.2.3. Állásbiztonság összefüggése az életkorral és a szervezet aktuális állapotával

A muszkuláris rendszer aktuális állapota, fáradtsága befolyásolja az egyensúlyt. Az alsó végtagi izmok fáradtságának hatását vizsgálták a poszturális kontrollra egy lábon

állva. A boka körüli izmok fáradtságának hatására romlott a poszturális kontroll³⁹. Ugyanakkor egy másik vizsgálatban, frontális síkban, a térd és a csípő körüli izmok részvétele csökkent a poszturális kontrollban, míg a bokaizomzaté nem. Szaggitális síkban mindhárom ízület izomzatának fáradtsága vezetett a poszturális kontroll csökkenéséhez⁴⁰. Dickin szerint a fáradtság következtében csökkent poszturális válasz centrális mechanizmusokon alapul⁴¹.

Az életkorral együtt az egyensúlyozás képessége csökken. Idős emberek állásbiztonsága rosszabb, mint a fiataloké⁴². A változás fiatal életkorban elkezdődik⁴³ és fokozatosan romlik tovább⁴⁴ köszönhetően az idegrendszer, az alsó végtagi izomerő és a propriocepció csökkent működésének^{45,46,47}. Jóllehet, az izomerő, a rugalmasság és a propriocepció időseknél is fejleszthető⁴⁸⁻⁵³. Az idősek és a fiatalok egyensúlyát összehasonlítva azt tapasztalták, hogy a csípőízület mozgása és a csípő körüli izmok aktivitása a különböző feladatok alatt idősebbeknél nagyobb volt. Amaridis és Okada is arra az eredményre jutott, hogy az idősek a csípőmozgásokat, a fiatalok inkább a bokamozgásokat részesítik előnyben az egyensúly megtartása érdekében^{54,55}.

Wolfson és mtsai szerint az egyensúlycsökkenés inkább a betegségeknek köszönhető, mintsem az öregség szükségszerű velejárója⁴². Az egymást követő egyensúlyfejlesztő feladatokat követően az idősek teljesítménye javult, jelezve, hogy az egyensúly rövid idő alatt is képes alkalmazkodni a feltételekhez. Buatois kimutatta, hogy a gyakran eleső pácienseknél ez az alkalmazkodás nem figyelhető meg⁵³. Testlengésük vizuális kontroll hiányában szignifikánsan nagyobb, mint azoké, akik egyszer sem, vagy egyszer estek el. Ezzel szemben a klinikai tesztek nem mutattak különbséget az elesők és a nem elesők között. Funkcionális egyensúly vizsgálata során Nagy arra a következtetésre jutott, hogy az az életkorral és a testmagassággal mutat szignifikáns kapcsolatot. Azonban ha személyek rendszeresen fizikai aktivitást végeznek e két tényező szignifikáns hatása eltűnik⁵⁶.

2.2.4. Állásbiztonság különböző kórképekben

A különböző ideg- és izomrendszeri betegségek befolyásolják az állásbiztonságot. Horak a szomatoszenzoros és a vesztibuláris információk szerepét vizsgálta a poszturális válasz koordinációjában³⁰. Egyik rendszer deficitje esetében sem volt késlekedő vagy dezorganizált a válasz, de a poszturális válasz típusa eltért. A vesztibuláris hiány eredményezte a normál boka stratégiát és a csökkent csípőstratégiát,

mely jelzi, hogy a csípőstratégia használatához a vesztibuláris információkra van szükség. Szomatoszenzoros hiány esetén a csípőstratégia nőtt a kontroll érdekében. Egy másik vizsgálat a bokastratégia csökkenését mutatta ki szomatoszenzoros deficit esetén. A talpi nyomásközpont kitérése anteroposterior, és különösen mediolaterális irányban nagyobb volt, mint az egészségeseknél⁵⁷.

Stroke-on átesett betegek testlengése nagyobb, mint az egészséges embereké⁵⁸⁻⁶¹, mind anteroposterior, mind mediolateralis irányban, párhuzamos lábtartásnál és harántállásban^{60,62}. Az okok között szerepel az izomerő csökkenése, a csökkent ízületi mozgásterjedelem és a megváltozott izomtónus. Kimutatták, hogy a baloldali hemiplégek teljes testlengése, és mediolaterális lengése nagyobb, mint a jobb oldali hemiplégeké^{63,60}. Ez utal arra, hogy a jobb agyféltekének nagyobb szerepe van az egészséges térorientációban, mint a bal agyféltekének⁶⁰. Parkinsonizmusban szenvedő betegeknél is megfigyelték a testlengés növekedését⁶⁴⁻⁶⁶, mely centrális eredetű és az izomtónus és az izomaktiváció szabályozásának zavara okozza⁶⁸. Cerebelláris ataxia esetén a térdflexorok csökkent aktivációja és a túlzott medencemozgás növeli a testlengést⁶⁹.

A szomatoszenzoros információk egy része a műízület beültetésekor elvész. A proprioceptív deficitnek tulajdonítják, hogy bár a klinikai eredmények megfelelőek, mégsem párosulnak annak megfelelő funkcionális eredménnyel⁷⁰⁻⁷². Ízületi instabilitás következtében is megfigyelhető a csökkent poszturális stabilitás^{73,74}. Bokasérült és egészséges embereket összehasonlítva különbséget találtak az egyensúly megtartására szolgáló stratégiákban. A sérült csoport poszturális kontrollja akkor javult, amikor a csípő végezte a korrekciót⁷³.

Megfigyelték, hogy a gerinc problémái is befolyásolják a poszturális kontrollt. Az izomzat károsodásával magyarázzák, hogy idiopathiás scoliosisban szenvedő lányoknak nő a testlengése az egészségesekhez képest különösen anterior-posterior irányban⁷⁵. Az alsó háti szakasz fájdalomban szenvedő betegek egyensúly kontrollja is eltér a fizioológiástól, mert nem képesek a csípőstratégia elindítására és ellenőrzésére és a vizuális függés is nagyobb az egészségesekhez képest⁷⁶. Krónikus hátfájdalommal küzdő pácienseknél a csökkent poszturális stabilitás, mely egy lábon és két lábon álláskor is tetten érhető, a csökkent koordinációval és a lumbális-pelvicus izomzat gyengeségével magyarázható⁷⁷. Lumbalis discectomiát követően a páciensek nem nyerik vissza az egyensúlytartó képességüket, az egy lábon állás az operált oldalon csukott és nyitott szemmel nem különbözik, de a másik oldalon igen. Ezt a vizuális

kompenzáló mechanizmusok fejlődésével magyarázzák⁷⁸. Nyaki gerinc sérülését követően a nyaki proprioceptorok hiányos működésével magyarázzák a poszturális kontroll csökkenését⁷⁹. Bokatorést követően a plantár és a dorzálflexorok csökkent ereje egyensúlytartás csökkenéséhez vezet. A nagyon gyenge izmokkal rendelkező bokatorítottak az egy lábón állást nem is tudták végrehajtani⁸⁰. Ugyanakkor csípő osteoarthritisban szenvedő férfiaknál sem két, sem egy lábón nem mutatták ki statikus egyensúlytartás csökkenését⁸¹. Idős nők vizsgálata során az egy lábón való állásbiztonság és a boka dorzálflexiós mozgásterjedelme között található összefüggés⁸². Az egészséges emberek szimmetrikusan osztják meg testsúlyukat a két alsó végtag között. Azonban ha valamelyik oldalhoz extra súlyt adnak, az megnöveli a testlengést⁸³. Idős emberek testsúly megosztása aszimmetrikus, és vizuális kontroll hiányában az aszimmetria tovább nő⁸⁴.

2.2.5. Amputáltak állásbiztonsága

Alsó végtag amputáltak állásbiztonsága fontos jelzője a szociális aktivitásnak. 435 szociális otthonban élő amputáltat Activities-specific Balance Confidence segítségével vizsgálva tapasztalták, hogy állásbiztonságuk alacsony és több tényezőtől függ: nem, kor, etológia, segédeszköz-használat, depresszió és az eleséstől való félelem⁸⁵.

Amputációt követően a poszturális kontroll átrendeződése történik, ahol a szenzoros meghatározók kritikus szerepet játszanak⁸⁶. Fiatal aktív amputáltakat vizsgálva, úgy tűnik, hogy a poszturális instabilitás az amputáció következménye és másodlagos szerepe van az életkornak és a fizikai aktivitásnak. Az amputált csoport mind a statikus, mind a dinamikus állásbiztonsági teszteknel gyengébben teljesített, mint az ép csoport. Nagyobb volt a különbség a két csoport között az anteroposterior lengés mértékében, mint a mediolaterális lengésben, amelyet a bokastratégia hiányával magyarázzák⁸⁷. Ezzel szemben egy másik vizsgálat során azt találták, hogy térd feletti amputáltak és a kontrollcsoport testlengése nem különbözik^{88,89}. Az egészséges és az amputált csoport állásbiztonságát összehasonlítva, előre-hátramosztó alátámasztási felületen, az előre-hátrairányuló talaj reakció erő mértéke mind a protetizált, mind az egészséges lábón nagyobb volt, mint a kontrollcsoportban, és nyomásközéppont által bejárt terület növekedett az ép lábón és csökkent a protetizált lábón. A magas aktivitású, gyakorlott protézisviselő, egyoldali amputáltak jól kompenzálják a bokastratégia hiányát az ép oldal nagyobb igénybevitelével és terhelésével. Az alkalmazkodás lehetőségei a

protetizált oldalon korlátozottak⁹⁰. Fernie vizsgálatában a testlengés függött az amputáció magasságától (tibiális, vagy femorális), és az életkortól⁸⁹. Nadollek stabilometriás vizsgálata során azt tapasztalta, hogy a tibiális amputáltak jobban terhelik ép végtagjukat, és ezen az oldalon nagyobb az anteroposterior lengés mértéke. A mediolateralis lengés nem különbözött⁹¹.

Hermodsson vaszkuláris és traumás indikációval tibiális szinten amputált páciensek, és egészséges személyek állás egyensúlyát hasonlította össze. Az amputáltak állás egyensúlya rosszabb volt, mint az egészségeseké. Ugyanakkor azt találta, hogy a laterális lengés mértéke amputáltaknál kisebb, melyet a boka merevségével magyarázott. A vaszkuláris amputáltak egyensúlya rosszabb volt, mint a traumásaké. Diabeteses és non-diabeteses amputáltak testlengése között sem talált szignifikáns különbséget⁹².

Érbeteg amputáltaknál kapcsolatot mutattak ki a vibráció, és a tapintás érzékelése, valamint a keringési státusz és a nyomásközéppont kitérésének nagysága között. Gyengébb érzékeléssel rendelkező páciensek eseteiben nagyobb volt az elesések száma és kisebb a mobilitási szint⁹³.

A testsúly megosztás vizsgálatát a járástréning sikerességének értékelésére ajánlják. Summers és mtsai a teljes testsúlyhoz viszonyítva adták meg a protézis terhelését. A protetizált lábon mért statikus terhelés nem különbözött a járás közben mért dinamikus terheléstől. Ezért a protézis statikus terhelésének gyakorlása alkalmas a járás előkészítésére⁹⁴. Mozgó felületen való álláskor az amputáltak jobban terheltek az ép végtagjukat, mint protézisüket⁹⁰. Nadollek korrelációt talált az abduktor izomzat ereje és a protézis terhelése között⁹¹. Erősebb amputált oldali abduktor izomzat hatására nő a protézis testsúlyterhelése is. Mouchnino azt vizsgálta, hogyan indul a testsúly áthelyezés egy lábra álláskor, ha a disztális izmok hiányoznak. Egészségesekben az első fázis a m. gastrocnemius aktivitása, tibiális amputáltaknál a m. tensor fasciae latae kezdi a működést⁹⁵.

2.2.6. Állásbiztonság egy lábon

Az egy lábon állás vizsgálatát alkalmasnak tartják az elesések előrejelzésére, és az egyensúlytartás fejlesztésére, ezzel együtt az elesésekből fakadó csípőtáji törések megelőzésére^{96,97}. A különböző mozgásszervi problémák esetén, mint krónikus alsó háti fájdalom, discectomia utáni állapot, bokatorést követően, tapasztalták, hogy egy

lábán állva csökken a poszturális stabilitás^{76,77,79}. Idős nők vizsgálata során az egy lábán való állásbiztonság és a boka dorzálflexiós mozgásterjedelme között található összefüggés⁸¹.

Meglepő, hogy az amputáltak unipedális állásbiztonságára vonatkozó adat csak kis számban áll rendelkezésre a vonatkozó irodalomban. Hermodsson összehasonlítva az egészségesek egy lábán állását és a traumás amputáltak ép lábán állásával, nem talált szignifikáns különbséget a testlengésben, jöllehet azt várta, hogy az amputáltak testlengése kisebb lesz⁹².

2.2.7. A vizuális kontroll szerepe az állásbiztonságban

A vizuális kontroll szerepe a stabil állás megtartásában fontos szerepet játszik. Egészséges embereknél a vizuális kontroll az állásbiztonságot nem befolyásolja⁵⁹. Jelentősége azonban különböző problémák esetén megnő. Az egyensúly megtartásában a domináns szemnek nagyobb szerepe van⁹⁸. A hosszabb ideig tartó fizikai aktivitás időseknél csökkenti a vizuális függést⁹⁹. Összefüggést találtak a poszturális kontroll, a szorongás között abban az esetben, ha vizuális input volt, hiányában ez a kapcsolat eltűnt¹⁰⁰. Gyengébb izomzatú emberek testlengése a látás hiányában nagyobb¹⁰¹. A látási információknak szerepe van a törzs, a fej beállításában és a soleus-reflexben^{28,32}. Térdízületi elülső keresztszalag sérülés, Parkinson-kór, spinocerebelláris degeneráció, kongenitális nystagmus, stroke és mangánnal dolgozók esetén vizuális kontroll hiányában jelentősen nő a testlengés¹⁰²⁻¹⁰⁷. Stroke-on átesett betegeknél a két alsóvégtag testsúlyterhelése közötti aszimmetria nagyobb vizuális függéssel párosul^{59,107}. A vizuális függés a férfiak esetén nagyobb, mint a nőknél¹⁰⁸.

Térd feletti amputáltak és egészségesek testlengése között nyitott szemmel végzett próba során nincs különbség, de csukott szem esetén jelentős eltérés volt a két csoport között^{88,89}. Tibiális amputáltak és egészségesek testlengése között nyitott szemmel végzett próba során nincs különbség, de csukott szem esetén jelentős az eltérés a két csoport között¹⁰⁹. Ugyanakkor tibiális és femorális amputáltakat vizsgálva, mozgó alátámasztási felület esetén, nem találtak különbséget a csukott és nyitott szemmel mért testlengések között⁹⁰. Két erőplaton mérve, csukott szemmel, tibiális amputáltak ép oldalán jelentősen növekszik az anteroposterior lengés⁹¹. A nyitott és csukott szemmel végzett próba eredményének arányát alkalmasnak tartják a vizuális függés mértékének meghatározására⁸⁸. A Romberg-kvóciens értéke függ a fixált tárgy és a szem

távolságától, ill. a két szem tengelye által bezárt szögtől, de csak nagyon közel fixált tárgy esetén befolyásolják a fényviszonyok⁸⁹. Egészséges felnőtteknél kimutatták, hogy a vizuális függés csak 60 év felett nő az életkorral együtt⁹⁰. Amputáltaknál a vizuális kontroll nem jelez kapcsolatot az életkorral⁹¹. Egyoldali alsóvégtag amputáltak poszturális kontrollja tréninget követően javul, és csökken a vizuális függés, jelezve a szomato-szenzoros információfeldolgozás fejlődését⁸⁶.

A vizuális kontroll szerepével amputáltak állásbiztonságában csak néhány cikk foglalkozik. Ezért szeretnénk választ kapni arra, hogy a vizuális kontroll milyen szerepet játszik az állásbiztonságban az amputációt követően az első protézisellátás során és hogyan alakul hosszabb ideje egy és kétoldali amputációt szenvedett személyek eseteiben.

Különböző fejlesztő tréningek jelentősen növelik az egyensúlytartó képességet. Egyoldali alsóvégtag amputáltak poszturális kontrollja tréninget követően javult és csökkenést tapasztaltak a vizuális függésben, jelezve a szomatoszenzoros információfeldolgozás fejlődését⁸⁶. Proprioceptív Neuromuscularis Facilitáció (PNF technika), mint proprioceptív feed-back-en alapuló tréning, hatékonyabb a protetizált oldal teherviselő képességének és a járás paramétereinek fejlesztésében, mint a hagyományos járástréning¹¹⁰. Sabolich és Ortega a Sense-of-Feel (SOF) eszközzel fejlesztették amputáltak egyensúlyát. Az eszköz két, a talpon elől és hátul elhelyezkedő szenzorból és a csonk megfelelő területén elhelyezkedő transzcután jeleket kibocsátó elektródákból áll. Segítségükkel megkülönböztethetők a támasz megfelelő fázisai. Tréning előtt és utáni állásbiztonság és járásszimmetria vizsgálata fejlődést mutatott¹¹¹.

2.2.8. Állásbiztonság vizsgálatánál alkalmazott módszerek és változók

Funkcionális egyensúly vizsgálat

A funkcionális egyensúly vizsgálatok során a statikus egyensúly fenntartását vizsgálják testsúly áthelyezés vagy akaratlagos mozgás végzése során¹¹². Standardizált tesztek közül jól alkalmazható, megbízható a Berg Balance Scale, a Time Up and Go Test, a Balance Screening Tool, ill. a Fullerton Advanced Balance Scale, melyek elsősorban idősek vizsgálatára használnak¹¹³. Fiatalabbak vizsgálatára alkalmasabb a Flamingo Balance Test¹¹⁴.

Műszeres biomechanikai vizsgálatok

A műszeres biomechanikai vizsgálatok a nemcsak az állás stabilitásának mértékéről, hanem a szabályozási folyamatról is adnak információt. Az erőplatók a függőleges irányú talajreakció erő mérése alapján adnak információt a talpi nyomásközéppont vándorlásáról. 1944-ben publikálta Travis vizsgálatát, melyben bizonyítja elektromos stabilométerének megbízhatóságát¹¹⁵. 1969-ben kezdték alkalmazni Kistler piezo-elektromos effektuson alapuló erőplatóját, melynek továbbfejlesztett változatai használatosak napjainkban is¹¹⁶. Az erőplatók számos változót képesek mérni, ill. ezek segítségével további változók számolhatók. E változók a különböző vizsgálati feltételek közötti különbségek - eltérő instrukciók, vizuális függés, tréninghatás – kimutatására alkalmasak

A leggyakrabban mért változó a talpi nyomásközéppont mediolaterális és az anteroposterior irányú elmozdulása, és a teljes elmozdulása¹¹⁷, továbbá az ezekkel összefüggő mediolaterális és anteroposterior maximális lengés amplitúdója, frekvenciája, a testlengés sebessége és gyorsulása, ill. a terület nagysága, amelyen belül a lengés történt¹¹⁸. Raymaker és munkatársai egy új paramétert javasolnak, mely a tömegközéppont legnagyobb kitérésének nagyságán és időtartamán alapul, és jelzi az elesés rizikóját¹¹⁹.

Különböző matematikai módszerek alkalmazása segíti a mért adatok elemzését. Ilyen módszer a diffúziós analízis és a spektrumanalízis^{120,121}.

Az irodalomban a mintavételi frekvencia 10 és 100Hz között van általában, az ismertett változókat nagymértékben befolyásolja, ezért a különböző kutatók eredményeinek összehasonlítása nehézkes¹¹⁹. Hasonlóképpen befolyásoló tényező a mintavétel időtartama, mely nagymértékben függ a vizsgált személyek képességeitől⁹².

További stabilitást mérő eszközök léteznek, melyeket a test meghatározott részére kell rögzíteni. A Sway Star elnevezésű eszköz a törzsre, a lumbális gerinc magasságában, övvel kell rögzíteni és szenzora elmozdulásokat mér. Alkalmazásával a törzs mozgások és az ennek során fellépő szögsebesség változások rögzíthetők¹²². Nemcsak állásstabilitás mérésre alkalmas, hanem a járás és egyéb mozdulatok során történő törzsmozgások mérésére¹²³. A Zebris Cranio-Corpography elnevezésű eszköze ultrahang alapú mérőrendszer, az állás során a váll és a fej mozgásait méri¹²⁴. Alkalmazzák a testlengés, a fej és a váll elmozdulásának és a torticollis szögének mérésére¹²⁵.

2.3. A TESTTEL KAPCSOLATOS FOGALMAK ÉRTELMEZÉSE

2.3.1 Fogalmak

A téma tárgyalása során több rokon értelmű kifejezéssel találkozunk, melyek a testünkről alkotott képet más-más aspektusból közelítik meg. Az irodalomban sem mindig egyértelmű ezeknek a használata.

A *testkép* Fisher szerint az egyén saját testének a képe. Olyan fogalom, amely a testre, mint pszichológiai élményre vonatkozik, amely magába foglalja az egyén testével szemben tanúsított érzéseit, attitűdjeit, amelyet a tapasztalat során alakított ki¹²⁶.

A *testséma* Head szerint neurofiziológiai meghatározás, tartalmazza a test fizikai jellemzőit, méreteit, térbeli elhelyezkedését, működését¹²⁷. Schilder megfogalmazása szerint a testséma az „a térbeli kép, amelyet mindenki magáról alkot. Ez a séma feltehetően egyes részeit rendszerben, kölcsönhatásaikkal együtt tartalmazza. Hogy a test e sémája és a külvilág érzékelése között kapcsolat áll fenn, az eleve igen valószínűnek látszik”. A testséma fogalmát a *testvázlattal* azonos értelemben használja az irodalom¹²⁸.

A *testtudat* Schilder szerint a testiség szubjektív tapasztalata, a testséma, a testtartás és a testhelyzet szabályozó elveinek összessége a térben történő mozgások vonatkozásában¹²⁸. Kudar megfogalmazásában a testtudat a testélmény konceptualizálása, mely a saját testünkről szerzett tudatosult tapasztalatokon, különböző eredetű információk értékelésén alapul. A testtudat nem mindig egyezik meg a testsémával. Jól ismert példája ennek a fantomjelenség. A hiányzó testrészt meglévőnek éli meg a személy, bár tudja, hogy elvesztette¹²⁹.

2.3.2. A testséma szerveződésének központi és perifériás feltételei

Központi idegrendszerünkben minden testrészünk képviselője megtalálható. Penfield és Rasmussen agyműtétek és agyi stimulációs vizsgálatok alapján összegezték a testfelépítés szenzoros és motoros mezőinek reprezentációját¹³⁰. Az agykéreg mellett kisagyban és a thalamusban is megtalálható a testrészek képviselője. A kérgi reprezentációs terület nagysága nem az adott testrész méretével, hanem funkcionális jelentőségével, a mozgások finomságával áll arányban. A féltekék mediális felszínéről

a lobus parietalisba húzódva helyezkedik el a lábujjak, a boka, majd az áthajlásban a térdek képviselője. Továbbhaladva a csípő, a törzs, a kéz, majd a száj reprezentációja következik. A Sylvius barázda mellett az állkapocs, a nyelv, a garat és a gége képviselője található. A legnagyobb kiterjedésű az ujjak és a mimikai izmok területe. A mozgó kéregben a képviselő ellenoldali, izmonként és egy-egy ízületet működtető csoportosulásban van jelen, megteremtve a mozgásszabályozás idegrendszeri strukturális alapját²⁷.

A mozgásokról való visszajelzések az érzékelés során nyert információkból tevődnek össze. A helyes érzékelés feltétele érzékszerveink épsége, valamint az őket érő adekvát ingerhatások létezése. Bármelyik érzékszerv kóros működése befolyásolja a magunkról alkotott képet. Az érzékelés tehát megteremti a helyes testkép kialakulásának lehetőségét, de emellett az idegrendszer normális működését is feltételezi. Ha e működési formák valamilyen okból károsodnak testséma-zavar alakulhat ki. Az illuzionisztikus és hallucinátoros zavarok közé tartozik a fantomjelenség¹³¹.

2.3.3. A sémafogalom

A séma fogalma a pszichológia egyik központi fogalma. Atkinson szerint a séma emberek, tárgyak, események, helyzetek mentális reprezentációja. Céljuk, hogy a minket érő nagy mennyiségű információt megszűrjünk, rendszerezzük, és feldolgozzuk¹³². A különböző pszichológiai irányzatok eltérő magyarázatokat adnak a sémák kialakulására, és működésére.

Az észlelést a modern általános pszichológia, meghaladva a korábbiakat konnektív, azaz hálózati modellekben képzelel el és magyarázza. A sémák magyarázatára az emergens séma kifejezést használja, azaz a spontán, önszerveződő fejlődést tartja jelentősnek. Az elmélet szerint nincs előzetesen tárolt séma, hanem az adott pillanatban, amikor szükség van rájuk, állnak össze a sémák, egyszerűbb egységekből álló hálózatok emergens tulajdonságaiból. Egy sémát adó mintázat rugalmas, a kontextus függvényében változik, a sémára jellemző mikrojegyek megtartásával. Az adott séma belső szerkezetét befolyásolja, hogy milyen globálisabb reprezentációs rendszer keretében aktiválódott¹³³.

2.3.3. Amputáltak testsémája, testtudata és a fantomjelenség

2.3.3.1 A fantomjelenség jellemzői

Az amputáció után, amint magához tér a beteg, az esetek 75%-ában érzi a fantomvégtagot. A maradék 25%-ában néhány nap vagy néhány hét után jelentkezik¹³⁴. Utánkövetéssel azt tapasztalták, hogy az amputációt követő 8. napon a betegek 84%-a, 6. hónap elteltével 90%-a, és két év múlva 71%-a érezte hiányzó végtagját¹³⁵. Fantomjelenség nemcsak végtagok, hanem bármely elveszett testrész helyén jelentkezhet, pl. mastectomiát követően a mell területén¹³⁶. Intenzívebben van jelen a gazdag beidegzéssel rendelkező területeken, mint pl. a nyelv, hólyag, a genitáliák és az ujjak¹³⁷.

A fantomjelenség változatos formákban jelentkezhet, Esetenként a vezető tünet a fájdalom. Meg kell különböztetni a csonkfájdalomtól, mely a meglévő testrésztől ered, jóllehet a kétféle fájdalom között összefüggés van^{138,139}. További összefüggés van a fantomfájdalom és a fantomvégtag mozgásának képessége között¹³⁹. Az aktív protézis használata is növelheti a fantomfájdalmat, szemben a kozmetikus protézis használatával¹⁴⁰. Kevés betegnél válnak be a hagyományos fájdalomcsillapító szerek¹⁴¹. Újabban reményt keltőek az egyéb központi idegrendszeri betegségeknél, mint pl. epilepszia esetén alkalmazott szerek Hosszan tartó fájdalomcsillapítást értek el bizonyos agyi területek stimulációjával¹⁴².

A tünetek következő csoportját a különböző vegetatív érzetek alkotják, mint a bizsergés, ütögetés, égető érzés¹⁴³. Más tünetek a fizikai jellemzőkre vonatkoznak. Ezek közé tartoznak a testrész kiterjedésére, súlyára vonatkozó érzetek, térbeli helyzet érzékelése és a mozgás érzete¹³⁵. A fantomérzetekben feltűnnek a preamputációs fájdalmak, mint bőr-, mély lágyrész sérülés, csont és ízületi fájdalom és a fájdalmas testhelyzetek emlékei, mind minőségükben, mind lokalizációjukat tekintve¹⁴⁴. Ugyanakkor nem találtak kapcsolatot a fantomfájdalom intenzitása és a primer vagy szekunder amputációs műtét között¹⁴⁵. Azonban tumor következtében amputációt szenvedett gyerekek fantomfájdalma nagyobb volt, mint a balesetet szenvedetteké¹⁴⁶. Érbetegség következtében amputáltak között a fantomfájdalom előfordulása 78,8% volt¹³⁹, traumás amputáltak között hasonló, 78%¹⁴⁷.

Az ún. teleszkópjelenség a fantomvégtag rövidülésének érzete. Hosszan tartó folyamat során a hiányzó proximálisabban elhelyezkedő ízületek, végtagrészek tűnnek el,

hosszabb fantoméletűek a gazdag beidegzéssel jelentkező, disztálisabb testrészek. A páciens úgy érzi, mint ha csonkjából nőne ki a végtag disztális része¹⁴⁸. A Jensen és mtsai által vizsgált személyek 30%-nál tapasztalták a jelenséget¹³⁵. A teleszkópjelenség és a fantomfájdalom között nem találtak kapcsolatot^{138,139}.

2.3.3.2. A fantomjelenség értelmezései

A fantomjelenség korai értelmezése

A fantomjelenséget régebben pszichológiai jelenségnek tekintették. Az amputáltak nem mertek beszámolni róla, mert egyesek megkérdőjelezték mentális épségüket. Valóban stressz vagy más pszichológiai hatás, pl. fáradtság, álmatlanság, félelem hatására jelentkezhet. Ugyanakkor jelen van különböző típusú személyiségeknél és emocionális állapotokban. Így egyetlen pszichológiai folyamat nem magyarázza meg eredetét¹³⁷.

Korábban egyesek a fantomjelenséget a lélek jelenlétének bizonyítására használták: Ha egy végtag ily módon tovább tud élni, akkor a lélek is tovább élhet. Később feltételezték, hogy az idegrendszer vizsgálata vezethet a kérdés megválaszolásához, ugyanakkor a fantomjelenség tanulmányozása segít az agy működésének megismerésében. A fantomjelenség és a testünkről alkotott kép vizsgálata szorosan összefügg egymással. Tudományos módszerekkel, a problémával először a neurológusok kezdtek el foglalkozni¹⁴⁹. A századfordulón úgy gondolták, hogy a csonkításkor az átvágott ideg végét érő ingert arra a pontra vonatkoztatjuk, vetítjük, amelyhez az átvágott érzőszál annak idején vezetett¹⁵⁰.

Az első jelentős eredmények

A testsémával kapcsolatos első jelentős elméletet Head alkotta¹²⁷. Ennek lényege, hogy az egyedfejlődés során mindenki egy olyan modellt alkot, amely segítségével a testének helyzetét, annak változásait érzékeli. Az összehasonlítás alapját schema-nak nevezte. Két modellípust állított fel: poszturális és testfelszín-sémát. A poszturális séma a helyzetek és mozgások érzékelésének alapját képezi. A belső és a külső teret elhatároló kültakarót felszíni sémának nevezte el, mely lehetővé teszi az ingerek pontos lokalizációját. Ennek jelentősége van neurológiai (Head-zónák), egészségügyi és pszichológiai szempontból is¹⁵¹.

A testséma újjászerveződésére vonatkozólag Haber végzett egy vizsgálatot, mely során 25 férfi veteránból álló csoportnál meghatározta a két pont küszöböt, a pont

lokalizációját és az enyhe érintés küszöböt a kar-csonk különböző részein. És az ellenoldali végtag azonos területein. A csonkon szignifikáns különbséget tapasztalt, és nemcsak a csonk közvetlen végére vonatkozóan, de a proximálisabb területekre is. Tehát az amputáció után a szenzibilitási gradiensben változás történik és a csonk megnövekedett szenzibilitást vesz fel, Ezek az eredmények arra engednek következtetni, hogy egy végtag amputációját követően olyan erők mobilizálódnak, hogy olyan test-válasz mintát tartsanak fenn, mely olyan hasonló az amputáció előtti mintához, amennyire csak lehetséges. A csonk által mutatott érzékenységi minta úgy fogható fel, mint egy új speciális helyzet a testsémában¹⁵².

A testséma újjászerveződését vizsgálta Simmel is¹⁵³. Végtagjukat elvesztett emberek két csoportját hasonlította össze. Az első csoportban olyan emberek voltak, akik leprához társuló abszorpciós folyamat következtében veszítették el valamely testrészüket, a másik csoportba sebészileg amputált páciensek tartoztak. Az első csoportban egyáltalán nem jelentkezett fantomérzet, a másikkban igen. E tapasztalatok alapján arra következtetett, hogy a testsémának állandó változásokon és módosításokon kell átmennie, követvén a test fokozatos változásait, melyet a periféria közvetít. Leprában, perifériás anaeshtesiában és az ujjak fokozatos abszorpciójában szenvedő betegeknél a testséma lépést tud tartani a testben végbemenő változásokkal és a fantom nem következik be. Ezzel szemben amputáció vagy akut neurológiai lézió esetén a testséma lemarad, amint azt a fantom jelenléte mutatja, melynek fennállása jelzi, hogy ilyen körülmények között meddig tart az újratanulás” Simmel másik megfigyelése a fantom részeinek eltűnésére vonatkozik. Azok a részek, melyek a kérgi reprezentációban nagy területet foglalnak el, sokkal hosszabb életűek.

A centrális és perifériás eredet melletti érvék

A centrális eredet mellett szól Hindenmayer kísérlete is. Feladatokat végeztetett végtaghiányos páciensekkel. Ugyanazt a feladatot kellett végrehajtani a hiányos és ép oldalon. Az eredményt EEG-vel vizsgálta. Az EEG ugyanazokat a változásokat regisztrálta mindkét oldalon¹⁵⁴. Más kutatók foton emissziós tomográffal vizsgálták a fantomjelenséget. A vizsgálatokat a fantomtevékenység idején végezték. Az agyi keringés változását tapasztalták, de nem volt szignifikáns különbség a jobb és a baloldal között. Véleményük szerint a fantomfájdalom kapcsolatban lehet a frontális, temporális és a parietális kéreggel, és létezhet egy poliszinaptikus pálya, mely közvetíti a fantomérzést a kéreghez¹⁵⁵.

A centrális eredetre utalnak pseudomelia-s betegek esetei. Egy személy agyműtétet követően 15 napig úgy érezte, négy lába van, két első és két hátsó¹⁵⁶. Egy másik páciens agyi történést követően 3 felső végtagot érzett, az általa tartalék végtagnak nevezett végtag nem volt deformált, tudta mozgatni és nem érzett fájdalmat¹⁵⁷. Teljes gerincvelői léziót szenvedett betegek is beszámolnak a beidegzését elvesztett végtagok érzetéről¹⁵⁸. Egy kísérlet során farád árammal ingereltek olyan pácienseket, akiknek nem volt fantomérzésük. 7 esetből 4-ben ébresztett hallucinációkat¹⁵⁹.

Amputáció során sérülnek a perifériás idegek, melyeken neurofibrómák alakulhatnak ki. Ezek is közvetíthetnek információkat. Valamint ezen idegek TENS –kezelése (bőrön át történő elektromos stimulációja) csökkentheti a fantomfájdalmat¹⁵⁸. A perifériás eredet bizonyítására használták azt a tényt is, hogy végtaghiánnyal született gyerekeknél nem tapasztalták a jelenséget. Ez a feltételezés azonban nem állja meg a helyét, mert az azóta megismert beteganyag mégis beszámol a fantomvégtagról. Veleszületett végtaghiányos gyerekek fantomvégtag-érzékelésének vizsgálata során a gyerekek 42%-a számolt be fantomérzésről, 29%-a érzett fantomfájdalmat¹⁶⁰. Egy másik vizsgálatban a gyerekek 20% érzékelt fantomvégtagját, és végtagjukat 6 éves koruk előtt elvesztett gyerekeknek pedig 50%-a. Fantomfájdalmat a veleszületett végtaghiányosok 20%-a, a szerzett végtaghiányosok 42%-a érzett¹⁶¹.

Az utóbbi idők elfogadott teóriája Melzack neuromatrix teóriája, mely szerint a fantomjelenség szupraszpinális eredetű¹⁶². Az elmélet szerint kiterjedt neurális hálózattal születünk, melyet tapasztalataink alapján töltünk meg tartalommal. Elméletét a következő tapasztalatokkal támasztja alá:

- Para- ill. quadriplég betegek, akik teljes gerincvelői léziót szenvedtek, tehát a periféria felől érkező impulzusok gátoltak, továbbra is érezték beidegzésétől megfosztott végtagjukat.
- Végtaghiánnyal született gyerekek is érezték hiányzó végtagjukat. Ez a tény a genetikai faktorok szerepét is tükrözi.
- A fantomérzetek ugyanolyan jellegűek, mint azok az érzetek, amelyeket az amputáció előtt érzett a beteg. Ebből arra következtet, hogy az eredeti minták alapjául szolgáló érzetek az agyban rögzültek és ugyanazok a neurális folyamatok, támogatják, mint a normális test érzetét.
- A páciens a hiány ellenére a testet egységesnek és sajátjának érzi. Ezen egység érzete is a központi idegrendszer szerepét tükrözi.

2.3.3.3. A szenzoros ingerek szerepe

A fantomvégtag érzékelésében a vizuális visszajelzéseknek fontos szerep jut. Fantomjelenséggel nem rendelkező betegek számára „virtuális valóságdoboz”-t készítettek. A dobozban elhelyezett tükörben a meglévő kéz mozgása úgy volt látható, hogy a hiányzó kéz mozgásának illúzióját keltette. A páciensek a hiányzó kéz mozgásérzetéről számoltak be. A tükör hiányában ez az érzet nem jelentkezett¹⁴⁹.

A vizuális és a proprioceptív információk kapcsolatára hívta fel a figyelmet Marton¹⁶³. Véleménye szerint ezek az információk együtt raktározódnak el, biztosítják egy vizuális-poszturális testmodell kialakulását, annak lehetőségét, hogy a testhelyzetek és a mozgások vizuálisan tükröződjenek a tudatban.

Poock és Ograss értelmileg ép, vak gyerekek és látó gyerekek összehasonlítása során nem találtak lényeges különbséget a testsémára vonatkozó feladatok eredményességében. Ez a tény a proprioceptív információk nagyobb szerepét tükrözi a testséma szerveződésében¹⁶⁴. Hunter azt vizsgálta, hogy vajon milyen szenzoros ingereknek van szerepe a fantomjelenség létrejöttében. Arra a következtetésre jutott, hogy a vizuális, a taktilis és a szenzomotoros ingerek egyaránt szerepet játszanak, de legintenzívebb fantomérzetet a vizuális ingerek okoztak, melyek illúzióját tükör segítségével keltette¹⁶⁵.

