

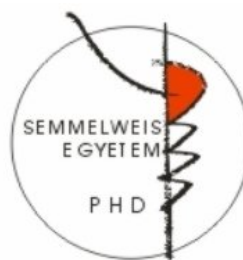
Hemiplégek intra- és intermuszkuláris kontrollja és változása vibráció hatására

Doktori tézisek

Tihanyi Tekla

Semmelweis Egyetem

Nevelés- és Sporttudományi Doktori Iskola



Témavezető: Dr. Tihanyi József, egyetemi tanár, DSc

Hivatalos bírálók: Dr. Monos Emil, professzor emeritus, DSc
Dr. Kiss Rita, tudományos főmunkatárs, PhD

Bíráló Bizottsági elnöke: Dr. Mészáros János, egyetemi tanár

Bíráló Bizottság tagjai: Dr. Pucsok József, egyetemi tanár, DSc
Dr. Szabó Tamás, főigazgató, CSc
Dr. Barabás Anikó, egyetemi docens, CSc

**Budapest
2007**

TARTALOMJEGYZÉK

1	BEVEZETÉS	4
1.1	A témaválasztás indoklása	4
1.2	Agyérbetegségek	5
1.3	Problémafelvetés	6
2	IRODALMI ÁTTEKINTÉS	8
2.1	Izomkontrakciók	8
2.1.1	Izometriás kontrakció	8
2.1.2	Koncentrikus kontrakció	10
2.1.3	Excentrikus kontrakció	11
2.1.4	Agonista-antagonista izmok kokontrakciója	12
2.1.5	Bilaterális erődeficit	13
2.2	Az izmok kontrakciójának és a mozgás kontrolljának ideglettani elmélete	14
2.3	Hemiparetikus betegek izomkontrakciója	16
2.4	A karmozgás kontrollja	19
2.5	Mechanikai vibráció	21
2.5.1	Tónusos vibrációs reflex (TVR)	21
2.5.2	A mechanikai vibráció alkalmazása	22
2.5.3	A vibráció akut reziduális hatása	24
2.5.4	A vibráció krónikus hatása	24
2.6	Az irodalmi áttekintésből levonható következtetések	26
3	CÉLKITŰZÉS	28
3.1	Izomkontraktilitás	28
3.1.1	Fiatal, krónikus hemiplég betegek	28
3.1.2	Idős, akut hemiplég betegek	28
3.2	A karmozgás motoros kontrollja	28
3.3	Mechanikai vibráció	29
3.3.1	A vibráció akut hatása	29
3.3.2	A vibráció krónikus hatása	29
4	HIPOTÉZIS	29
4.1	Izomkontraktilitás	29
4.2	A karmozgás kontrollja	30
4.3	Az egésztest vibráció hatása	30
4.3.1	Akut visszamaradó hatás	30
4.3.2	Krónikus hatás	31
5	ANYAG ÉS MÓDSZER	31
5.1	Vizsgálati személyek	31
5.1.1	Térdfeszítők kontraktilis tulajdonságainak vizsgálata	31
5.1.1.1	Fiatal krónikus hemiplég betegek	31
5.1.1.2	Idős akut stroke betegek	32
5.1.2	A karmozgás motoros kontrollja	32
5.1.3	A vibráció akut hatásának vizsgálata	33
5.1.4	A vibráció krónikus hatásának vizsgálata	34
5.2	Vizsgálati eszközök	34

5.2.1	A térdfesztők kontraktilis tulajdonságainak vizsgálatához használt eszközök	34
5.2.1.1	Izomkontraktilitást vizsgáló berendezés.....	34
5.2.1.2	EMG készülék	37
5.2.2	A karmozgás motoros kontrolljához használt eszközök.....	38
5.2.3	Vibrációs pad.....	39
5.3	A vizsgálati protokoll	40
5.3.1	Izomkontraktilitás vizsgálat.....	40
5.3.1.1	Izometriás kontrakció	41
5.3.1.1.1	Vizsgálati protokoll	41
5.3.1.1.2	Adatgyűjtés.....	42
5.3.1.2	Koncentrikus kontrakció	44
5.3.1.2.1	Vizsgálati protokoll	44
5.3.1.2.2	Adatgyűjtés.....	44
5.3.1.3	Excentrikus kontrakció	44
5.3.1.3.1	Vizsgálati protokoll	44
5.3.1.3.2	Adatgyűjtés.....	45
5.3.2	Motoros kontroll.....	46
5.3.2.1	Vizsgálati protokoll	46
5.3.2.2	Adatgyűjtés és feldolgozás.....	47
5.3.3	Egésztest vibráció.....	50
5.3.3.1	Akut, visszamaradó hatás	50
5.3.3.1.1	Vizsgálati protokoll	50
5.3.3.1.2	Adatgyűjtés.....	52
5.3.3.2	Krónikus hatás	54
5.3.3.2.1	Vizsgálati protokoll	54
5.3.3.2.2	Adatgyűjtés.....	55
5.4	Statisztikai elemzés	56
6	EREDMÉNYEK	56
6.1	A térdfesztő izmok kontraktilitása.....	56
6.1.1	Fiatal, krónikus hemiplég betegek.....	56
6.1.1.1	Izometriás kontrakció	56
6.1.1.2	Koncentrikus kontrakció	61
6.1.2	Idős, akut stroke betegek	72
6.1.2.1	Izometriás kontrakció	72
6.1.3	Az akut és krónikus hemiplégek eredményeinek összehasonlítása.....	75
6.2	A karmozgás motoros kontrollja akut stroke betegeknél	79
6.3	Az egésztest vibráció hatása.....	84
6.3.1	Visszamaradó, rövidtávú hatás akut stroke betegeke	84
6.3.2	Krónikus hatás akut stroke betegeken	88
7	MEGBESZÉLÉS	97
7.1	Izomkontraktilitás	97
7.1.1	Fiatal krónikus hemiplégek izomkontraktilitása	97
7.1.2	Idős akut hemiplégek izomkontraktilitása.....	105
7.1.3	Fiatal krónikus és idős akut hemiplégek izomkontraktilitása.....	109
7.2	A karmozgás kontrollja	112
7.3	Az egésztest mechanikai vibráció hatása.....	116