Andre szerzett és veleszületett végtaghiányos személyeket kérdezett a spontán percepciójukról, a hiányzó végtag létezéséről, tartásáról, mozgásáról és emlékeiről. Vizsgálata nyomán írja, hogy a fantomvégtag reprezentációja függ az egyéni percepciótól, és éppúgy eredménye a veleszületett sajátosságoknak, mint a perifériás információknak¹⁶⁶. Egy másik tanulmányában a vesztibuláris rendszer és a testséma kapcsolatát elemzi. A vesztibuláris stimuláció 17 amputáltból, akiknek nem volt fantomérzésük, 16 esetben a fantom átmeneti percepcióját idézte elő. 12 páciensnél, akiknek fájdalmas, vagy deformált fantomja volt, az ingerlés normális fantomérzetet okozott. Az eredmények jelzik, hogy a szenzoros ingerek mellett a vesztibuláris ingerek is fontos szerepet kapnak a testséma felépülésében, ezért a melczaki neuromatrix teória kiegészítését javasolja a fantomjelenség magyarázatára¹⁶⁷. Ebben egyetért Pucher, aki továbbhaladva, a testkép, a fantomfájdalom és a végtaghiánnyal való megküzdés között keresi a kapcsolatot. Vizsgált személyei között, akik jobban feldolgozták a végtaghiányt, kevésbé szenvedtek a fantomfájdalomtól. Ugyanakkor, akik jobban szenvedtek a fantomfájdalomtól, inkább érezték egésznek testüket¹⁶⁸.

A végtag elvesztése pszichológiai problémákat is okozhat. Murray amputáltak testképét és protézishez való viszonyát vizsgálta, az Amputee Body Image Scale és az Trinity Amputation and Prosthesis Experience Scales alkalmazásával, és magas negatív korrelációt tapasztalt a testkép zavara és a protézissel való elégedettség között¹⁶⁹. Fisher a Body Image Questionnaire és a Harold Wood Stanmore Mobility Scale segítségével talált szignifikáns pozitív korrelációt a testkép zavar és a mobilitási képesség között¹⁷⁰. Wettehahn is pozitív kapcsolatot talált a fizikai aktivitás és a testkép között. Rendszeres fizikai aktivitást végző amputáltak egészségesebb testképpel rendelkeznek¹⁷¹.

Az eddigi vizsgálatok, azt tükrözik, hogy bár a fantomjelenség centrális eredetű, perifériás ingerek is befolyásolják. Azzal kapcsolatban, hogy a protézisviselés, mint perifériás inger, hogyan befolyásolja a fantomjelenséget nem találtunk vonatkozó irodalmat. Továbbá nincs információ azzal kapcsolatban sem, hogy maga az amputáció és a protézisviselés hatással van-e a testtudatra. Kimutatták, hogy tumoros és traumás amputáltak fantomfájdalma között van különbség, de nem vizsgálták azt, hogy van-e eltérés az említett indikációs körök és a vaszkuláris amputáltak fantomfájdalma és egyéb fantomérzései között. A fantommozgások, azaz a hiányzó végtagrész képzeletbeli mozgása aktiválja a csonkizomzatot, de egyes esetekben fájdalmat válthat ki. Arra is keresnénk a választ, hogy milyen kapcsolat a fantommozgások és a fantomfájdalom között.

3. CÉLKITŰZÉS

3.1. A vizsgálatok céljai

Kutatásunk két területre terjedt ki, amely során egy- és kétoldali amputáltak állásbiztonságát és továbbá egy vagy két végtagon amputált személyek testséma, testtudat jellemzőit tettük vizsgálatunk tárgyává.

Az állásbiztonság vizsgálat céljai a következők voltak:

- Egy új statikus stabilometriás változó, a stabilogram mintavételezett pontjainak 95 %-át tartalmazó karakterisztikus kör sugara, R, bevezetése a testlengés mértékének komplex megítéléséhez.
- Jobb és baloldali, amputáltak testlengés irányának és a regressziós egyenes hajlásszögének meghatározása az egyensúlyozási stratégia jellemzésére.
- Az egészséges és alsóvégtagi amputált emberek közötti különbségek felfedése a különböző stabilometriás változók alapján.
- Az állásbiztonságot jellemző változók meghatározása és összehasonlítása első ellátott és hosszabb ideje protézist viselő amputáltaknál.
- Az egyoldali és kétoldali amputáltak állásbiztonságának összehasonlítása.
- A kétételes protézis használat hatásának megállapítása.
- A vizuális kontroll jelentőségének meghatározása az állásbiztonság változóira.
- Az egyoldali amputáltak az ép és érintett oldali végtagjának szerepe az egyensúly fenntartásában.
- A test súlyerejének megosztása a két alsó végtag között egy és kétoldali amputáltaknál.
- A finomkoordináció vizsgálata egyoldali és a kétoldali amputáltaknál tréning előtt és tréning után.

A testséma és testtudat vizsgálat során tanulmányoztuk a megváltozott test és művégtag használat hatását a testsémára és testtudatra, fantomérzetek jellegét, intenzitását, lokalizációját, továbbá a fantomvégtag térbeli elhelyezkedésének és kiterjedésének vizsgálata alapján a testséma morfológiai változását.

Kutatási célok:

- A fantomvégtag akaratlagos mozgása és a fantomfájdalom közötti kapcsolat feltárása.
- A balesetet szenvedett és az érbetegség következtében amputált személyek fantomérzetei között hasonlóság és/vagy különbség meghatározása
- A protézisviselés időtényező szerepének meghatározása a testtudatra, a fantomjelenségre és ezen belül a teleszkópjelenségre.
- Az érbeteg és traumás amputáltak, továbbá súlyosabb és kevésbé súlyosabb testi hiányt szenvedő amputáltak testtudatának összehasonlítása.

3.2. Hipotézisek

A felmerült kérdések és vizsgálati célok alapján az alábbi kutatási hipotéziseket állítottuk fel.

Stabilometriás vizsgálattal kapcsolatos hipotézisek

1. H_R^1 A stabilogram 95 százalékát tartalmazó kör sugarának kiszámításával a testlengés mértéke komplex módon jellemezhető.
2. H_R^2 A domináns testlengés irányának meghatározásával az egyensúlyozási stratégia jól jellemezhető.
3. H_R^3 Az azonos korú amputáltak és egészségesek állásbiztonsága gyengébb, amely különbség kifejezésre jut az általunk meghatározott stabilometriás változók különbségében.
4. H_R^4 Az amputáltak csoportjain belül, az első ellátott kezdő protézisviselők állásstabilitása gyengébb a gyakorlott protézisviselőknél és ez megmutatkozik a stabilometriás változók nagyobb értékeiben.
5. H_R^5 Egyoldali és kétoldali amputáltak stabilometriás változói különböznek.
6. H_R^6 A két mérésen részt vett első ellátott kezdő protézisviselő páciensek testlengése csökken két hét járásgyakorlást követően.
7. H_R^7 A vizuális függés mértéke az RK_R amputáltaknál nagyobb, mint az egészségeseknél (KCS) és protézishasználattal eltöltött hosszabb idő (több év) után sem csökken.

8. H_R^8 Az érbeteg amputáltak stabilometriás változói egy lábon nagyobbak, mint az egészségeseké.
9. H_R^9 Az érbetegségből adódóan az érintett oldali végtagról - a fájdalom miatt - a súlyterhelés áttevődik az ép lábra, és ezért az első ellátott amputáltak egy lábon mért testlengése kisebb, mint a gyakorlott protézisviselőké.
10. H_R^{10} Az első ellátott kezdő protézisviselő amputáltak stabilogramját jellemző karakterisztikus kör sugara egy és két lábon különbözik.
11. H_R^{11} A kezdő protézisviselők testsúly megosztásának különbsége a két alsó végtag között nagyobb, mint a gyakorlott protézisviselőké és a két hét járásgyakorlás előtt és után mért értéke különbözik.
12. H_R^{12} Az amputáltak finomkoordinációja gyengébb, mint az egészségeseké.

A testséma vizsgálattal kapcsolatos hipotézisek

13. H_R^{13} A traumás és az vaszkuláris indikációval amputált személyek fantomérzetei eltérést mutatnak, és az érbetegek gyakrabban és erősebb fájdalmat tapasztalnak, mint a balesetet szenvedett személyek.
14. H_R^{14} A fantomérzetek lokalizációjában az amputáció előtti emlékek szerepet játszanak, gyakrabban jelentkeznek a fantomvégtag disztális, mint proximális részein.
15. H_R^{15} A protézisviselés befolyásolja a testsémát, azaz protézist nem viselő személyeknél a testséma változása következik be.

A testtudat vizsgálatával kapcsolatos hipotézisek

16. H_R^{16} . Egészséges emberek, hosszabb és rövidebb ideje amputált emberek lábtudata között van különbség. Ez a BFQ Lábak skálájának értékeiben megmutatkozik az egészséges kontrollmintával való összehasonlításban.
17. H_R^{17} Annak ellenére, hogy kétoldali lábszáramputált pácienseink végtagjuk térd alatti részét a lábszár felső harmad szintjében elvesztették, a boka-lábfej területe mégis rendelkezik tudatossággal.
18. H_R^{18} protézisben járók, ill. protézist nem használók testtudata között van eltérés.
19. H_R^{19} Van különbség az érzőkülletben szenvedő és a baleset következtében amputált betegek testtudata között.
20. H_R^{20} A súlyosabb és kevésbé súlyos testi hiányt szenvedők testtudata között van különbség.

4. ANYAG ÉS MÓDSZER

4.1. A vizsgált személyek

A vizsgálatokban részt vevő személyek kiválasztása véletlenszerűen történt. A részvétel önkéntes volt, feltételként szerepelt a személyek együttműködő készsége. Kizáró kritérium volt az instabil angina pectoris, szívelégtelenség, demencia, fájdalmas ortopédiai betegség, és alsó végtagi neuropathia. A vizsgálatról szóbeli és írásbeli tájékoztatást kaptak, részvételi szándékukat aláírásukkal igazolták. A vizsgálatok a Fejér Megyei Szent György Kórház Főigazgatóságának és az Országos Orvosi Rehabilitációs Intézet Etikai Bizottságának engedélyével történtek.

A kiválasztásra került páciensek egy általunk összeállított kérdőív kérdéseire válaszoltak. A kérdőívben szereplő kérdések vonatkoztak az anamnézisre, és a protézisviselési szokásokra és a fantomérzetek lokalizációjára és kiváltó okára.

A vizsgálatok megkezdése előtt két klinikai vizsgálatot végeztünk el, amely során kiszámítottuk minden egyes amputált Barthel-index értékét az önellátási szint értékelésére és elvégeztük az Amputee Mobility Predictor (AMP) besorolását, az aktuális aktivitási szintjük jellemzésére.

Barthel-index. Az önellátást mérő tesztek közül az elsők közé tartozik. A módszert amerikai ápolónők kezdték el használni mozgásszervi betegségekben szenvedő betegeken, annak érdekében, hogy értékeljék a fejlődésüket¹⁷². Magyarországon a nyolcvanas évektől kezdték alkalmazni^{173,74}. A teszt megbízhatóságára Collin¹⁷⁵ végzett vizsgálatot. A kérdőív tíz mindennapi élettevékenység tükrében méri az önellátási képesség szintjét. A vizsgált tevékenységek: étkezés, átszállás kerekesszékre, személyes toalett, WC-használat, fürdés, közlekedés sík talajon, lépcsőjárás, öltözködés, széklet- és vizelettartás. Az alapján, hogy a vizsgált személy önállóan vagy segítséggel hajtja végre a kérdéses tevékenységet, 5, 10, vagy 15 pont adható. Maximum 100 pont érhető el, ez esetben a személy önállóan étkezik, tisztálkodik, közlekedik sík talajon és lépcsőn. Mahoney írja, hogy a 100 pontos Barthel-index nem feltétlenül jelent önálló életvitelt¹⁷². Treweek is kiemeli, hogy a „plafon-effektus” miatt, a skála kevésbé érzékeny, a magas aktivitású amputáltak elkülönítésére nem alkalmas¹⁷⁶. (1. melléklet)

Amputee Mobility Predictor (AMP) besorolás A skála validitására vonatkozóan Gailey és mtsai végeztek vizsgálatot¹⁷⁷.

Osztályok:

- K0-ha az amputált nem képes segítséggel vagy a nélkül járni, átülni és a protézis nem javítja az életminőségét.
- K1-ha az amputált képes a protézisben a helyzetváltoztatásra és sík terepen bizonyos sebességgel járni. Ez esetben ő az ún. korlátozott vagy nem korlátozott otthoni járó-household ambulator.
- K2-alacsony küszöbök át tud lépni, képes lépcsőn és egyenetlen terepen járni. Ő a community ambulator.
- K3-aktívabb amputált, aki képes különböző sebességgel járni, a legtöbb akadályon átmegy, melyek magasabb szintű protézishasználatot igényelnek.
- K4-a legaktívabb amputált, az alapvető járási képességeken túl speciális képességekkel is rendelkezik, pl. gyerekek, sportolók

4.1.1. Az állásbiztonság és a finomkoordináció vizsgálatban résztvevő személyek jellemzői.

A vizsgált amputált személyek az Országos Orvosi Rehabilitációs Intézetben kezelés alatt álló személyek, férfiak és nők voltak. Az amputáció óta eltelt idő alapján két csoportba sorolhatók. Az első ellátott páciensek eseteiben az amputáció óta rövid idő telt el, a vizsgálat időpontjában kezdték el gyakorolni a protézis használatát, a gyakorlott protézisviselők hosszabb ideje szenvedtek amputációt, és legalább a második protézisellátás céljából tartózkodtak az osztályon. Mindannyian tibiális amputáción estek át, keringési rendellenesség miatt. 6 páciensünk mind a két alsó végtagját elvesztette. Az amputáltak BTB tokkal és SACH lábbal készült protézist viseltek. A kontrollcsoportot 15 egészséges felnőtt alkotta (1. táblázat).

1. táblázat

Az állásbiztonság és a finomkoordináció vizsgálatában résztvevő személyek antropometriai (életkor: ÉK; testmagasság: Tm; testsúly: Ts), a károsodás fokát jelző (Barthel-index:BI, AMP) és az amputációra vonatkozó (amputáció óta eltelt idő:AT; amputált oldal:AO) adatai (átlag \pm szórás, ill. medián) a kontroll csoportban (KCS), az első ellátott egyoldali amputáltak (EEEE), a gyakorlott protézist viselő egyoldali amputáltak (GPEA) és a gyakorlott protézist viselő kétoldali amputáltak (GPKA) csoportokban. nő:N; férfi:F

Csoport	ÉK (év) átlag \pm szórás	Tm (M) átlag \pm szórás	Ts (kg) átlag \pm szórás	Barthel medián	AMP medián	AT átlag \pm szórás	Nem
KCS (n=15)	60,5 \pm 1,2	1,71 \pm 10, 3	79,3 \pm 3,2	100	-	-	10F, 5N
EEEE (n=18)	61,9 \pm 2,2	1,7 \pm 0,1	68,4 \pm 3,8	70	1	5,3 \pm 2,2 hét	11F, 7N
GPEA (n=10)	61,1 \pm 3,3	1,7 \pm 0,09	82,9 \pm 5,5	100	2	4,2 \pm 0,7 év	8F, 2N
GPKA (n=6)	56.5 \pm 1,8	1,7 \pm 0.1	86.4 \pm 10, 4	100	1,5	3,7 \pm 0,6 év	6F

Az egyes próbák végrehajtásának sikeressége

Az állásbiztonság vizsgálatában 34 tibiális amputált, és 15 egészséges önkéntes személy vett részt. A kontrollcsoport minden feladatot végrehajtott. A kétoldali amputáltak az egy lábon végzendő feladatot nem végezték el. A gyakorlott protézisviselő, egyoldali amputáltak közül 3 páciens nem végezte el az 1N próbát, és 1 páciens a finomkoordináció (FK) feladatot. Az első ellátott egyoldali amputáltak csoportjában 3 páciens nem hajtotta végre a két lábon, csukott szemmel végzett (2CL) és a két lábon, nyitott szemmel, felemelt karral végzett (2NF) próbát, 4 páciens a két lábon, csukott szemmel, felemelt karral végzett (2CF) próbát, 6 páciens az egy lábon végzett (1N) próbát. Ennek megfelelően nem minden páciens esetén volt lehetőség a Romberg-kvóciens (RK) és az Egy láb/két láb (1/2K) kvóciens számolására. (2. táblázat)

2.táblázat

Az egyes próbák végrehajtásának sikeressége, értékelhető Romberg-kvóciens (RK) és az egy láb/két láb kvóciens (1/2K) a páciensek számában és a vizsgált páciensek %-ban kifejezve. A csoportok neveinek rövidítése: KCS – kontroll csoport; EEEA - első ellátott egyoldali amputáltak; GPEA - gyakorlott protézisviselő egyoldali amputáltak; GPKA - gyakorlott protézisviselő kétoldali amputáltak; EEEA1 - két mérésen részt vett, első ellátott egyoldali amputáltak 1. mérése; Két mérésen részt vett, első ellátott egyoldali amputáltak 2. mérése: EEEA2;

Próbák	KCS (n=15)	EEEA (n=18)	GPEA (n=10)	GPKA (n=6)	EEEA (n=6)	EEEA2 (n=6)
2NL	15/100%	18/100%	10/100%	6/100%	6/100%	6/100%
2CL	15/100%	15/83,3%	10/100%	6/100%	4/67%	6/100%
2NF	15/100%	15/83%	10/100%	6/100%	4/67%	6/100%
2CF	15/100%	14/78%	10/100%	6/100%	4/67%	6/10%
1O	15/100%	12/66,7%	7/70%	-	3/50%	4/67%
RK	15/100%	15/83,3%	10/100%	6/100%	4/67%	6/100%
1/2K	15/100%	12/66,7%	7/70%	-	3/50%	4/67%
FK	15/100%	9/50%	9/90%	6/100%	4/67%	4/67%

4.1.2. A testséma és a testtudat vizsgálatában részt vevő személyek jellemzői

A Fejér Megyei Szent György Kórházban amputált, az OORI-ban kezelt és a székesfehérvári Rehab Centrum Kft. által protézissel ellátott férfi páciensek vettek részt a vizsgálatban. A testséma és a testtudat vizsgálatában egy és kétoldali alsóvégtag amputáltak vettek részt. Köztük találunk olyan személyeket, akik viselnek és olyanokat, akik nem viselnek protézist. Az amputációk baleset vagy keringési

rendellenesség miatt történtek. A testtudat vizsgálatában részt vett 15 egészséges férfi, átlagéletkoruk: 51,69(±14,09). (3. táblázat)

3. táblázat

A testséma(TS) és a testtudat(TT) vizsgálatában részt vevő személyek életkori (ÉK), a károsodás fokát jelző (Barthel-index:BI, AMP) és az amputációra vonatkozó (amputált végtagok száma:AN; amputációs szintek:ASZ; amputáció óta eltelt idő:AT, amputáció indikációja: AI; protézisviselés: PV) adatai (átlag ± szórás) a kontroll csoportban (KCS), az egyoldali első ellátott amputáltak (EEEA), a gyakorlott protézist viselő amputáltak (GPEA) és a gyakorlott protézist viselő amputáltak (GPKA) csoportokban.

	TT	TS
ÉK átlag±szórás	56,61±15,3	58,04±15,1
BI medián	86,02±14,3	85,49±14,5
AMP	1,2±0,9	1,2±0,8
AN	n=27 EO, n=17 KO	n=33 EO, n=18 KO
ASZ	n=14 T;EO, n=13 F;EO, n=10T;KO, n=3 F;KO, n=3 T+F;KO, n=1 F+C	n=17 T;EO, n=13 F;EO, n=10T;KO, n=4 F;KO, n=3 T+F;KO, n=1F+C;KO, n=3 KO
AT	n=20 <6, n=24 ≥6	n=22 <6, n=29 >6
AI	n=15 TR, n=29 ÉR	n=19 TR, n=32 ÉR
PV	n=22 GP n=16 K, n=6 NP	n=23 GP, n=19 K, n=9 NP

egyoldali:EO; kétoldali:KO; tibiális:T; femorális:F; tibiális+femorális: T+F;
femorális+csípőexartikulált:F+C ; kar:K; traumás:TR; érbeteg:ÉR; gyakorlott:GP;
kezdő:KP; nem visel protézist:NP; 6 hónappal rövidebb ideje történt amputáció:6>; 6
hónapnál hosszabb ideje történt amputáció:6<

4.2. MÓDSZEREK

4.2.1. Stabilometria

Vizsgálati eszköz

A talpi nyomásközéppont (NKP) kitérésének mérésére műszeres vizsgálatot alkalmaztunk:

- Nagypontosságú hordozható stabilométer rendszer
Dr.Eur.Ing.Bretz Mérnökiroda – ZWE-II.Budapest
Szoftver: komplex statikus egyensúlyi és mozgáskoordinációs tesztek.

A mérőrendszer összetevői: erőmérő platform, erősítők, mikrokomputer, személyi számítógép, monitor és szoftver.

A platform a nyomásközéppont helyzetét méri nyugodt állás során, az idő függvényében. Kimenő feszültsége a mérőtestek deformációjának függvénye. A kimenő feszültség az erősítőkhöz jut, a jeleket a mikrokomputer multiplex üzemmódban mintavételezi. Az analóg jeleket A/D konverter digitalizálja. A számításokat a mikrokomputer végzi.

A program kiszámítja a nyomásközéppont elmozdulásának (mozgásának) útvonal hosszát. A trajektóriák egymás után mintavételezettek, szomszédos pontjainak távolságát Pitagorasz tétellel kiszámítja, ezután e távolságokat összegezi, előállítva ezzel a trajektória mentén értelmezett útvonal hosszt (SUM), annak anteroposterior (AP), a laterális (ML) irányú elmozdulások összegét. A monitor trajektoriális üzemmódban megjeleníti az eredménydiagramokat, az elmozdulásokat, az időfüggvényeket és a Fourier spektrumokat.

A mérőrendszer műszaki adatai:

A platform méretet: 50cmx50cmx10cm

Tömeg: 11,5kg

Terhelhetőség: 2000N

Linearitás 50-2000N tartományban: +-1,5%

Hiszterézis 50-2000N tartományban: +-1,5% (Környezeti hőmérséklet: -5 - 40°C)

A vizsgálati eljárás

A vizsgálaton a páciensen kívül 2 személy volt jelen, az egyik vizsgáló személy kezelte a számítógépet, a másik vizsgáló személy adta az instrukciókat a pácienseknek és a közelében állt a biztonság érdekében.

Statikus stabilometria. Az egyoldali amputált pácienseink 6 feladatot, kétoldali amputált pácienseink 5 feladatot hajtottak végre, melyek a klasszikus Romberg-teszt változatai. A Moritz Heinrich Romberg (1795-1873) által eredetileg gerincvelő betegségben szenvedők vizsgálatára kidolgozott tesztet az elmúlt 150 év alatt több módosított változatban alkalmazták. Eredetileg zárt lábakkal, leengedett karral kellett az álló helyzetet fenntartani. A vizsgálat során a páciensek könnyű ruházatot és saját kényelmes, megszokott cipőjüket viselték mindkét oldalon. A két lábon végzendő próbákat kis, csípőszélességű terpeszben kellett végrehajtani. Az egy lábon végzendő próbát kétoldali amputáltak esetén biztonsági okokból nem végeztük el. Minden próba előtt maximálisan két kísérletre volt lehetőség. Amennyiben a páciens elfáradt, rövid pihenőidőt iktattunk be. A nyitott szemmel végzett próbák során arra kértük pácienseinket, hogy a két méter távolságban, a falon szemmagasságban elhelyezett tárgyat fixálják tekintetükkel.

Vizsgálatunkban a következő variációk segítségével változtattuk az egyensúly fenntartásának feltételeit.

- Testlengés vizsgálat páros lábon állás leengedett és vállmagasságig megemelt, kinyújtott karral, nyitott és csukott szemmel. Az amputáltak protézist használva álltak a platformon. A vizsgálat időtartama minden esetben 20 s volt.
- Testlengés vizsgálat egy lábon állva leengedett karral, nyitott szemmel. A kontrollcsoport tagjai a preferált lábukon, az amputáltak ép lábon álltak protézis nélkül.

Az egyes próbák a végrehajtás sorrendjében:

1. Két lábon állás nyitott szemmel, leengedett karral (2NL)
2. Két lábon állás csukott szemmel, leengedett karral (2CL)
3. Két lábon állás nyitott szemmel, felemelt karral (2NF)
4. Két lábon állás csukott szemmel, felemelt karral (2CF)
5. Egy lábon állás (ép lábon) nyitott szemmel, leengedett karral (1NL)
6. Testsúly megosztás vizsgálat (TMV)

A vizsgálat lefolyása

Statikus stabilometria. A vizsgálat megkezdése előtt ismertettük a feladatokat a vizsgált személyekkel. A statikus egyensúlyozó képesség vizsgálatban a személyek az erőplató közepén álltak a korábban leírt testhelyzetben. Miután a személyek elfoglalták a kívánt testhelyzetet és készek voltak a teszt elvégzésére, a mérést elindítottuk, amely 20 s-ig tartott és amely során az adatgyűjtés folyt. A személyek nem kaptak visszajelzést az NKP mozgásáról és instrukciót sem kaptak testhelyzetükre vonatkozólag. Egyetlen feladatra kellett a személyeknek koncentrálni: nyugodtan kellett állni a platformon az egyensúly megtartásával. Sikertelennek tekintettük a tesztet, ha a páciens a feladatot nem tudta végrehajtani, azaz az adott testhelyzetet 20 s-ig kapaszkodás nélkül nem volt képes megtartani. Ez esetben a testlengésre kapott értéket nem használtuk fel az elemzésben. Mivel pácienseink nagy része testtávoli segédeszköz nélkül nem volt képes járásra, a megközelítés és a fellépés megkönnyítése, valamint a biztonság érdekében az erőplatót, és a szimmetria-próbánál a másik platót is, járókorlát közé helyeztük el, melynek szélessége 70 cm volt. (3. ábra)



3. ábra

A vizsgált személy elhelyezkedése a stabilométer erőplatformján. A személy mellett látható a fémkeret, amelybe a személy egyensúlyvesztés esetén megkapaszkodhatott.

Testsúlyeloszlás vizsgálat. Ebben a tesztben azt vizsgáltuk, hogy a testsúly a két lábon hogyan oszlik meg. A mérés első lépésében a 2NL próba testhelyzetét 26 s-ig fenntartva megmértük a páciens testsúlyát. A mérés második lépésében két platformot alkalmaztunk, az előző mérésnél használt erőmérő platformot és egy megegyező méretű, de mérést nem végző platformot. A két platót 2 cm távolságra egymás mellé

helyeztük, megkértük a pácienseket, hogy álljanak a 2NL próba helyzetében, protetizált végtagjukkal (kétoldali amputálnál a jobb oldallal) az erőmérő, az ép végtagjukkal a másik platformra. Ugyancsak 26 mp-ig mértük az erőplatform, azaz a protézis testsúlyterhelését. Mindkét lépés eredményeként a 26 s alatt mért súly átlagát tekintettük. Az értékelésnél a két alsóvégtag testsúlyterhelésének különbségét alkalmaztuk, a teljes testsúlyhoz viszonyítva %-os formában, mert ily módon a kétoldali amputáltak testsúly megosztása is összehasonlítható a többi csoportéval.

Mért változók

1. A teljes testlengés (SUM): a talpi nyomásközéppont (NKP) által bejárt pályagörbe hossza (mm) (4, 5.ábra).
2. Anteroposterior (A-P) irányú testlengés: az NKP által bejárt pályagörbe szaggitális összetevőjének hossza (mm) (5. ábra).
3. Mediolaterális (M-L) irányú testlengés: a talpi nyomásközéppont által bejárt pályagörbe frontális összetevőjének hossza (mm) (5. ábra).
4. A stabilogram mintavételezett pontjainak 95 %-át tartalmazó karakterisztikus kör sugara (R), a kör origója az alátámasztási felület középpontja (4. ábra).
5. A testsúly megosztása: a test súlyerejének megosztása a két alsó végtag között.

Számított változók

1. A vizuális kontrolltól való függés mértékét a Romberg-kvóciens segítségével értékeltük, mely a két 2NL és a 2CL próba során mért, adott változókra vonatkozó értékeinek hányadosaként számoltunk.
2. Az 1/2K segítségével értékeltük az ép vagy a preferált láb részvételét az egyensúlytartásban. A 2NL és az 1NL próba során mért, adott változókra vonatkozó értékeinek hányadosaként
3. Kiszámoltuk a korrelációs együtthatót és másodfajú regressziós analízist végeztünk, hogy megállapítsuk a testlengés domináns irányát, a 2NL próba stabilogramja alapján. (1, 2, 3 egyenlet).

$$y = R_{xy} \frac{\sigma_y}{\sigma_x} (x - m_x) + m_y \quad (1)$$

Ahol m_x and m_y az átlagok, σ_x and σ_y szórások, R_{xy} a korrelációs együttható.

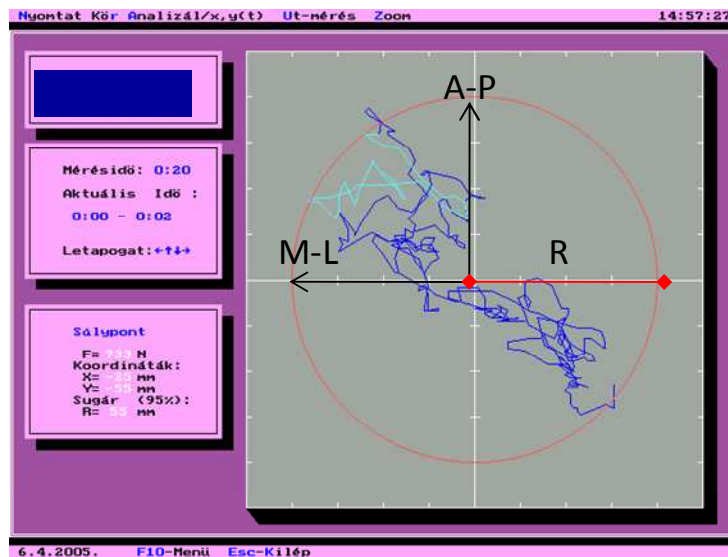
A regressziós egyenes hajlásszögét (α) a következőképpen számoltuk:

$$\operatorname{tg} \alpha = R_{xy} \frac{\sigma_y}{\sigma_x} \quad (2)$$

A 3. egyenlet az 1. egyenlet becslése, melyből a regressziós egyenletet számoltuk.

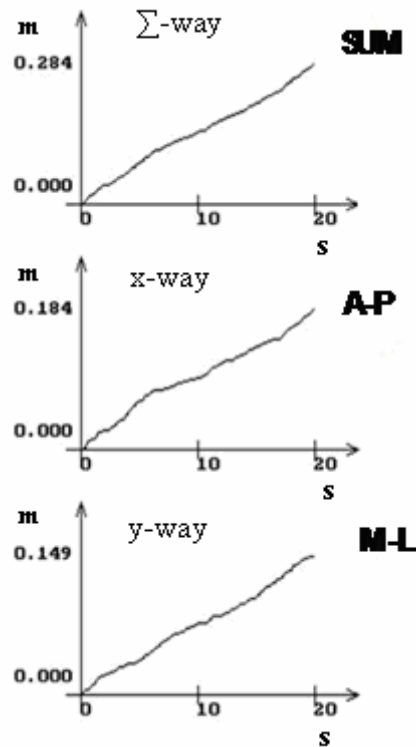
$$y = \frac{\sum (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{\sqrt{\sum (x_i - \bar{x})^2 \sum (y_i - \bar{y})^2}} \sqrt{\frac{\sum (y_i - \bar{y})^2}{n}} (x - \bar{x}) + \bar{y} \quad (3)$$

\bar{x} és \bar{y} átlagok.



4.ábra

A nyomásközéppont vándorlásának pályája 20 s alatt mediolaterális (M-L) anteroposterior (A-P) irányban. A kör azt a területet jelenti, amelybe a nyomásközpont pályájának 95 százaléka esett. Az „R” a karakterisztikus kör sugarát jelenti.



5. ábra

A NKP elmozdulásának összes útja (SUM), anteroposterior (A-P) és mediolaterális (M-L) útja az idő függvényében.

Finomkoordináció vizsgálat.

A finom koordinációs képesség vizsgálatára két tesztet végeztettünk el:

1. a nyomásközéppont adott területen történő mozgatása,
2. a nyomásközéppont kijelölt pontra mozgatása

A tesztek leírása

1. *NKP mozgatása adott területen belül.* A vizsgált személyek az erőplaton két lábon álltak karjaikat a test mellett tartva. A személyek előtt két méter távolságban, szem magasságban monitort helyeztünk el, amelyen egy 1 cm oldalú négyzetet jelenítettünk meg. A vizsgált személyek a nyomásközéppontját, amely ceruza formában jelent meg a monitoron, úgy kellett mozgatni a négyzeten belül, hogy annak lehető legnagyobb területét besatírozza és a lehető legkevesebb időt tartózkodjon a négyzeten kívül 20 s alatt.

2. *NKP kijelölt pontra mozgatása és azon tartása.* A vizsgált személyek az ismertetett módon álltak az erőplaton, a monitor előtt. A monitoron egy függőleges és egy

vízszintes vonal, melyek középen keresztezik egymást, valamint egy négyzet volt látható. A négyzetet, mely a NKP mozgását mutatja a vonalak kereszteződésére kellett vezetni és ott tartani. A feladat végrehajtására 10 s állt rendelkezésre.

Meghatározott változók

1. A négyzet besatírozásának nagysága (NBA) százalékban kifejezve a négyzet teljes területéhez viszonyítva (%).
2. A négyzeten belül eltöltött idő (NBT) a rendelkezésre álló (20 s) százalékában kifejezve (%).
3. Az NKP cél felett tartásának ideje a rendelkezésre álló idő (10 s) százalékában kifejezve (%) (NKC).

4.2.1. A fantomvégtag térbeli elhelyezkedését vizsgáló próba

Lakatos ismert testséma-vizsgálatot használt a neurológiai károsodást szenvedett gyerekek önmagán történő tájékozódási képességének diagnosztizálására. Megkérte a gyereket, hogy a jobb, majd a bal mutatóujjával, csukott szemmel, azaz vizuális ingerfelvételi és kontroll-lehetőség nélkül, mutassa meg 6 meghatározott testrészét. A vizsgálatból következtet a testkép érettségére, a célzó mozgások pontosságára és minőségére, valamint a jobb-bal diszkrimináció képességére¹⁵¹.

Saját vizsgálatunkban a fantomvégtag térbeli elhelyezkedésén keresztül hasonló módon vizsgáltuk a testséma aktuális manifesztációját, ill. annak változását. Megkértük a pácienseket, hogy széken ülve, protézis nélkül, behunyt szemmel mutassák meg, hol érzik az elvesztett végtag bizonyos részeit. Konkrétan: a lábszáramputált a lábfejét, a combamputált a térdét és lábfejét, az alkar amputált a kézfejét, a felkar amputált a könyökét és a kézfejét. Ha a beteg az adott testrészt pontosan ott érzékelte, ahol annak valóban lennie kell, úgy értékeltük, hogy nem mutat teleszkópjelenséget. Ez szerintünk azt jelenti, hogy a test megváltozását még nem kíséri testséma változás, azaz a változás mértéke még nem tükröződik a testsémában. A kérdéses testrészek proximálisabb érzetét a fantomvégtag rövidüléseként, teleszkópjelenségként, azaz a testséma változásaként ítéltük meg. Ha vizsgált végtag nem rövidült, de a feladatban szereplő testrészt mégsem tudta páciensünk pontosan lokalizálni, a testséma-változás kezdeteként értékeltük.

4.2.3. A testtudat vizsgálata: a Fisher-féle Body Focus Questionnaire (BFQ) magyar változatának, azaz a Testközpontú Kérdőívnek ismertetése¹⁷⁸

Kudar a kérdőívet a szerző alapján ismertetve írja, hogy BFQ anyagát Fisher irodalmi és klinikai tapasztalatok alapján állította össze a testtel kapcsolatos élmények vizsgálatára. Eredeti célja az volt, hogy feltérképezze, hogyan osztják meg a személyek figyelmüket a testük különböző területei között. Eredményei szerint a vizsgált személyek figyelmüknek aránytalanul nagy részét összpontosítják meghatározott testfelületekre, míg más területekkel csak kisebb mértékben foglalkoznak. A kérdőív kitöltése során a vizsgált személynek párosával felírt testrészek közül ki kell választania azt, amelyiket világosabban el tudja képzelni. Annak elrejtésére, hogy a vizsgálat a testről szerzett, meghatározott testrészekkel kapcsolatos tapasztalatokra irányul, a különböző testrészeket a kérdőívben véletlenszerűen helyezték el. A kérdőív eredeti változata 108, a test 8 területére vonatkozó kérdést, ennek megfelelően 8 skálát tartalmaz, amelyek a következők: Karok-, Elülső/Hátulsó fél-, Jobb/Baloldal, Fej, Szem, Száj, Gyomor és a Szív- Skála. A kérdőív magyar változata egy 9. skálát a Lábak kiemelését tette lehetővé anélkül, hogy a kérdőívben bármiféle változtatás vagy módosítás történt volna. A kérdőív magyar változatának validálása megtörtént. A Láb skáláját 4 rész-skálára bontottuk: comb, térd, lábszár, boka-láb. Azaz a Láb skálájából anélkül, hogy a skálán eredetileg változtattunk volna, kiemeltük az összetartozó itemeket. A kérdőív kiértékelése a Pszichodiagnosztikai vademecum I. Explorációs és bibliográfiai módszerek, tünetbecslő skálák, kérdőívek, A Fisher-féle BFQ ismertetése és alkalmazása fejezetben leírtak szerint történt. (2. melléklet)

4.2.4. Kérdőív, mely vonatkozik az anamnézisre és a protézisviselési szokásokra

A páciensek egy általunk összeállított kérdőív kérdéseire válaszoltak. A kérdőívben szereplő kérdések vonatkoztak az anamnézisre, és a protézisviselési szokásokra és a fantomérzetek lokalizációjára és kiváltó okára. (3. melléklet)

4.2.5. A vizsgálatok végrehajtásának körülményei.

A fantomvégtag térbeli elhelyezkedését vizsgáló próba végrehajtására, a Testközpontú Kérdőív, és az anamnézisre és a protézisviselési szokásokra vonatkozó kérdőív kitöltésére egyénileg került sor, külön helyiségben. A BFQ-t követően került sor a testséma vizsgálatra és az általunk összeállított kérdőív kitöltésére. Egy személy vizsgálata 30-40 percet vett igénybe. Egy személy volt jelen, aki útmutatót adott a kérdőív kitöltésére vonatkozóan. A BFQ kitöltése során a kérdések megbeszélésére nem volt lehetőség. Az anamnézisre és a protézisviselési szokásokra vonatkozó kérdőív kitöltése interjú formájában történt.