7.3.1	Akut visszamaradó hatás	116
7.3.2	Krónikus hatás	124
8	KÖVETKEZTETÉSEK.....	130
8.1	Izomkontraktilitás	130
8.1.1	Fiatal, krónikus hemiplégek	130
8.1.2	Idős, akut stroke betegek	130
8.2	A karmozgás kontrollja	131
8.3	Az egésztest mechanikai vibráció hatása.....	131
8.3.1	Visszamaradó, akut hatás	131
8.3.2	Krónikus hatás	132
9	ÖSSZEFOGLALÁS	133
10	FELHASZNÁLT IRODALOM	134
11	SAJÁT PUBLIKÁCIÓK.....	151

1 BEVEZETÉS

1.1 A témaválasztás indoklása

Az életkor növekedésével, a környezeti, társadalmi hatások következtében az agyi károsodások száma a világon (Lopez-Yunez 2002, Patten és mtsai, 2004), így Magyarországon is fokozatosan emelkedik. A felnőttkorban előforduló neurológiai megbetegedések közül a cerebrovasculáris kórképek gyakoriságuk alapján is az első helyen állnak.

A cerebrovasculáris megbetegedések és a túlélések számának növekedésével, a társadalomra egyre nagyobb feladat hárul nemcsak a betegek gyógyításában, de a hemiplégek életminőségének javításában is. Valószínűleg ez is motiválta a kutatókat, hogy a problémával foglalkozzanak és feltárják a tünetek mélyebb okait, és azokat felhasználják a betegek rehabilitációjában.

A kutatások egyik területe a hemiplégek és hemiparetikusok ép és érintett oldali izmainak kontraktilitás, intramuszkuláris kontrolljának vizsgálata. Egy másik nagy kutatási terület a hemiplégek egy és több ízület mozgásainak intermuszkuláris koordinációjával, a megváltozott körülmények közötti mozgásszabályozással foglalkozik. Ezzel összefüggésben jelentős számú kutató választotta vizsgálódás tárgyává az elemi mozgásfunkciók, mint például a járás és az egyensúlyozó képesség vizsgálatát. Az új rehabilitációs eszközök, eljárások, módszerek vizsgálata egy másik jelentős kutatási terület, amely a betegek hatékony gyógyítását és életminőségének javítását célozza meg.

Annak ellenére, hogy a kutatások a központi idegrendszeri betegségeket tekintve több évtizedre nyúlnak vissza és különösen az utóbbi húsz-harminc évben váltak jelentőssé, több olyan lényeges kérdésre nem adtak kielégítő választ a kutatók, amely megítélésünk szerint nagy jelentőséggel bírhatnak a betegség okozta következmények megértésében, és a rehabilitációs lehetőségek javításában.

Az emberi neuromuszkuláris rendszer működésének jobb megismerését elősegíti az idegrendszeri károsultak vizsgálata, mert a mozgás diszfunkciói más megközelítésben világíthatnak rá az izmok működésére, idegi vezérlésére és szabályozására. Végző soron a hemiplégek és hemiparetikusok izomkontrakcióinak és az egyes izomcsoportok koordinált együttműködésnek vizsgálata új megvilágításba helyezheti az akaratlagos mozgások kivitelezését meghatározó törvényszerűségeket.

Vizsgálataink lefolytatását az motiválta, hogy az agykárosodott betegeken végzett jelentős számú kutatás eredményeire támaszkodva, azokhoz kapcsolódva ismereteinket bővítsük az akaratlagosan létrehozott izomkontrakciókat illetően mind az erő kifejtés mind a neuromuszkuláris koordináció vonatkozásában.

A rehabilitációt illetően érdeklődésünk egy olyan proprioceptív terápiához hasonló módszer kipróbálására irányult, amely pozitív hatással volt egészséges edzett és edzetlen emberek erőfejlesztésére, ízületi mozgékonyság növelésére és az egyensúlyozó képesség javítására. Nevezetesen az egésztest vibráció hatását szándékoztunk megvizsgálni a stroke okozta központi idegrendszeri károsodott emberek erő kifejtő képességére közvetlen az agyi történést követően.

1.2 Agyérbetegségek

A cerebrovascularis megbetegedés minden olyan cerebrális eltérés, melynek hátterében az erek patológiai elváltozása áll. Az angol nyelvből átvett stroke kifejezés a hirtelen kialakult agyi történést jelenti, tekintet nélkül a kiváltó okra. A cerebrovascularis megbetegedésnek alapvetően két formája ismeretes: isémiás és vérzéses kórkép. Az isémiás kórképeken belül megkülönböztetnek atheosclerosis, atheothrombosis okozta agyi infarktust, illetve a kis érváltozáson alapuló lacunaris infarktust, valamint az embóliát. A vérzéses kórképeken belül megkülönböztetnek hipertóniás eredetű agyvérzéseket. Az agyvérzés a stroke harmadik leggyakrabban előforduló fajtája.

Az agyérbetegségek tünetegyüttesének jellemzője, hogy az isémiás stroke esetében egy jólkörülhatárolható vérellátási területnek megfelelően kialakult agyszövet károsodás következtében jönnek létre, illetve a vérzéses stroke esetében a vérzés terjedésének megfelelően alakulnak ki. A stroke-ra jellemző, hogy valamelyik agyféltekének bizonyos területei károsodnak, aminek következtében féloldali, jobbra részleges bénulás, funkciózavar (hemiparesis, hemiplégia) jön létre.

A féloldali bénulás elsősorban az agy motoros mezőinek károsodása következtében alakul ki, amely az akaratlagos mozgások zavarához vezet. A lézió alatt elhelyezkedő szegmentumokban a gerincvelői reflexek továbbra is épek maradnak. A perifériás mozgatóneuron többirányú supranuclearis beidegzése miatt ritka a magasabb motoros központok felől érkező beidegzés teljes kiesése.

Az agyi károsodás kísérő jelei a szenzoros és motoros zavarok, a különböző mértékű spaszticitás, a normális reflexmechanizmus zavara, valamint a szelektív mozgásformák elvesztése, vagy deformálódása. Egyes kutatók szerint a féloldali bénulásnál nem az egyes izmok parézisével, paralízisével, hanem bizonyos izomcsoport munkájának más, erősebb spasztikus izomcsoportok általi gátlásával állunk szemben (Ingles és mtsai 1999; Gandevia, 1982, 1985; Bourbonnais és mtsai 1989, Light 1991). Az érintett oldalon az antigravitációs izmok túlsúlyát jelentő tónuselozlás jellemző, amely a felső végtagon a flexorokat, az alsó végtagon az extenzorokat jellemzi.

Az agyvérzéses stroke fentiekben leírt főbb okai és idegrendszeri következményei a betegek életfontosságú, a mindennapos életben elengedhetetlen mozgásos funkciók zavarához, ritkább esetben kieséséhez vezet. Az agyi károsodáson átment betegek mozgásfunkciói helyreállításának foka és/vagy a lehetséges korrekciók létrehozása a károsodás mértékétől, valamint a célirányos rehabilitáció hatékonyságától és a rehabilitáció minél előbbi megkezdésétől függ.

1.3 Problémafelvetés

Az akaratlagos izomkontrakciók (erőkifejtés) esetében a központi idegrendszer mozgató mezőiből kiinduló ingerület hozza létre az izmok stimulációját, amely az izmok kontrakcióját idézi elő. Az izomkontrakció alatt az izom feszülése megváltozik, amelyet a mért erő különböző mechanikai változóival lehet jellemezni. A központi idegrendszerből kiinduló ingerület erősségét, amelyet a bekapcsolt motoros egységek száma és azok frekvenciája határoz meg, az izometriás és koncentrikus kontrakciók mechanikai változói mutatják, továbbá az izomról elvezetett elektromos aktivitás jelzi.

Amennyiben a központi idegrendszerből vezérelt kontrakció alatt külső inger, például nyújtás éri az izmot, akkor erre az izom a propioceptív reflexeken (pl. nyújtásos reflex) keresztül válaszol. A válasz az izomfeszülés növekedésében nyilvánul meg az esetek többségében, attól függően, hogy a nyújtás mekkora sebességgel és erővel történt, illetve mekkora az izom feszülése a nyújtás kezdetén. A nyújtás okozta válasz mértéke csak részben függ a központi idegrendszer aktivációs állapotától, ugyanis az izom feszülés növekedése elsősorban a nyújtás paramétereinek (a nyújtás sebessége, nyújtás hossza, stb.) függvénye. A myotatikus reflex automatikusan képes új motoros egységeket, elsősorban a nagy motoros egységeket bekapcsolni a munkavégzésbe, továbbá a működő motoros egységek frekvenciáját növelni.

A központi idegrendszer motoros mezőinek károsodása következtében az egyes motoros egységek működését gátolja, megszünteti, az épen maradt területek viszont képesek a hozzájuk tartozó motoros egységek aktivációjára. Ennek következtében az akaratlagosan létrehozott kontrakciók alatt az izom kisebb erőt tud kifejteni az érintett oldalon, mint a károsodás előtt. Az ép agyi félteke motoros mezőinek akaratlagos aktiválása elméletileg maximális lehet és így az általuk beidegzett izmok maximális feszülésre képesek. Ennek következtében jelentős különbség alakulhat ki az érintett és ép oldali izmok erő kifejtés mutatóiban az izometriás és koncentrikus kontrakciók során.

Az excentrikus kontrakció (akaratlagos+reflex aktiváció) alatt az izom nagyobb erő kifejtésre képes, mint izometriás kontrakció (akaratlagos aktiváció) alatt. Minthogy az érintett oldalon az akaratlagos aktiváció szintje a károsodás következtében alacsonyabb, mint az ép oldalon, felvetődött a kérdés, hogy vajon a két kontrakció alatti erőkülönbség nagyobb-e az érintett oldalon, mint az ép oldalon, illetve, mint az egészséges embereknél.

Kérdésként merült fel továbbá, hogy az úgynevezett bilaterális erődeficit hasonló nagyságú-e hemiplégek esetében, mint az egészségeseknél vagy a két motoros félteke közötti kapcsolat pozitívan befolyásolja-e az érintett oldali motoros központok aktivációját.

A többízületi mozgásoknál a kinematikai lánc mobilitása a mozgásban résztvevő ízületek mozgási szabadságfokától függ. Minél nagyobb az ízületek mozgási szabadságfoka, annál nagyobb a rendszer mobilitása, vagyis annál nagyobb a választási lehetőség egy adott feladat elvégzéséhez szükséges ízületi mozgás konfiguráció megválasztásában. A mozgás pontossága az ízületi mozgásokat létrehozó izmok (agonista, antagonista, szinergista) koordinációjától függ. Egészséges emberek esetében a célnak megfelelő mozgás kivitelezése a gazdaságosság elve alapján történik. Nevezetesen az egyes ízületekben a lehető legkisebb szabadságfokú mozgást preferálja az idegi irányítás. Egészséges emberek esetében az izmok koordinációja, az adott feladat végrehajtásához szükséges mozgásminta még a vizuális kontroll kikapcsolása esetén is jól reprodukálható. Hemiplégek esetében az egyes motoros egységek kiesésével nemcsak az erő kifejtés nagysága, de adott mozgás koordinált kivitelezése is gyengül. Kérdésként merült fel, hogy vajon a stroke betegek több ízületi, de nem

bonyolult, célirányos mozgás végrehajtása során mennyiben választanak más stratégiát, mint az egészségesek.