4.2.6. Az adatok matematikai statisztika elemzése

4.2.6.1. A stabilometriás vizsgálatok matematikai statisztika elemzése

Az adatok feldolgozását a Statistica X.0 verzió (Statsoft. Inc., USA) program segítségével végeztük. Az életkor és az antropometriai adatok és a stabilometriás adatok jellemzésére átlagot és szórást, a testtudat vizsgálat adatainak jellemzésére mediánt számoltunk. számítottunk A vizsgálatok során nyert adatok normalitás vizsgálatát a Shapiro-Wilk's W-teszt segítségével végeztük, majd Kruskal Wallis ANOVA-t alkalmaztunk. Az egyes változók közötti eltérést Wilcoxon teszttel, az egyes csoportok közötti eltérést Mann-Whitney U-teszttel végeztük. A mért változók kapcsolatát Spearman-féle rangkorrelációval ellenőriztük. A szignifikancia-szint minden esetben $p < 0.05$. (4. táblázat)

4.2.6.2. A testséma és a testtudat vizsgálatok matematikai statisztika elemzése

Mivel adatainkat nominális és ordinális skálán vettük fel, jellemzésükre mediánt és módot számítottunk. A csoportok átlagai közötti eltérés kimutatására Kruskal Wallis ANOVA-t alkalmaztunk. A változók közötti eltérést Wilcoxon teszttel, az egyes csoportok közötti eltérést Mann-Whitney U-teszttel végeztük. A mért változók

kapcsolatát Spearmann-féle rangkorrelációval ellenőriztük. A szignifikancia-szint minden esetben $p < 0.05$.

4.táblázat

A Shapiro-Wilk's W teszt eredményei

Próbák	KCS	EEEE	GPEA	GPKA
	W-érték			
2NL _R	0,76	0,88	0,83	0,85
2NL _{SUM}	0,97	0,91	0,94	0,95
2NL _{A-P}	0,95	0,95	0,86	0,97
2NL _{M-L}	0,85	0,95	0,87	0,82
2CL _R	0,93	0,96	0,94	0,84
2CL _{SUM}	0,83	0,95	0,96	0,75
2CL _{A-P}	0,81	0,96	0,95	0,78
2CL _{M-L}	0,97	0,94	0,94	0,59
2NF _R	0,89	0,91	0,95	0,91
2NF _{SUM}	0,96	0,97	0,94	0,94
2NF _{A-P}	0,91	0,96	0,86	0,96
2NF _{M-L}	0,92	0,95	0,85	0,98
2CF _R	0,91	0,98	0,87	0,9
2CF _{SUM}	0,95	0,91	0,88	0,77
2CF _{A-P}	0,93	0,95	0,9	0,81
2CF _{M-L}	0,97	0,94	0,96	0,8
1NL _R	0,53	0,94	0,8	-
1NL _{SUM}	0,85	0,92	0,93	-
1NL _{A-P}	0,83	0,92	0,83	-
1NL _{M-L}	0,95	0,97	0,88	-
NKA	0,84	0,94	0,96	0,9
NKT	0,81	0,64	0,94	0,84
NKC	0,67	0,62	0,76	No variance

5. EREDMÉNYEK

5.1. A felmérő skálák eredményei

5.1.1. A Barthel-index eredményei

A Barthel-index a páciensek önellátási szintjéről ad felvilágosítást. A vizsgálatunkban összesen 76 amputációt szenvedett páciens vett részt, közülük 8 személy a mindhárom vizsgálatban szerepelt. Életkoruk $58,68 \pm 1,52$ év (átlag \pm SD), Barthel-indexük $83,29 \pm 1,68$ (átlag \pm SD). A páciensek közül 19 baleset, 57 érbetegség következtében vesztette el egy vagy több végtagját.

A vizsgálatban részt vevő traumás amputáltak átlagéletkora alacsonyabb, Barthel-indexe magasabb, mint az érbetegeké. (5.táblázat)

5. táblázat

Traumás és érbeteg amputáltak életkora és Barthel-indexe

	Életkor <i>Átlag\pmSD</i>	Barthel-index <i>Átlag\pmSD</i>
Traumás amputált (n=19)	47,89 \pm 3,88	90,26 \pm 2,63
Érbeteg amputált (n=57)	62,28 \pm 1,76	80,96 \pm 1,27
p-érték	0,0005	0,0058

A vizsgált személyek között 9 személy nem viselt művégtagot, 34 személy kezdő protézisviselő és 33 személy gyakorlott protézisviselő volt. A gyakorlott protézisviselők átlagéletkora alacsonyabb volt, mint a kezdő protézisviselőké. Legalacsonyabb a kezdő protézisviselők Barthel-indexe volt, amely szignifikánsan különbözött a protézist nem viselőktől és a gyakorlott protézisviselőktől. A gyakorlott protézisviselők Barthel-indexe magasabb mindkét csoportnál. (6. táblázat)

6. táblázat

Az életkor és a Barthel-index különböző protézisviselési szinteken

	Életkor Átlag±szórás	Barthel-index medián
Nem visel protézist (n=10)	50,4±5,7	80
Kezdő protézisviselő (n=33)	63,35±1,78	70*
Gyakorlott protézisviselő (n=33)	57,03±2,23#	100*#
H-érték	7,96	54,33
p-érték	0,0187	0,0000

*Szigifikáns különbség a protézist nem viselőkhöz képest

#Szigifikáns különbség a kezdő protézisviselőkhöz képest

A vizsgált személyek között 39 páciens gyakorlott protézisviselő volt. 3 csoportot alakítottunk, az „Egyoldali amputáltak” csoportjába az egyoldali tibiális és femorális amputáltakat, a „Kétoldali amputáltak” csoportjába a kétoldali tibiális amputáltakat és a „Kétoldali súlyos amputáltak” csoportjába azokat az amputáltakat soroltuk, akiknek legalább az egyik alsó végtagja térd felett amputált. Az egyoldali és a kétoldali amputáltak között nem mutattunk ki különbséget. A kétoldali súlyos amputáltak életkora magasabb, Barthel-indexe alacsonyabb a másik két csoportnál (7. táblázat).

7. táblázat

A gyakorlott protézisviselők életkora és a Barthel-indexe

	Életkor Átlag±SD	Barthel-index Medián
Egyoldali amputáltak (n=17)	58,8±3,1	100
Kétoldali amputáltak (n=13)	55,2±3,5	100
Kétoldali súlyos amputáltak (n=4)	40,3±7,9*#	80*#
H-érték	10,41	46,25
p-érték	0,0153	0,0000

*Szigifikáns különbség az egyoldali amputáltakhoz képest

#Szigifikáns különbség a kétoldali amputáltakhoz képest

5.1.2. Az Amputee Mobility Predictor (AMP) eredményei alsó végtag amputáltaknál (N=73)

A K0 csoportba tartozó páciensek közül 2 személy még protézisellátás előtt állt, 4 személy kétoldali térd felett amputált, közülük 3 traumás, 1 érbeteg amputált. A K4 csoportba tartozó fiatal férfi lábszáramputált, szabadidejében asztaliteniszezik (8. táblázat).

8. táblázat

A vizsgált személyek AMP kategória besorolása

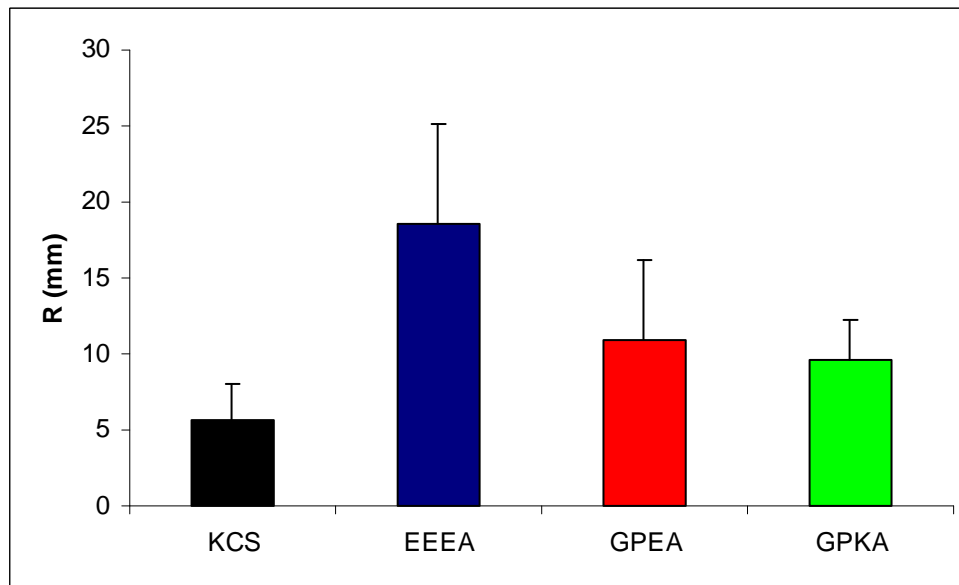
K-szint	Vizsgált személyek száma	Egyoldali lábszár amputáltak	Egyoldali comb-amputáltak	Kétoldali amputáltak
K0	6	2	-	4
K1	45	31	4	10
K2	18	11	3	4
K3	3	-	-	3
K4	1	-	-	1

5.2. Az állásstabilitás és a finomkoordináció vizsgálatának eredményei

5.2.1 Statikus állásstabilitás vizsgálata két lábon

5.2.1.1. A nyitott szemmel, leengedett karral, két lábon végzett próba (2NL) eredményei

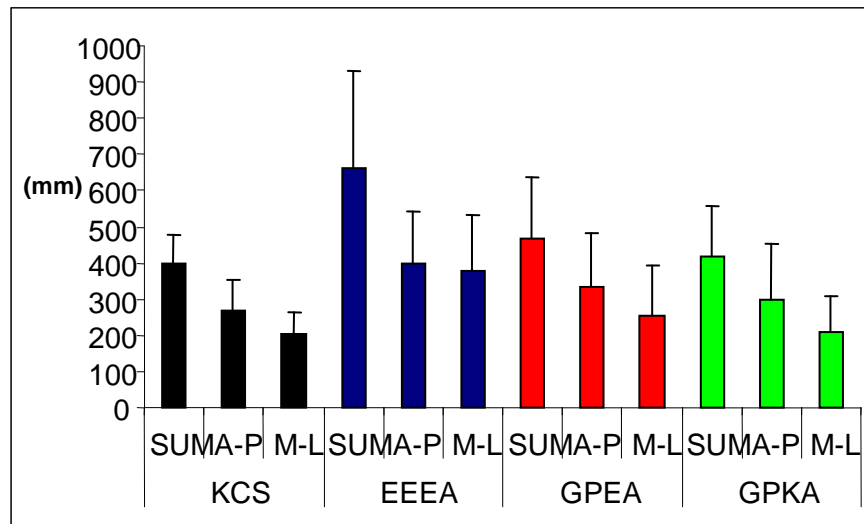
A karakterisztikus kör sugara a KCS-ban ($R=5,6\pm 2,4\text{mm}$) jelentősen nagyobb volt, mint az EEEA ($R=18,56\pm 6,61\text{mm}$, $p<0,001$), GPEA ($R=10,9\pm 5,3\text{mm}$, $p<0,001$), és a GPKA ($R=9,67\pm 2,6\text{mm}$, $p<0,004$) csoportjaiban.. Az R az EEEA csoportban ($18,5\pm 6,6\text{mm}$) szignifikánsan nagyobb volt, mint az GPEA ($R=10,9\pm 5,3\text{mm}$, $p<0,002$) és GPKA ($R=9,7\pm 2,6\text{mm}$, $p<0,001$) csoportokban. A GPEA és GPKA csoportok átlagai nem különböztek egymástól szignifikánsan (6. ábra).



6. ábra.

A karakterisztikus kör sugara (R) a kontroll csoportban (KCS) és az amputáltak csoportjaiban (EEEA, GPEA, GPKA) a 2NL próba során.

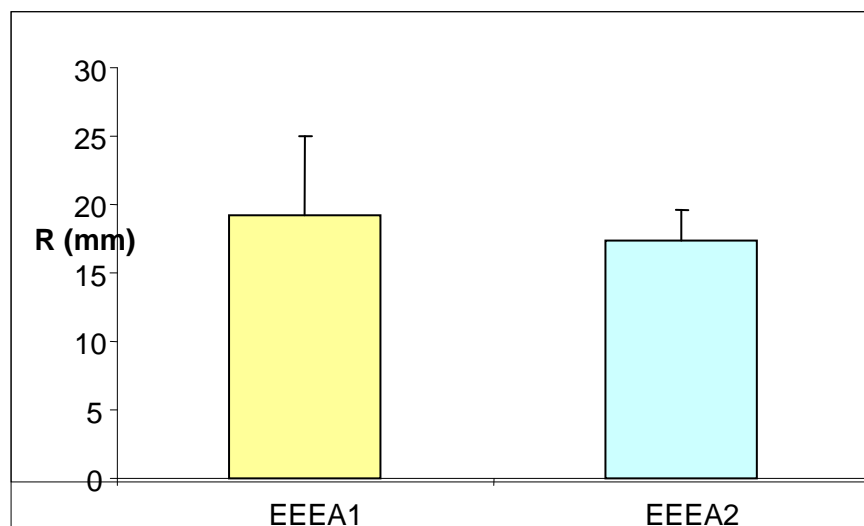
A SUM tekintetében a KCS, GPEA és a GPKA csoportok átlagai között nem volt különbség. Ugyanakkor a EEEA csoport átlaga (SUM=662,6±267,7mm) nagyobb volt, mint a KCS (SUM=38,5±79,3mm, $p<0,001$) GPKA (SUM=418,8±139,6mm, $p<0,001$)átlaga. Az A-P lengés tekintetében csak az KCS (SUM=271,1±82,1mm) és a EEEA (SUM=398,9±141,9mm, $p<0,001$) átlagai különböztek. A M-L lengés jelenősen nagyobb volt a EEEA (SUM=378,7±154,5mm) esetén, mint a KCS (SUM=203,1±62,7mm, $p<0,001$), a GPEA (SUM=230,3±139,6mm, $p<0,05$) és a GPKA (SUM=209,3±97,9mm, $p<0,02$) esetén. (7. ábra)



7. ábra

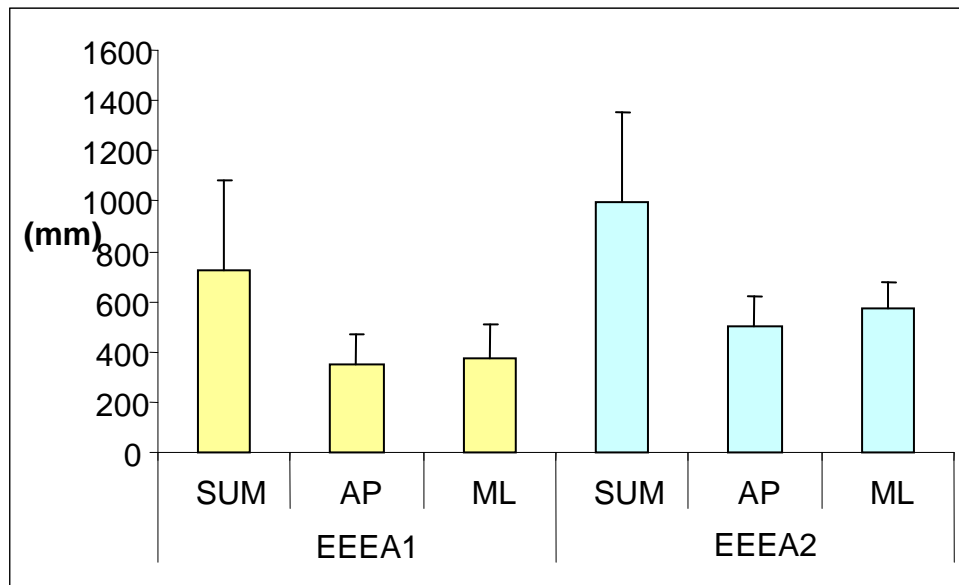
A teljes testlengés (SUM), az anteroposterior (A-P), és a mediolateralis (M-L) lengés a kontroll csoportban (KCS) és az amputáltak csoportjaiban (EEEEA, GPEA, GPKA) a 2NL próba során.

A két mérésen részt vett első ellátott egyoldali amputáltak (EEEEA1 és EEA2) esetén a R és az A-P lengés nem változott. Ugyanakkor a SUM ($SUM_1=722,3\pm 360,4\text{mm}$, $SUM_2=995,3\pm 354,8\text{mm}$, $p<0,05$) és az M-L ($M-L_1=375,8\pm 132,6\text{mm}$, $M-L_2=570,3\pm 103,4\text{mm}$, $p<0,05$) lengésben jelentős növekedés mutatkozott. (8.,9 ábra)



8. ábra.

A karakterisztikus kör sugara (R) az első ellátott egyoldali amputáltak 1. mérésénél (EEEEA1) és 2. mérésénél (EEEEA2)

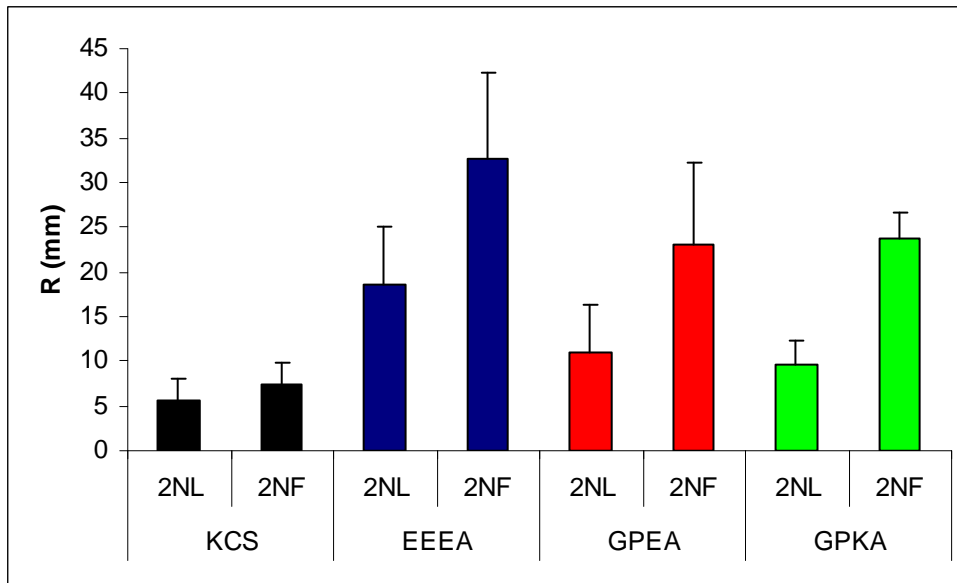


9. ábra

A teljes testlengés (SUM), az anteroposterior (A-P) és a mediolateralis (M-L) lengés a EEEA eseteiben a 2NL próba alatt, az 1.(EEEEA1) és a 2. mérés (EEEEA2) során

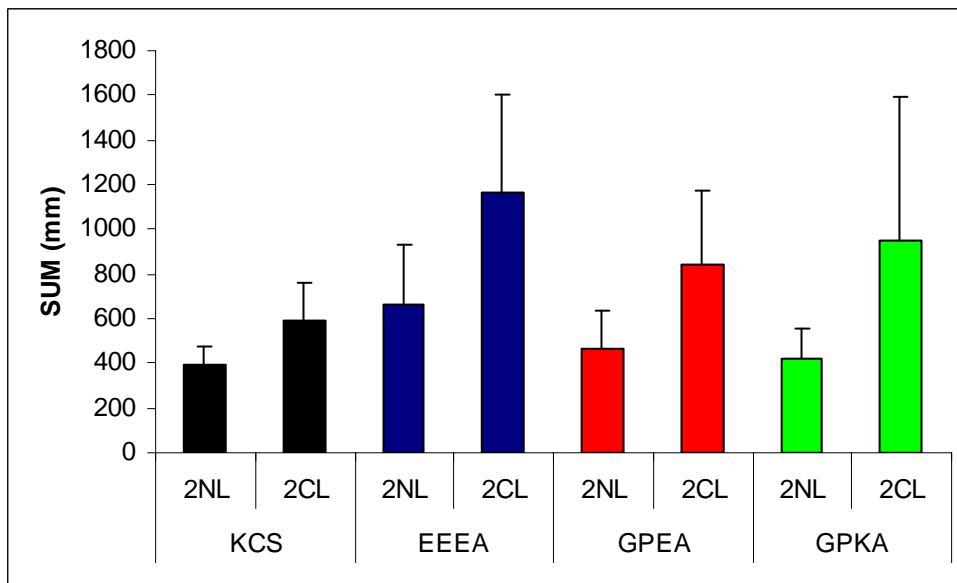
5.2.1.2. A csukott szemmel, leengedett karral, két lábon végzett próba (2CL) eredményei és az RK értékek

A csoportok közötti különbségeket tekintve a próba eredménye hasonló a nyitott szemmel végzett próba eredményéhez, a 2CL próba során mért értékek minden esetben nagyobbak, mint a 2NL során mért értékek ($R_{SUM, A-P, M-L} < 0,001$). Az R átlaga ez esetben is a KCS-ban kisebb, mint az amputáltaknál. Az EEEA-nál a próba minden mért értéke nagyobb ($R=32,6 \pm 9,7\text{mm}$, $SUM=1163,9 \pm 435,6\text{mm}$, $A-P=845,5 \pm 377,5\text{mm}$, $M-L=612,6 \pm 204,7\text{mm}$), mint a KCS-ban ($R=7,4 \pm 2,4\text{mm}$, $p < 0,001$, $SUM=592,5 \pm 169,2\text{mm}$, $p < 0,001$ $A-P=446,5 \pm 174,5\text{mm}$, $p < 0,001$, $M-L=267,1 \pm 72,8\text{mm}$, $p < 0,001$) Továbbá a GPEA teljes testlengése ($SUM=845,7 \pm 330,9$) nagyobb, mint KCS-é ($SUM=592,5 \pm 169,3$, $p < 0,03$). A GPKA összes testlengése, az A-P és az M-L lengés nem különbözik. (10-13.. ábra)



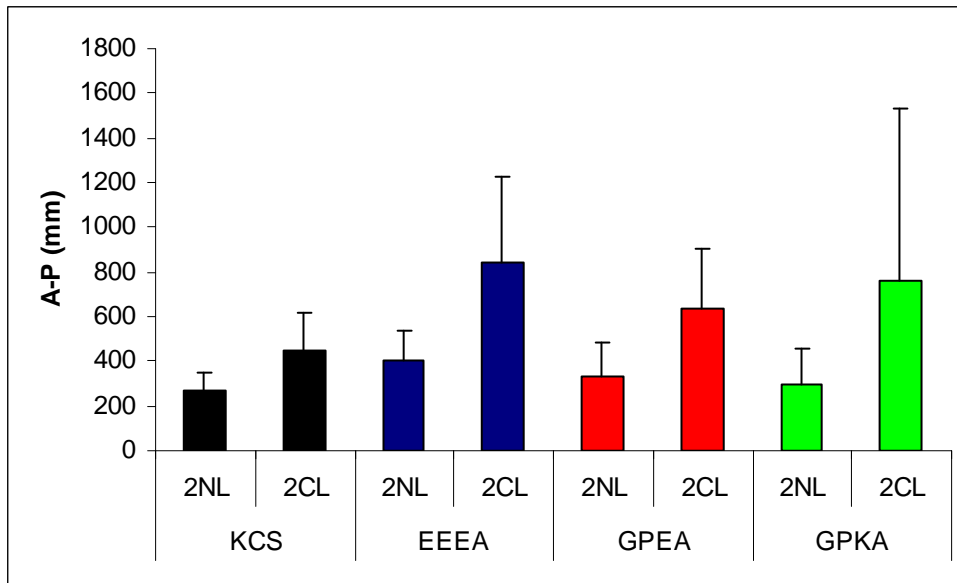
10. ábra

A karakterisztikus kör sugara (R) a KCS-ban és az amputáltak csoportjaiban (EEEEA, GPEA, GPKA) a 2NL és a 2CL próba során.



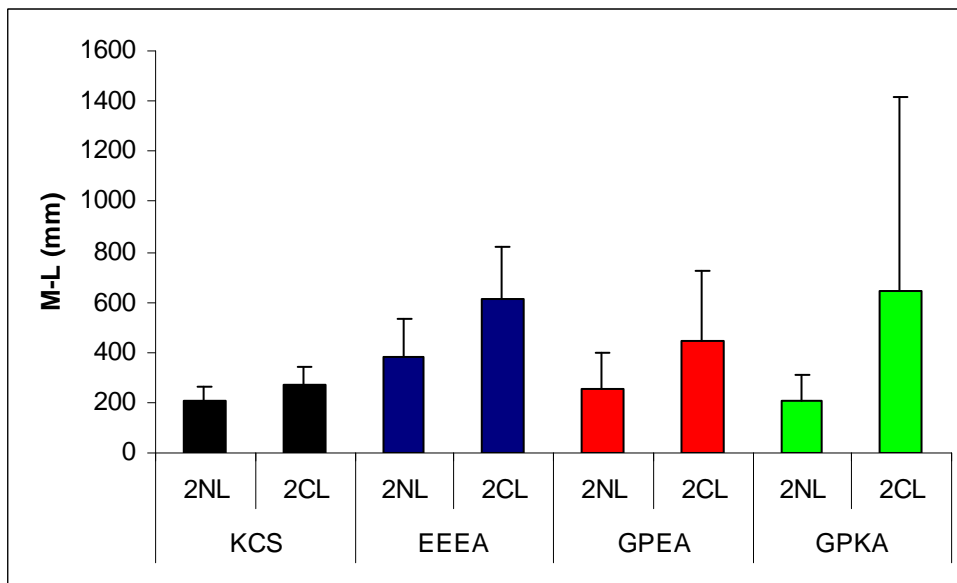
11. ábra

A teljes testlengés (SUM) a 2NL és a 2CL próba során.



12. ábra

Az anteroposterior lengés (A-P) a 2NL és a 2CL próba során

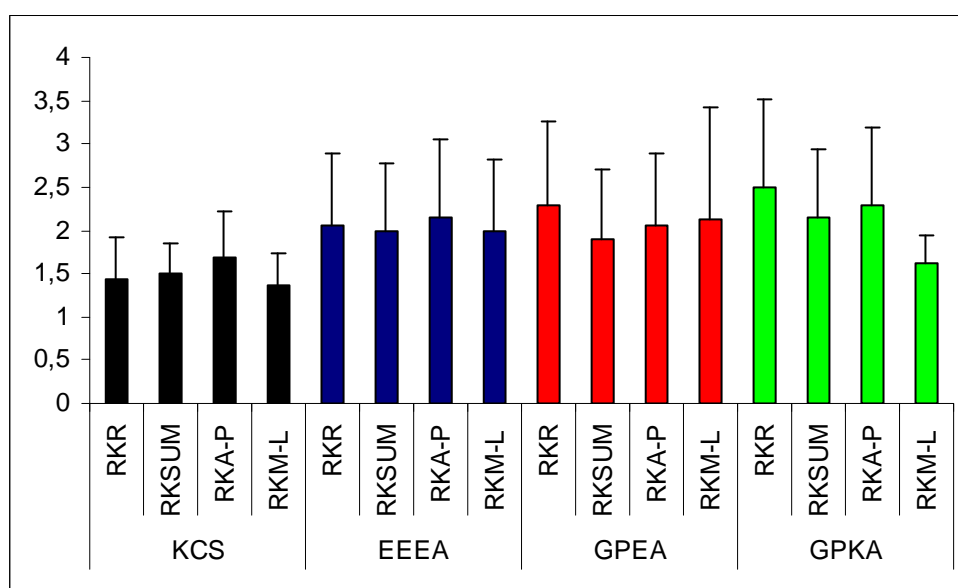


13. ábra

A mediolateralis lengés (M-L) a 2NL és a 2CL próba során.

A csukott és nyitott szemmel végzett próbák megfelelő eredményeinek hányadosaként számoltuk a Romberg-kvóciens értékét. A KCS RK_R ($RK_R=1,4\pm 0,9$) értéke jelentősen kisebb, mint az EEEA ($RK_R=2,06\pm 0,83$, $p<0,03$), GPEA ($RK_R=2,3\pm 1$,

$p < 0,005$), GPKA ($RK_R = 2,5 \pm 1,1$, $p < 0,02$) eseteiben. Az RK_{SUM} értéke jelentősen kisebb a KCS-ban ($RK_{SUM} = 1,5 \pm 0,36$) mint a GPKA ($RK_{SUM} = 2,2 \pm 0,77$, $p < 0,01$) csoportban. Az RK_{A-P} nem különbözik a csoportok között. Az RK_{M-L} értéke a KCS és a EEEA között nem különbözik, de a GPEA ($RK_{M-L} = 2,13 \pm 1,3$) csoportjában jelentősen nagyobb, mint a KCS ($RK_{M-L} = 1,36 \pm 0,4$, $p < 0,05$) csoportban. Az RK_{SUM} jelentősen nagyobb, mint az RK_{M-L} a KCS-ban ($RK_{SUM} = 1,5 \pm 0,4$, $RK_{M-L} = 1,36 \pm 0,4$, $p < 0,04$) és az EEEA csoportban, ($RK_{SUM} = 2 \pm 0,8$, $RK_{M-L} = 1,98 \pm 0,8$, $p < 0,04$). (14. ábra)



14. ábra

Az RK_R , az RK_{SUM} , RK_{A-P} és az RK_{M-L} értékei a KCS-ban és az amputáltak csoportjaiban (EEEEA, GPEA, GPKA).

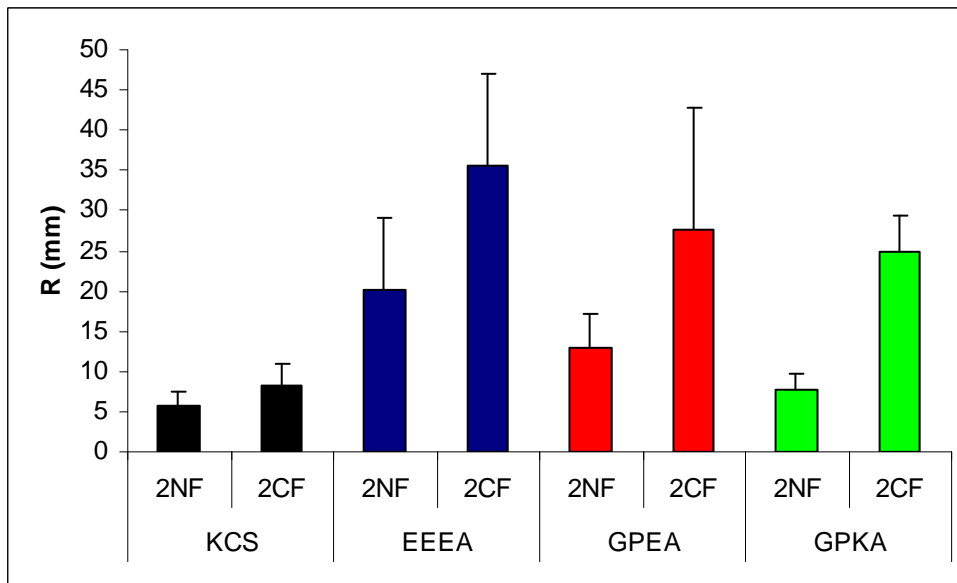
5.2.1.3. A nyitott szemmel, megemelt karral, két lábon végzett próba (2NF) eredményei

A 2NF próba során a karakterisztikus kör sugara a KCS-ban ($R = 5,6 \pm 1,8$ mm) kisebb, mint az EEEA ($R = 20,3 \pm 8,91$ mm, $p < 0,001$), GPEA ($R = 13 \pm 4$ mm, $p < 0,001$), GPKA ($R = 7,83 \pm 2$, $p < 0,02$) csoportokban. Továbbá a karakterisztikus kör sugara az EEEA csoportban ($R = 20,27 \pm 8,91$ mm) jelentősen nagyobb, mint a GPEA ($R = 13 \pm 4$ mm, $p < 0,03$), és a GPKA csoportban ($R = 7,83 \pm 2$ mm, $p < 0,001$). Ez esetben sikerült különbséget kimutatni az egy- és kétoldali gyakorlott protézisviselők között. A GPKA

csoportban ($R=7,83\pm 2\text{mm}$) a karakterisztikus kör sugara jelentősen kisebb, mint a GPEA csoportban ($R=13\pm 4\text{mm}$ $p<0,02$).

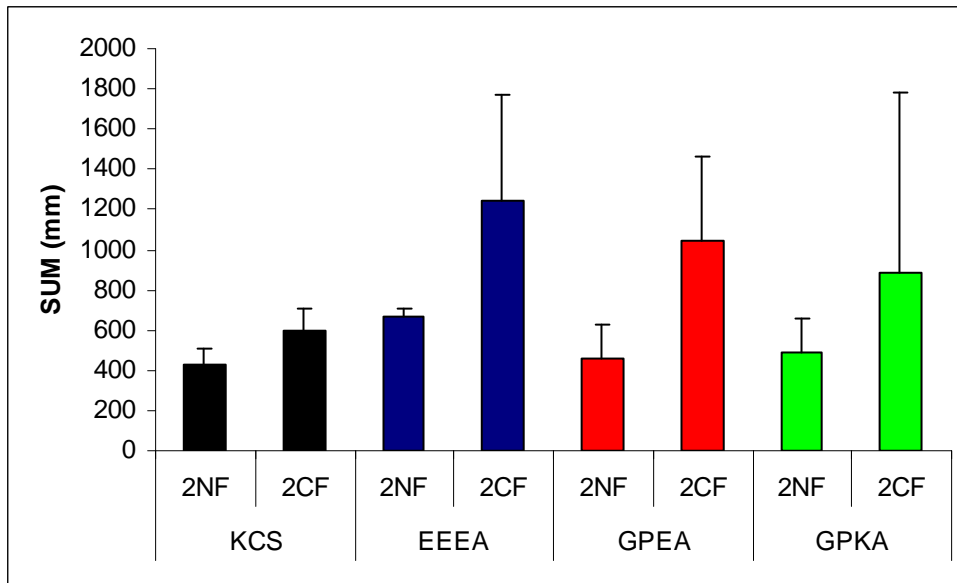
A SUM az EEEA csoportban ($\text{SUM}=661,9\pm 244,6\text{mm}$) nagyobb volt, mint a KCS-ban ($\text{SUM}=425,57\pm 85,9\text{mm}$, $p<0,006$). A KCS és a GPEA, GPKA csoportok között nem volt különbség, Az A-P lengés nem különbözött a csoportok között. Az M-L lengés az EEEA csoportban ($\text{M-L}=380,5\pm 154,2\text{mm}$) nagyobb, mint a KCS csoportban ($\text{M-L}=208,1\pm 78,8\text{mm}$, $p<0,001$) a GPEA csoportban ($\text{M-L}=228\pm 131,3\text{mm}$, $p<0,01$).

A próba csukott szemmel végzett változatának (2CF) eredményei, hasonlóan a 2NL és 2CL próba összehasonlításához, jelentősen nagyobbak ($p<0,001$). (15-18. ábra)



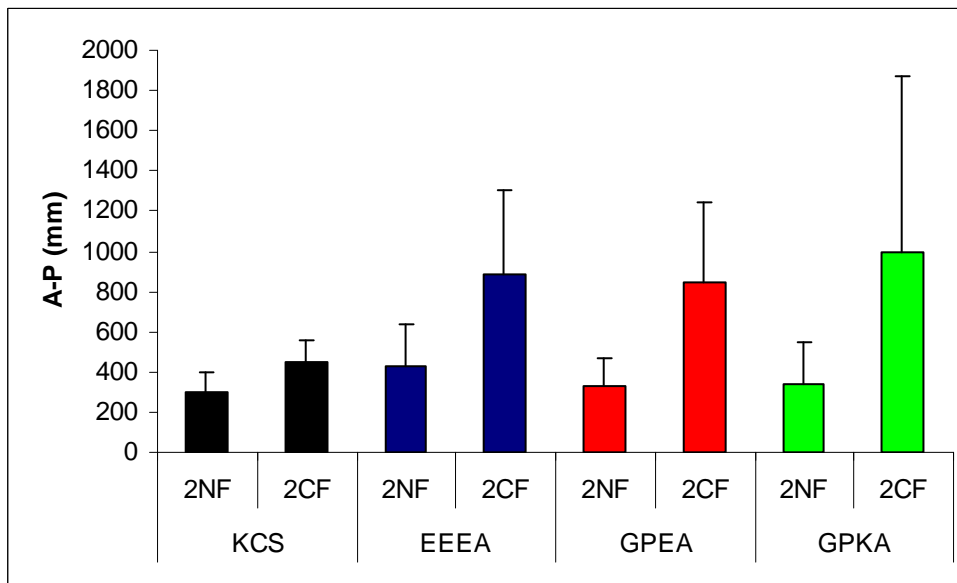
15. ábra

A karakterisztikus kör sugara (R) KCS-ban és az amputáltak csoportjaiban (EEEEA, GPEA, GPKA) a 2NF és CF próba során.



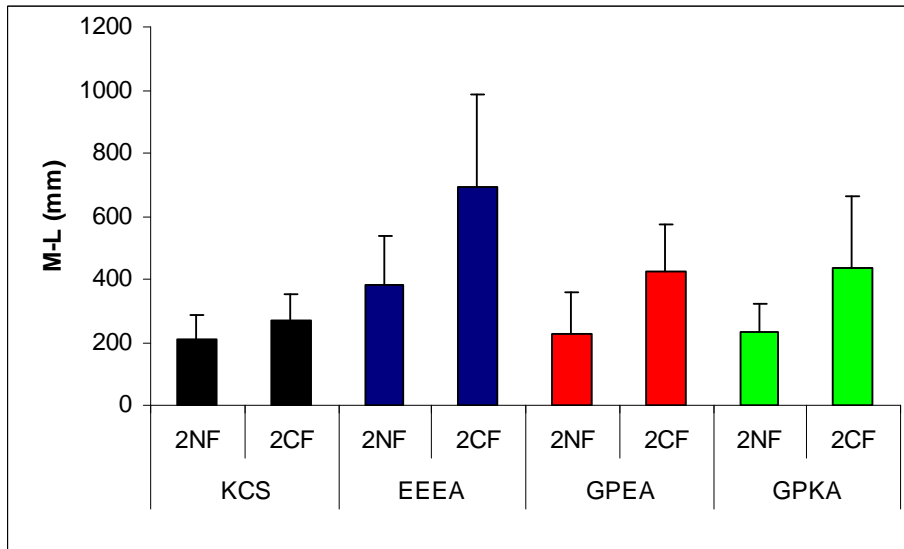
16. ábra

A teljes testlengés (SUM) KCS-ban és az amputáltak csoportjaiban (EEEEA, GPEA, GPKA) a 2NF és CF próba során.



17. ábra

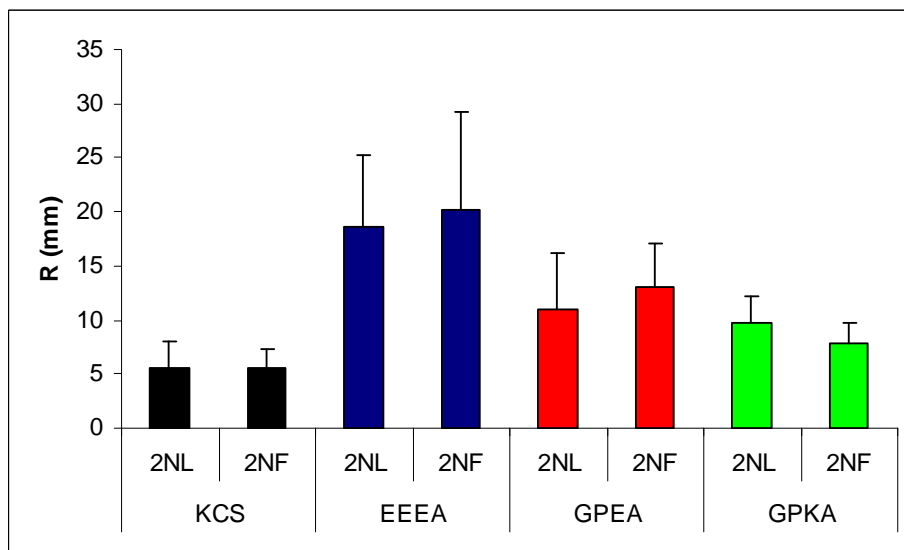
Az anteroposterior lengés (A-P) lengés KCS-ban és az amputáltak csoportjaiban (EEEEA, GPEA, GPKA) a 2NF és CF próba során.



18. ábra

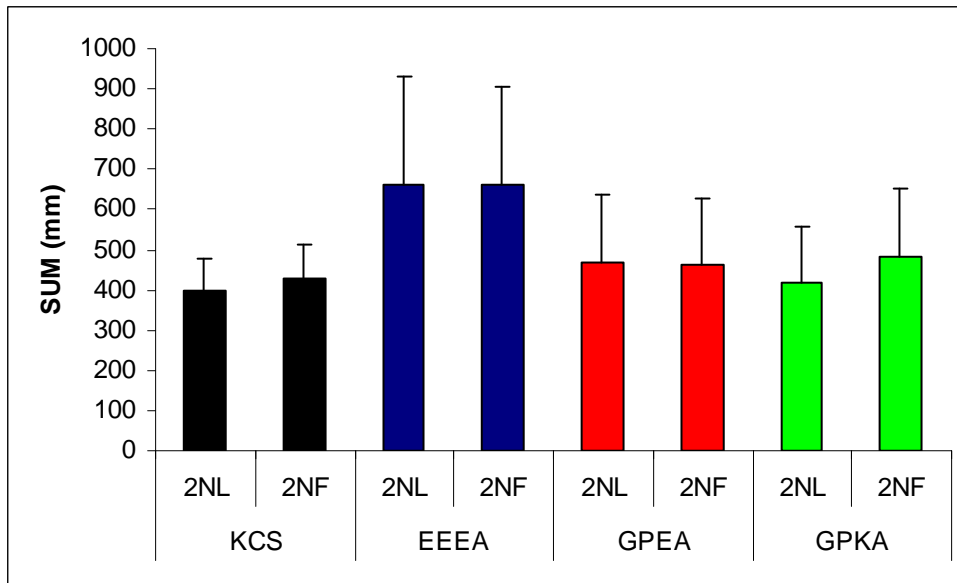
A mediolateralis lengés (M-L) a KCS-ban és az amputáltak csoportjaiban (EEEEA, GPEA, GPKA) a 2NF és CF próba során.

A kar helyzetének megváltoztatása csak a KCS-ban okozott változást. A teljes testlengés (SUM) a 2NF (SUM=425,6±85,9mm) próbában jelentősen nagyobb, mint a 2NL próbában (SUM=398,5±79,3mm, $p < 0,01$), valamint az anteroposterior lengés (A-P) szintén nagyobb a 2NF próbában (SUM=296,6±96,8mm), mint a 2NL próbában (SUM=271,1±82,1mm, ($p < 0,009$)). (19-22. ábra)



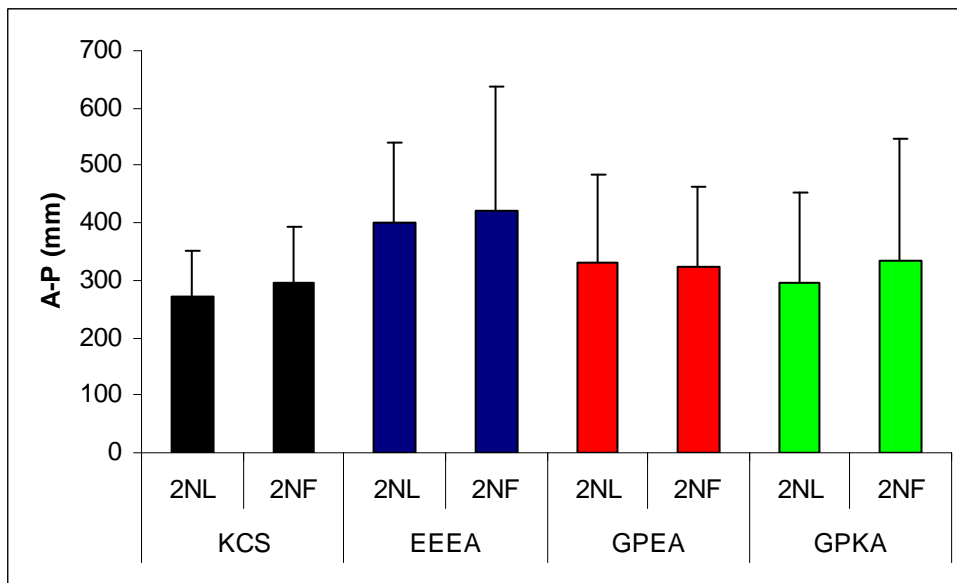
19. ábra

A karakterisztikus kör sugara (R) a KCS-ban és az amputáltak csoportjaiban (EEEEA, GPEA, GPKA) a 2NL és 2NF próba során.



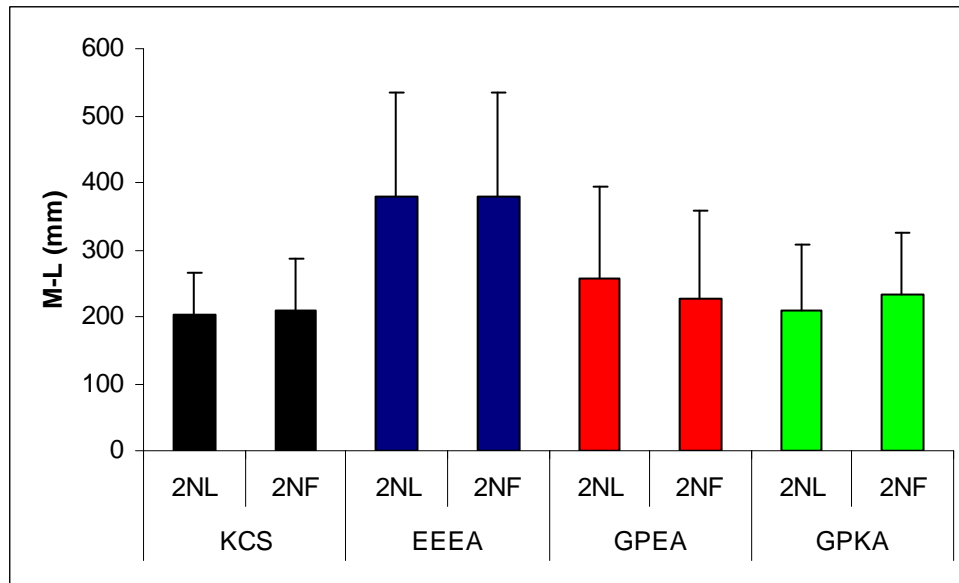
20. ábra

A teljes testlengés (SUM) a KCS-ban és az amputáltak csoportjaiban (EEEEA, GPEA, GPKA) a 2NL és 2NF próba során.



21. ábra

Az anteroposterior lengés (M-L) a KCS-ban és az amputáltak csoportjaiban (EEEEA, GPEA, GPKA) a 2NL és 2NF próba során

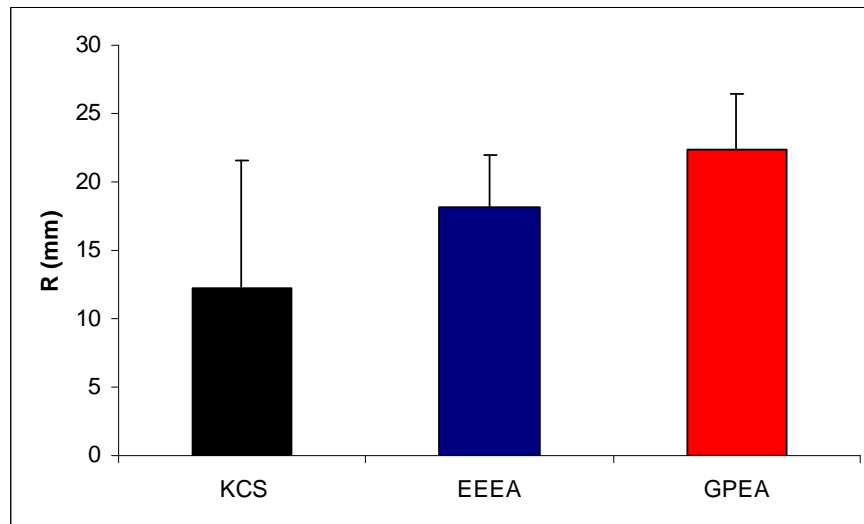


22. ábra

A mediolateralis lengés (M-L) a KCS-ban és az amputáltak csoportjaiban (EEEEA, GPEA, GPKA) a 2NL és 2NF próba során.

5.2.1.4. Az egy lábon végzett próba (1NL) eredményei és az egy láb/két láb kvóciens (1/2K) értékei

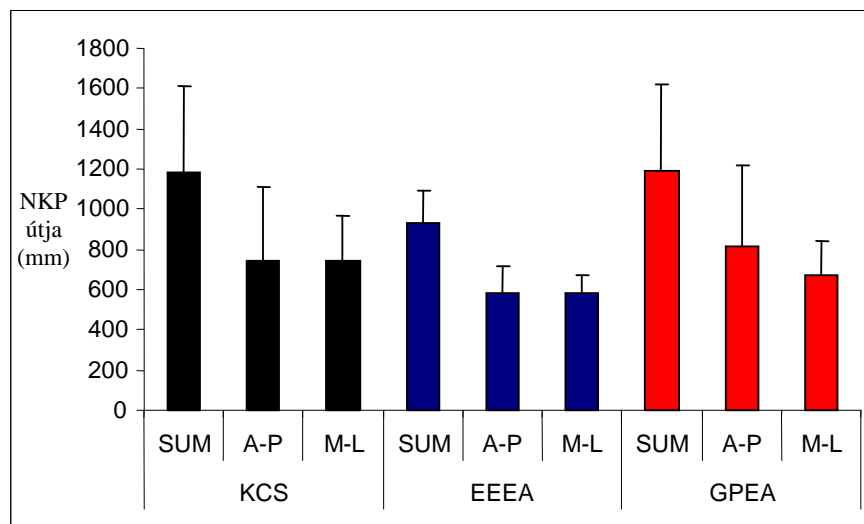
Az egy lábon nyitott szemmel, leengedett karral végzett próba karakterisztikus körének sugara (R) KCS-ban ($R=12,2\pm 9,42\text{mm}$) jelentősen kisebb értéket mutatott, mint az EEEA ($R=18,2\pm 3,8\text{mm}$, $p<0,001$) és a GPEA ($R=22,4\pm 4\text{mm}$, $p<0,002$) csoportban. Ugyanakkor a két lábon végzett próbákkal ellentétben az EEEA csoport karakterisztikus körének sugara ($R=18,2\pm 3,8\text{mm}$) kisebb volt, mint a gyakorlott protézisviselőké ($R=22,4\pm 4,1\text{mm}$, $p<0,03$). (23. ábra)



23. diagram

A karakterisztikus kör sugara (R) a KCS-ban és az egyoldali amputáltak csoportjaiban (EEEA, GPEA) az INL próba során.

A teljes testlengés (SUM) a EEEA csoportban (SUM=931,6±159,1mm) jelentősen kisebb volt, mint a KCS-ban (SUM=1181,3±434,4mm, $p<0,04$). Az anteroposterior lengés nem különbözött. A mediolateralis lengés az EEEA csoportban (M-L=586±83,2mm) jelentősen kisebb, volt, mint a KCS-ban (SUM=745,7±220,2mm, $p<0,03$), de nem különbözött a GPEA csoportjától (SUM=668,1±174,3mm). (24. ábra)



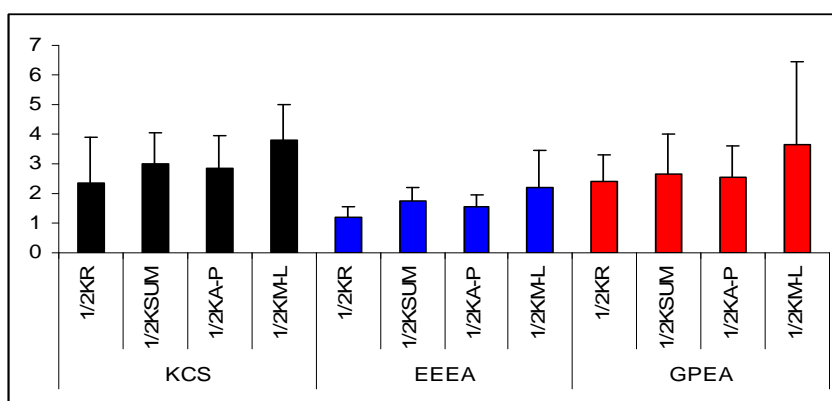
24. diagram

A teljes testlengés (SUM), az anteroposterior lengés (A-P), és a mediolateralis lengés (M-L) a KCS-ban és az egyoldali amputáltak csoportjaiban (EEEA, GPEA) az INL próba során

A 2NL és az 1NL próba összehasonlításában azt tapasztaltuk, hogy a EEEA csoportban nincs különbség a két próba karakterisztikus körének sugara között. Ugyanakkor a teljes testlengés ($SUM_{2NL}=662,6\pm 267,7\text{mm}$, $SUM_{1NL}=931,6\pm 159,1$, $p<0,001$), az anteroposterior lengés ($A-P_{2NL}=398,9\pm 141,9\text{mm}$, $A-P_{1NL}=582,5\pm 134,2\text{mm}$, $p<0,001$), és a mediolateralis lengés ($M-L_{2NL}=398,7\pm 154,5\text{mm}$, $M-L_{1NL}=586\pm 83,2\text{mm}$, $p<0,01$) átlagai, minden esetben, magasabbak az 1NL próbánál, mint a 2NL próbánál.

A KCS-ban ($R_{2NL}=5,6\pm 2,4\text{mm}$, $R_{1NL}=12,2\pm 9,4\text{mm}$, $p<0,01$, $SUM_{2NL}=398,5\pm 79,3\text{mm}$, $SUM_{1NL}=1181,3\pm 434,39\text{mm}$, $p<0,001$, $A-P_{2NL}=271,1\pm 82,1\text{mm}$, $A-P_{1NL}=744,3\pm 368,8\text{mm}$, $p<0,001$, $M-L_{2NL}=203,1\pm 62,7\text{mm}$, $M-L_{1NL}=745,7\pm 220,2\text{mm}$, $p<0,002$) és a GPEA csoportban ($R_{2NL}=10,9\pm 5,4\text{mm}$, $R_{1NL}=22,4\pm 4,1\text{mm}$, $p<0,02$, $SUM_{2NL}=468,8\pm 166,3\text{mm}$, $SUM_{1NL}=1188,7\pm 435,2\text{mm}$, $p<0,02$, $A-P_{2NL}=331,1\pm 151,4\text{mm}$, $A-P_{1NL}=810,7\pm 410,9\text{mm}$, $p<0,02$, $M-L_{2NL}=230,3\pm 139,56\text{mm}$, $M-L_{1NL}=668,1\pm 174,3\text{mm}$, $p<0,02$), az 1NL próba átlagai magasabbak voltak, mint a 2NL próba átlagai.

Az $1/2K$ értékei segítségével össze tudjuk hasonlítani, hogy az egyes csoportban milyen szerepe van egyensúly fenntartásában az ép alsó végtagoknak. Az $1/2K$ értékei minden esetben jelentősen nagyobbak voltak a kontrollcsoportban ($1/2K_R=2,3\pm 1,6$, $1/2K_{SUM}=3\pm 1,04$, $1/2K_{A-P}=2,8\pm 1,1$, $1/2K_{M-L}=3,82\pm 1,2$), mint az EEEA csoportban ($1/2K_R=1,2\pm 0,3$, $p<0,005$, $1/2K_{SUM}=1,73\pm 0,5$, $p<0,001$, $1/2K_{A-P}=1,6\pm 0,38$, $p<0,001$, $1/2K_{M-L}=2,12\pm 1,3$, $p<0,001$). Továbbá jelentősen nagyobbak voltak a $1/2K_R$ és a $1/2K_{A-P}$ átlagai a GPEA csoportban ($1/2K_R=2,4\pm 0,09$, $1/2K_{A-P}=2,5\pm 1,07$), mint a EEEA csoportban ($1/2K_R=1,2\pm 0,3$, $p<0,001$, $1/2K_{A-P}=1,6\pm 0,38$, $p<0,01$). (25. ábra)

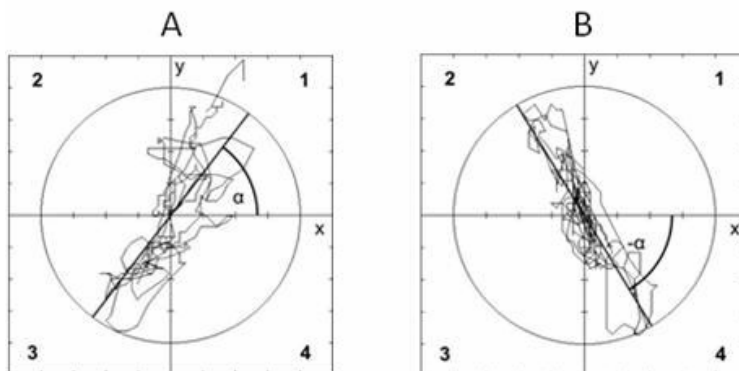


25. ábra

Az $1/2K_R$, $1/2K_{SUM}$, $1/2K_{A-P}$, $1/2K_{M-L}$ értékei a KCS-ban és az egyoldali amputáltak csoportjaiban (EEEA, GPEA).

5.2.1.5. A testlengés iránya

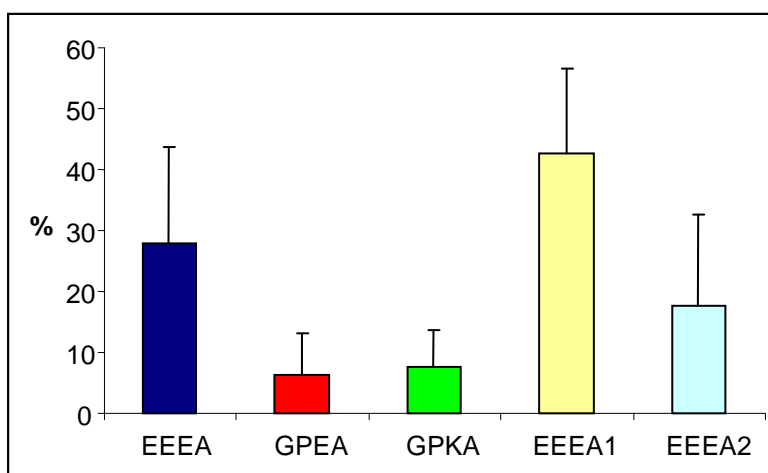
A regressziós egyenes hajlásszöge $11.6(\pm 6.4)^\circ$ és $10.2(\pm 13.3)^\circ$ volt az EEEA-ban ill. a GPEA-ban. A baloldali amputáltaknál főként a koordinátarendszer első és a harmadik síknegyedében, míg a jobboldali amputáltaknál a második és a negyedik síknegyedében jelent meg. (26. ábra)



26. ábra

Az "A" stabilogram egy baloldali amputált TTK teljes lengését ábrázolja, ahol a korrelációs koefficiens $R_{xy} = 0.75$ ($p < 0.001$). A regressziós egyenes (balról) protézis sarka felől húzódik jobbra, előre, és a regressziós egyenes szöge $\alpha = 53^\circ$. A "B" stabilogram egy jobboldali amputált TTK teljes testlengését mutatja. A regressziós egyenes ellenkező irányba halad. A korrelációs koefficiens $R_{xy} = 0.72$ ($p < 0.001$), és a regressziós egyenes szöge $\alpha = -48^\circ$. A koordináta rendszer síknegyedei 1, 2, 3, és 4 számmal vannak jelölve.

5.2.2. A testsúly megoszlás vizsgálatának eredményei



27. ábra

A testsúlymegosztás különbsége %-ban kifejezve a két alsó végtag között az EEEA, GPEA, GPKA, EEEA1 és az EEEA2 csoportokban

AZ GPEA és a GPKA csoportok szimmetrikus terhelési képet mutattak, a testsúly megosztásban nem volt különbség. A EEEA csoport testsúly terhelése ettől jelentősen eltér, jelentősen nagyobb a testsúly terhelés különbsége a két alsó végtag között, protézisüket kevésbé terhelik. Azoknál a pácienseknél, akiknél tréning előtt és két hét tréning után mértük az értékeket, szignifikáns csökkenést tapasztaltunk testsúly megosztás különbségében ($TMK_{EEEE1}=42,7\pm 14$, $TMK_{EEEE2}=17,7\pm 14,9$, $p<0,001$). (27. ábra)

5.2.3. A finomkoordinációs tesztek eredményei

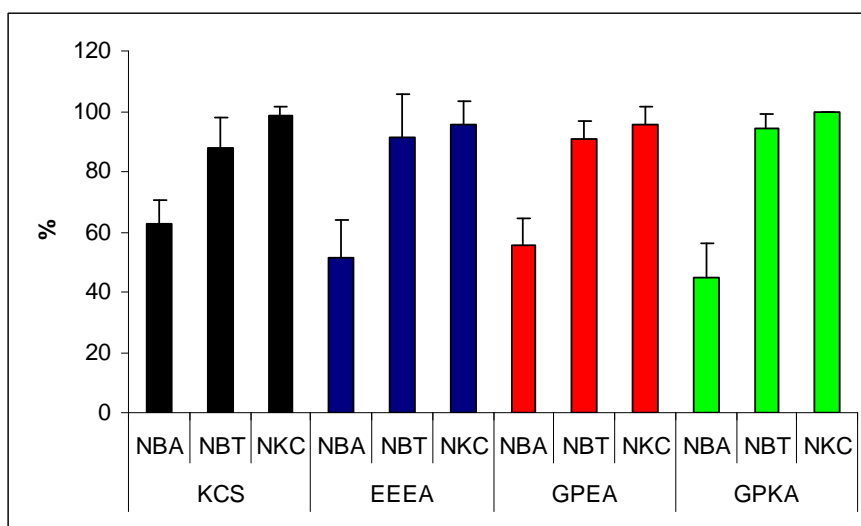
1. NKP mozgása adott területen belül.

A négyzeten belül eltöltött idő a KCS ($NBT=87,4\pm 10,2$) esetén jelentősen kisebb, mint a EEEA ($NBT=91,3\pm 14,15$, $p<0,01$) csoportban. A többi csoport között nem mutattunk ki különbséget. (22. ábra)

A besatírozott terület nagyságának átlaga (NBA) a KCS-ban ($NBA=62,87\pm 7,74$) nagyobb volt, mint az EEEA ($NBA=51,3\pm 12,7$, $p<0,01$), GPEA ($NBA=55,3\pm 9,2$, $p<0,001$), és a GPKA ($NBA=45\pm 11$, $p<0,03$) csoportokban. (24. ábra)

2. A NKB cél felett tartása

A feladatban az GPKA csoport ($NKC=100\pm 0$) hosszabb ideig volt képes a cél felett tartani NKP-ját, mint az EEEA ($NKC=95,5\pm 7,5$, $p<0,03$), és a GPEA. ($NKC=95,8\pm 5,9$, $p<0,03$). (28. ábra)



28. ábra

A finomkoordinációs feladatok eredményei, a négyzet besatírozásának nagysága (NBA), a négyzeten belül eltöltött idő (NBT) és a cél felett tartás ideje (NKC).

5.2.4. A BMI és az állásbiztonság kapcsolata

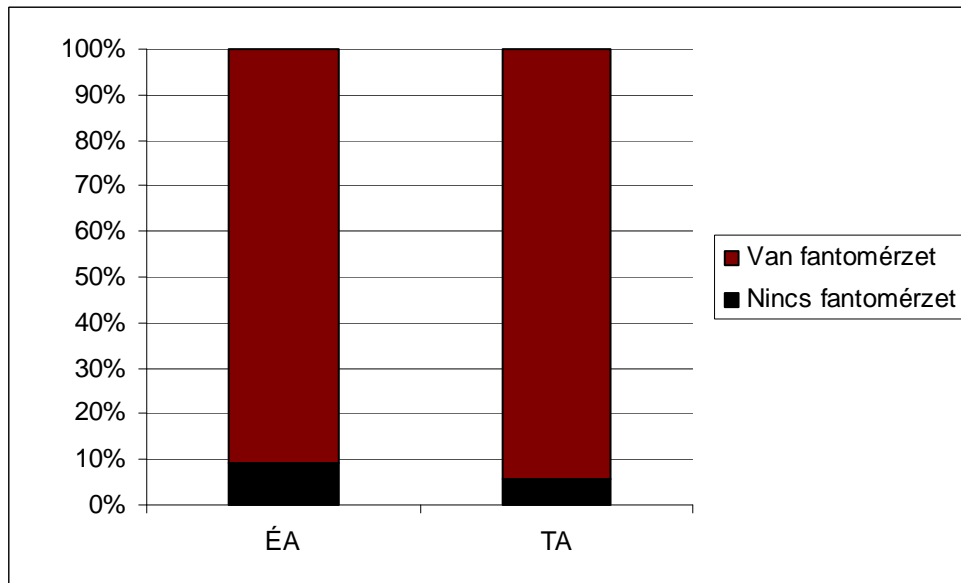
A BMI nem mutatott kapcsolatot sem stabilometriás változóval, sem a testsúlymegosztással, sem a finomkoordinációs próbák eredményeivel az első ellátott egyoldali amputáltaknál és (EEEE) a gyakorlott protézisviselő kétoldali amputáltaknál (GPKA). Negatív korrelációt tapasztaltunk a kontrollcsoportban (KCS) a BMI és a 2NL próbában a SUM ($p < 0,02$) és az A-P lengés (A-P) ($p < 0,02$) átlagával, ill. a 2CL próbában a SUM átlagával ($p < 0,03$). A BMI pozitív korrelációt mutat az RK_R ($p < 0,01$) és az NBA átlagával ($p < 0,04$). A gyakorlott protézisviselő egyoldali amputáltaknál (GPEA) pozitív korreláció mutatkozik a 2CL próba anteroposterior lengése (A-P) ($p < 0,002$) és az NBA ($p < 0,01$) átlaga között és negatív korreláció az NBT átlaga ($p < 0,005$) között.

A testsúlymegosztás különbsége az első ellátott egyoldali amputáltaknál (EEEE) a következő változókkal mutatott pozitív kapcsolatot: 2NL próba során mért testlengés karakterisztikus körének sugara (R) ($p < 0,04$), a teljes lengés (SUM) ($p < 0,01$), a mediolateralis lengés (M-L) ($p < 0,01$), a 2NF próba során mért mediolateralis lengés (M-L) ($p < 0,01$). A gyakorlott protézisviselő egyoldali amputáltaknál a testtömeg mutatott pozitív kapcsolatot a testsúly megosztás különbségével ($p < 0,01$). A gyakorlott protézisviselő kétoldali amputáltaknál (GPKA) negatív kapcsolat volt a 2NL és 2NF próba mediolateralis lengése (M-L) között ($p < 0,02$, $p < 0,005$) és a testsúlymegosztás között..

5.3. A testséma vizsgálat eredményei

Az érbetegség következtében amputált személyek közül 3 (9,4%) (1 egyoldali lábszár, 1 kétoldali lábszár, 1 kétoldali comb amputált, az amputáció óta eltelt idő 0.5-5 év) és 1 traumás egyoldali lábszár amputált (5,3%) (az amputáció óta eltelt idő 1 hét) nem érezte elvesztett végtagját. Negyvenhét (92%) páciensünk beszámol fantomérzetekről. (29. ábra) Régebben amputáltak többségében nem emlékeztek, mikor jelentkeztek az amputációt követően az első fantomérzetek. Huszonkét friss amputált közül 17 (77,3%) közvetlen a felébredés után meglévőnek érezte elvesztett végtagját.

Két esetben (9,1%) megközelítően 2 hét múlva jelentkezett az érzés. A II. világháborúban megsérült páciensünk is intenzív fantomtevékenységről számolt be.

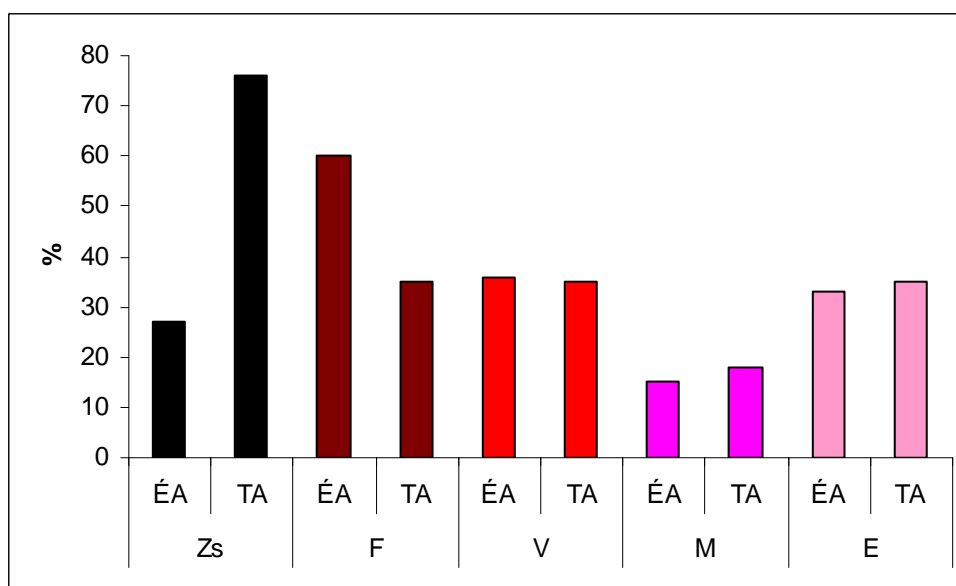


29. ábra

A fantomérzetek megjelenése érbeteg (ÉA) és traumás (TA) amputáltak mintájában %-ban kifejezve

5.3.1. A fantomérzés jellege és lokalizációja

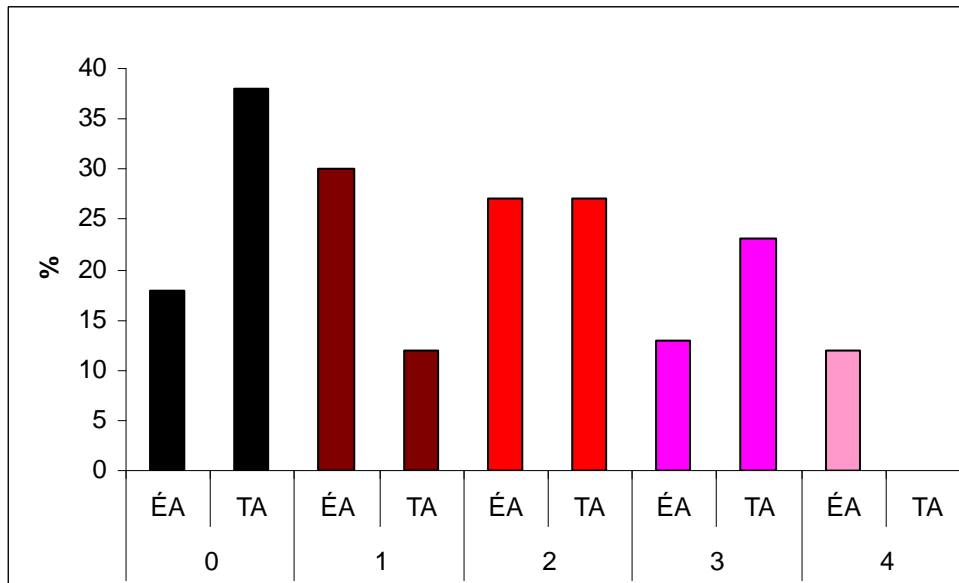
A páciensek igen sokféle érzetről számoltak be. Legtöbben fájdalmat és zsibbadást éreztek a fantom területén. Az érbetegek nagyobb része számolt be a fájdalomról (60%) és kisebb része zsibbadás érzetről (27%). Míg a traumás amputáltaknál a zsibbadás a vezető tünet (76%), gyakori a fájdalom is (35%) és hasonló gyakori a viszketés érzése (35%). Az érbetegek is a hasonló arányban érzik a viszketést (36%). A traumások 15%-a, az érbetegek 18%-a jelezte, hogy a fantomvégtag akaratlagos, vagy akaratától független mozgását érzik. (30. ábra).



30. ábra

A fantomérzetek, mint zsibbadás (Zs), fájdalom (F), viszketés (V), mozgás (M) és egyéb érzetek (E) megoszlása az amputáció indikációja szerint érbeteg és traumás amputáltak mintájában %-ban kifejezve.

A fájdalmat többféleképpen jellemezték: izomgörcs, nyilallás, lüktetés, villanyozás, szorítás és szúrás. Érbetegeknél előfordult, hogy az amputáció előtt átélt ischemiás jellegű fájdalom tért vissza. Traumás esetben, a sérülés pillanatában érzett, vagy a végtag megmentése során érzett, néha hetekig tartó fájdalom, mint tényleges érzés maradt meg. A fájdalom mértékét rendkívül széles skálán jelezték a betegek, elviselhetetlen fájdalomról azonban senki nem számolt be. Az érbetegek 18%-a nem érez fantomfájdalmat, 30%-a gyenge, 27%-a közepes és 13%-a erős és 12%-a nagyon erős fájdalomról számol be. Ugyanakkor a traumát szenvedettek 38%-a nem érez fantomfájdalmat, 12%-a gyenge, 27%-a közepes és 23%-a számol be erős fájdalomról. A csoportok között szignifikáns különbséget nem mutattunk ki. A fájdalom hiányában és a nagyon erős fájdalomban eltérés mutatkozik meg a két indikációs kör közötti különbség. Az érbetegek inkább a gyenge és a közepes intenzitású fájdalmat élik meg gyakrabban, ellentétben a traumás páciensekkel. (31. ábra).

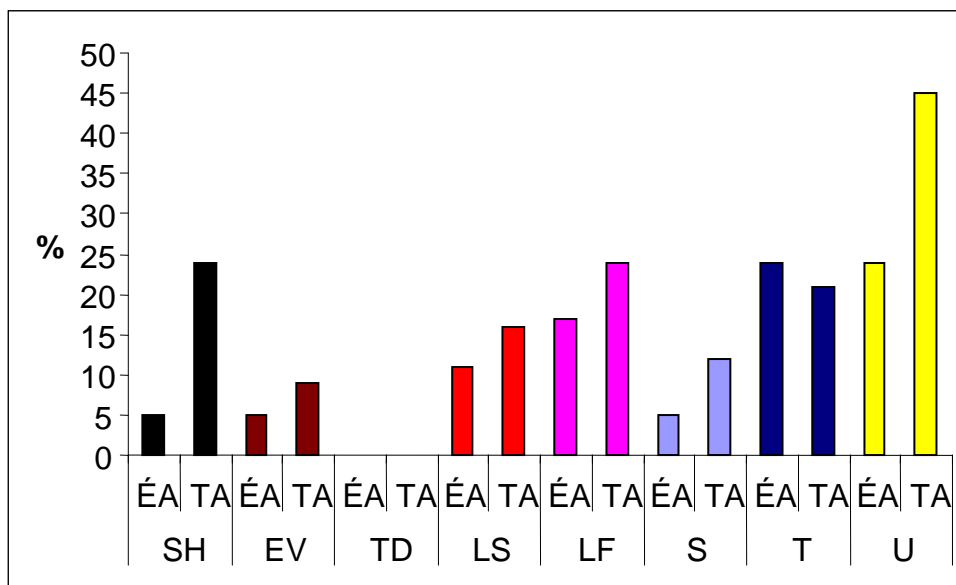


31. ábra

A fantomfájdalom intenzitásának mértéke érbetegség (ÉA) és trauma (TA) miatt amputált páciensek mintájában %-ban kifejezve. 0 nincs, 1 gyenge, 2 közepes, 3 erős, 4 nagyon erős fájdalom.

Az emlékek az érzetek lokalizációjában is megmaradtak. Több érbeteg jelezte, hogy ott érzi a fájdalmat, ahol a seb volt (8 eset), traumás beteg (1 eset) pedig a sérülés helyén. Egy esetben a comb amputációt hosszan tartó ízület i mozgáskorlátozottság előzte meg, e korlátozottság emléke a térdízületben a fantommozgások során is jelentkezett. Egy lábszáramputált páciens arról számolt be, hogy úgy érzi lábát, mintha egy vízzel teli cipőben járna.