A stroke-os betegek rehabilitációjának módszerei régóta ismeretesek. A rehabilitációs programok hatékonyan segítik a stroke okozta mozgatórendszeri funkciók javítását, helyreállítását. A kutatók és a szakemberek igyekeznek minél hatékonyabb eszközöket és módszereket alkalmazni, amelyek több esetben az egészséges emberek fizikai kondicionálásából tevődnek át a terápiás eljárások közé. Közvetlenül inra, izomra fókuszált mechanikai vibráció, valamint az egész testre alkalmazott vibráció nem csak az izmokat, de a központi idegrendszer mozgató mezőit is stimulálja. Felvetődik a kérdés, hogy az egész test vibráció hatására javul-e az alsó végtagi feszítő izmok, elsősorban a térdfeszítők erőkifejtő képessége az érintett oldalon.

2 IRODALMI ÁTTEKINTÉS

2.1 Izomkontrakciók

2.1.1 Izometriás kontrakció

Az izometriás erőkifejtéskor kapott erő-idő görbén két lényeges változót lehet meghatározni, amelyekkel az izometriás kontrakció jól jellemezhető: az erőkifejtés maximuma és az erőkifejlődés sebessége, azaz az időegységre jutó erőváltozás mértéke (dF/dt). Az utóbbit az erőkifejlődés meredekségének is szoktak nevezni, amelyet a görbéhez húzott egyenes iránytangensével jellemeznek. Ha két változó maximumát akarjuk megkapni, akkor az izometriás kontrakciót kétféle utasítással kell végeztetni. Ugyanis a két változó maximuma nem határozható meg egy végrehajtási módban. Ha a legnagyobb erő megállapítása a cél, akkor arra hívja fel a vizsgálatvezető a vizsgált személy figyelmét, hogy időmegkötöttség nélkül a lehető legnagyobb erőkifejtésre koncentráljon. Ha az erőkifejlődés meredekségének maximumát akarjuk meghatározni, akkor arra kell felhívni a figyelmet, hogy a vizsgálati személy a lehető leggyorsabban fejtse ki az erejét, de ne törekedjen a maximális erő elérésére.

Adrian és Bonk (1929) elsőként ismerte fel, hogy ha az izometriás erőt a lehető leggyorsabban fejtik ki, akkor az izom elektromos aktivitás növekszik a motoros egységek tüzelési frekvenciájának növekedése és/vagy új motoros egységek bekapcsolódása révén. Arra azonban csak jóval később figyeltek fel a kutatók, hogy ha a maximális erő elérése a cél, akkor az erőkifejlődés meredeksége kisebb, mint akkor,

ha az erő kifejtés gyorsaságára koncentrálnak a személyek (Bemben és mtsai 1990, Christ és mtsai 1993, Sahaly és mtsai 2001). A kis disztális izomcsoportok elsősorban a tüzelési frekvencia növelésével biztosítják a nagy erő kifejlődési meredekséget, a nagy proximális izomcsoportok esetében az új motoros egységek bekapcsolása eredményezi az iránytangens növelését (Kukulka és Clamann 1981).

Úgy tűnik, hogy amikor az izometriás erőt a lehető leggyorsabban akarjuk kifejteni, akkor a bekapcsolt motoros egységek tüzelési frekvenciája nagyobb, mint a maximális erő kifejtésekor, amely a feltételezések szerint a citosolikus calcium ion mennyiségének gyorsabb emelkedésének következménye (Marsden és mtsai 1971, Grimby és mtsai 1981). Ebben az esetben az izom elektromos aktivitása (EMG) már a kontrakció elején maximális, szemben az időmegkötöttség nélküli izomkontrakcióval, ahol az izom EMG aktivitása akkor a legnagyobb, amikor a legnagyobb erő mérhető.

Egy másik felfogás szerint azért lehet az erő kifejlődés meredeksége nagyobb a gyors izometriás kontrakciónál, mert ebben az esetben az antagonista izmok egyidejű aktivitása (ko-kontrakció, ko-aktiváció) kisebb a kontrakció elején, mint az időmegkötöttség nélküli kontrakciók alatt (Carolan és Cafarelli 1992). A legújabb kutatások azonban ezt a feltevést nem igazolták (Sahaly és mtsai 2001). Sőt, a gyors izometriás kontrakciónál az antagonisták elektromos aktivitása nagyobb volt, mint a normál izometriás kontrakciók során. Minden valószínűség szerint ezért lehet kisebb maximális izometriás erőt kifejteni, ha a kontrakció a lehető leggyorsabban kezdődik.

Az erő kifejlődés meredeksége, ha megfelelő módon jön létre az akaratlagos izomkontrakció, alapvetően két fő befolyásoló tényező függvénye. Nevezetesen az izom rostösszetétele és a motoros egység szinkronizáció a fő befolyásoló tényezők (Viitasalo és mtsai 1978). Tihanyi (1996) matematikai modellje szerint az egyes motoros egységek bekapcsolása között eltelt idő az erő kifejlődési meredekség jelentős befolyásolója.

2.1.2 Koncentrikus kontrakció

A koncentrikus kontrakció során az izom rövidül, és munkát végez azon a súlyon, vagy ellenálláson, amellyel terhelik. Az izom mérhető erő kifejtésének nagysága az alkalmazott súlytól függ. Bármely nagyságú súlyt is kell mozgatni az izomnak, a maximális izometriás erejénél kisebb erőt tud kifejteni. Az izom ereje és a rövidülése

között inverz, nem lineáris a kapcsolat, amelyet a múlt század elején ismertek fel és Hill (1938) írt le hiperbola egyenlettel.