A fantomérzetek intenzívebben jelentkeznek a nagyobb kortikális képviselettel rendelkező helyeken. Minden fantomjelenséget tapasztaló alsó végtag amputált (n=43) beszámolt a boka-lábfej- lábujjak-talp-sarok terület érzetéről. Továbbá megfigyelhető volt, hogy azok a páciensek jelezték a lábszár érzetét, akiknek ezen a területen volt a műtétet megelőzően problémájuk Felső végtag amputáltak (n=4) a tenyér és a kézfej érzetéről számoltak be. A disztális, nagyobb kortikális képviselettel rendelkező testterületek érzetét tehát minden amputált tapasztalta, a proximálisabban elhelyezkedő területek kisebb jelentőségűek, érzetük esetenként hiányzik. (32. ábra)



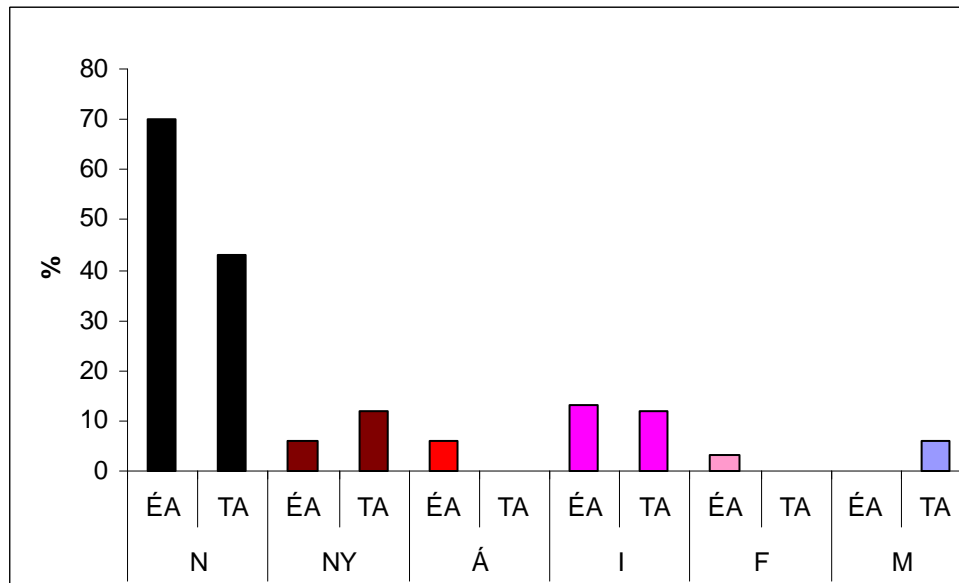
32. ábra

Fantomérzetek gyakoriságának megoszlása az alsóvégtag egyes területei között érbeteg (ÉA) és traumás amputáltak (TA) mintájában %-ban kifejezve. SH seb helye, EV egész végtag, TD térd, LS lábszár, LF lábfej, S sarok, T talp, U ujjak területe.

5.3.2 A fantomérzést kiváltó okok

A fantomérzést kiváltó okok tekintetében a két csoport jellemző különbségeket mutat. Az érbetegek mintánkban azt tapasztalták, hogy a mozgás nem vált ki náluk fantomérzést, a traumát szenvedettek között viszont igen, még ha kis százalékban is. A fáradtság vagy az álomtevékenység során létrejövő élményről is inkább az érbetegek számoltak be. Az időváltozás, mint ok, mindkét mintában egyforma mértékben szerepelt. Az érbetegek 70%-a, a balesetet szenvedettek 43%-a nem tudta megindokolni, mi válthatta ki ezt az élményt. (33. ábra). Egy kilenc éve dupla lábszár amputációt szenvedett ülőröplabda sportolónál sportolás során jelentkezett, amelyet így fogalmazott meg: „...sportolás közben, amikor reflexszerűen rúgnám, irányítanám a labdát. Leeső tárgy esetén a lábammal kapnám el.” Fantomfájdalmat más fájdalomnak látványra is kiválthat. Két éve szintén dupla lábszár amputációt szenvedett páciens írta: „...amikor láttam kiesni egy beteget a tolokocsijából, a lejtőn legurulás közben, én is teljesen átéltem és úgy megfájdult a lábam, hogy be kellett vennem egy fájdalomcsillapítót.” A vizsgált páciensek közül 22 személy szokta fantomvégtagját

mozgatni. A páciensek nagyobb része, 28 személy nem szokta mozgatni fantomvégtagját és nem is hallott a fantomtornáról.



33. ábra

A fantomérzet megjelenését kiváltó okok gyakorisága érbeteg (ÉA) és traumás (TA) amputáltak mintájában %-ban kifejezve. N nincs oka, NY nyugalomban, Á álom idején, I időváltás, F fáradtság, M mozgás, mint kiváltó ok

A fantomvégtag mozgatását és a fantomfájdalom összefüggését tekintve szignifikáns különbség nem volt tapasztalható a két csoport között. De jellemző, hogy azok az érbeteg amputáltak, akik mozgatják fantomvégtagjukat, kissé erősebb fájdalomról számoltak be, mint azok, akik nem mozgatják. Ugyanakkor a fantomvégtagot mozgató traumás amputáltak fantomfájdalma kisebb volt, mint a fantomvégtagot nem mozgató pácienseinké, bár e különbség sem szignifikáns.

Egy érbeteg lábszár amputált arról számolt be, hogy a fantomvégtag mozgatásával tudta a fantomfájdalmat csökkenteni, ugyanakkor másik, balesetet szenvedett páciensünk azért nem mozgatta fantomvégtagját, mert fokozta a fájdalmát. A mozgás, a torna és a fantomfájdalom közötti kapcsolat esetenként eltérő. (9. táblázat)

9. táblázat.

Az indikációs csoportok megoszlása a fantomvégtag mozgatása alapján és a fantomfájdalom mértékének mediánja.

	Érbeteg n=33		Traumás n=17	
	nem mozgatja	nem mozgatja	mozgatja	mozgatja
páciensek száma	19	9	8	14
%	58%	53%	47%	42%
fájdalom mértékének mediánja	1	2	0,5	2

5.3.3. A teleszkópjelenség és a testséma módosulása

Az amputáció óta eltelt rövid idő miatt protézist még nem viselő két páciens, és a 16 kezdő protézist viselő nem mutatott teleszkópjelenséget. Az első esetben az amputáció óta eltelt rövid idő nem teszi lehetővé, hogy az agy újraszervezze a periféria felől érkező impulzusokat és létrehozza a megváltozott testsémát. Az újra módosuló testséma szerveződésének kezdeti folyamatát ugyanakkor megfigyelhettük négy rövid ideje amputált érbeteg esetében, akik kezdő protézisviselők voltak. A kérdéses testterületek helyét csak pontatlanul, tengelyeltéréssel voltak képesek megmutatni. Ennek oka abban rejlik, hogy mindegyik esetben a legutolsó, major amputációt korábbi sorozatos érműtétek és lábujj amputációk előzték meg.

Tapasztalataink szerint a testséma újjászerveződésének, módosulásának menete is igen eltérő lehet. A hiányzó testrész méretének, arányának megváltozását figyelhettük meg egy 4 éve dupla amputációt szenvedett páciensünk esetében. A beteg a lábszáron amputált oldalán egész nap viselte protézisét, a kerekesszék hajtására használva, míg a combon amputált oldalán rendszertelenül. Combon amputált oldalán a comb érzete megrövidült és a térd laterálisabb elhelyezkedését mutatta, lábszáron amputált oldalán nem tapasztaltunk testséma módosulást

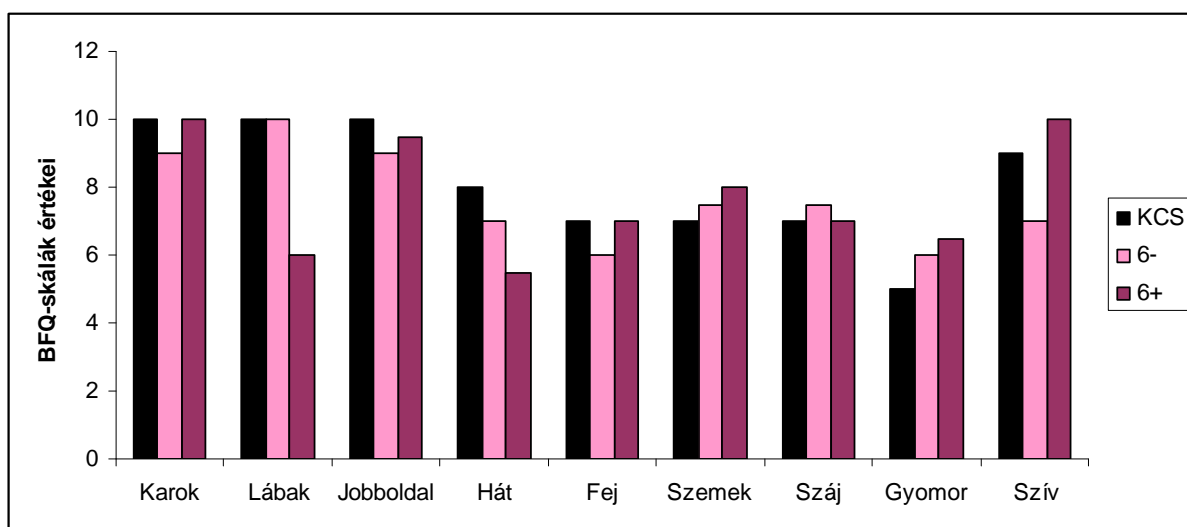
Nem tapasztaltunk teleszkópjelenséget protézist nem viselő, fél éve amputált pácienseknél. Hasonlóképpen az a háborús alkaramputált, aki 60 éve rendszeresen használta protézisét, nem mutatott teleszkópjelenséget. Protézist nem viselő, régebbi esetekben (n=6) mindenhol rövidülést tapasztaltunk (amputáció óta eltelt idő: 7-55 év).

Combamputálnál a lábszár és a comb, alkaramputálnál az alkar, felkar amputálnál a felkar és az alkar rövidült. Ugyanakkor a boka-láb, a térd, ill. a kéz-tenyér és a könyök érzete megmaradt.

5.4. A testtudat vizsgálatának eredményei

A 44 amputált személy egymástól rendkívül eltérő tudatossági szintet árult el az 1 hét-34 év közötti időtartamban elvesztett lábaikról. A Láb skálára adott válaszok száma a 0 és 18 között mozogtak. Egy érszűkület következtében amputált személy fejezte ki azt, hogy semmiféle képzetélességgel nem rendelkezik két éve elvesztett lábáról.

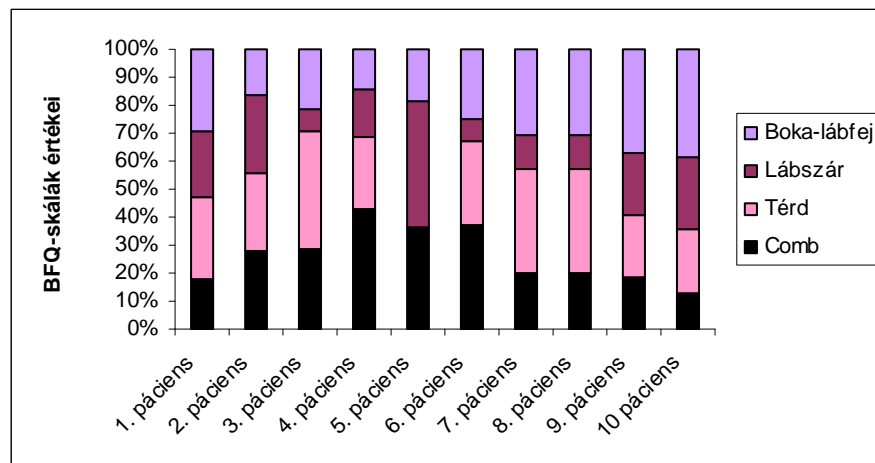
Az „6-” csoportban szignifikánsan nagyobb volt a lábtudat (Lábak=10), mint a „6+” csoportban (Lábak=6), $p<0,006$). A kontrollcsoport és a 6. hónapnál rövidebb ideje amputációt szenvedett személyek lábtudata nem mutatott különbséget, ezzel szemben a hosszabb ideje amputációt szenvedettek lábtudata szignifikánsan alacsonyabb, mint a kontrollcsoporté (Lábak=10), $p<0,008$). A többi skála esetében nem tudtunk kimutatni különbséget. (34. ábra) Igen gyenge, de szignifikáns negatív kapcsolatot találtunk a Lábak skála értékei és az amputáció óta eltelt idő között ($p<0,05$).



34. ábra

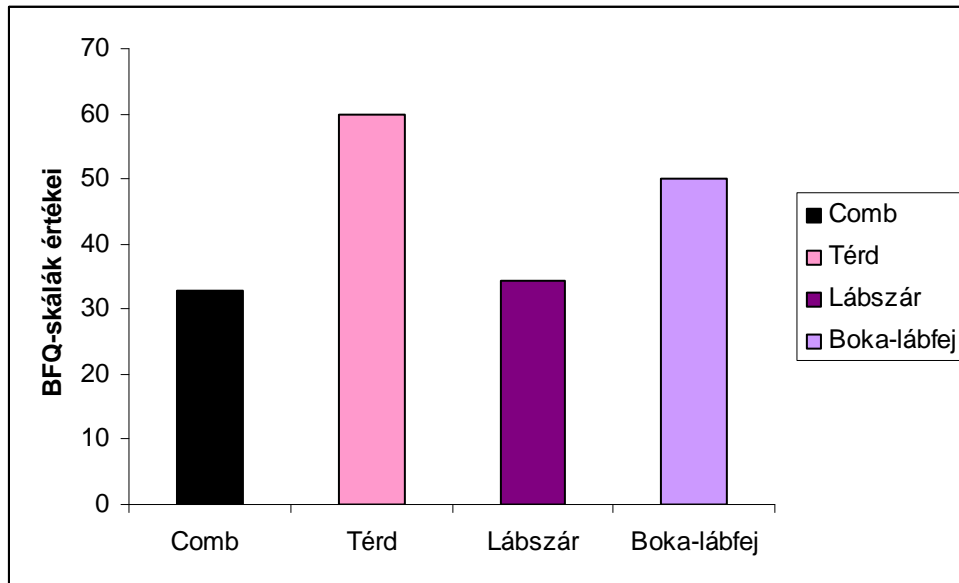
Az egyes testtájak tudatossági szintje a KCS-ban (K), a 6 hónapnál rövidebb ideje amputáltak csoportjában (6-) és a 6 hónapnál hosszabb ideje amputáltak csoportjában (6+)

Megvizsgáltuk, hogy dupla lábszár amputációt szenvedett személyek, hogyan osztják meg figyelmüket az alsó végtag egyes részei, a comb, a térd, a lábszár és a boka-lábfej testtájak között. Azt tapasztaltuk, hogy egy esetben nem kapott választ a térd, a többi testtáj pozitív eredményt kapott, annak ellenére, hogy a lábszár amputáció lévén a lábszár alsó harmada és a boka-lábfej testtáj hiányzik. Figyelemre méltó az, hogy %-ban kifejezve a Comb részskálára adott pontérték 60%-ot, a Térd skála 61%-ot, a hiányzó Lábszár 36%-ot, és a Boka-lábfej értéke a 48%-ot éri el. Szignifikáns különbség nem mutatható ki az egyes részek között Dupla lábszár amputált pácienseinknél tehát nem tapasztaltuk, hogy a lábszárprotézis feltámaszkodási felülete, a térd, tudatossági szintje eltérne a többi végtagrész tudatosságától, azaz a protézisviselés nem befolyásolja a láb tudatot. (35., 36. ábra)



35. ábra

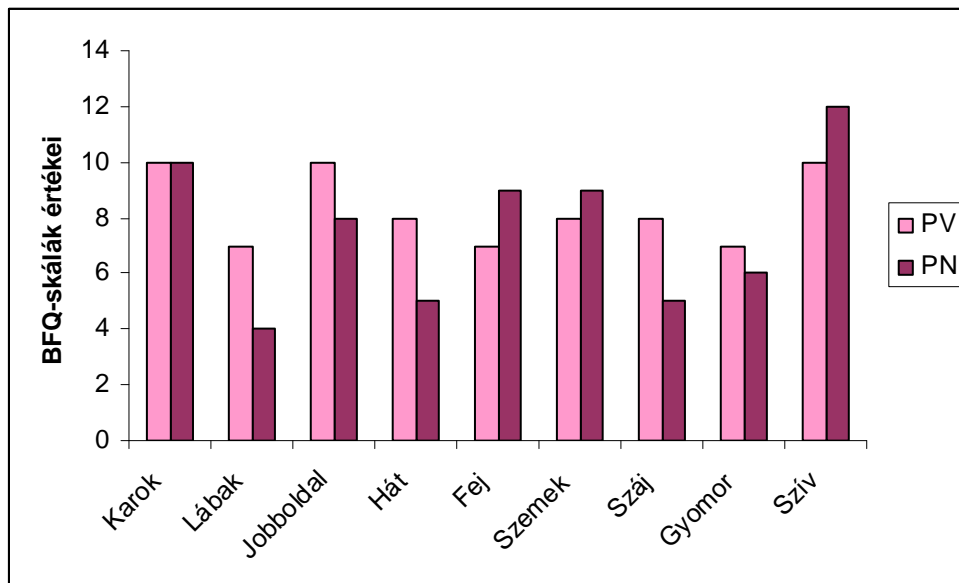
Az alsó végtag egyes részeinek tudatossági szintjei a BFQ Lábak skáláján az egyes kétoldali, lábszár amputált pácienseknél



36. ábra

Az alsó végtag egyes részeinek tudatossági szintjei a BFQ Lábak skáláján kétoldali, lábszár amputáltak csoportjában.

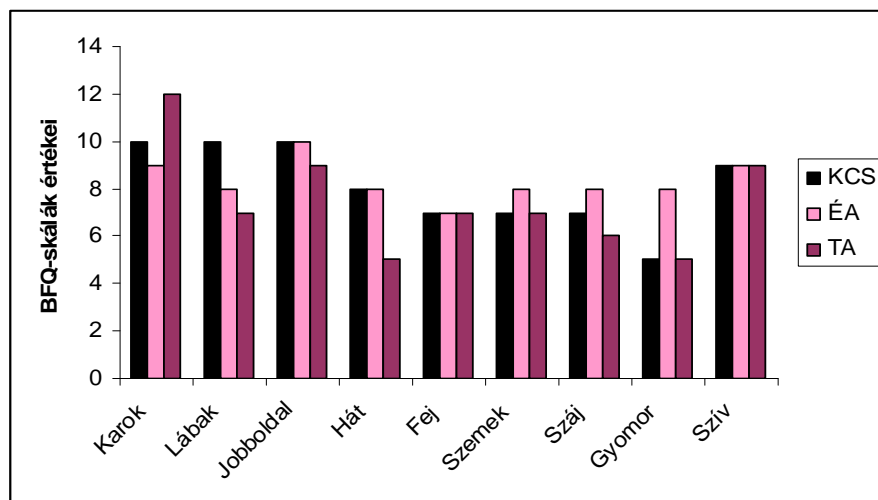
Protézist viselő (n= 23), és protézist nem viselő 6 hónapnál régebben amputált (n=6) páciensek lábtudata és kartudata között nem volt szignifikáns különbség. (37. ábra)



37. ábra

Az egyes testtájak tudatossági szintje protézist viselő (PV) és nem viselő amputáltak (PN) csoportjaiban.

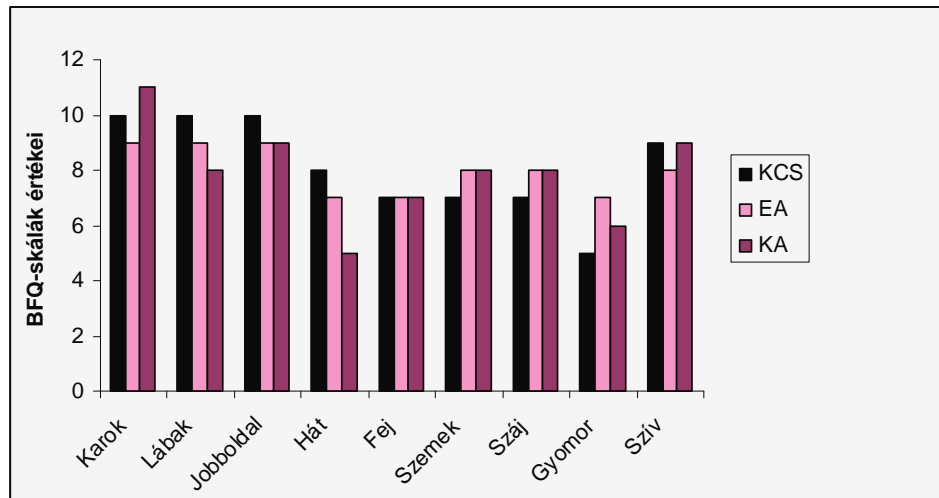
Az amputáció indikációja szerint megkülönböztettük a balesetet szenvedett és az érbetegségben szenvedő páciensek csoportját, mert az amputáció indikációja meghatározza a rehabilitáció lehetőségeit és célját. A Lábtudat tekintetében szignifikáns különbséget nem sikerült kimutatni e két amputált csoport és a kontrollcsoport között sem. Ugyanakkor a Kar tudatossági szintje szignifikánsan nagyobb a traumát szenvedettek esetében (Karok=12), mint az érszűkület miatt amputáltaknál (Karok=9), $p < 0,007$) illetve a kontrollcsoporttal való összehasonlításban (Karok=10, $p < 0,04$). Továbbá az érbetegek szignifikánsan erősebb gyomortudattal rendelkeztek (Gyomor=8), mint a traumás amputáltak (Gyomor=5, $p < 0,007$) vagy a kontrollcsoport (Gyomor=5), $p < 0,004$). A további BFQ skálák nem mutattak különbséget a csoportok között. (38. ábra)



38. ábra

A BFQ skálák értékei a Kontroll csoportban (K), az érbeteg (ÉA) és a traumás amputáltak (TA) csoportjaiban.

Összehasonlítva az egyoldali és a kétoldali amputációt szenvedett személyek csoportjait és a kontrollcsoportot szignifikáns különbség mutatható ki a Karok képzetélességét tekintve. A súlyosabb testi hiányt szenvedő, két alsó végtagjukat elvesztő személyek magasabb képzetélességgel rendelkeznek (Karok=11), mint az egy alsóvégtagjukat veszített személyek (Karok=9, $p < 0,003$) és a kontrollcsoport (Karok=10, 0,03). Az egyoldali amputáltak és a kontrollcsoport a Karok és a Lábak skála tekintetében nem jeleznek különbséget. (39. ábra)



39. ábra

A BFQ skálák értékei a kontrollcsoportban, valamint az egyoldali (EA) és kétoldali amputáltak (KA) csoportjaiban.

5.5. Eredmények összefoglalása

Stabilometriás vizsgálat

1. H_R^1 Elfogadjuk azt a hipotézisünket, mely szerint a stabilogram 95 százalékát tartalmazó kör sugarának kiszámításával a testlengés mértéke komplex módon jellemezhető, mert új információkat szolgáltat az állásstabilitás kontrolljának megismerésében.
2. H_R^2 Elfogadjuk azt a hipotézisünket, mely szerint a testlengés domináns irányának meghatározásával az egyensúlyozási stratégia jól jellemezhető, mert a jobb és a baloldali amputáltak testlengésének domináns iránya különbözik és az a domináns testlengést leíró regressziós egyenes hajlásszöge jelzi ($\alpha < 45^\circ$), hogy egyoldali amputált csoportban a testlengés kontrolljában a betegek csípő stratégiát alkalmaznak

3. H_R^3 Elfogadjuk azt a hipotézisünket, mely szerint a vizsgált amputáltak állásbiztonsága gyengébb, mint az egészségeseké, mert a stabilogramot jellemző karakterisztikus kör sugara (R) nagyobb volt az amputáltak csoportjaiban (EEEEA, GPEA, GPKA) az egészségesekénél (KCS). Elfogadjuk azt is, hogy a gyakorlott protézisviselők (GPEA, GPKA) és az egészségesek (KCS) csoportjaiban a $2NL_{SUM}$, $2NL_{A-P}$, $2NL_{M-L}$ értékei nem különböznek.
4. H_R^4 Elfogadjuk azt a hipotézist, mely szerint az első ellátott egyoldali amputáltak állásbiztonsága gyengébb, mint a gyakorlott protézisviselőké. Ez kifejezésre jutott abban, hogy a stabilogramot jellemző karakterisztikus kör sugara az első ellátott egyoldali protézisviselőknél (EEEEA) nagyobb, mint a gyakorlott protézisviselőknél (GPEA, GPKA).
5. H_R^5 Elvetjük azt a hipotézist, mely szerint gyakorlott egy (GPEA) és kétoldali (GPKA) amputáltak állásbiztonsága nem különbözik, mert a két csoportban mért stabilometriás változók nem különböznek.
6. H_R^6 Elvetjük azt a hipotézist, mely szerint az első ellátott egyoldali amputáltak (EEEEA1 és EEEA2) állásbiztonsága két hét gyakorlást követően javulna, mert a stabilometriás változók nem csökkentek.
7. H_R^7 Elfogadjuk azt a feltételezésünket, mely szerint a vizuális függés protézishasználattal eltöltött hosszabb idő elteltével sem csökken, mert RK_R minden amputált csoportban (EEEEA, GPEA, GPKA) nagyobb volt, mint a kontrollesoportban (KCS).
8. H_R^8 Hipotézisünket részben fogadjuk el. Az egy lábon álláskor az egyoldali amputáltak (EEEEA, GPEA) stabilogramját jellemző karakterisztikus kör sugara ($1NL_R$) nagyobb, mint az egészségeseké, de az $1NL_{SUM}$, $1NL_{A-P}$ és az $1NL_{M-L}$ értékei a gyakorlott protézisviselőknél nem, kezdőknél különböznek.
9. H_R^9 Hipotézisünket elfogadjuk, mert kezdő protézisviselő egyoldali amputáltak (EEEEA) a stabilogramját jellemző karakterisztikus kör sugara ($1NL_R$) egy lábon kisebb, mint a gyakorlott protézisviselő egyoldali amputáltaké (GPEA),
10. H_R^{10} Elvetjük azt a hipotézisünket, hogy első ellátott amputáltak stabilogramját jellemző karakterisztikus kör sugara egy és két lábon (NLR és $2NLR$) különbözik.

11. H_R^{11} Elfogadjuk azt a hipotézist, mely szerint a kezdő protézisviselők testsúly megosztásának különbsége a két alsó végtag között nagyobb, mint a gyakorlott protézisviselőké és a két hét járásgyakorlás előtt és után mért értéke különbözik.
12. H_R^{12} Elfogadjuk azt a feltételezést, mely szerint amputáltak finomkoordinációja gyengébb, mint az egészségeseké. A NKP adott területen belül való mozgatása az egészségeseknél (KCS) sikeresebb volt, és az NKP meghatározott pontra mozgatása és tartása során az első ellátott egyoldali amputáltak (EEEA) gyengébben teljesítettek a többi csoportnál.

A testséma vizsgálata

13. H_R^{13} Elvetjük azt a hipotézist, hogy traumás (TA) és vaszkuláris (ÉA) indikációval amputált pácienseink fantomfájdalmai eltérést mutatnának.
14. H_R^{14} Elfogadjuk azt a hipotézist, mely szerint az amputáció előtti emlékek a fantomérzetek lokalizációjában szerepet játszanak, mert több betegünk ott lokalizálta a fájdalmat, ahol az amputáció előtt is érezte, gyakrabban jelentkezik a fantomvégtag disztális, mint proximális részein.
15. H_R^{15} Elfogadjuk azt a hipotézist, hogy a protézisviselés befolyásolja a testsémát, azaz protézist nem viselő személyeknél a testséma változása következik be, mert protézist nem viselő személyeknél a fantom végtag rövidülését, a teleszkópjelenséget tapasztaltuk, míg a protézisviselőknél normális maradt a testséma.

Testtudat vizsgálata

16. H_R^{16} Elfogadjuk azt a hipotézist, hogy egészséges, rövidebb és hosszabb ideje amputáltak lábtudata különbözik. Azon betegek esetében, ahol az amputáció óta rövid idő telt el (6-), az elvesztett végtag képzetélessége legalább olyan erős, mint az egészséges embereké (KCS). Azokban az esetekben, ahol az amputáció óta hosszú idő telt el (6+), a hiányzó végtag alacsony tudatossági szinttel jelenik meg a testtudatban, ez megmutatkozott Lábak skálájának értékeiben az egészséges kontrollmintával (KCS) való összehasonlításban.
17. H_0^{17} Elfogadjuk azt a hipotézist, hogy bár pácienseink végtagjuk térd alatti részét a lábszár felső harmad szintjében elvesztették, a disztális területek mégis

jelentős képzetélességgel rendelkeznek, nem különböznek a meglévő alsó végtag területétől.

18. H_R^{18} Elvetjük azt a hipotézist, hogy a protézisben járó (PV), ill. protézist nem használók (PN) testtudata és testsémája között eltérés van, mert a BFQ skálák értékei nem különböztek.
19. H_R^{19} Elfogadjuk azt a feltételezést, mely szerint van különbség az érszűkületben szenvedő (ÉA) és a baleset (ÉA) következtében amputált betegek testtudata között, mert a traumás amputáltak Kartudata magasabb volt.
20. H_R^{20} Elfogadjuk azt a hipotézist, mely szerint a súlyosabb (EA) és kevésbé súlyos testi hiányt szenvedők (KA) testtudata között van különbség, ez a Karok skála súlyosabb amputáltaknál (KA) mért értékeiben nyilvánult meg.

6. MEGBESZÉLÉS

6.1. A felmérő skálák.

Az általunk vizsgált betegcsoport tükrözi azt a tapasztalatot, hogy a traumás amputáltak átlagéletkora alacsonyabb, és az önellátási szintjük magasabb, mint az érbetegeké. Ha az AMP szerinti besorolást nézzük, akkor azt tapasztalhatjuk, hogy míg az érbetegek a K2 szintet érhetik el, mint számukra legmagasabb mobilitási szint, addig a traumás amputáltak még akkor is, ha több végtagjukat veszítették el képesek a K3 szint elérésére. Az érbetegek gyengébb teljesítménye magyarázható a magasabb életkorral, valamint azzal a ténnyel, hogy az érbetegség rendszerbetegség, mely a legtöbb esetben az egész szervezetet érinti, továbbá azzal, hogy pácienseink többsége multimorbid személy, mindezekből szintén a gyengébb fizikai teljesítmény fakad.

A protézisviselés, megfelelő gyakorlást követően, mindenképpen emeli az önellátási szintet. Amputáltak 94%-a viseli protézisét, míg a felső végtag amputáltaknál ez az arány alacsonyabb, 80%¹⁷⁹. Felső végtagi hiány esetén a visszautasítás okai között található a magas amputációs szint, a kétoldali hiány, a nem, és kevésbé az ellátás költsége és minősége¹⁸⁰. Anyagunkban szereplő, protézist nem viselő felső végtag amputáltak hosszú ideje veszítették el felső végtagjukat. Ez a tapasztalat egyezik Kejlai tapasztalatával, mely szerint a protézis mellőzése kevésbé a protézissel kapcsolatos problémákból adódik¹⁸¹.

Anyagunkban, a protézisviselés elutasításában, személyes beszélgetés alapján ismert, hogy egyrészt pszichológiai tényezők játszottak szerepet, másrészt pácienseink úgy érezték, hogy a használat aránytalanul nagy energia befektetést igényel az elérhető eredményhez képest. Felső végtag amputáltak ügyesebben boldogultak a művégtag nélkül, mint azzal. Kozmetikai művégtagjuk valóban kevés funkcióra lett volna alkalmas. Az alsó végtag protézisek az alsóvégtag funkcióját, a járást teljes mértékben képesek visszaadni, addig a jelenleg elérhető felső végtag protézisek a kéz finom manipulációs mozgásait, tapintási érzékelését nem. A jobb funkcionális eredmények érdekében a legújabb fejlesztések ez irányba mutatnak.

A kétoldali súlyos amputáltak rendelkeznek a legalacsonyabb Barthel-index-szel. A kevésbé súlyos kétoldali és egyoldali amputáltak között a Barthel-index alapján nem volt különbség, de az AMP besorolás szerint igen. A Barthel-index plafon-hatása

érhető tetten ez esetben. Ez alapján a Barthel-index alkalmazása a magasabb aktivitású személyek közötti különbség kimutatására nem alkalmas. Azoknál a pácienseknél, ahol az index értéke eléri a 95 pontot, célszerű a finomabb megkülönböztetés érdekében az AMP alkalmazása. De a rehabilitáció kezdeti szakaszától a folyamat végéig tartó fejlődés jellemzésére, érbeteg amputáltaknál, egyszerűsége és célszerűsége miatt, a Barthel-index is jól alkalmazható.

6.2. Az állásbiztonság vizsgálata

Vizsgálatunk alapjául és hipotéziseink felállításához az alábbi felismerések vezettek. A kutatók többsége arról számolt be, hogy a térd alatti amputáltak testlengése nagyobb, mint az egészséges embereké és az életkorral növekszik^{89,92}. Az esetek többségében olyan amputáltakat vizsgáltak, akiknél több hónap vagy év telt el az amputáció után, amely alatt hozzászoktak a protézis viseléséhez. Vittas vizsgálati eredményeiből azt a következtetést vonta le, hogy a jól illesztett protézisek, amelyet bizonyos ideig viseltek az amputáltak a testlengés csökkenéséhez vezettek és megközelítették az egészségesek testlengés mutatóit¹⁸². A rehabilitációs programok szintén hozzájárultak az állásbiztonság növeléséhez^{86,109-111}. Az amputáltaknál talált nagyobb testlengést az amputáció következtében fellépő jelentős szomatoszenzoros deficitnek tudják be a kutatók, mivel az amputáció miatt a talp, és a boka körül elhelyezkedő proprioceptorok és bőrrceptorok elvesznek és ez által a test aktuális helyzetének érzékelési módja megváltozik. A központi idegrendszerbe érkező információk forrásai közül változik a protéziselt végtag propriocepciója^{65,66}.

Az eddigi vizsgálatok eredményei tükrében feltételezhető volt, hogy a friss vaszkuláris amputáltak testlengése jelentősen nagyobb lesz, mint az azonos életkorú egészséges embereké, valamint a több hónapja protézist viselő, rehabilitációs programban résztvevő betegeké. Feltételezhető volt, hogy a friss amputáltak testlengése egy lábon állva kisebb lesz, mint a gyakorlott protézist viselőké, mert az amputáció előtt, feltételezhetően, az ép lábukat terhelték elsősorban és így az egyensúlyozási stratégiájuk is átalakult. Az állásstabilizációs stratégia megállapításra egy új módszert szándékoztunk kidolgozni, amely lehetővé teszi, hogy egy erőmérő platform esetén is megítélhető az egyensúlyozás kontrollja. Azt is feltételeztük, hogy a rövid protézishez alkalmazkodás ideje (2 hét) alatt is javul az amputáltak állásbiztonsága. Kutatásunkban

azt is vizsgálni akartuk, hogy mely stabilometriás változók azok, amelyek a legpontosabb tájékoztatást adják az amputáltak állásstabilitásáról. A stabilometriás vizsgálatoknál meghatározott leggyakoribb változók a nyomásközéppont anteroposterior és mediolateralis mozgásának hossza¹¹⁷. Vizsgálatunkban a nyomásközéppont elmozdulásának útvonal hosszát is és a stabilogramot jellemző karakterisztikus kör sugarát is meghatároztuk, amely ritkán történt meg az eddigi, más vizsgálatok során.

Az R hosszának meghatározása azért lehet fontos, mert ez a változó mutatja meg, hogy a nyomásközéppont mennyire közelíti meg az alátámasztási felület széleit. Minél nagyobb az R értéke, annál valószínűbb az egyensúlyvesztés. A nyomásközéppont mozgásának időegységre eső hossza azt mutatja meg, hogy a test lengése milyen sebességű és a kitérés kompenzációja milyen gyorsan következik be. A reagálás gyorsaságát a nem kívánatos nyomásközéppont elmozdulására feltételezésünk szerint a rövid R és a relatíve hosszabb testlengés útja fejezi ki.

Vizsgálatunkban kétféle álló helyzetben (kar a test mellett, illetve a kar mellső középtartásban) teszteltük a személyek állásbiztonságát vizuális kontroll, illetve a nélkül, amely standard protokoll az egyensúlyvizsgálatokban.

Az alábbi vizsgálati eredményeket kaptuk.

1. Vaszkuláris amputáltak stabilogramját jellemző karakterisztikus kör sugara szignifikánsan nagyobb volt, mint a kontrollcsoporté. Az első ellátott egyoldali amputáltak esetén mind a négy stabilometriás változó (R, SUM, A-P és M-L) nagyobb volt, mint a kontrollcsoportban. Gyakorlott protézisviselők esetén csak az R átlaga volt nagyobb, a többi változóé (SUM, A-P és M-L) nem különbözött.
2. Az első ellátott egyoldali amputáltak stabilogramját jellemző karakterisztikus kör sugara és a mediolateralis lengés szignifikánsan nagyobb volt, mint az egészségeseké, és teljes testlengés (SUM) nagyobb volt, mint a kétoldali amputáltaknál.
3. Az egyoldali és a kétoldali gyakorlott protézisviselők stabilometriás változói nem különböztek. A gyakorlott protézisviselők testlengése inkább hasonlított az egészségesekéhez, mint a kezdőkéhez.
4. A két mérésen részt vett első ellátott egyoldali amputáltak stabilogramját jellemző karakterisztikus kör sugara nem csökkent, de a teljes lengés (SUM) és a mediolateralis (M-L) lengés nőtt.

5. A vizuális függés mértéke az RK_R tekintetében az amputáltaknál nagyobb értéket mutatott, mint a kontrollcsoportban. Egyoldali gyakorlott protézisviselőknél az RK_{M-L} értéke is nagyobb volt, mint a kontrollcsoportban.
6. Az egyoldali amputáltak stabilogramját jellemző karakterisztikus kör sugara nagyobb, mint a kontrollcsoportban.
7. A NKP kitérése és mediolateralis lengése az egy lábon álláskor szignifikánsan rövidebb, nagyobb lengés amplitúdóval a kezdő protézisviselőknél, mint az egészségeseknél, és a lengés sugara kisebb, mint a gyakorlott protézisviselőknél. Az $1/2K$ értékei is kisebbek az első ellátott amputáltaknál, mint a kontrollcsoportban, és az $1/2_R$ és a $1/2_{A-P}$ a gyakorlott egyoldali amputáltaknál.
8. Az egy és két lábon végzett próba stabilogramját jellemző karakterisztikus kör sugara nem különbözik az első ellátott amputáltaknál, ugyanakkor a teljes lengés (SUM), az anteroposterior (A-P) és a mediolateralis (M-L) lengés átlagai nagyobbak.
9. A testlengés iránya a jobb és baloldali amputáltaknál ellentétes irányú.
10. Relatív alacsony hajlásszöget (α) figyeltünk meg az egyoldali amputáltaknál,
11. A testsúly megosztás különbsége a két alsó végtag között négyszer nagyobb volt az első ellátott amputáltaknál, mint a tapasztalt protézisviselőknél. A két mérésen részt vett első ellátott amputáltak testsúly megosztásának különbsége a tréning alatt több mint a felére csökkent. Az egyoldali és a kétoldali gyakorlott protézisviselők értékei nem különböznek.
12. A finomkoordinációt vizsgáló feladatok eredményei közül az NKA értéke jelentősen nagyobb a kontrollcsoportban. Az NKT értéke pedig az első ellátottaknál nagyobb jelentősen a kontrollcsoporthoz és a gyakorlott protézisviselőkhöz képest. Az NKC értéke csak az első ellátottaknál kisebb, mint a kétoldali amputáltaknál.

Testlengés páros lábon állva

Vizsgálati eredményeink azt mutatták, hogy az egészségesek állásbiztonsága 2 lábon jobb, mint az amputáltaké, annak alapján, hogy az akut amputáltaknál a minden vizsgált változó, gyakorlott protézisviselő amputáltaknál a testlengés amplitúdója nagyobb volt. A megelőző vizsgálatok is arra a következtetésre jutottak, hogy az egészségesek állásbiztonsága jobb, de ezek az eredmények különböző stabilometriás

változók mérésén alapultak. Hermodsson a testlengés antroposterior és mediolateralis amplitúdóját vette alapul⁹². Geurts, Buckley és Fernie az anteroposterior és mediolateralis testlengés hosszát mérte, hasonlóan a mi vizsgálatunkhoz^{86,87,89}. Fernie a testlengés sebességének mérésével is hasonló eredményre jutott⁸⁹. Vizsgálatunkban a gyakorlott protézisviselőknél a teljes lengés (SUM), az anteroposterior (A-P) lengés és a mediolateralis (M-L) lengés tekintetében nem volt különbség a kontrollcsoporthoz képest. Ez arra utal, hogy a szabályozási folyamat hasonló, azaz a különböző sugarakat ugyanakkora korrekciós mozgásokkal valósítják meg. A kontrollcsoport 5 mm-es sugarához 398mm-es teljes lengés párosul, míg az egyoldali protézisviselők 9,5 mm-es sugarához 478mm-es teljes lengés és a kétoldali amputáltak 10,5 mm-es sugarához 434mm-es teljes lengés. A végtag elvesztése szomatoszenzoros deficitet okoz. Egyéb szomatoszenzoros hiányban szenvedő betegeknél is kimutatták hogy a testlengésük nagyobb, mint az egészséges embereké, azonban nem vizsgálták, hogy a testlengés sugara hogyan változik, azt azonban kimutatták, hogy e probléma a csípőstratégia hangsúlyosabbá válását okozza⁵⁷. Így valószínűleg az amputáltaknál az épen maradt csípőstratégia működtetése teszi lehetővé az egészségesekhez hasonló testlengés értékeket (SUM, A-P, M-L). A szomatoszenzoros deficit miatt a proprioceptív ingerek feldolgozásához hosszabb időre van szükség, késik a tömegközéppont elmozdulásának érzékelése, ezzel együtt a motoros válasz is. Továbbá a korrekciós mozgások kevésbé pontosak, a végrehajtó testrész morfológiájának és működésének megváltozása miatt, hiszen egyes izmok teljesen hiányoznak, mások pedig elvesztik tapadásukat, a műtéti technika függvényében és inszufficiensek lesznek. A csonk és a tok nem szilárdan rögzül egymáshoz, hanem mindig van egy kis holtjáték közöttük, mely szintén az izomműködés hatékonyságát csökkenti¹⁸³. A csonkon elhelyezkedő izmok a fantomtorna segítségével edzhetők, valószínűleg a jó tónussal rendelkező izmok csökkenthetik ezt a holtjátékot. A testhelyzet érzékelését feltételezhetően nehezíti, hogy amputáltaknál a test tömegközéppontja normál állapothoz képest áthelyeződik. Egészségesekhez képest az alsó végtag amputáció súlyosságától függően kranial és posterior irányba mozdul, horizontális síkban nő a távolsága az alátámasztási felület középpontjától.

Az A-P és az M-L lengés az egyoldali (268mm, 186mm) és a kétoldali gyakorlott (297,5mm, 164mm) protézisviselőknél azonos volt, ami ellentmond Hermodsson és mtsai által közölteknek, akik azt találták, hogy vaszkuláris amputáltaknál az ML lengés amplitúdója nagyobb, mint az A-P lengés amplitúdója, amit a merev bokaizületnek

tulajdonítottak⁹². Az általa vizsgált személyeknél, az amputáció óta eltelt idő hasonló volt az itt szereplő gyakorlott protézisviselőkéhez. Nagyobb M-L lengést magunk a rövidebb ideje amputált betegeknél tapasztaltunk. Az a tény, hogy gyakorlott protézisviselők testlengés értékei hasonlóak az egészséges kontrollcsoportéhoz a rehabilitáció sikerességét tükrözi.

Megvizsgáltuk a rövid ideje, az első protézisellátás kezdetén álló páciensek állásbiztonságát. Azt tapasztaltuk, hogy a gyakorlott protézisviselők jellegzetességei inkább az egészségesekére hasonlítanak, mintsem a kezdőkéhez. A rövid ideje amputáltaknál azonban az a jellegzetesség, hogy a nagyobb testlengési amplitúdó azonos kitérésekkel (SUM, A-P, M-L) párosul, megváltozik Minden stabilometriás változó nagyobb, mint a kontrollcsoportban, de az anteroposterior lengés nem különbözik a többi amputálttól. Különbséget láthatunk a mediolaterális lengés tekintetében, mely majdnem kétszerese a többi csoporténak. Ennek magyarázatát abban látjuk, hogy a járásgyakorlás kezdeti fázisában a páciensek a testsúlyt ugyan igyekeznek a protézisre helyezni, azonban a protézis nyomáspontjait nem szokták meg, és félnek az egyensúlyvesztéstől, ezért csak rövid ideig képesek azt terhelni. Így a vizsgálati idő a protézis terheléseinek és tehermentesítéseinek sorozatából áll. Ezt alátámasztja, hogy ebben a csoportban pozitív kapcsolatot találtunk a testsúly megosztás különbsége és a 2NL valamint a 2NF próba mediolaterális lengése között. Aruin vállmozgások végzése közben tapasztalta, hogy az aktuális testtartás fenntartásában részt vevő izmok működése megváltozik, az ép oldalon aktívabb az antigravitációs izomzat működése¹⁸⁴. Véleménye szerint ez az aszimmetria vezethet a mediolaterális lengés növekedéséhez. Kimutatták, hogy amputáltak érintett oldali térdfesztítő és hajlító izmai gyengébbek, mint az ép oldaliak, továbbá, hogy nincs különbség rövid ideje és a 7 éve amputáltak izomereje között^{109,185,186}. A két alsó végtag közötti izomegyensúly felbomlása és testsúly megosztás aszimmetriája is vezethet a nagyobb mediolaterális lengéshez.

Egyoldali és kétoldali amputáltak stabilometriás változói között a leengedett karral végzett próbánál nem volt különbség. Különbséget megemelt karral végzett próbánál tapasztaltunk. Az egyoldaliaknál a kar előreemelése a testlengés amplitúdójának nem szignifikáns növekedéséhez vezetett, kétoldaliaknál a csökkenéséhez. Különbség abban mutatkozik, hogy a kétoldali amputáltaknak szignifikánsan kisebb a testlengés amplitúdója (8,5mm), mint az egyoldali gyakorlott protézisviselőké (13,5mm). A csökkenésben a tömegközéppont helyzetének korrekciója játszhat szerepet. A

kétoldaliaknál a kar helyzetének megváltoztatásával az amputáció következtében hátrahelyeződött tömegközéppontot előrébb kerül, és így kevesebb korrekcióra van szükség az alátámasztási felület fölé helyezéséhez. Kétoldali tibiális és femorális amputáltaknál megfigyelhető testtartási sajátosság a fokozott lumbális lordosis, mely valószínűleg szintén a test tömegközéppontjának normalizálását célozza. Gyakori az amputáltak között az alsó háti szakasz fájdalma, a femorális amputáltak 81%-a és a tibiális amputáltak 62%-a szenved benne¹⁸⁷. A szerzők szerint biomechanikai okok is állhatnak a háttérben. Hughey és Fung hívják fel a figyelmet arra, hogy a test tömegközéppontjának megváltoztatása az egyensúlytartó stratégiák alkalmazását is megváltoztatja, elsősorban a fej és a törzs intenzívebb stabilizálására van szükség¹⁸⁸. A gyakorlatban ez azt jelenti, hogy a protézisek tervezésénél, kétoldali amputáltaknál figyelembe kell venni a tömegközéppont helyzetét, és ezzel együtt a rehabilitációban fokozott figyelmet kell szentelni a törzsizomzat erősítésére.

Testlengés az ép lábon állva

Erbahceci szerint az egészségesek és az amputáltak egy lábon végzett tesztje (Flamingo Balance Test) nem mutatott ki különbséget¹⁸⁹. Azonban az általa alkalmazott klinikai teszt nem alkalmas a finomabb különbségek megjelenítésére, mivel csak akkor jelez pozitivitást, ha már a kilépési stratégia beindul, mert a test tömegközéppontja elhagyja az alátámasztási felületet. Hermodson vizsgálata szerint sem különbözik az amputáltak és az egészségesek egy lábon mért testlengése, sem az anteroposterior, sem a mediolateralis lengés amplitúdójának tekintetében⁹². Stabilometriás vizsgálatunkban az első ellátott és a gyakorlott protézisviselő egyoldali amputáltak testlengésének amplitúdója egy lábon (R=18,5mm és 24mm), szignifikánsan nagyobb volt, mint a kontrollcsoporté (R=11mm). Ugyanakkor az első ellátott amputáltak teljes lengése (SUM=890mm) és mediolateralis lengése (M-L= 587mm) szignifikánsan kisebb, mint a kontrollcsoporté. Továbbá az első ellátottak testlengésének amplitúdója szignifikánsan kisebb a gyakorlott protézisviselő egyoldali amputáltakéhoz képest. Az érbetegségből adódóan az érintett oldali végtagról - a fájdalom miatt - a testsúlyterhelés áttevődik az ép lábba, ezért már az amputációt megelőzően is az ép végtagnak nagyobb szerepe lehetett az egyensúlytartásban. Az amputációt követően, az ideiglenes protézis elkészültéig is a mobilizálás egy lábon, többségében járókerettel történik. Ezért a vizsgálatig eltelt idő alatt fejlődött az ép végtag propiocepciója és működése.

Az $1/2K$ értékei, melyeket a 2NL és az 1NL próba megfelelő értékeiből számoltunk, azt tükrözik, hogy milyen mértékben játszik szerepet az ép végtag a két lábon történő egyensúlytartásban. Kisebb értéke nagyobb szerepét jelzi. Ahogyan ezt tetten érhetjük az első ellátottaknál, mert minden értéke szignifikánsan kisebb, mint a kontrollcsoporté $1/2K_R$ (1,1 és 2,2) $1/2K_{SUM}$ (1,6 és 3,1), $1/2K_{A-P}$ (1,5 és 2,8) és $1/2K_{M-L}$ (1,8 és 3,8). A gyakorlott protézisviselőkéhez képest az $1/2K_R$ (1,1 és 2,2), és az $1/2K_{A-P}$ (1,5 és 2,4) kisebb szignifikánsan. Látható, hogy az egészségesekéhez és a gyakorlott protézisviselőkéhez képest az első ellátottaknál sokkal nagyobb az ép végtag jelentősége, mint a másíké. A gyakorlott protézisviselők és a kontrollcsoport minden értéke hasonló, úgy, mint a testsúlymegosztás értékei.

Ha összehasonlítjuk a kontrollcsoport és a gyakorlott protézisviselő egyoldali amputáltak eredményeit a 2NL és az 1NL próbákban, láthatjuk, hogy minden érték a két lábon végzett próbánál magasabb, azaz az állásbiztonság két lábon jobb, mint egy lábon. Ezzel szemben az első ellátott egyoldali amputáltaknál az állásbiztonság nem különbözik a két próba között, mert a testlengés amplitúdója egyforma. Azonban az ugyanakkora amplitúdót nagyobb testlengéssel (SUM, A-P, M-L) képesek elérni. Valószínűleg egészségesek és a gyakorlott protézisviselők rosszabb eredménye az 1NL tesztben annak a következménye, hogy a test alátámasztási felületének mediolaterális csökkenéséhez nehezebben alkalmazkodnak, az egy lábon állás szokatlan számukra, és a gyakorlott protézisviselők visszatérnek a normális egyensúlytartó stratégiákhoz. Ezzel szemben a friss érbeteg amputáltak megtanulták az ép lábukat terhelni, ezzel új egyensúlytartó stratégiát sajátítottak el.

A testsúly megosztás vizsgálata során nem a protézis testsúly terhelését számoltuk, hanem a két alsó végtag terhelése közötti különbséget vettük alapul, annak érdekében, hogy az egy és kétoldali amputáltakat is össze tudjuk hasonlítani. A kezdő protézisviselőknél aszimmetrikus terhelési képpel találkoztunk, 27%-kal terhelték jobban az ép végtagjukat, mint a protézisüket. Egészséges emberek vizsgálata során is azt találták, hogy a testsúlymegosztás aszimmetriája a két láb között növeli a poszturális instabilitást⁸³. Az első ellátott amputáltaknál is a testsúly megosztás aszimmetriája csökkent állásbiztonsággal párosult. Az egy és kétoldali gyakorlott protézisviselőknél csaknem szimmetrikus a terhelési kép, az egyoldaliak 4%-kal terhelik jobban az ép lábukat és a kétoldaliaknál a két protézis terhelése között 8% a különbség. Genthon és Rougier beszámoltak arról, hogy a NKP kitérése nagyobb a kevésbé terhelt lábon, mint a másikon¹⁹⁰. Ezért mi azt feltételeztük, hogy azoknál a

pácienseknél, akiknek nagyobb a testlengésük egy lábon álláskor, inkább aszimmetrikus lesz a terhelési képe. Ehelyett azt találtuk, hogy az első ellátott protézisviselők testlengése kisebb egy lábon, mint a gyakorlottak és az egészségeseké jelezve a neurális adaptációt a megváltozott feltételekhez. Közvetlen bizonyítékot nem találtunk, mely igazolta volna ezt a feltételezésünket, azonban Aruin eredménye alátámasztja ezt az elképzelésünket. Nevezetesen, hogy az adaptációs változások a központi idegrendszerben csökkenthetik a testlengést egy lábon¹⁸⁴. Kavounoudias által megfigyelt szenzoros változások a nem amputált lábon alátámasztják, hogy amputáció előtt és után centrális szenzoros adaptáció történik azoknál a pácienseknél, akik végre tudják hajtani a stabilometriás feladatokat¹⁹¹. Az egy lábon végzendő Romberg-tesztet csak 12 páciens hajtotta végre. Valószínű, hogy azok, akiknek nem vagy csak enyhe keringési zavar volt megmaradt végtagjukban, képesek kontrollálni a talpi nyomásközpontot egy lábon álláskor, hasonlóan a gyakorlott protézisviselőkhöz és az egészségesekhez hasonlóan.

A két mérésen részt vett első ellátott amputáltak a protézisellátás kezdetén nagyon kevésbé voltak képesek a protézis terhelésére, 38 %-kal jobban terhelték ép végtagjukat. Azonban két hét gyakorlást követően ez az érték jelentősen javult 20%-ra. Hasonló Summers és mtsai-nak eredménye, ahol egyoldali amputáltaknál adja meg teljes testsúlyhoz viszonyított javulást, mely szerint járástréning hatására a testsúlyterhelés 32%-ról 41%-ra nő⁹⁴. Ez mutatja, hogy a protézis funkcionális beépülése viszonylag rövid idő alatt megkezdődik. Kezdetben nem párosul a testlengés amplitúdójának csökkenésével, hanem a teljes testlengés és a mediolaterális lengés növekedésével. Mire a terhelési kép szimmetrikussá válik, csökken a testlengés is. A szimmetrikus terhelési kép elérésnek időszakára megtörténik a protézis teljes funkcionális beépülése. A protézis testsémába való illeszkedése nemcsak funkcionális, hanem strukturális szempontból is érdekes, ez a fantomjelenséggel kapcsolatos kérdéskör.

Az állásstabilitás változása a protézisellátás első időszakában

A mozgásterápia hatásának értékelésére 6 személyt megvizsgáltunk a járástréning kezdetén és 2 hét terápiát követően. Ez alatt az idő alatt a betegek napi rendszerességgel gyógytornán és járásgyakorláson vettek részt. A testlengés amplitúdóját (R) tekintve szignifikáns csökkenést nem tapasztaltunk, ugyanakkor a teljes testlengés (SUM) és a mediolaterális (M-L) lengés jelentősen nőtt. Ez úgy értékelhető, hogy bár az állásbiztonság még nem, de a tömegközéppont helyzetének

érzékelése fejlődött, tükrözve az alkalmazkodási folyamatok beindulását. Mindez párosult a testsúly megosztás szimmetrikusabbá válásával. Ez is alátámasztja azt a feltevést, hogy a mediolateralis lengés növekedése és a protézis terhelésének megtanulása kapcsolatban áll egymással.

Kimutatták, hogy az amputáltak poszturális kontrolljának fenntartásában a vizuális kontrollnak nagyobb szerepe van, mint az egészségeseknél^{88,89,109}, de nem vizsgálták, hogy a protézisviselés kezdetén hogyan alakul és csak a teljes testlengés tekintetében tanulmányozták. Mi azt is megvizsgáltuk, hogy a látási információknak milyen szerepe van az anteroposterior (A-P) és a mediolateralis (M-L) lengés kontrollálásában. A nyitott szemmel végzett próbák (2NL, 2NF) eredményei minden esetben kisebbek voltak, mint a csukott szemmel végzett próbák eredményei (2CN, 2CF). A leengedett karral végzett nyitott és csukott szemes próba megfelelő eredményeiből számoltuk a Romberg-kvóciens értékeit. Míg a kontrollcsoport RK_R értéke 1,4, addig a első ellátottaké 2, a gyakorlott protézisviselő egyoldali amputáltaké 2,1 és a kétoldaliaké 2,3. Ez azt jelenti, hogy a testlengés amplitúdójának kontrollálásában amputáltaknál a látási információknak nagyobb a jelentősége, ez megegyezik az előző vizsgálatok eredményével. A látási információknak szerepe a fej és a törzs beállításában van²⁸, és egyoldali amputáltaknál az ép oldal bokastratégiájának szabályozásában³². A mediolateralis lengés (RK_{M-L}) ellenőrzésében gyakorlott egyoldali protézisviselőknél meghatározó, nagyobb, mint a kontrollcsoportban, de az első ellátott egyoldaliak még csak a kontrollcsoport szintjén veszik igénybe. Az első ellátott amputáltak testlengésének amplitúdója (R) és a mediolateralis (M-L) lengése nagyobb volt, mint a kontrollcsoporté, az egyoldali gyakorlott protézisviselőknél csak az amplitúdó (R) volt nagyobb a kontrollcsoportéhoz képest. Ez utóbbi valószínűleg a vizuális kontroll igénybevételének köszönhető, az oldalirányú lengés csökkentésében. Szignifikáns kapcsolatot nem találtunk, de figyelemre méltó, hogy a gyakorlott egyoldali protézisviselők magasabb RK_{M-L} értéke szimmetrikus testsúly megosztással párosul, míg az első ellátott amputáltak az alacsonyabb RK_{M-L} érték, aszimmetrikus testsúly megosztással. Így valószínűleg a protézis terhelésében is szerepet játszik a látás. Kétoldali amputáltaknál RK_{M-L} nem jelentősebb, mint a kontrollcsoportban. Az anteroposterior lengés kontrollálásában (RK_{A-P}) hasonló a jelentősége mind a négy vizsgálati csoportban (1,5 -2,3). Az egyoldali és a kétoldali amputáltak vizuális függése nem különbözött, annak ellenére, hogy a kétoldali hiány nagyobb szomatoszenzoros és motoros deficitet okoz. Feltételezzük, hogy a művégtag boka-láb egységének

merevsége is segít a stabil állás megtartásában. Ez az eredményünk arra mutat rá, hogy a hosszabb ideje protézist viselők sem tudják teljesen ellensúlyozni a propiocepció kiesését, amelyet a vizuális kontrollal valamelyest kompenzálni tudnak. A kompenzáció mértéke azonban jelentőséggel bírhat, mert minden közeledés a normál értékekhez javíthatja az életminőséget és az elesések előfordulását⁸⁵.

Geurts tréninget követően csökkenést tapasztalt a vizuális függésben⁸⁶. Vizsgálatunkban a hosszabb ideje protézissel járó személyeknél sem csökkent a függés. Kérdés, hogy Geurts páciensei hosszú távon is megtartották-e a csökkent vizuális függést. Úgy tűnik, hogy az általunk vizsgált betegek poszturális kontrolljában a látás központi szerepet tölt be, de az egyensúlytartás fejlődésében nem játszik hosszú távon szerepet.

Egyensúlyozási stratégia

Az állásstabilitás kontrollja két alapvető stratégia szerint történik: boka és csípő stratégia. Nevezetesen, az A-P testlengés amplitúdójának kontrollját a boka izmok végzik, az M-L testlengést a csípő izmok kontrollálják páros lábon állás esetén. Ugyanakkor, az egy lábon álláskor az M-L lengést is a bokaizmok végzik, de nem ugyanazon izmok, mint a páros lábon, az A-P lengést kontrollálása esetén. Egy lábon álláskor az oldalirányú testlengést a bokaízület everzióját és inverzióját végző izmok kontrollálják¹⁹². Az egyensúly kontroll stratégiájának megállapítása különleges vizsgálati beállítás szükséges. Az eddigi vizsgálatok két erőplatformot használtak külön megjelenítve a jobb és a bal láb nyomásközéppontjának mozgását¹⁹⁰. A mi vizsgálatunkban egy erőplató állt rendelkezésünkre és ezért egy olyan számítási, értékelési módot kellett keresni, amely két erőplató használata nélkül is mutatja a nyomásközéppont mozgásának domináns irányát. A domináns irány meghatározásával az egyensúlyozási stratégia is megbecsülhető. Vizsgálati eredményeink ezt bizonyították. A nyomásközéppont mozgásának domináns irányát másodfokú regressziós egyenlet alkalmazásával közelítettük meghatározva a regressziós egyenes hajlásszögét(α). A regressziós egyenes meredeksége jellemzi az egyensúlyozó stratégiát. Amikor $\alpha < 45^\circ$, a lengés főként M-L irányú, akkor ez dominánsan csípőstratégiát jelent. Vizsgálatunkban azt találtuk, hogy mindkét amputált csoport megközelítőleg azonos nagyságú alfa szögű domináns lengésirányt mutat, de ellenkező irányban. Nevezetesen, mindkét csoportnál az irány a protézis sarkától az ép láb lábfejének elülső része felé mutat. A nyomásközéppont ilyen irányú mozgását az

magyarázza, hogy az érintett oldalon az A-P lengés nem kontrollálható és ezért az ép láb irányába mozog a nyomásközéppont, azaz a testsúly az ép lábra tevődik, aszimmetrikussá válik a testsúly eloszlás. Az alfa szög mindkét csoport esetében negyvenöt foknál jelentősen kisebb volt ($10,2^\circ$ és $11,6^\circ$), amely azt jelenti, hogy a lengés domináns iránya oldalirányú, amelyet a csípőizmok működtetésével lehet kontrollálni, ami logikus, hiszen a csípőizmok mindkét láb esetében funkcióképesek. Ugyanakkor meg kell jegyezni, hogy a testsúly áthelyezése az ép lábra az egy lábon álláshoz hasonló helyzetet jelent, amiből azt a következtetést lehet levonni, hogy az oldalirányú testlengés kontrollálásába az ép láb bokaízülete szerepet vállal. Nevezetesen, az everziót és inverziót végző izmok szerepe is jelentős lehet. Következésképpen az amputáltak esetében az oldalirányú lengés kontrollját együttesen a csípő és az ép boka izmok végzik.

Finomkoordináció

Amputáltak koordinációjára vonatkozó vizsgálatok elsősorban felső végtag protézisek használatával kapcsolatosak. Alsó végtag amputáltak koordinációját inkább nagy végtagmozgások során és instabil alátámasztási felületeken tanulmányozták. Vizsgálatunkban amputált betegeink finomkoordinációs teszteket hajtottak végre. Az első teszt során a test tömegközéppontját kellett mozgatni egy adott területen belül, vizuális feed-back segítségével. A feladat célja az volt, hogy a megadott terület minél nagyobb hányadát bejárni, anélkül, hogy a területről kilépne. Az kontrollcsoport szignifikánsan nagyobb területet járt be (63%), mint az amputáltak csoportjai (43,5% – 56%), azaz a talpi nyomásközéppontját pontosabban tudta irányítani, igaz emellett ugyanannyi időt töltött a területen kívül (93%), mint a gyakorlott protézisviselők (92,5% és 96%). A négyzetten kívül töltött idő jelzi, hogy a nem féltek, hogy a nyomásközéppontjuk az alátámasztási felületen kívül kerül. Ezzel szemben az első ellátott amputáltak (96%) több időt töltöttek a területen belül, de ez nem párosult a nagyobb terület bejárásával. A legtöbb időt a területen belül a kétoldali amputáltak töltötték. A feladat során a folyamatos testsúlyáthelyezéseket kell végezni, azonban a hiányos afferentáció és a végrehajtó szerv hiányos működése folytán késik a poszturális válasz, és a páciensek pedig kisebb alátámasztási felületen belül képesek mozgatni a NKP-t. A második feladatban egy megadott pontra kellett vezetni az NKP-t és ott tartani. Az első ellátott amputáltak teljesítettek itt is a leggyengébben, szignifikánsan kevesebb ideig sikerült a megadott ponton tartani az NKP-t, mint a kétoldali

amputáltaknak, akik a legsikeresebbek voltak. Ezek az eredmények mutatják, hogy a finomkoordinációs mozgások amputáltaknál igen korlátozottak. Az első ellátott amputáltak még nem tanulták meg az új egyensúlytartó stratégiák alkalmazását. Szomatoszenzoros hiány esetén a csípőstratégia alkalmazása válik jelentősebbé⁵⁷, azonban az ízületek egymástól független kontrollját nehéz megvalósítani⁹³ és ehhez hozzájárul még a művi bokaízület merevsége, mely szintén korlátozza a végrehajtását. Egy mozgékonyabb bokaízület alkalmazásával lehet, hogy sikeresebb lenne a feladat végrehajtása. A különböző boka-láb szerkezetekkel kapcsolatban csak járás és metabolikus szükségletre vonatkozó vizsgálatokat végeztek, poszturális kontrollra és koordinációra nincsenek adatok. A járás metabolikus szükséglete pl. energiátároló láb esetén 70%-kal nagyobb, mint a SACH láb esetén¹⁹³, melyet pácienseink is viseltek, de a nagyobb energia szükséglet és a kisebb stabilitás miatt érbetegeknek nem ajánlott.

Az állásbiztonsági teszteknel, a testsúly megosztás vizsgálatánál és a finomkoordinációs teszteknel az egyoldali és a kétoldali amputáltak hasonló eredményeket mutattak, annak ellenére, hogy az aktivitási szint besorolásnál alacsonyabb a pontszámuk, az egyoldaliaké 2,1 és a kétoldaliaké 1,5. A rehabilitációs eredményekről szóló cikkek is arról számolnak be, hogy a dupla amputáltak rehabilitációs eredményei gyengébbek, mint az egyoldali amputáltaké^{12,14-16}. A hasonló teljesítmény oka lehet a bokaízület merevsége. Egy másik magyarázatként szolgálhat, hogy míg a kétoldali amputáltak szimmetrikusan használják az egyensúly megtartásában a csípőstratégiát, addig az egyoldali amputáltak szabályozása aszimmetrikus. Egyrészt azért, mert az ép oldalukon boka és csípőstratégiát alkalmaznak, a másik oldalon csak csípőstratégiát, valamint érvényesülhet a két végtag közötti izomegyensúly megbomlása, mely növeli a testlengést¹⁹⁴. Úgy gondoljuk, hogy az alacsonyabb aktivitási szint okát nem az állásbiztonságban, hanem a járással kapcsolatos jellemzőkben, elsősorban az energiaigényében, ill. pszichológiai faktorokban kell keresni²². A járás energiaigénye az amputáció súlyosságától függ. Egyoldali térd alatti és feletti amputáltak energiaigénye nagyobb, kétoldali combamputáltak energiaigénye többszöröse az egészségeseknek, még alacsonyabb járási sebesség esetén is¹⁸. Kétoldali térdexartikulációt szenvedett amputáltak esetén azonban kimutatták, hogy a metabolikus energiaigényt befolyásolja a protézis típusa¹⁹⁵.

Állásstabilitás és antropometriai jellemzők összefüggése

Megvizsgáltuk az összefüggést az egyes antropometriai mutatók és a stabilometriás feladatok között. Kejonen ismertette különböző antropometriai mutatók kapcsolatát a különböző testrészek elmozdulásával¹⁹⁶. Ezek közül a BMI és a boka AP és vertikális elmozdulása jelzett kapcsolatot. Nem talált azonban egy olyan faktort sem, amely meghatározó lenne az egyensúlytartásban. Vizsgálatunkban, az egészséges kontrollcsoportban a BMI a vizuális függéssel és a feed-back feladat időeredményével jelzett kapcsolatot. Ennek alapján úgy tűnik, hogy a súlyosabb embereknek a finomkoordináció nagyobb problémát jelent. Azt tapasztaltuk, hogy a nagyobb vizuális függés rosszabb időeredménnyel párosult. Az emberi szervezetben minden mozgás a hozzá szükséges testtartás biztosítása mellett történik. A támasztómotorika és célmotorika megkülönböztetése segít eredményeink értelmezésében²⁴. Ez esetben a vizuális információk kétfélék, egyrészt az aktuális stabil álló helyzet fenntartásához érkeznek információk, melyek segítségével térben elhelyezzük testünket, de megoszlik a figyelem, mert a finomkoordinációs feladathoz is gyűjteni kell az információkat.

A feed-back feladat időeredménye amputáltaknál is kapcsolatban van a BMI-vel. Hue vizsgálata mutatja, hogy a testtömeg növekedése az állásbiztonság csökkenésével jár⁵¹, ugyanakkor nagyszámú alsóvégtag amputált elemzése mutatja, hogy a BMI nem szignifikáns prediktora a protézis funkcionális eredményeinek¹⁹⁷. A BMI úgy tűnik, hogy nem csak az egészségeseknél, hanem az amputáltaknál is a finomkoordinációt befolyásolja.

Az állásbiztonság fejlődésének folyamata.

Amputációt követően a szomatoszenzoros hiány pótlásában a látásnak meghatározó szerepe marad, mert a vizuális kontroll hiányában a vizsgált amputált személyek testlengése nőtt és az RK értékek is nagyobbak, mint az egészséges embereknél. Tréninget követően a vizuális függés mértéke csökkenhet, ezért azt gondoljuk, hogy ezen a területen van lehetőség a javításra⁸⁶. A régebben amputáltak egy lábón végzett próbája kevésbé volt sikeres, mint a rövid ideje amputáltaké. Az érbetegség következtében amputációt szenvedetteknél, a fájdalom miatt, már a végtag elvesztését megelőzően megindulhat az ép lábón való egyensúlytartás képességének fejlődése, amputációt követően hamar eléri a legfejlettebb szintjét, majd a protézis terhelésének megtanulásával ez a képesség csökken. Ezt az amputáció előtti változást elsődleges adaptációnak tekinthetjük a megváltozott körülményekhez. Mint ahogy láhattuk, a

protetizált oldal testsúlyterhelésének nagyobb mértéke nem párosul az ép láb fejlődésével. Ezért arra következtetünk, hogy a hosszú távú állásbiztonság fejlődésében a protetizált oldal propriocepciójának fejlődése játszik fontos szerepet. Nem tartottuk biztonságosnak a protetizált oldalon való egy lábon állást, ezért közvetlen információt a protetizált oldal szerepéről az egyensúlytartásban nem nyertünk. Azonban a 1/2K értékek azt mutatják, hogy a protézishasználat kezdeti szakaszában az ép végtag a meghatározó, majd később csökken a szerepe és a testsúlymegosztás vizsgálat eredményéből arra következtetünk, hogy a protetizált oldal jelentősége nő. Ezt alátámasztja, az a vizsgálat, melyben a két pont küszöb, a pont lokalizációja és az enyhe érintés küszöb megállapításán alapulva állapították meg, hogy a csonk szenzibilitása megnő¹⁵². A proprioceptív mechanizmusok fejleszthetők. Az amputált és ép végtag lassú passzív mozgását végezték térd feletti amputáltaknál. Azt vizsgálták, hogyan tudják az adott végtag-helyzetet a páciensek reprodukálni. A két végtag között szignifikáns különbség volt. A hiba csökkent az amputáció óta eltelt idővel, jelezve, hogy az amputáltak fejlesztik maradék képességüket, azaz a térdizületi struktúrák hiányát a csípőizületi propriocepció fejlesztésével kompenzálják¹⁸². Ha megfigyeljük az egyes végtagrészek kortikális képviseletét, láthatjuk, hogy a lábfej-boka területe igen nagy területet foglal el, jóval nagyobbat, mint a térd területe. Amputációt követően a szenzoros képviselet átalakul. Sérülést követően amputáción átesett majmok esetében sikerült kimutatni, hogy nemcsak az agyi afferentáció, hanem a gerincvelői afferentáció is megváltozik. A csonktól proximálisan elhelyezkedő testrészek képviselete megnövekszik, jóval kiterjedtebb, mint az egészséges majmokban¹⁹⁸. Az egyes kéregrészek szerepe a szabályozásban változhat, de csak korlátozott mértékben. A test törekvése, hogy egységes egésznek érezze magát, nyilvánul meg abban, hogy a hiányzó testrészt meglévőnek érzi. Ebben centrális tényezők is szerepet játszanak. Photon emissziós computer tomográfiával a fantomtevékenység idején a megfelelő kéregrészek aktivitását tapasztalták. Ugyanakkor fantomtevékenységet nem érzékelő páciensek eseteiben a megfelelő agyi terület ingerlésével sikerül fantomtevékenységet kiváltani¹⁹⁸. A két folyamat, azaz a hiányzó testrész érzete, ugyanakkor a propriocepció változásának szükségessége egymással ellentétes irányba hat, a páciens fizikai aktivitása, a protézishasználat szintje alakíthatja ki az egyensúlyt e folyamatok között.

Mindezek alapján megállapítható, hogy a sikeres rehabilitáció érdekében:

- Csökkenteni kell a vizuális függést,
- Meg kell őrizni az ép láb protetizálás előtti jó egyensúlytartó képességét
- Fejleszteni kell a protetizált oldal propiocepcióját.

6.3. A testséma vizsgálat eredményei

Általunk összeállított kérdőív és a fantomvégtag térbeli elhelyezkedését vizsgáló próba segítségével tanulmányoztuk a fantomjelenséget és az amputáltak testsémáját. Vizsgálataink során az alábbi eredményeket kaptuk:

1. Vaszkuláris és traumás indikációval amputált személyek fantomfájdalma jelentős különbséget nem mutat, de jellemző, hogy az érbetegek inkább a gyenge és a közepes intenzitású fájdalmat élik meg gyakrabban, ellentétben a traumás páciensekkel. Az egyéb fantomérzeteket illetően az érbetegek nagyobb része számolt be a fájdalomról és kisebb része zsibbadás érzetről. Míg a traumás amputáltaknál a zsibbadás a vezető tünet, gyakori a fájdalom is és hasonló gyakori a viszketés érzése. A fantomvégtag mozgatása és a fantomfájdalom között nem volt kapcsolat
2. A fantomérzetek lokalizációjában szerepet játszanak az amputáció előtti emlékek, gyakrabban jelentkeznek a fantomvégtag disztális részein, de fő kiváltó okot nem határoztunk meg.
3. A protézisviselés hiánya teleszkópjelenséget okoz, míg a protézist rendszeresen viselők testsémája a normálhoz hasonló marad.

Az általunk vizsgált személyek túlnyomó többsége (92%) beszámolt fantomérzetekről, függetlenül az amputáció óta eltelt időtől és az amputáció indikációjától. Ez az arány hasonló, mint Jensen (90%) betegeinél¹³⁵. Az amputációs műtétet követően betegeink 77%-a érezte hiányzó végtagját, hasonlóan Jensen betegeihez. Ebben a csoportban azonban az előfordulási gyakoriság 2 év múlva csökkent, ellentétben saját betegeinkkel, akik között nem találtunk olyan személyt, akinek eltűnt volna fantomérzése.

A fantomérzetek igen sokféleképpen jelentkeznek, de legtöbb esetben a vezető tünet a fájdalom és a zsibbadás, érbetegeknél gyakoribb jelenség a fájdalom, mint a zsibbadás. Richardson vizsgálatában az érbetegek hasonló hányada (78,8%) szenvedett

fantomfájdalomban¹³⁹, mint Ketz (78%) traumás amputáltjai¹⁴⁷. Ezzel összhangban, esetünkben a két indikációs csoport fájdalma szignifikáns különbséget nem mutat. Azonban jellemző, hogy több traumát szenvedett személy számol be erősebb fájdalomról, mint érbeteg amputált. Annak ellenére, hogy az érbetegek az amputáció előtt hosszú ideig küzdenek az ischemiás fájdalommal, ezzel szemben a traumás amputáltak többsége egy hirtelen esemény következtében veszti el végtagját, nem szenved tartósan preoperatív fájdalomtól.