Az emberi izmokban az erő-sebesség kapcsolat vizsgálata akaratlagos kontrakciók során hasonló jellemzőket mutatott, mint az izolált izmokban (Wilkie 1950, Kaneko 1970, Tihanyi és mtsai 1982, MacIntosh és mtsai 1993, Rác és mtsai 2002). Az erő-sebesség görbe alakját jellemző a/F_0 értéket azonban sokkal több tényező befolyásolja, mint az elektromosan ingerelt izmokét. Az eredeti vizsgálatokban az izmok különböző nagyságú súlyokat mozgattak, amely a terhek kontrollját (állandó súly) jelentette. A vizsgálati eszközök és módszerek fejlődésével elektromos és elektronikus eszközöket kezdtek használni, amely a kontrakció sebességének kontrollját eredményezte, miközben az erő vagy forgatónyomaték változott. Az elmúlt harminc évben a végtagi izmok erő-sebesség kapcsolatát akaratlagos izomkontrakció alatt vizsgáló kutatók izokinikus eszközöket alkalmaztak, ahol a sebességet kontrollálták. Több esetben is azt találták, hogy a maximális erőhöz közeledve az erő (forgatónyomaték)-sebesség (szögsebesség) adatok nem illeszkednek a hiperbola görbéhez (Perrine and Edgerton 1978, Wickiewicz és mtsai 1984). A kutatók arra a következtetésre jutottak, hogy a maximális izometriás erőnél nagyobb erőt tud kifejteni az izom, ha a terhek súlyereje igen közel van a maximális izometriás erőhöz. A jelenséget azonban izommechanikai magyarázattal alátámasztani nem tudták. Ma már tudjuk, hogy az említett eltérést a forgatónyomatékok meghatározásának szisztematikus hibája okozta. Nevezetesen, a különböző nagyságú sebességek alkalmazásánál kapott forgatónyomaték- szögsebesség görbéken a legnagyobb forgatónyomatékot és nem az átlag forgatónyomatékot határozták meg. Rác és mtsai (2002) bizonyították, hogy amennyiben a kontrakció alatti átlag forgatónyomatékot párosítják az alkalmazott állandó szögsebességgel, akkor a szögtartománytól függetlenül a forgatónyomaték-szögsebesség adatok illeszthetők a hiperbola görbéhez. Tihanyi (1997) kimutatta, hogy az erő-sebesség-teljesítmény görbékkel jól jellemezhető az adott izom, vagy izomcsoportok dinamikus erőtulajdonságai normál és sportolói populáción egyaránt.

2.1.3 Excentrikus kontrakció

Az izom mechanikai tulajdonságait kutatók már a múlt század elején felfedezték, hogy amikor az aktív (ingerelt) izmot megnyújtják, akkor az izom feszülése meghaladja azt az erőt, amelyet az izom izometriás körülmények között maximálisan

kifejteni képes (Hill 1938, Katz 1939, De Ruyter et al 2000). A beidegzésétől megfosztott izom esetében a feszülés növekedésének okozója az izom elasztikus elemeinek nyújtás hatására bekövetkező ellenállás fokozódása (Hill 1938, Katz 1939). A maximális izometriás és excentrikus erő különbsége attól függ, hogy az aktív izom milyen hosszon került megnyújtásra. A nyugalmi hosszánál rövidebb hosszon az excentrikus erő 1,4-szer, nyugalmi hosszánál nagyobb hosszon 1,8-szor nagyobb, mint a maximális izometriás erő ugyanazon izomhosszon (Edman 1999). Akaratlagos izomkontrakciók során az izom megnövekedett feszülése nyújtás során azonban nem csak az elasztikus elemek megnyújtásának köszönhető, hanem a nyújtás hatására aktiválódott nyújtási reflexnek is. Feltételezik, hogy a nyújtás hatására a működő motoros egységek tüzelési frekvenciája megnő, amely a mobilis Ca^{++} ionok mennyiségének és mozgási sebességének fokozódásával jár. Ez elméletileg több kereszthíd kapcsolatot eredményezhet ugyanabban az időben. Új motoros egységek bekapcsolása szintén hozzájárulhat a feszülés növekedéshez, amelyeket akaratlagosan a vizsgált személy nem tudott aktiválni. Elméletileg ez azt jelenthetné, hogy akaratlagos izomkontrakciók esetén a különbség az excentrikus és izometriás erő között nagyobb, mint izolált, ingerelt izmok esetén. Ezzel szemben a kutatók azt találták, hogy a különbség kisebb (Komi 1973, Westing és mtsai 1990, De Ruyter és mtsai 2000). Westing és mtsai azt találták, hogy az akaratlagos izometriás kontrakciót követő izomnyújtás a térdfeszítőknél nem eredményezett forgatónyomaték növekedést, amelyet a nyújtás hatására bekövetkezett gátlásnak tulajdonítottak. Feltételezhetően azonban az okok másban keresendők, bár nem vitatható, hogy az erőteljes nyújtás az ínbán található Golgi idegapparátuson keresztül gátlást indíthat be.

Az intenzív kutatások eredményeképpen úgy tűnik, hogy az excentrikus edzések eredményezik a leggyorsabb és legjelentősebb izomerő növekedést az izometriás és koncentrikus edzéssel összevetve (Dudley és mtsai 1991). Az erőnövekedés akár pár napon belül is jelentős lehet edzetlen emberek esetében. Minthogy az izom myofibrilláris adaptációjához (rost hipertrófia) több hétre van szükség, ezért a néhány napon belüli erőnövekedés az idegi adaptációnak köszönhető (Sale 1988, Moritani 1992). Idegi adaptáción a nagy és gyors, de magas ingerküszöbű motoros egységek bekapcsolásának megtanulását értjük, amely annak köszönhető, hogy ezeknek a motoros egységeknek az ingerküszöbe a gyakori stimuláció hatására valamelyest

csökken. A nyújtásos reflex kiváltásához a nyújtás sebességének el kell érni egy kritikus nagyságot, de ugyanakkor még nem éri el azt az erősséget, amely a gátlásos reflex kiváltását is előidézi.