Richardson eredményével ellentétben¹³⁹ nem volt kimutatható összefüggés amputáltaknál a fantom mozgása és fájdalma között, és a fájdalmat kiváltó okok között csak néhány esetben szerepel a mozgás. Ez arra biztat minket, hogy az érbeteg és traumás amputáltak mozgásterápiájában is, egyénre szabottan, kapjon helyet a fantomtorna is, amelynek fontos szerepet tulajdonítunk a korábbi, egészséges állapothoz hasonló testséma fenntartásában. Fantomtorna során, a csonkon maradt izomzathoz tartozó, de hiányzó végtagrészt gondolatilag mozgatjuk, pl. tibiális amputálnál a lábfejet, melynek eredményeként a csonkon elhelyezkedő, megmaradt gastrocnemiusok lépnek működésbe. A protézisviselésre való felkészítés fázisában ezek az izmok csak a fantomgyakorlatok segítségével tornáztathatók. Hong is ismerteti, hogy a művégtag sikeres működtetéséhez nemcsak az azt mozgató izmok erejére van szükség, hanem a csonkokban helyet foglaló, azon izmokéra is, amelyek elvesztették az általuk mozgatott végtagrészt, de a járás adott fázisaiban megfeszülve kitöltik a csonkokat és segítenek a protézis irányításában¹⁹⁹.

A fantomérzetek lokalizációja egységes képet mutatott, gyakrabban és minden esetben jelentkeznek a disztális területeken. Azokban az esetekben, ahol teleszkópjelenséget tapasztaltunk, a rövidülés a kisebb kortikális képviselettel rendelkező területeken jelentkezett és a disztálisabb részek érzete megmaradt, hasonlóan a Guimmarra által leírtakhoz¹⁴⁸. Amputáción átesett majmok esetében sikerült is kimutatni, hogy az agyi és a gerincvelői szenzoros képviselet megváltozik. A csonktól proximálisan elhelyezkedő testrészek képviselete megnövekszik, jóval kiterjedtebbnek bizonyult, mint az egészséges majmokban¹⁹⁸. Ugyanakkor embereknél kimutatták, hogy a csonk kortikális képviselete megnő¹⁹⁹, és a hiányzó testrészek kortikális képviselete csökken²⁰⁰, de azt nem tudjuk, hogy ez a csökkenés milyen arányban érinti ez az egyes végtagrészeket. De eredményünk alapján valószínűleg a disztális részeket kevésbé.

Az emlékek az érzetek lokalizációjában is megmaradtak. Több érbeteg jelezte, hogy ott érzi a fájdalmat, ahol a seb volt (8 eset), traumás beteg (1 eset) pedig a sérülés helyén.

Egy esetben a comb amputációt hosszan tartó izületi mozgáskorlátozottság előzte meg, e korlátozottság emléke a térdizületben a fantommozgások során is jelentkezett. Ezért igen fontosnak tartjuk a preoperatív fájdalomcsillapítást, melynek hatékonyságáról a fantomfájdalom csökkentésében, Nikolajsen számolt be²⁰¹.

A teleshópjelenséget betegeink 6%-ban tapasztaltunk, kizárólag a protézist több éve nem viselő személyeknél jelentkezett. Jensen pácienseinél ez az arány 30%¹³⁵, de nem jelzi, hogy van-e kapcsolat a protézisviseléssel. Testséma módosulás a sok műtéten átesett, csökkent fizikai aktivitású személyek között fordult elő. Tehát a protézisviselés, a fizikai aktivitás és a testséma változás között kapcsolat van, a protézis viselése lehetővé teszi az éphez hasonló testséma fennmaradását, a test egységes egészként való megélését. A teleshópjelenség kialakulásában Az amputáció óta eltelt rövidebb idő még nem teszi lehetővé a periféria felől érkező információk újraszerveződését, azonban amennyiben a hiány hosszú ideje fennáll, és nincs pótolva egy protézissel, az erről érkező információk a testséma érzékelés megváltozását okozzák. Protézisviselőknél a test struktúrája - a protézissel együtt - és funkciója egymáshoz illeszkedik, vagyis a protézis beilleszkedik a testsémába. Az újra módosuló testséma szerveződésének kezdeti folyamatát ugyanakkor megfigyelhettük 4 rövid ideje amputált kezdő protézisviselő, érbetegség miatt amputált esetében, akik pontatlanul, tengelyeltéréssel tudták a fantom térbeli elhelyezkedését vizsgáló próbát végrehajtani. Ez esetben a megelőző műtétek miatt, a testséma módosulás már az amputációt megelőző időszakban is megkezdődhetett, mert a fájdalmas végtagot kevésbé terhelték és a járáshoz is segédeszközt használtak.

Protézist nem viselők esetében a funkcionális testsémába való beépülés hiányát, a struktúra leépülése követi, de csak évekkel az amputációt követően. Azonban a struktúra teljes leépülése, azaz a fantomjelenség teljes eltűnése mintánkban nem mutatkozott. A struktúra és a funkció szoros kapcsolatára hívja fel a figyelmet Simmel, aki leprás betegeket vizsgálva azt tapasztalta, hogy a fantomjelenség hiánya a szenzomotoros funkciók hiányára vezethető vissza, mert, ezekben az esetekben funkció és a morfológia leépülése párhuzamosan zajlott¹⁵³. Az általunk vizsgált pácienseknél azonban a funkció hirtelen eltűnéséről, majd protézisviselőknél lassú visszanyeréséről van szó. Protézist nem viselőknél a funkció eltűnését követi a struktúra változása, míg a funkció visszanyerése a normális struktúra fennmaradását segíti.

A perifériás információk hatásának jelentőségét tükrözi dupla alsóvégtag amputált páciensünk ismertetett esete, aki csak egyik végtagján visel rendszeresen protézist,

ezzel hajtja kerekesszékét. Ezen az oldalán normális méretű a fantom, ugyanakkor protézist rendszertelenül viselő oldalán testséma módosulást találtunk.

Melzack teóriája szerint fantomjelenség centrális eredetű²⁰². Jelenlegi vizsgálati anyagunk tükrözi, hogy a protézisviselés vagy annak mellőzése, a periféria felől érkező eltérő vizuális ingereket, és eltérő proprioceptív ingereket jelentenek, és hatással vannak a testséma alakulására. Saját elgondolásunk szerint a jelenség kialakulásáért, szerzett amputáció esetén, mind perifériás, mind centrális faktorok felelősek.

A Head szerinti testséma-meghatározás magába foglalja a kérdéses testrészt kiterjedését és működését¹²⁷. A protézisviselés önmagában a testséma fennmaradását a morfológiai értelemben teszi lehetővé. Azonban művégtag sikeres beillesztése a testsémába nem csupán annyit jelent, hogy azt kiterjedésében az elvesztett végtag helyére tesszük, hanem funkcionálisan is be kell épülnie. Ennek sikere alsóvégtag amputáltaknál a művégtag testsúly-terhelésében, a páciens állásbiztonságában és járásában, felső végtag amputáltaknál a napi tevékenységekben való részvételben (pl. támasztó, fogó funkció) kell megnyilvánulnia.

Rendszeres protézisviselőknél kétféle cselekvési sémával kell rendelkezniük, aszerint, hogy éppen protézissel, vagy a nélkül járnak (ez a ritkább, de néha elkerülhetetlen). Protézissel való járásnál nincs, vagy csak kisebb mértékben van szükség egyéb segédeszközre, protézis nélküli járáshoz azonban mankó vagy járókeret szükséges. A konnektív séma-modell alapján a járás egy globális reprezentációs rendszer keretében valósul meg. Ennek egyik eleme a saját test érzékelése. Aszerint, hogy valaki visel-e protézist vagy nem, eltérő információk érkeznek a perifériáról, ennek megfelelően emergens módon aktiválódnak az éppen szükséges kisebb hálózatok. Megkülönböztetnek erős és gyenge sémákat²⁰³. Protézist viselőknél a fantom megléte jelzi, hogy a test egészként való érzékelése az erős séma. Régi amputáltaknál a rendszeres protézishasználat egy erős teljes testsémát alakít ki, protézist nem viselőknél a rövidült fantomvégtagot magába foglaló módosult testséma az erős séma. A teljes testséma megtartásában a fantomgyakorlatok is, mint a periféria felől érkező mozgásérzetek is szerepet játszhatnak. Ez azonban további vizsgálatokat igényel.

A páciensek természetesnek élik meg, hogy érzik elvesztett végtagjukat. Ennek ellenére az amputációs műtétet megelőzően fel kell világosítani őket, hogy nagy valószínűséggel a műtét után is érezni fogják az érintett végtagot és ez évek múltán is így lesz. Sajnos még ma is találkozhatunk olyan amputált személlyel, aki nem mer fantomérzéséről beszélni, mert fél, hogy megkérdőjelezi mentális épségét. A

tájékoztatás a pszichológiai felkészítés mellett balesetet is megelőzhet, hiszen az elvesztett végtag érzete olyan intenzív is lehet, hogy a beteg, elfeledkezve hiányáról, megpróbál ráállni, s ezzel újabb, komoly sérülést okoz. Az útmutatás azonban a jelenség megértése és a későbbi fájdalomcsillapítás miatt is lényeges lehet.

6.4. A testtudat vizsgálat eredményei

A Fisher féle Body Focus Questionnaire alkalmazásával vizsgáltuk alsó végtag amputált és egészséges férfiak testtudatát. Az alábbi eredményeket kaptuk:

1. Alsóvégtag amputált személyeknek van lábtudatuk.
2. A lábtudatot befolyásolja az amputáció óta eltelt idő. 6 hónapnál rövidebb ideje amputált személyek lábtudata az egészségesekéhez hasonlít, míg az ennél hosszabb ideje amputáltaké csökken.
3. Alsó végtag egyes részeinek tudatossága között nincs különbség, de a hiányzó disztális részek is rendelkeznek képzetélességgel.
4. Protézis rendszeresen viselő és nem viselő amputáltak testtudata között nincs különbség. A protézisviselés nem befolyásolja a lábtudatot.
5. Érbetegség és trauma következtében amputáltak lábtudata nem különbözik, de a kartudat és a gyomortudat érbetegeknél nagyobb.
6. Egyoldali és kétoldali amputáltak lábtudata nem különbözik, de a kartudat a kétoldali amputáltaknál nagyobb.

Helyesnek bizonyult az a feltételezésünk, mely szerint a végtag elvesztését követően a testtudat struktúra megváltozik. Ez a változás a kartudatot és a lábtudatot befolyásolja. Az alsóvégtagi hiány ellenére pácienseinknek van lábtudatuk és az megmutatkozik a Lábak skála értékeiben. Csupán egy páciens nem fordít figyelmet alsó végtagjaira. Feltételezhetjük, hogy erős elfojtás áll a háttérben és a páciensünk eredményesen zárta ki tudatából a lábait. Ez elsősorban a személyes beszélgetésből levonható következtetés az elfojtás mechanizmusát jelzi. Ugyanakkor a lábra fordított figyelem mértéke igen széles határok között változik. Azonban azoknak a betegeknek a lábtudata, akiknél az amputáció óta rövid idő telt el (10), az egészségesekéhez hasonló (10), a hosszabb ideje amputáltaké (6) mindkét csoportnál alacsonyabb. Az amputáció óta eltelt idő függvényében a változás csak az érintett testrész, azaz a Lábak skála értékeiben tükröződik, a többi testterület tudatossági szintje nem változik. Kudar szerint a

testtudat stabil szerveződés. Ezt a megállapítást alátámasztja az az eredményünk, hogy a kezdeti időszakban a testtudat struktúrája nem változik és a változáshoz egy olyan drámai történés kell, mint a test egy részének elvesztése. Hosszabb idő elteltével függetlenül a protézis viselésétől, a tudatosság alacsonyabb szintje tapasztalható, mely, mint láthattuk, protézishasználóknál a fantom testsémában való megtartásával, protézist nem használóknál a testsémában való részvétele csökkenésével jár. Az amputációt követő kezdeti időszakban, mind a testsémában, mind a testtudatban szerepel az alsó végtag, hosszabb idő elteltével érhető tetten a testséma és a testtudat eltérése. Ezért megállapíthatjuk, hogy a protézisviselés a hiányzó testrész tudatossági szintjét, mint a legmagasabb szintű centrális szerveződést, nem befolyásolja.

A testtudatot vizsgálva nem mutattunk ki különbséget a comb, térd, lábszár, boka-láb területére fordított figyelem mértékében (60%, 61%, 36%, 48%), annak ellenére, hogy a láb-boka területe az amputáció következtében minden vizsgált személynél hiányzott. Ezt nem befolyásolta a protézisviselés sem.

A lábszáramputáltak térdre fordított figyelme, annak ellenére, hogy ez komoly szenzoros információkat közvetítő terület, mint a protézis feltámaszkodási felülete, nem tért el a más alsó végtagi területekre fordított figyelem mértékétől. Annak ellenére, hogy a láb-boka, mint a végtag disztális területe, rendelkezik a nagyobb kortikális képvisellel a lábszárhoz képest, a tudatossági szintben ez a különbség nem jelentkezik.

Itt is tetten érhetjük a testséma és a testtudat eltérését, mert míg a protézisviselés a strukturális testsémát, mint kiterjedést befolyásolta, és az egyes alsóvégtagi területek érzeteinek intenzitását az adott terület kortikális képviselétének nagysága határozta meg. A teleszkópjelenséget mutatók nem számoltak be pl. a lábszár érzetéről, de a normális fantomot mutatók is inkább a disztális területek érzetét jelezték gyakrabban, mint a lábszárét. Nem mutattunk ki különbséget a hosszabb ideje amputált protézisviselők és protézist nem viselők csoportja között egyik BFQ-skálán sem. Megállapíthatjuk, hogy a testtudatot az adott terület kortikális képviselése és a protézisviselés, nem befolyásolja.

A Lábak képzetélessége tekintetében az érbeteg és a traumás amputáltak között nem volt különbség, azonban a Karok képzetélessége a traumás amputáltaknál (12) nagyobb, mint az érbetegeknél (9). Ez a jelenség figyelhető meg ha az amputáció súlyosságának függvényében vizsgáljuk a végtagok tudatossági szintjét. Ugyanis az egyoldali, azaz kevésbé súlyos amputációt szenvedett páciensek (9) lábtudata nem

különbözik a súlyos, kétoldali amputációt szenvedettekétől (11). Ezzel szemben a súlyosabb amputáltaknál a kartudat magasabb (10,4), mint a kevésbé súlyosaknál (10). Az érbetegek és a két végtagot elvesztő személyek kevésbé aktívak a járást illetően, mint a traumás ill. az egyoldali amputáltak. A hely és helyzetváltoztatásában nagyobb szerepet kap a kar, mint pl. a járási segédeszköz használata, vagy a kerekesszék hajtása. Ezért a Karok nagyobb jelentőségét a fizikai aktivitásban betöltött szerepükkel magyarázzuk. Kudar vizsgálata alapján ismerjük, hogy a Gyomor képzetélessége többek között a relaxáltsággal van összefüggésben¹²⁹. Az érbetegség következtében amputáltaknál a Gyomor magasabb képzetélessége (érbetegeknél 8, traumásaknál 5) utalhat arra, hogy folyamatos szorongás jellemzi őket, mert multimorbid személyek, és az érbetegségük az egész testet érintheti, mely az amputációval nem gyógyult meg. A lábak elvesztése a fizikai teljesítőképesség csökkenésével jár. Ugyanakkor Kudar szerint a lábak erős képzetélessége a szorongás, testtudati jegye a teljesítőképesség realizálás nehézségeivel és az alacsony kockázatvállalással kapcsolatos¹²⁹. A lábak képzetélességének csökkenése így magyarázható mind a morfológiai, mind az új élethelyzet következtében a pszichikai tulajdonságok megváltozásával.

Vizsgálatunkkal további ismereteket nyertünk arról, hogy amputáltak testsémája és testtudata eltér, és ez kapcsolatban van az amputáció óta eltelt idővel. Az amputáció utáni időszakban még nincs eltérés, de hosszabb idő elteltével, protézist viselő személyeknél is, a fantom testsémában való megtartása mellett, az elvesztett végtag képzetélessége csökken.

7. KÖVETKEZTETÉSEK

- Vaszkuláris amputáltak stabilogramját jellemző karakterisztikus kör sugara szignifikánsan nagyobb volt, mint a kontrollcsoporté. A kevésbé aktív, első ellátott egyoldali amputáltak esetén mind a négy stabilometriás változó (R, SUM, A-P és M-L) nagyobb volt, mint a kontrollcsoportban. Az aktívabb, gyakorlott protézisviselők esetén csak az R átlaga volt nagyobb, mint a kontrollcsoporté, a többi változó (SUM, A-P és M-L) nem különbözött. Ez alapján megállapíthatjuk, hogy az **amputáltak állásbiztonsága gyengébb**, mint az egészségeseké, de a gyakorlott protézisviselőké inkább hasonlított az egészségesekéhez, mint a kezdőkéhez. A protézissel való gyakorlás növeli az állásbiztonságot. A nyomásközéppont mozgásának hossza nem mindig tükrözi az állásbiztonságban rejlő különbségeket. A testlengés amplitúdójának meghatározása alkalmas erre, mert megmutatja, hogy a nyomásközéppont mennyire közelíti meg az alátámasztási felület széleit. Minél nagyobb az értéke, annál valószínűbb az egyensúlyvesztés. A nyomásközéppont mozgásának időegységre eső hossza azt mutatja meg, hogy a test lengése milyen sebességű és a kitérés kompenzációja milyen gyorsan következik be. A reagálás gyorsaságát a nem kívánatos nyomásközéppont elmozdulására a kis amplitúdó és a relatíve hosszabb testlengés útja fejezi ki. A protézis testsúlyterhelésének tanulási folyamatát jól tükrözi a mediolateralis lengés értéke. Az általunk meghatározott stabilometriás mutatók, mint a **testlengést jellemző karakterisztikus kör sugara, a teljes, az anteroposterior és a mediolateralis lengés együttesen, komplex módon adnak felvilágosítást az állásbiztonságról.**
- Az egyoldali és a kétoldali gyakorlott protézisviselők stabilometriás változói, finomkoordinációja és testsúly megosztása a két alsó végtag között hasonlóak voltak. Ezért **a kétoldali amputáltaknál tapasztalható gyengébb rehabilitációs eredmények okát nem a statikus egyensúlytartó képességben kell keresni.**
- Az állásbiztonság fejlődésének útját mutatja, hogy a két hetes járástréning hatására az első ellátott egyoldali amputáltak stabilogramját jellemző

karakterisztikus kör sugara nem csökkent, de a teljes lengés (SUM) és a mediolateralis (M-L) lengés nőtt. Ezzel kapcsolatban áll, hogy a két alsó végtag testsúlyterhelése szimmetrikusabbá vált. **A protézishasználathoz való alkalmazkodást a mozgásszabályozás érzékenyebbé válása tükrözi**, mely a teljes testlengés és a mediolateralis lengés növekedésében tükröződik.

- A RK a testlengés amplitúdójának szabályozásában az amputáltaknál nagyobb értéket mutatott, mint a kontrollcsoportban, az amputált csoportok között azonban nem különbözött. **A vizuális kontroll többéves protézishasználat után is központi jelentőséggel bír az egyensúlytartásban.** Egyoldali gyakorlott protézisviselőknél az oldalirányú lengés, ezáltal a protézis terhelésének kontrollálásában is szerepe van.
- Egyoldali amputáltak stabilogramját jellemző karakterisztikus kör sugara nagyobb, mint a kontrollcsoporté, és a gyakorlott protézisviselőké nagyobb, mint az első ellátott egyoldali amputáltaké. Az $1/2K_R$ értéke, mely az ép láb részvételét tükrözi közvetetten az egyensúlytartásban is, az első ellátott amputáltaknál volt a legkisebb. Továbbá az egy és két lábon végzett próba stabilogramját jellemző karakterisztikus kör sugara nem különbözik az első ellátott amputáltaknál. Ezért megállapíthatjuk, hogy **első ellátottak amputáltaknál az ép láb központi szerepet tölt be az egyensúlytartásban.**
- A jobb és a baloldali amputáltak testlengése ellenkező irányú, ill. a regressziós egyenes hajlásszöge $\alpha < 45^\circ$, mely a csípőstratégia alkalmazására utal. **A másodfajú regressziós analízis alkalmas az egyensúlytartó stratégiák jellemzésére.**
- **A két alsó végtag terhelése az első ellátott amputáltaknál nagymértékű aszimmetriát** mutatott, mely két hét járástréning hatására szimmetrikusabbá vált, párosulva a mediolateralis lengés szabályozásának érzékenyebbé válásával. **Gyakorlott protézisviselők szimmetrikusan terhelik két alsó végtagjukat**, és a mediolateralis lengésük hasonló, mint az egészségeseké..
- A vizuális feed-back segítségével végzett finomkoordinációs tesztekben az amputáltak gyengébben teljesítettek, mint a kontrollcsoport. A hiányos afferentáció és a végrehajtó szerv hiányos működése folytán, valamint a merev boka-láb szerkezet miatt késik és nem pontos a poszturális válasz, a páciensek

pedig kisebb alátámasztási felületen belül képesek mozgatni a NKP-t. Ezért **az amputáltak finomkooordinációs képessége igen korlátozott.**

- **Vaszkuláris és traumás indikációval amputált személyek fantomfájdalma jelentős különbséget nem mutat,** de jellemző, hogy az érbetegek inkább a gyenge és a közepes intenzitású fájdalmat élik meg gyakrabban, ellentétben a traumás páciensekkel. Az egyéb fantomérzeteket illetően az érbetegek nagyobb része számolt be a fájdalomról és kisebb része zsibbadás érzetről. Míg a traumás amputáltaknál a zsibbadás a vezető tünet, gyakori a fájdalom is és hasonló gyakori a viszketés érzése. A fantomvégtag mozgatása és a fantomfájdalom között nem volt kapcsolat. **Ezért mind a két indikációs csoportban ajánlott a fantomtorna végzése.**
- **A fantomérzetek lokalizációjában szerepet játszanak az amputáció előtti emlékek,** gyakrabban jelentkeznek a fantomvégtag disztális részein, de fő kiváltó okot nem határoztunk meg.
- **A protézisviselés hiány teleszkópjelenséget okoz,** míg a protézis rendszeres viselése lehetővé teszi a normálshoz hasonló testséma fennmaradását.
- **Alsóvégtag amputált személyeknek van lábtudatuk,** de ezt befolyásolja az **amputáció óta eltelt idő.** 6 hónapnál rövidebb ideje amputált személyek lábtudata az egészségesekéhez hasonlít, míg az ennél hosszabb ideje amputáltaké, csökken. **A protézisviselés és az alsó végtag egyes részeinek kortikális képviseleti mérete a testtudatot nem,** de a testsémát, a **fantomérzeteket befolyásolja.**
- **Érbetegség és traumás amputáció,** valamint egyoldali és kétoldali amputált személyek lábtudata nem különbözik. Ugyanakkor **a kartudat alacsonyabb a traumás ill. egyoldali amputáltaknál,** mint, az érbeteg ill. a kétoldali amputáltaknál, tükrözve azt, hogy utóbbi, kevésbé aktív járók, csoportjaiban a kar funkcionális szerepe nagyobb a mozgásban

A vizsgálatok az alábbi új felismerésekre vezettek

- 1. A testlengés jellemzésére eddig nem használt változó, a nyomásközéppont mozgását 95 százalékban tartalmazó kör sugarának meghatározása, új információkat szolgáltatnak az állásstabilitás kontrolljának megismerésében.**
- 2. A nyomásközéppont fő mozgásirányát jellemző regressziós egyenes hajlásszögének kiszámítása lehetővé teszi az egyensúlyozási stratégia komplex megismerését egy erőmérő platform alkalmazása esetén is.**

8. ÖSSZEFOGLALÁS

Amputáció következtében megváltozik a test morfológiája, mely számos változást von maga után. Megváltozik a mozgás szabályozása és diszkrepancia jön létre a testtudat és a testséma között. Vizsgálatainkban stabilometria alkalmazásával tanulmányoztuk az állásbiztonságot, speciális testséma vizsgálattal a fantomvégtag térbeli elhelyezkedését és a Fisher-féle Body Focus Questionnaire segítségével a testtudatot. Bevezettünk egy új statikus stabilometriás változó, nevezetesen a stabilogram mintavételezett pontjainak 95 %-át tartalmazó karakterisztikus kör sugarát, a testlengés mértékének komplex megítéléséhez, és meghatároztuk a stabilogram regressziós egyenesének hajlásszögét az egyensúlyozási stratégia jellemzésére. A művégtag nem teszi lehetővé az érbetegség következtében amputált emberek számára az egészségesekhez hasonló állásbiztonság elérését, mely a szomatoszenzoros információk hiányos volta és a páciensek fizikai képességeinek köszönhető. Az első ellátott protézisviselők állásbiztonsága gyengébb, mint a gyakorlott protézisviselőké, ugyanakkor az egyoldali és a kétoldali amputáltak között nincs különbség. Az amputáció óta eltelt időtől függetlenül az egyensúly megtartásában a vizuális kontroll fontos szerepet játszik, akut amputáltaknál különösen az oldalirányú lengés csökkentésében. Ugyanakkor az akut amputáltaknál kiemelkedő az ép láb szerepe az egyensúlytartásban, mely hosszabb idő elteltével csökken. Az egyoldali amputáltaknál megfigyelhető, hogy az egyensúlytartásban jellemzően csípőstratégiát alkalmaznak. Megfelelő rehabilitációs program tervezése, mely magába foglalja az ép láb fejlesztő gyakorlatait és a vizuális függés csökkentését célzó gyakorlatokat, célravezető lehet. A testséma s a testtudat eltéréseinek példája a fantomjelenség, mikor az amputált érzi hiányzó végtagját, bár tudja, hogy elvesztette. Vizsgálatunk során csak a testsémáról tudtuk igazolni, hogy a térbeli elhelyezkedésére vonatkozóan lehetséges az egészségeshez hasonló állapot fenntartása, melynek feltétele a protézis használata. Ezzel szemben protézishasználattól függetlenül az amputált alsó végtag leépül a testtudatból, ugyanakkor megnövekszik a karok tudata, mely megnövekedett funkcionális jelentőségükkel magyarázható.

SUMMARY

Due to the amputation changes the morphology of the body, which causes many other changes. The organization of movements change and a discrepancy becomes between body awareness and the body scheme. We studied the standing stability with stabilometry, the spatial localization of the phantom limb with a special test, and the body awareness with Body Focus Questionnaire. We introduced a new static stabilometry variable, namely the radius of the characteristic circle based on the 95% of the sampled points of the stabilogram to characterize the body sway, and determined the slope of the regression line to characterize balance strategies.

The prosthesis does not make a possibility to reach a standing stability alike this one of healthy people, due to incomplete somatosensory information, and the poorer physical ability. The standing stability of the first fitted amputees is poorer, than this one of the skilled prosthesis users, but this one not differ between unilateral and bilateral skilled prosthesis users. The visual control plays an important role in the standing stability, particularly in reduction the mediolateral sway at the skilled unilateral amputees. The role of the intact foot is outstanding at the acute amputees in the balance keeping, which decreases by the passing of longer time. We observed that the hip strategy is typically used in balance of unilateral amputees. The planning suitable rehabilitation program, which includes exercises developing the intact and the amputated leg, and exercises taking aim the reduction of visual dependence, may be expedient. The phantom phenomenon is the example of the difference of a body scheme and the body awareness when the amputee feels his absent limb although he knows that he lost it. We knew to justify about the body scheme only, that his spatial position relevantly possible the maintenance of a normal state, which condition of is the usage of the prosthesis. Opposite this, independently of a prosthesis usage, the lower extremity of amputees is being built from the body awareness, and the awareness of the arms, which grew with their functional significance, grows.

9. KÖSZÖNETNYILVÁNÍTÁS

Értekezésem befejezéseként szeretnék köszönetet mondani mindazoknak, akik az eddig elvezető úton segítségemre voltak.

Elsősorban köszönettel és tisztelettel tartozom Dr. Tihanyi József Professzor Úrnak, aki elvállalta témavezetésemet és az évek során idejét és energiáját nem kímélve hasznos tanácsokkal, javaslatokkal segítette munkámat. Ószinte köszönettel tartozom Dr. Bretz Károly Professzor Úrnak, hogy rendelkezésemre bocsátotta mérőberendezését, megtanította használatát és segített a mérések elvégzésében. Köszönöm Dr. Kudar Katalinnak szakmai segítségét és támogatását, és bizalmát, mely az egyetemi évektől elkísért a mai napig. Köszönöm a Szent György Kórház Traumatológia Osztálya gyógytornászainak, hogy az évek során megértéssel végezték a rájuk háruló többletmunkát. Köszönöm a Fejér Megyei Szent György Kórház Igazgatóságának, hogy időt biztosítottak számomra tanulmányaim elvégzéséhez, és az Országos Orvosi Rehabilitációs Intézet Vezetőségének, hogy hozzájárultak a vizsgálatok egy részének elvégzéséhez. Köszönettel tarozom Dr. Csende Zsoltnak, Soproni Tamásnak, Dr. Janzsó Tamásnak, Rezső Attilának, Dr. Halász Józsefnek, Varga Istvánnénak, és a Szent György Kórház könyvtárosainak. A vizsgálatok nem valósulhattak volna meg a betegek részvétele nélkül.

Végül, de nem utolsósorban, köszönöm Szüleimnek a kitartó bizalmát és támogatását, Gyermekeimnek a türelmét és megértését.

10. IRODALOMJEGYZÉK

1. Kullmann L, Belicza É, László G. Az alsó végtag amputáció kétéves eredményei Magyarországon, országos adatbázis lapján. *Orvosi Hetilap* 1997; 138: 2327-32
2. Thanni LO, Tade AO. Extremity amputation in Nigeria--a review of indications and mortality. *Surgeon*. 2007; 5:213-7.
3. Van Der Linden ML, Twiste N, Rithalia S. V. S. The biomechanical effect of the inclusion of a torque absorber on trans-femoral amputee gait, a pilot study, *Prosthet Orthot Int*, 2002; 26: 35-43
4. Tóth K. Artériás betegségek – epidemiológia. *Belgyógyászati angiológia*, Szerk.: Meskó É, Farsang Cs., Pécsváradi Zs. Medintel, 1999. 235-241
5. Kullmann L. Ortopédiai betegek rehabilitációja. Szerk. Katona F. Siegler J. *Rehabilitáció*. Medicina 1999; 99
6. Magyar J. *Rehabilitáció. Amputációk*. Szerk: Cziffer Endre. Operatív töréskezelés. Springer, 1998; 456-471
7. Jaegers SM, Vos LD, Rispens P, Hof AL. The relationship between comfortable and most metabolically speed in persons with unilateral above-knee amputation? *Arch Phys Med Rehabil*, 1993; 74:521-5
8. Gottschalk FA, Stills M. The biomechanics of trans-femoral amputation, *Prosthet Orthot Int*, 1994; 18:12-7
9. Mayer Á., Péntesné Rozsits Á.: Traumás amputáltak rehabilitációja. *Mozgásterápia* 2002; 1:15-19
10. Egyed B. Hunfalvy Á. A fantomkezelés elmélete és gyakorlata végtagcsontoktak rehabilitációban. *Orvosi Hetilap* 1966; 5:244-252
11. Cutson TM, Bongiorno DR. Rehabilitation of the older lower limb amputee: a brief review. *J Am Geriatr Soc*. 1997; 45:1033.
12. Wolf E, Lilling M, Ferber I, Marcus J: Prosthetic rehabilitation of elderly bilateral amputees. *Int J Rehabil Res*. 1989;12:271-8.
13. Evans WE, Hayes JP, Vermilion BD. Rehabilitation of the bilateral amputee. *J Vasc Surg*. 1987; 5:589-93
14. Inderbitzi R, Büttiker M, Pfluger D, Nachbur B. The fate of bilateral amputees in end-stage vascular disease. *Eur J Vasc Surg*. 1992; 6:321-6

15. Volpicelli LJ, Chambers RB, Wagners FW Jr. Ambulation levels of bilateral amputees. Analysis of two hundred and three cases. *J Bone Joint Surg Am.* 1983; 65:599-605
16. Shin JC, Kim EJ, Park CI, Park ES, Shin KH. Clinical features and outcomes following bilateral lower limb amputation in Korea. *Prosthet Orthot Int.* 2006; 30:155-64.
17. Tralallesi M, Porcacchia P, Averna T, Angioni C, Lubich S, Di Meo F, Brunelli S. Prognostic factors in prosthetic rehabilitation of bilateral above-knee dysvascular amputee: is the stump condition an influencing factor? *Eura Mediscopophys.* 2007; 43:1-6.
18. Huang CT, Jackson JR, Moore NB, Fine PR, Kuhlmeier KV, Traugh GH, Saunders PT: Amputation: energy cost of ambulation. *Arch Phys Med Rehabil.* 1979; 60:18-24
19. Hoffmann MD, Sheldahl LM, Buley KJ, Sandford PR. Physiological comparison of walking among bilateral above knee amputee and able-bodied subjects, and a model to account for the differences in metabolic cost. *Arch Phys Med Rehabil.* 1997; 78:385-92
20. Crouse SF, Lessard CS, Rhodes J, Lowe RC. Oxygen consumption and cardiac response of short-leg and long leg prosthetic amputation in a patient with bilateral above knee amputation: comparison with able-bodied men. *Arch Phys Med Rehabil.* 1990; 71:313-7
21. Perry J, Burnfield JM, Newsam CJ, Conley P. Energy expenditure and gait characteristics of a bilateral amputee walking with C-leg prostheses compared with stubby and conventional articulating prostheses. *Arch Phys Med Rehabil.* 2004; 85:1711-7.
22. Wright DA, Marks L, Payne RC. A comparative study of the physiological cost of walking in ten bilateral amputees *Prosthet Orthot Int* 2008; 32:57-67
23. Lane RE. Physiotherapy in the treatment of balance problems. *Physiotherapy.* 1969; 55:415-20
24. Fonyó A. Az idegrendszer szomatomotoros működései. In: *Az orvosi élettan tankönyve.* Budapest, Medicina, 2003; 933
25. Friedrich M, Grein HJ, Wicher C, Schuetze J, Mueller A, Lauenroth A, Hottenrott K, Schwesig R. Influence of pathologic and simulated visual dysfunctions on the postural system. *Exp Brain Res.* 2008;186:305-14.

26. Dozza M, Horak FB, Chiari L. Auditory biofeedback substitutes for loss of sensory information in maintaining stance *Exp Brain Res.* 2007 ;178:37-48.
27. Frenkl Róbert: Sportélettan. Magyar Testnevelési Egyetem. 1995; 73
28. Buchanan JJ, Horak FB. Emergence of postural patterns as a function of vision and translation frequency. *J Neurophysiol.* 1999; 81:2325-39.
29. Creath R, Kiemel T, Horak F, Jeka JJ. The role of vestibular and somatosensory systems in intersegmental control of upright stance. *J Vestib Res.* 2008;18:39-49.
30. Horak FB, Nashner LM, Diener HC. Postural strategies associated with somatosensory and vestibular loss. *Exp Brain Res.* 1990;82:167-77.
31. Fitzpatrick R., Rogers DK, McCloskey DI. Stable human standing with lower-limb muscle afferents providing the only sensory input. *Journal of Physiology* 1994; 480: 395-403.
32. Taube W, Leukel C, Gollhofer A. Influence of enhanced visual feedback on postural control and spinal reflex modulation during stance. *Exp Brain Res.* 2008 ;188:353-61.
33. Umemura K, Ishizaki H, Matsuoka I, Hoshino T, Nozue M. Analysis of body sway in patients with cerebellar lesions. *Acta Otolaryngol Suppl.* 1989; 468:253-61.
34. Nashner L., McCollum G. The organization of human postural movement: a formal basis and experimental synthesis. *Behavioral and Brain Sciences* 1985; 8:135-72
35. Gorgy O, Vercher JL, Coyle T, Franck B. Coordination of upper and lower body during balance recovery following a support translation. *Percept Mot Skills.* 2007; 105:715-32.
36. Lekhel H, Marchand AR, Assaiante C, Crémieux J, Amblard B. Cross-correlation analysis of the lateral hip strategy in unperturbed stance. *Neuroreport.* 1994 ;5:1293-6.
37. Gatev P, Thomas S, Kepple T, Hallett M. Feedforward ankle strategy of balance during quiet stance in adults. *J Physiol.* 1999; 514:915-28.
38. Kuo AD, Zajac FE. Human standing posture: multi-joint movement strategies based on biomechanical constraints. *Prog Brain Res.* 1993; 97:349-58.
39. Yaggie JA, McGregor SJ. Effects of isokinetic ankle fatigue on the maintenance of balance and postural limits. *Arch Phys Med Rehabil.* 2002; 83:224-8.
40. Gribble PA, Hertel J. Effect of hip and ankle muscle fatigue on unipedal postural control. *J Electromyogr Kinesiol.* 2004 ;14:641-6.

41. Dickin DC, Doan JB. Postural stability in altered and unaltered sensory environments following fatiguing exercise of lower extremity joints. *Scand J Med Sci Sports*. 2008; 6:765-72.
42. Wolfson L, Whipple R, Derby CA, Singh D, Tobin J. A dynamic posturography study of balance in healthy elderly. *Neurology*. 1992; 42:2069-75
43. Era P, Sainio P, Koskinen S, Haavisto P, Vaara M, Aromaa A. Postural balance in a random sample of 7,979 subjects aged 30 years and over. *Gerontology* 2006; 52:204-13.
44. Slobounov SM, Haibach PS, Newell KM. Aging-related temporal constraints to stability and instability in postural control. *Eur Rev Aging Phys Act* 2006; 3:55–62
45. Horlings CG, van Engelen BG, Allum JH, Bloem BR. A weak balance: the contribution of muscle weakness to postural instability and falls. *Nat Clin Pract Neurol*. 2008; 4:504-15.
46. Moreland JD, Richardson JA, Goldsmith CH, Clase CM. Muscle weakness and falls in older adults: a systematic review and meta-analysis. *J Am Geriatr Soc*. 2004; 52:1121-9.
47. Famula A, Nowontny-Czuprina O, Brzek A, Nowotny J, Kita B. Telereceptive and proprioceptive control of balance vs. Boday stability of elderly people. *Ortop Traumatol Rehabil*. 2008; 10:379-90
48. Judge JO, Lindsey C, Underwood M, Winsemius D. Balance improvements in older women: effects of exercise training. *Phys Ther*. 1993; 73: 254-62.
49. Messier SP, Royer TD, Craven TE, O'Toole ML, Burns R, Ettinger WH Jr. Long-term exercise and its effect on balance in older, osteoarthritic adults: results from the Fitness, Arthritis, and Seniors Trial (FAST). *J Am Geriatr Soc*. 2000; 48:131-8.
50. Albinet C, Bernard PL, Palut Y. Attentional control of postural stability in institutionalised elderly people: effects of a physical exercise program. *Ann Readapt Med Phys*. 2006; 49: 625-31.
51. Hue OA, Seynnes O, Ledrole D, Colson SS, Bernard PL. Effects of a physical activity program on postural stability in older people. *Aging Clin Exp Res*. 2004; 16: 356-362.
52. Prioli AC, Freitas Júnior PB, Barela JA. Physical activity and postural control in the elderly: coupling between visual information and body sway. *Gerontology*. 2005; 51: 145-8.