2.1.4 Agonista-antagonista izmok kokontrakciója

Egy izom erő kifejtésének, munkavégzésének gazdaságossága jelentős mértékben függhet az antagonisták izmok feszülési állapotától. Az akaratlagos izomkontrakciók során, még ha csak egy izomcsoporttal történik az erő kifejtés, az antagonisták izmoknak mindig van bizonyos nagyságú aktivitása, amit a szakirodalom együttes aktivációnak (ko-aktiváció) vagy együttes kontrakciónak (kokontrakció) nevez. Amennyiben az antagonisták izom (pl. hajlítók) ko-aktiváció jelentős, akkor az antagonisták izom feszülése csökkenti az agonista izom (pl. feszítők) erejének külső környezetre gyakorolt hatását. Ma már bizonyítottnak látszik, hogy az antagonisták izmok ko-aktivációjának fontos szerepe van az ízületi stabilitás (ízületi stiffness) fenntartásában (Baratta és mtsai 1988, Milner és mtsai 1995), és az ízületi mozgás lefékezésében (Milner és Cloutier 1998). Természetesen az agonista-antagonista ko-aktiváció arányának van egy optimuma egészséges fiatal egyéneknél (Thoroughman és Shadmehr 1999). Szokatlan mozgásoknál, erő kifejtésnél az antagonisták ko-kontrakció nagyobb, mint ami az ízületi stabilitáshoz szükséges, de gyakorlással csökken (Milner és mtsai 1995, Milner és Cloutier 1998). Az antagonisták koaktiváció az életkorral és a mozgatórendszeri károsodások megjelenésével növekszik. Az eddigi vizsgálatok azt bizonyítják, hogy a végtagi feszítő izmok erejének csökkenésével növekszik a hajlító izmok feszülésének növekedésével, amikor a feszítő izmok a fő munkavégzők.

Az ember természetes mozgása során hasonlóan kimutatható az antagonisták izmok aktivációja (EMG aktivitás), amely biztosítja az ízületekben létrejövő elmozdulások koordináltságát. Természetes a ko-aktiváció mértéke sok tényezőtől függ és az ízületi szögek, valamint a mozgásfázisok függvényében változik (Falconer és Winter 1985). Az egy ízületi antagonisták izmok ko-aktivációja az ízületi stabilitást, a kétizületű antagonisták izmok koaktivációja a mozgásban részvevő ízületek koordinációját szolgálja.

2.1.5 Bilaterális erődeficit

Az ember mindennapos munkavégzése során a célnak megfelelően egy vagy mindkét végtagját használja, erőt fejt ki velük külön-külön vagy egyidejűleg. A kérdés régen foglalkoztatta a kutatókat, hogy vajon ugyanazon izmok egyidejű erő kifejtése alatt képesek-e ugyanakkora erőt kifejteni, mint amikor csak egyik izmukkal végeznek munkát.

A kutatók azt találták, hogy ha a végtagok azonos izmát, mindkét oldali végtagon egyidejűleg aktiválják, akkor az egyes izmok által kifejtett erő kisebb, mint akkor, ha az erő kifejtést nem azonos időben történik mindkét izommal (Ohtsuki 1983; Schantz és mtsai 1989; Secher és mtsai 1978, 1988). Ezt a különbséget bilaterális erődeficitnek nevezik. A bilaterális deficitet nem figyeltek meg azonban akkor, ha nem azonos izmokkal végeztették az erő kifejtést. Legtöbb ember esetében a bilaterális deficit 20 százalékos, ha az izomkontrakció lassú (Howard and Enoka 1991; és mtsai 1993). Gyors kontrakciók során az erődeficit 24-25 százalékra emelkedhet (Koh és mtsai 1993; Vandervoort és mtsai 1984).

Oda és Moritani (1994) azt találta, hogy a jobb kezesek estében az erő kifejtés gyorsaságában és maximumában az erődeficit a jobb oldalon jelentősebb volt, mint a bal oldali végtag izmainál, bár a két végtag között nem volt szignifikáns különbség. A könyökhajlító integrált elektromos aktivitását (iEMG) vizsgálva azt találták, hogy a baloldali izom iEMG-je nem különbözött a bi- és unilaterális kontrakciók alatt. Ugyanakkor, a jobb oldali könyökhajlító izomnál jelentősen alacsonyabb volt az iEMG a bilaterális kontrakció alatt. A kutatók azt feltételezték, hogy az alacsonyabb erő, illetve iEMG értékek a gyors motoros egységek bekapcsolásának zavarát jelzik. A két kar közötti különbségre azonban nem tudtak magyarázatot adni.

A bilaterális erődeficit csökkenthető, akár meg is szüntethető, ha olyan nagy erő kifejtést igénylő edzéseket végeztetnek, amelyben mindkét oldali izommal egy időben történik az erő kifejtés (Rube és Secher, 1990). A külön végeztetett erőedzések azonban nem eredményezték a kétoldali facilitációt és az erődeficit fennmaradt (Howard és Enoka, 1991; Secher, 1975). A bilaterális erőadaptáció az izomfáradás tekintetében is specifikusnak bizonyult. Nevezetesen, ha kétoldali végtagi izommal végeztettek nagyszámú kontrakciót, az erő visszaesés csak a bilaterális kontrakciók során csökkent, de nem volt hatással az egyik izommal végzett kontrakciókra (Rube és

Secher 1990). S ez fordítva is igaz volt, vagyis ha külön-külön végeztették a kimerítő edzéseket, akkor az erőállóképesség nem nőtt a bilaterális kontrakciókban.

2.2 Az izmok kontrakciójának és a mozgás kontrolljának idegéletteni elmélete.

Általános elv a mozgáskontrollban, hogy csak azt tudjuk kontrollálni, amit érzékelünk. A végtagok mozgásának precíz kontrollja csak akkor valósulhat meg, ha érzékeljük végtagjaink helyzetét és mozgását. A testrészek helyzetének beállítása és mozgásának szabályozása a szomatoszenzoros terület neurális hálózatában történik. A modern képalkotó eljárások (PET, fMRI) segítségével ma már pontosan meghatározható, hogy a végtagi mozgások érzékelésében és irányításában az agy mely területei vesznek részt, amelyek felelősek a végtagi mozgások kinesztetikus érzékeléséért. Ennek kitüntetett helye az elsődleges motoros cortex, amely a végrehajtó helye az akaratlagos végtagmozgásoknak (Naito 2004).

Az izomorsók, a bőrreceptorok és az ízületi receptorok szenzoros afferensei növelik az aktivitásukat a passzív és aktív végtagi mozgások alatt (Vallbo 1974; Burke és mtsai 1988; Edin és Vallbo 1988; Edin 1992; Edin és Johansson 1995) és az afferensek közvetítik a szomatikus információkat az agyba. Az izomorsókból származó jelek különösen fontosak a végtagi mozgások kinesztetikus érzékelésében (Burke és mtsai 1976, 1988; Roll és Vedel 1982; Rogers és mtsai 1985; Roll és mtsai 1989; Edin és Vallbo 1990; Cordo és mtsai 1995; Ribot-Ciscar és Roll 1998). Kimutatták, hogy az izomorsók Ia afferenseinek akciós potenciál frekvenciája az izom nyújtása alatt tájékoztatja az agyat a végtag mozgásának irányáról és sebességéről (Roll és Vedel 1982; Ribot-Ciscar és Roll 1998). Ebből következik, hogy nem az izom fizikai nyújtása, hanem maga az afferens ingerülete a legfontosabb ahhoz, hogy az agy érzékelje a végtagi mozgást.

A végtagi mozgások afferens bemeneti jeleinek célterülete az elsődleges szomatoszenzoros cortex. A cytoarchitectonikus terület 3a neuronjai reagálnak mind a passzív, mind az aktív mozgásokra afferens jeleket kapva. Ma már elektrofiziológiai bizonyítékok vannak arra, hogy az elsődleges motoros cortex neuronjai (M1) aktiválódnak az ízületek passzív mozgásának hatására (Rosén és Asanuma 1972; Hore és mtsai 1976; Lemon és Van Der Burg 1979; Asanuma és mtsai 1980; Strick és Preston 1982; Brinkman és mtsai 1985; Colebatch és mtsai 1990; Porter és Lemon 1993).

Colebatch és mtsai (1990) kimutatta, hogy az M1 részt vesz az izmok nyújtásának érzékelésében. Bár Lemon és Van Der Burg (1979) kimutatta, hogy néhány M1 sejt közvetlen kap jeleket a thalamus magjaiból, nem világos, hogy milyen arányban kap jeleket az izmomorsókból a thalamuson keresztül, illetve a szomatoszenzoros kortexből (3a területről).

Az eddigi vizsgálatok eredményei azt sugallják, hogy az agy létrehoz egy többszörös motoros kört, amely funkcionális kapcsolatot teremt az M1 mező sejtjei és az általa kontrollált végtag között. A modern képalkotó eljárásokat használó kutatások felfedték a motoros kortex rejtett szenzoros funkcióit és kimutatták, hogy a motoros kortex nem csak végrehajtó helye az akaratlagos végtagmozgásoknak, de szenzoros funkcióval is rendelkezik, amely új megvilágításba helyezi a mozgások kontrollálásáról eddig vallott ismereteinket. Ezek a vizsgálatok felvetik annak a lehetőségét, hogy a motoros kortex része lehet egy hálózatnak, amely neuronjai reprezentálják és aktualizálják a végtag pillanatnyi konfigurációját. Ezek az idegi aktivitások létrehozhatják az agyban az adott személy testsémáját, amelyet az ismételt mozgásoknál előhív, és ha nem változnak meg a körülmények, akkor ennek a testsémának megfelelően jönnek létre az ízületekben az elmozdulások.

A mozgáskontroll területén még mindig kérdéses, hogy vajon a perifériális vagy a központi idegrendszer szerepe a jelentősebb, a mozdulatok, mozgások kontrolljában. A zárt hurkú kontroll (Adams 1971) arra vonatkozik, hogy a mozgásra vonatkozó szenzoros információkat használ az idegrendszer az éppen folyó mozgás hibáinak detektálására és a szükséges korrekciók elvégzésére. A nyílt hurkú mozgáskontroll támogatói (Schmidt 1975) a mozgások központi idegrendszeri reprezentációját, vagy a mozgásprogramok meglétét hangsúlyozzák, amelyekkel a mozgások kontrollja megvalósul kismérvű online modulációs szabályozással. A vonatkozó kutatások tükrében úgy tűnik, hogy a lassú mozgásoknál a zárthurkú kontroll a domináns, míg a gyors ballisztikus mozgásoknál a mozgásprogramoknak van nagyobb jelentősége. Mindazonáltal a legújabb kutatások arra engednek következtetni, hogy a mozgások sebességétől függetlenül a propriceptív információknak, amelyek elsősorban az izmomorsókból származnak, kitüntetett szerepe van a mozgások kontrolljában (McCloskey és Prochazka, 1994, Steyvers és mtsai 2001).