53. Buatois S, Gueguen R, Gauchard GC, Benetos A, Perrin PP. Posturography and risk of recurrent falls in healthy non-institutionalized persons aged over 65. *Gerontology*. 2006; 52: 345-52.
54. Amiridis IG, Hatzitaki V, Arabatzi F. Age-induced modifications of static postural control in humans. *Neurosci Lett*. 2003; 350: 137-40
55. Okada S, Hirakawa K, Takada Y, Kinoshita H. Age-related differences in postural control in humans in response to a sudden deceleration generated by postural disturbance. *Eur J Appl Physiol*. 2001; 85: 10-8.
56. Nagy E. A funkcionális egyensúly vizsgálata felnőtteken. *Mozgásterápia*. 2002; 3: 13-17
57. Lafond D, Corriveau H, Prince F. Postural control mechanisms during quiet standing in patients with diabetic sensory neuropathy. *Diabetes Care*. 2004; 27: 173-8
58. Mizrahi J, Susak Z. Bi-lateral reactive force patterns in postural sway activity of normal subjects. *Biol Cybern*. 1989; 4: 297-305.
59. Wade D, Collen F, Robb G, Warlow C. Physiotherapy intervention late after stroke and mobility. *Br Med J*. 1992; 304: 609–13
60. Horváth M. A hemiparetikus betegek járásának és állásbiztonságának biomechanikai jellemzői. Doktori értekezés, Semmelweis Egyetem, Budapest, 2005
61. Bonan IV, Guettard E, Leman MC, Colle FM, Yelnik AP. Subjective visual vertical perception relates to balance in acute stroke. *Arch Phys Med Rehabil*. 2006; 87: 642-6.
62. Dickstein R, Abulaffio N. Postural sway of the affected and nonaffected pelvis and leg in stance of hemiparetic patients. *Arch Phys Med Rehabil*, 2000; 81:364-367.
63. Rode G, Tiliket C, Boisson D. Predominance of postural imbalance in left hemiparetic patients. *Scand J Rehabil Med*. 1997; 29:11-6
64. Mitchell, SL, Collins, JJ., De Luca CJ, Burrows A, Lipsitz LA. Open-loop and closed-loop postural control mechanisms in Parkinson's disease: Increased mediolateral activity during quiet standing. *Neuroscience Letters*, 1995; 197:133–6.
65. Rocchi L, Chiari FB, Horak FB. Effects of deep brain stimulation and levodopa on postural sway in Parkinson's disease, *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry*, 2002; 73:267-74.

66. Rocchi L, Mancini M, Chiari L, Cappello A. A dependence of anticipatory postural adjustments for step initiation on task movement features: a study based on dynamometric and accelerometric data. *Eng Med Biol Soc.* 2006; 1:1489-92.
67. Waterston JA, Hawken MB, Tanyeri S, Jäntti P, Kennard C. Influence of sensory manipulation on postural control in Parkinson's disease. *J Neurol Neurosurg Psychiatry.* 1993; 56:1276-81.
68. Horak FB, Dimitrova D, Nutt JG. Direction-specific postural instability in subjects with Parkinson's disease. *Exp Neurol.* 2005;193:504-21.
69. Bakker M, Allum JH, Visser JE, Grüneberg C, van de Warrenburg BP, Kremer BH, Bloem BR. Postural responses to multidirectional stance perturbations in cerebellar ataxia. *Exp Neurol.* 2006; 202:21-35.
70. Skinner HB, Barrack RL, Cook SD, Haddad RJ Jr. Joint position sense in total knee arthroplasty. *J Orthop Res.* 1984; 1:276-83
71. Viton JM, Atlani L, Mesure S, Massion J, Franceschi JP, Delarque A, Bardot A. Reorganization of equilibrium and movement control strategies after total knee arthroplasty. *J Rehabil Med.* 2002; 34:12-9.
72. Nallegowda M, Singh U, Bhan S, Wadhwa S, Handa G, Dwivedi SN. Balance and gait in total hip replacement: a pilot study. *Am J Phys Med Rehabil.* 2003; 82:669-77
73. Tropp H, Odenrick P. Postural control in single-limb stance. *J Orthop Res.* 1988; 6:833-9.
74. Lysholm M, Ledin T, Odqvist LM, Good L. Postural control—a comparison between patients with chronic anterior cruciate ligament insufficiency and healthy individuals. *Scand J Med Sci Sports.* 1998; 8:432-8
75. Silferi V, Rougier P, Labelle H, Allard P. [Postural control in idiopathic scoliosis: comparison between healthy and scoliotic subjects. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot.* 2004; 90:215-25.
76. Mok NW, Brauer SG, Hodges PW. Hip strategy for balance control in quiet standing is reduced in people with low back pain. *Spine.* 2004; 29: 107-12
77. Luoto S, Aalto H, Taimela S, Hurri H, Pyykkä I, Alaranta H. One footed and externally disturbed two-footed postural control in patients with chronic low back pain and healthy control subject. A controlled study with follow-up. *Spine.* 1998; 23:2081-9.

78. Bouche K, Stevens V, Cambier D, Caemaert J, Danneels L. Comparison of postural control in unilateral stance between healthy controls and lumbar discectomy patients with and without pain. *Eur Spine J.* 2006; 15: 423-32.
79. Kogler A, Lindfors J, Odkvist LM, Ledin T. Postural stability using different neck positions in normal subjects and patients with neck trauma. *Acta Otolaryngol.* 2000; 120:151-5.
80. Nillson G, Ageberg E, Ekdahl C, Eneroth M. Balance in single-limb stance after surgically treated ankle fractures: a 14-month follow-up. *Musculoscelet Disord.* 2006; 5: 7-35.
81. Gajdosik RL. Relation of age and passive properties of an ankle dorsiflexion stretch to the timed one-leg stance test in older women. *Percept Mot Skills.* 2006; 103:177-82.
82. Arokoski JP, Leinonen V, Arokoski MH, Aalto H, Valtonen H. Postural control in male patients with hip osteoarthritis. *Gait Posture.* 2006; 23:45-50.
83. Anker LC, Weerdesteyn V, van Nes IJ, Nienhuis B, Straatman H, Geurts AC. The relation between postural stability and weight distribution in healthy subjects. *Gait Posture.* 2008; 27: 471-7.
84. Blaszczyk JW, Prince F, Raiche M, Hébert R. Effect of ageing and vision on limb load asymmetry during quiet stance. *J Biomech.* 2000; 33:1243-8.
85. Miller WC, Speechley m, Deathe AB. Balance confidence among people with lower limb amputations. *Phys Ther.* 2002; 82:856-65
86. Geurts AC, Mulder TW, Nienhuis B, Rijken RA Geurts AC. Postural reorganization following lower limb amputation, *Scand J Rehabil Med.* 1992; 24: 83-90.
87. Buckley JG, O'Driscoll D, Bennett SJ. Postural sway and active balance performance in highly active lower-limb amputees. *Am J Phys Med Rehabil.* 2002; 81: 13-20.
88. Dornan J, Fernie GR, Holliday PJ: Visual input: its importance in the control of postural sway. *Arch Phys Med Rehabil.* 1978; 59:586-91
89. Fernie GR, Holliday PJ. Postural sway in amputees and normal subjects. *J Bone Joint Surg Am.* 1978; 60:895-84
90. Vrieling AH, van Keeken HG, Schoppen T, Otten E, Hof AL, Halbertsma JP, Postema K. Balance control on a moving platform in unilateral lower limb amputees. *Gait Posture.* 2008; 28:222-8.

91. Nadollek H, Brauer S, Isles R. Outcomes after trans-tibial amputation: the relationship between quiet stance ability, strength of hip abductor muscles and gait. *Physiother Res Int.* 2002; 7:203-14
92. Hermodsson Y, Ekdahl C, Persson BM, Roxendal G. Standing balance in trans-tibial amputees following vascular disease or trauma: a comparative study with healthy subjects. *Prosthet Orthot Int.* 1994; 18:150-8.
93. Quai TM, Brauer SG, Nitz JC. Somatosensation, circulation and stance balance in elderly dysvascular transtibial amputees. *Clin Rehabil.* 2005; 19:668-76.
94. Summers GD, Morrison JD, Cochrane GM. Amputee walking training: a preliminary study of biomechanical measurements of stance and balance. *Int Disabil Stud.* 1988;10:1-5
95. Mouchnino L, Mille ML, Cincera M, Bardot A, Delarque A, Pedotti A, Massion J: Postural reorganization of weight-shifting in below-knee amputees during leg raising. *Exp Brain Res.* 1998; 121:205-14
96. Drusini AG, Eleazer GP, Caiazzo M, Veronese E, Carrara N, Ranzato C, Businaro F, Boland R, Wieland D. One-leg standing balance and functional status in an elderly community-dwelling population in northeast. Italy. *Aging Clin Exp Res.* 2002; 14: 42-6.
97. Sakamoto K. Effects of unipedal standing balance exercise on the prevention of falls and hip fracture. *Clin Calcium.* 2006; 16:2027-32
98. Asakawa K, Ishikawa H, Kawamorita T, Fujiyama Y, Shoji N, Uozato H. Effects of ocular dominance and visual input on body sway. *Jpn J Ophthalmol.* 2007;51:375-8.
99. Bernard PL, Hue O, Eininger C, Ledrole D, Giraud P, Seynnes O. Influence of physical activity on postural capacities of elderly: effect of time of training. *Ann Readapt Med Phys.* 2004; 47:157-63.
100. Ohno H, Wada M, Saitoh J, Sunaga N, Nagai M. The effect of anxiety on postural control in humans depends on visual information processing. *Neurosci Lett.* 2004; 364:37-9
101. Butler AA, Lord SR, Rogers MW, Fitzpatrick RC. Muscle weakness impairs the proprioceptive control of human standing. *Brain Res.* 2008 Apr 16. [Epub ahead of print]

102. Okuda K, Abe N, Katayama Y, Senda M, Kuroda T, Inoue H: Effect of vision on postural sway in anterior cruciate ligament injured knees. *J Orthop Sci.* 2005; 3:277-83
103. Azulay JP, Mesure S, Amblard B, Pouget J. 2002. Increased visual dependence in Parkinson's disease. *Percept Mot Skills.* 2002; 3:1106-14
104. Ohashi N, Nakagawa H, Asai M: Contribution of vision to the stabilization of body sway in patients with spinocerebellar degeneration. *Acta Otolaryngol Suppl:* 1993; 504:117-9
105. Eggert T, Straube A, Schoeder K.. Visually induced motion perception and visual control of postural sway in congenital nystagmus: *Behav Brain Res.* 1997; 88:161-8
106. Chia SE, Gan SL, Chua LH, Foo SC, Jeyaratnam J. Postural stability among manganese exposed workers. *Neurotoxicology* 1995; 16:519-26
107. Marigold DS, Eng JJ. The relationship of asymmetric weight-bearing with postural sway and visual reliance in stroke. *Gait Posture* 2006; 23:249-55
108. Masui T, Hasegawa Y, Matsuyama Y, Sakano S, Kawasaki M, Suzuki S. Gender differences in platform measures of balance in rural community dwelling elders. *Arch Gerontol Geriatr:* 2005; 41:201-9
109. Isakov E, Mizrahi J, Ring H, Susak Z, Hakim N. Standing sway and weight-bearing distribution in people with below-knee amputations. *Arch Phys Med Rehabil.* 1992; 73:174-8.
110. Yigiter K, Sener G, Erbahceci F, Bayar K, Ulger OG, Akdogan S. A comparison of traditional prosthetic training versus proprioceptive neuromuscular facilitation resistive gait training with trans-femoral amputees. *Prosthet Orthot Int.* 2002; 26:213-7.
111. Sabolich J. A., Ortega G. M. sense of Feel for lower-limb amputees: a phase-one study. *JPO* 1994; 6:36-41
112. O'Sullivan S, Schmitz T. *Physical Rehabilitation (Fifth ed.)*. Philadelphia: F.A. Davis Company. 2007. 254–259.
113. Langley FA, Mackintosh SFH. Functional Balance Assessment of Older Community Dwelling Adults: A Systematic Review of the Literature. *IJAHSP* 2007 5

114. Jakobsen MD, Sundstrup E, Krstrup P, Aagaard P. The effect of recreational soccer training and running on postural balance in untrained men. *Eur J Appl Physiol.* 2011; 111(3):521-30.
115. Travis RC. A new stabilometer for measuring dynamic equilibrium in the standing position. *J Exp Psych* 1944; 34: 418-424.
116. http://www.kistler.com/US_en-us/60_Biomechanics/Biomechanics.html
117. Nishiwaki Y, Imai a, Takebayasi T, Nishiwaki N, Omae K. Stabilometry in eoidemiological use – Measurement Bias by different Instruction. *J Occup Health* 1998; 40: 129-30
118. Yagi K. Multivariate statistical analysis in stabilometry in human upright standing (the first report)--age-related factor. *Nippon Jibiinkoka Gakkai Kaiho.* 1989; 6:899-908.
119. Raymakers JA, Samson MM, Verhaar HJ. The assessment of body sway and the choice of the stability parameter(s). *Gait Posture.* 2005; 1:48-58.
120. Collins JJ, De Luca CJ. The effects of visual input on open-loop and closed-loop postural control mechanisms. *Exp Brain Res.* 1995; 1:151-63.
121. Williams HG, McClenaghan BA, Dickerson J. Spectral characteristics of postural control in elderly individuals. *Arch Phys Med Rehabil.* 1997; 7:737-44.
122. http://www.neurospec.com/?p=prodclinical_postu_swaystar
123. Allum JH, Adkin AL, Carpenter MG, Held-Ziolkowska M, Honegger F, Pierchala K. Trunk sway measures of postural stability during clinical balance tests: effects of a unilateral vestibular deficit. *Gait Posture.* 2001; 3:227-37.
124. <http://www.zebris.de/english/medizin/medizin-gleichgewichtsanalyse-cranio-corpo-graphie.php>
125. Serafini F, Caovilla HH, Ganança MM. Digital craniocorpography and peripheral vestibular diseases. *Int Tinnitus J.* 2008; 1:34-6.
126. Fisher, S. Cleveland, SE: *Body image and Personality* New York, Dover Press 1968, 8-21
127. Head H, Holmes G. Sensory disturbances rom cerebral lesion. *Brain* 1912; 34:102-254
128. Schilder, P. *The image and appearance of the human body.* New York: International Universities Press. 1978 (Original work published 1935)

129. Kudar K. Az egyes testrészek és testtájak tudatossági szintje a testképben, és ezek személyiségtulajdonságokkal való összefüggésének vizsgálata férfi sportolókon. Budapest, 1994 ; Kandidátusi értekezés
130. Penfield W. Rasmussen T. The cerebral cortex of man: A clinical study of localization of function. Hafner Pub. Co. (New York) 1968
131. Péter Á. Neurológia, neuropszichiátria. Tankönyvkiadó Budapest 1986. 84-89
132. Atkinson RL. Atkinson RC, Smith EE, Bem EE, Nolen-Hoeksema S.: Pszichológia, Osiris, Budapest, 1999; 408
133. Szokolszky Á. A séma fogalma a kognitív pszichológiában. Régi és új értelmezések, Pszichológia, 1998; 2: 209-235
134. Knecht, S, Sörös, P., Gürtler, S., Imai, T.,(1998): Phantom sensation following acut pain Pain 1998; 77:209-213
135. Jensen TS, Krebs B, Nielsen J, Rasmussen P. Non-painful phantom limb phenomena in amputees: incidence, clinical characteristics and temporal course. Acta Neurol Scand. 1984; 70:407-14.
136. Björkman B, Amér S. Hydén LC. Phantom breast and other syndromes after mastectomy: Eight breast cancer patients describe their experiences over tie: 2 years follow-up study. J Pain. 2008; 11:1018-25
137. Davis RF. Phantom Sensation, Phantom Pain, and stump pain Arch Physis Med Rehabil. 1993; 74:79-85.
138. Montoya P, Larbig W, Grulke N, Flor H, Taub E, Birbaumer N. The relationship of phantom limb pain to other phantom limb phenomena in upper extremity amputees. Pain. 1997; 72:87-93
139. Richardson C, Glenn S, Nurmikko T, Horgan M. Incidence of phantom phenomena including phantom limb pain 6 months after major lower limb amputation in patients with peripheral vascular disease. Clin J Pain. 2006; 22:353-8.
140. Weiss T, Miltner WH, Adler T, Brückner L, Taub E. Decrease in phantom limb pain associated with prosthesis-induced increased use of an amputation stump in humans. Neurosci Lett. 1999; 272:131-4
141. KooijmanVM, Dijkstra PU, Geertzen JH, Elzinga A, van der Scas CO. Pantom pain and phantom sensations in upper limb mputees: an epidemiological study. Pain. 2000; 87:33-41

142. Bittar RG, Otero S, Carter H, Aziz TZ. Deep brain stimulation for phantom limb pain. *J Clin Neurosci.* 2005; 12:399-404.
143. Sherman RA. Stump and phantom limb pain. *Neurol Clin.* 1989; 7:249-64.
144. Katz J, Melzack R. Pain 'memories' in phantom limbs: review and clinical observations. *Pain.* 1990; 43:319-36.
145. Lacoux PA, Crombie IK, Macrae WA. Pain in traumatic upper limb amputees in Sierra Leone. *Pain.* 2002; 99:309-12.
146. Smith J, Thompson JM. Phantom limb pain and chemotherapy in pediatric amputees. *Mayo Clin Proc.* 1995; 70:357-64.
147. Ketz AK. The experience of phantom limb pain in patients with combat-related traumatic amputations. *Arch Phys Med Rehabil.* 2008; 89:1127-32.
148. Giummarra, Melita J.; Gibson, Stephen J.; Georgiou-Karistianis, Nellie; and Bradshaw, John L. Central mechanisms in phantom limb perception: The past, present and future. *Brain Research Reviews*, 2007; 54:219-232.
149. Ramachandran VS, Hirstein W. The perception of phantom limb. The D. O. Hebb lecture. *Brain* 1998; 121:1603-1630
150. Révai Nagy Lexikona XIII. Kötet. Révai Testvérek Irodalmi Intézet Részvénytársaság 1915; 660-661
151. Lakatos K. Szenzomotoros szemléletű vizsgálatok. Az állapot és mozgásvizsgáló teszt. Xfer, Budapest 2000; 54
152. Haber W. Reaction to loss of limb: physiological and psychological aspects *Annals of the New York Academy of Sciences* 1959; 74:14–24.
153. Simmel ML. Phantoms in patients with leprosy and in elderly digital amputees. *Am J Psychol.* 1956;69:529-45.
154. Hindenmayer. Le membre fantome. Réadaptation. 1962; 1:89
155. Liaw MY, You, DL., Cheng, PT., Kao, PF., Wong AM.,: Central representation of phantom limb phenomenon in amputees studied with single photon emission computerized tomography *Am J Phys Med Rehabil* 1998;77:368-75
156. Vuilleumier P, Reverdin A, Landis T.: Four Legs. *Arch Neur* 1998; 52:1543-47
157. Grossi D, Di Cesare G, Tamburro RP. On the syndrome of the 'spare limb': one case. *Percept Mot Skill.* 2002; 97:3-10
158. Malin, W. Winkelmüller: Phantom phoména (phantom arm) following cervical root avulsion *Eur Arch Psychiatr Neurol Sci* 1985; 235:235-6)

159. Souques, Poisot: Origine Peripherique des Hallutation les Membres Amputées
Revue Neurologie 1904; 27:1112
160. Wilkins KL, McGrath PJ, Finley GA, Katz J. Phantom limb sensations and phantom limb pain in child and adolescent amputees. *Pain*. 1998; 78:7-12.
161. Melzack R, Israel R, Lacroix R, Schultz G. Phantom limbs in people with congenital limb deficiency or amputation in early childhood. *Brain*. 1997; 120:1603-20.
162. Melzack R. Labat lecture. Phantom limbs. *Reg Anesth*. 1989;14:208-11.
163. Marton L. M.: Tanulás, vizuális-poszturális testmodell és a tudat kialakulása. *Magyar Pszichológiai Szemle*, 1970; 27:182-199.
164. Poeck K, Ograss B. Über die Entwicklung des Körperschemas. *Fortschritte der Neurologie und Psychiatrie und ihrer Grenzgebiete*, 1934; 32:535-555.
165. Hunter JP, Katz J, Davis KD: The effect of tactile and visual sensory inputs of phantom limb awareness. *Brain* 2003; 126:579-89
166. Andre JM, Paysant J, Martinet N, Beis JM: Classification and mechanisms of body perception in the amputees. *Ann Readapt Med Phys*. 2001; 44:13-8
167. Andre JM, Martinet N, Paysant J, Beis JM, Le Chapelain L: Temporary phantom limb evoked by vestibular stimulation in amputees. *Neuropsychiatry Neuropsychol Behav Neurol*. 2001; ; 14: 190-6
168. Pucher I, Kicking W, Frischenschlager O. Coping with amputation and phantom limb pain. *J Psychosom Res*. 1999; 46:379-83
169. Murray CD, Fox J. Body image and prosthesis satisfaction in the lower limb amputee. *Disabil Rehabil*. 2002; 24:925-31
170. Fisher K, Hanspal R. Body image and patients with amputation: does the prosthesis maintain the balance? *Int J Rehabil Res*. 1998; 21:355-63
171. Wetterhahn KA, Hanson C, Levy CE. Effect of participation in physical activity on body image of amputees. *Am J Phys Med Rehabil*. 2002; 81:194-201
172. Mahoney F.I., Barthel DW. Functional evaluation: The Barthel Index. *Maryland Med. J*. 1965. 14:61–65
173. Kullmann L., Zala M., Major A. Alsóvégtag-amputáltak rehabilitációs eredményeinek mérése a Barthel Index és a Russek skála segítségével *Balneol. Rehabil*. 1985. 6. 17

174. Kullmann L., Sólyom Gy.né, Gönczy T. Alsóvégtag-amputáltak rehabilitációs eredményeinek utánvizsgálata a Barthel Index és a Russek skála segítségével Balneol. Rehabil. 1987. 4. 277–282
175. Collin C, Wade DT, Davies S, Horne V. The Barthel ADL Index: a reliability study. *Int Disabil Stud.* 1988; 2:61-3.
176. Treweek SP, Condie ME. Three measures of functional outcome for lower limb amputees: a retrospective review. *Prosthet Orthot Int.* 1998; 3:178-85.
177. Gailey RS, Roach KE, Applegate EB, Cho B, Cunniffe B, Licht S, Maguire M, Nash MS: The amputee mobility predictor: an instrument to assess determinants of the lower-limb amputee's ability to ambulate. *Arch Phys Med Rehabil.* 2002; 5:613-27
178. Kudar Katalin. A Fisher-féle BFQ ismertetése és alkalmazása. Szerk. Mérei F., Szakács F. *Pszichodiagnosztikai vademecum I. Explorációs és bibliográfiai módszerek, tünetbecslő skálák, kérdőívek 2. rész* Tankönykiadó, Budapest 1998; 149-164
179. Pezzin LE, Dillingham TR, Mackenzie EJ, Ephraim P, Rossbach P: Use and satisfaction with prosthetic limb devices and related service. *Arch Pys Med Rehabil.* 2004; 5:723-9
180. Biddiss E, Chau T. Upper-limb prosthetics: critical factors in device abandonment. *Am J Phys Med Rehabil.* 2007; 86:977-87.
181. Kejlaa GH. Consumer concerns and the functional value of prostheses to upper limb amputees. *Prosthet Orthot Int.* 1993; 17:157-63.
182. Vittas D, Larsen TK, Jansen EC. Body sway in below-knee amputees. *Prosthet Orthot Int.* 1986; 10:139-41.
183. Convery P, Murray KD. Ultrasound study of the motion of the residual femur within a trans-femoral socket during daily living activities other than gait. *Prosthet Orthot Int.* 2001; 25:220-7.
184. Aruin AS, Nicholas JJ, Latash ML. Anticipatory postural adjustments during standing in below-the-knee amputees. *Clin Biomech.* 1997; 1:52-59.
185. Moirenfeld I, Ayalon M, Ben-Sira D, Isakov E. Isokinetic strength and endurance of the knee extensors and flexors in trans-tibial amputees. *Prosthet Orthot Int.* 2000; 24:221-5.
186. Renström P, Grimby G, Larsson E. Thigh muscle strength in below-knee amputees. *Scand J Rehabil Med Suppl.* 1983; 9:163-73.

187. Kulkarni J, Gaine WJ, Buckley JG, Rankine JJ, Adams J. Chronic low back pain in traumatic lower limb amputees. *Clin Rehabil.* 2005; 19:81-6.
188. Hughey LK, Fung J. Postural responses triggered by multidirectional leg lifts and surface tilts. *Exp Brain Res.* 2005; 165:152-66.
189. Erbahceci F, Yigiter K, Sener G, Bayar K, Ulger O. Balance Training in Amputees: Comparison of The Outcome of Two Rehabilitation Approaches. *Arthroplasty Arthroscopic Surgery* 2001; 12:194-8.
190. Rougier PR, Genthon N: Dynamical assessment of weight-bearing asymmetry during upright quiet stance in humans. *Gait Posture* 2009, 29:437-43
191. Kavounoudias A, Tremblay C, Gravel D, Iancu A, Forget R. Bilateral changes in somatosensory sensibility after unilateral below-knee amputation. *Arch Phys Med Rehabil.* 2005; 86:633-40.
192. Winter DA, Prince F, Frank JS, Powell C, Zabjek KF: Unified theory regarding A/P and M/L balance in quiet stance. *J Neurophysiol* 1996, 6:2334-43.
193. Casillas JM, Dulieu V, Cohen M, Marcer I, Didier JP. Bioenergetic comparison of a new energy-storing foot and SACH foot in traumatic below-knee vascular amputations. *Arch Phys Med Rehabil.* 1995; 76:39-44.
194. Chung LH, Remelius JG, Van Emmerik RE, Kent-Braun JA. Leg power asymmetry and postural control in women with multiple sclerosis. *Med Sci Sports Exerc.* 2008; 40:1717-24.
195. Perry J, Burnfield JM, Newsam CJ, Conley P. Energy expenditure and gait characteristic of a bilateral amputee walking with C-leg prostheses compared with stubby and conventional articulated prostheses. *Arch Phys Med Rehabil* 2004; 85: 1711-1
196. Kejonen P, Kauranen K, Vanharanta H. The relationship between anthropometric factors and body-balancing movements in postural balance. *Arch Phys Med Rehabil.* 2003; 84:17-22.
197. Kalbaugh CA, Taylor SM, Kalbaugh BA, Halliday M, Daniel G, Cass AL, Blackhurst DW, Cull DL, Langan EM 3rd, Carsten CG, York JW, Snyder BA, Youkey JR: Does obesity predict functional outcome in the dysvascular amputee? *Am Surg.* 2006; 8: 707-12;
198. Wu CW, Kaas JH. The effects of long-standing limb loss on anatomical reorganization of the somatosensory afferents in the brainstem and spinal cord *Somatosens Mot Res.* 2002; 19:153-63.

199. Irlbacher K, Meyer BU, Voss M, Brandt SA, Rörich S. Spatial reorganization of cortical motor output maps of stump muscles in human upper-limb amputees. *Neurosci Lett.* 2002; 321:1 29-32.
200. Karl A, Birbaumer N, Lutzenberger W, Cohen LG, Flor H. Reorganization of motor and somatosensory cortex in upper extremity amputees with phantom limb pain. *J Neurosci.* 2001; 21:3609-18.
201. Nikolajsen L, Ilkjaer S, Jensen TS. Effect of preoperative extradural bupivacaine and morphine on stump sensation in lower limb amputees. *Br J Anaesth.* 1998; 81:348-54.
202. Melzack R. Phantom limbs and the concept of a neuromatrix. *Trends Neurosci.* 1990; 13:88-92.
203. Anderson, RC Brophy, J. Some reflections on the acquisition of knowledge. *Educational Researcher*, 1984; 13:5-10.

11. SAJÁT PUBLIKÁCIÓK

Az értekezés témájában megjelent külföldi publikációk:

1. **Mayer Á**, Kudar K, Bretz K, Tihanyi J. The body schema and the body awareness of amputees. *Prosthet Orthot Int* 2008; 32: 363-382. (IF: 0,377)
2. **Mayer Á**. Tihanyi J. Bretz K. Csende Zs. Bretz E. Horváth M. Adaptation to altered balance conditions in unilateral amputees due to atherosclerosis: a randomized controlled study. *BMC Musculo Dis* 2011; 12:118 (IF: 1,94)
3. **Mayer Á**, Tihanyi J., Bretz K, Halász J. Standing stability of unilateral and bilateral, tibial amputees. *Rehabilitatija/Rehabilitation* 2008; 3:104-5

Az értekezés témájában megjelent magyar nyelvű publikációk:

4. **Mayer Á**, Péntzesné Rozsits Á. Traumás amputáltak rehabilitációja. *Mozgásterápia* 2002; 1:15-19
5. **Mayer Á**. Femorális és tibiális amputáltak járásának elemzése-irodalmi áttekintés. *Mozgásterápia*, 2004; 1:15-18
6. **Mayer Á**. Amputációt szenvedett egyének testtudata, testsémája és a fantomjelenség. *Rehabilitáció* 2004; 4:19-25
7. Kudar K, **Mayer Á**. A fantomjelenség tükröződése a testtudatban. *Mozgásterápia* 2002;1: 7-14
8. **Mayer Á**, Bretz K, Tihanyi J. Amputáltak stabilometriás jellemzői. V. Országos Sporttudományi Kongresszus, Válogatott Tanulmányok. Szerk: Bognár J. Budapest, 2007; 47-50
9. **Mayer Á**. Amputációt szenvedett betegek testsémája, a fantomérzetek természete és a teleszkópjelenség. *Rehabilitáció* 2007; 2:13-19
10. **Mayer Á.**, Tihanyi J., Bretz K. Egyoldali és kétoldali, tibiális amputáltak állásstabilitása. *Fizioterápia*. 2008; 3:3-7
11. **Mayer Á**. A végtagprotetika története a kezdetektől napjainkig. *LAM*, 2008; 18:637-40

12. MELLÉKLETEK

1. melléklet

Barthel-index

Tevékenység	Pontérték	Az önállóság szintje
1. Étkezés	10	Önállóan: a beteg képes egyedül enni egy tálcáról vagy asztalról, ha valaki azt elérhető távolságra teszi. Használhat segédeszközt, de fel kell tudnia vágni az ételt, sót szórni, vaját kenni, megfelelő normális idő alatt.
	5	Segítséggel (pl. hús felvágása).
	0	Etetés.
2. Átszállás tolókocsiból az ágyba és vissza	15	Teljesen önállóan biztonsággal befékezve a kocsit, lábtartót felemelve, lefeküdni az ágyba, felülni az ágy szélére.
	10	Felügyeletet igényel, vagy minimális segítséget (pl. egyensúlyprobléma).
	5	Fel tud ülni, de ki kell emelni az ágyból..
	0	Felülni sem tud.
3. Személyes toalett	5	Kézmosás, arcmosás, fésülködés, fogmosás, borotválkozás (pl. penge berakása vagy a villanyborotva dugaszának bedugása).
	0	Nem képes a fentiek valamelyikére
4. WC-használat	10	Egyedül kimegy, ruháit fel és lehúzza, ruháját meg tudja óvni a bepiszkolódástól. WC-papírt használ. Segédeszköz a kapaszkodáshoz használható.
	5	Kis segítséget igényel (pl. egyensúlyzavar miatt, ruhafelhúzáshoz, papírhasználathoz), vagy önálló ágytálazás.
	0	Vagy segítség, vagy a nővér ágytálaz.
5. Fürdés	5	Más személy jelenléte nélkül tusoló, vagy fürdőkád használata.
	0	Mosdatás.
6. Közlekedés sík talajon	15	50 m járás, segítség, felügyelet nélkül, bármilyen segédeszköz használható (kivéve gurulómankó). Ha protézist használ, a protézist be kell tudnia állítani a járáshoz, üléshez (pl. térdzár zárása, nyitása).
	10	Felügyeletet igényel, vagy csak kis segítséggel tud 50 m-t járni. Segédeszköz használható.
	5	Járásképtelen beteg. 50 m önálló kerekesszék hajtás, manőverezés: fordulni ágyhoz, asztalhoz, WC-re.
	0	Kerekesszékem sem tud hajtani.
7. Lépcsőn fel-, lejárás	10	Önálló, felügyelet nélküli lépcsőnjárási, bármilyen segédeszközzel (a botot is vinnie kell magával)
	5	Kis segítséget, vagy felügyeletet igényel (pl. aki a botot nem tudja magával vinni).
	0	Képtelen a lépcsőn járni

8. Öltözködés, vetkőzés	10	Önállóan, cipőfelvétel, inggomb begombolása.
	5	Kis segítséggel, legalább a felét egyedül.
	0	Nem tud egyáltalán.
9. Széklettartás	10	Baleset nélkül, lehet kúp segítségével.
	5	Időnként baleset, vagy a kúpot másnak kell behelyezni.
	0	Naponta baleset.
10 Vizelettartás	10	Éjjel, nappal.
	5	Elvértve baleset, a beteg szól, de nem tud várni a nővérre.
	0	Naponta baleset, állandó katéter.

2. melléklet

*A Body Focus Questionnaire magyar változata***Testközpontú kérdőív**

Fordítsa figyelmét saját magára. Koncentráljon a testére. Ezen a listán különböző testrészek vannak feltüntetve. Mindegyik esetben döntse el, hogy a két testrésze közül melyiket tudja pontosabban elképzelni az adott pillanatban. Attól függően, hogy a baloldalon, vagy a jobboldalon felsorolt testrészeket látja-e világosabban maga előtt, aláhúzással jelölje azt.

1. Mell	fej hátsó része	29. szemöldök	száj
2. Száj	nyak	30. csípő hátsó része	mell
3. Szem	orr	31. hajas fejbőr	szem
4. Fej	váll	32. térd	fej
5. Bal váll	jobb váll	33. bal csukló	jobb csukló
6. Kar	lábujj	34. talp	kar
7. Fej hátsó rész	fej elülső része	35. csípő eleje	csípő hátsó része
8. Gyomor	könyök	36. láb	gyomor
9. Jobb szem	bal szem	37. bal térd	jobb térd
10. Szív	bőr	38. kéz	szív
11. Áll	száj	39. arc	váll hátsó része
12. száj	szem	40. száj	szem
13. comb	fej	41. szem	haj
14. mell	hát	42. fej	könyök
15. láb	kar	43. kézujjak	lábujjak
16. Nyak elülső része	Nyak hátulsó része	44. száj jobb oldala	száj bal oldala
17. fej	gyomor	45. comb hátsó része	comb első része
18. bal kar	jobb kar	46. gyomor	izmok
19. izmok	szív	47. jobb fül	bal fül
20. száj	orcák	48. szív	váll
21. szem	áll	49. fül	száj
22. térd	térdhajlat	50. nyak hátsó része	mell
23. fej	mell	51. fülek	szemek
24. kar	térd	52. boka	fej
25. váll hátsó rész	váll elülső része	53. lábszár	kézujjak
26. gyomor	comb		
27. jobb láb	bal láb		
28. szív	láb		

54. lábszár elülső része	lábszár hátsó része	91. könyök	térd
55. csípő hátsó része	arc	92. gyomor	bőr
56. kéz	gyomor	93. szív	boka
57. bal könyök	jobb könyök	94. talp	könyök
58. nyak	szív	95. szív	gyomor
59. száj	orr	96. térd	szív
60. mell	lábszár hátsó része	97. nyak	lábujj
61. szemek	orcák	98. gyomor	torok belseje
62. fej	kéz	99. fej hátsó része	comb elülső része
63. kéz	ujjak	100. lábszár	nyak
64. jobb comb	bal comb	101.gyomor	tüdő
65. szív	fej	102.szív	tüdő
66. haj	száj	103.térd	nyak
67. boka hátsó része	boka elülső része	104.jobb kéz	bal kéz
68. szemöldök	szem	105.fej belseje	gyomor
69. lábfej	fej	106.torok belseje	szív
70. talp	kézujjak	107.nyak	talp
71. nyak elülső része	fej hátsó része	108.fej belseje	szív
72. boka	gyomor		
73. bal boka	jobb boka		
74. könyök	szív		
75. száj	hajás fejbőr		
76. mell	fej hátsó része		
77. jobb nagylábujj	bal nagylábujj		
78. szem	homlok		
79. fej	derék		
80. könyök	lábujjak		
81. gyomor	nyak		
82. jobb hüvelykujj	bal hüvelykujj		
83. szív	comb		
84. lábszár felső része	fej hátsó része		
85. homlok	száj		
86. nyak	szem		
87. lábujjak	fej		
88. lábszárak	könyök		
89. térd	gyomor		
90. bal kéz kisujja	jobb kéz kisujja		

3. melléklet

Kérdőív

Kora:..... Neme:.....
Amputáció oka:..... Szintje:.....
Ideje:

A műtét alatt volt-e komplikáció?

A gyógyulás ideje alatt volt-e valamilyen szövődmény?(pl. Elhúzódó sebgyógyulás)

Használ-e protézist?

Naponta mennyi ideig használja a protézist?

Dolgozik-e?

Sportol-e?

Napi tevékenységében segíti-e?

Ha felső végtag protézise van -- mire használja?

-- jobb v. bal kezes volt-e a műtét előtt?

Van-e fantomérzése?

Ha igen milyen jellegű? Fájdalom, zsibbadás, hideg, viszketés, mozgás, egyéb:

Milyen intenzitású? 0: Nincs; 1: Gyenge; 2: Közepes; 3: Erős; 4: Nagyon erős;

5: Szinte elviselhetetlen.

Ha nagyon erős a fájdalom kapott-e rá gyógyszeres kezelést?

Ha igen használt-e?

Szokta-e mozgatni a hiányzó végtagot?

Ismeri-e a fantomtornát?

Végezte-e?

Ha nem miért?

A fantomérzés hol jelentkezik?

Mikor jelentkezik? Nyugalomban, járás közben, egyéb esetekben:

Behunyt szemmel meg tudja-e mutatni:

- Combamputált a térdízület, bokaízület helyét?
- Lábszáramputált a bokaízület helyét?
- Felkaramputált a könyökízület és a csuklóízület helyét?
- Alkaramputált a csuklóízület helyét?