2.3 Hemiparetikus betegek izomkontrakciója

Az izomgyengeség a legáltalánosabb szimptomája a cerebrovaszkuláris történésnek, amely a féloldali agyi infarktust, agyvérzést elszenvedett betegek esetében az ellentétes oldali izmok teljes vagy részleges bénulásához, funkciókieséséhez vezethet attól függően, hogy a károsodás mekkora agyi területre terjedt ki (Hsu és mtsai 2002). Több kutató azt találta, hogy szignifikáns összefüggés van az izomerő és a funkciókiesés mértéke, valamint ennek későbbi kimenetele között (Bohannon 1987,1988,1989, Feigenson és mtsai 1977a,b). Boissy és mtsai (1999) 15 krónikus hemiparetikus betegen végzett vizsgálata során azt figyelte meg, hogy az érintett oldalon a vizsgált személyek jelentősen kisebb szorítóerővel rendelkeztek. A szorítóerő korrelált a Fuegl-Mayer, TEMPA (upper extremity performance teszt for elderly), box and block, finger to nose tesztek eredményével.

Nadeau és mtsai (1999) vizsgálatában azt találták, hogy az érintett oldali plantárflexorok és csípőfeszítők ereje jelentősen befolyásolja a járás sebességét. Mások kimutatták, hogy a biztonságos járás és az érintett oldal alsóvégtagi izmok erőszintje között jelentős kapcsolat van (Bohannon, 1989a,1990, Nakamura és mtsai 1985, Suzuki és mtsai 1990). Minthogy az érintett oldali izmok ereje jelentősen befolyásolja a hemiparetikusok funkcionális státuszát, ezért nagy jelentősége van az izomerő pontos, reprodukálható meghatározására. Az izomerő meghatározására különböző módszereket alkalmaznak, mint például a manuális erőtesztet, amely sok szubjektív tényezőt hordoz magában, a kézben tartott dinamométeres erőtesztet, és az utóbbi időben egyre elterjedtebb izokinetikai gépek használatával meghatározott erőszint mérést (Collin és Wade 1990, Riddle és mtsai 1989, Kozlowski 1984, Tripp és Harris 1991). Valamennyi kutató jó reprodukálhatóságot mutatott ki az izomerő meghatározásában bármely módszert is alkalmazták. Trip és Harris (1991) azt találta, hogy a spasztikus foka nem befolyásolja a mérés megbízhatóságát, noha néhányan felvetették, hogy a spazmus szintje negatív hatással lehet a mérési adatokra (Bobath, 1991, Brunnstrom 1970).

A mérés megbízhatóságára és az eredmények jobb összehasonlíthatóságára általában két normalizálási módszert alkalmaztak :

1. a mért erő (nyomaték) értéket osztották a beteg testsúlyával (Bohannon 1991);
2. az érintett oldali végtag adott izmának erőértékét osztották az ép oldali azonos izom erőértékével vagy fordítva (Boissy és mtsai 1999).

Mindkettő alkalmas módszer az adatok normalizálására, bár hemiparetikusok esetében a második módszer megfelelőbbnek látszik. A legjobb megoldásnak a kettő kombinálása tűnik. Mindazonáltal Hsu és mtsai (2002) felvetik, hogy az ilyen normalizálási eljárások nem szolgáltatnak elég információt a stroke utáni erővesztés pontos mértékéről. Véleményük szerint a deficit módszer egy indirekt, az érintett oldali izmok erővesztésének relatív mértékét adó módszer, amely lehetővé teszi az összehasonlítást az érintett és ép oldal között. Bohannon (1991) kimutatta, hogy az erődeficit módszer jobban korrelál a járás sebességével, mint az erőnormalizálási módszer. Feltehetően azonban az erődeficit alapvetően nem változik, vagy inkább növekszik. Ugyanis Jones és mtsai (1989) azt találták nyolc stroke beteget vizsgálva, hogy az agyi történés után 11 nappal nem csak az érintett oldalon, de az ép oldali kar funkcióiban is visszaesés van. Tizenkét hónap után az ép oldalon teljesen normalizálódtak a funkciók, de az érintett oldalon a szorítóerő továbbra is kisebb volt, mint a másik oldalon.

Az erőtesztelő eljárásokhoz ma már elsősorban a komputerizált izokinetikus dinamométereket használják (Cybex, Kin-Com, Kintrex), amelyek pontosabb és több változót magába foglaló adatokat szolgáltatnak. Leggyakrabban tesztelt izmok a karhajlítók, a térdfeszítők és hajlítók, valamint a plantárflexorok. Korábban, de ma is használatos a szorítóerő mérése (Boissy és mtsai 1999, Jones és mtsai 1989), amely egyes vélemények szerint az egész test általános erejére vonatkozólag ad tájékoztatást, de ez a megállapítás hemiparetikusok esetében nem teljesen érvényes.

Az izomkontrakciókat illetően leggyakrabban az izometriás erőt mérték a kutatók és annak is csak egy változóját határozták meg elsősorban, a maximális izometriás erőt. Az izokinetikus berendezések elterjedésével az izom koncentrikus kontrakciójának különböző paramétereit határozzák meg. Nevezetesen, a kiválasztott szögtartományban (Rothstein és mtsai 1983) végzett ízületi feszítés, illetve hajlítás során a legnagyobb nyomatóköt (csúcsnyomatóköt) (Pohl és mtsai 2000, Kozlowski 1984, Trip és Harris 1991), a munkavégzést, azaz a nyomatóköt – szögváltozás görbe alatti területet (nyomatóköt x szögváltozás) (Perrine 1986, Suomi és mtsai 1993) és az átlag vagy csúcsteljesítményt (forgatónyomatóköt x szögsebesség) (Rothstein és mtsai 1983, Suomi és mtsai 1993) határozzák meg. A kutatók véleménye szerint az izokinetikus kontrakciók során mért erőváltozók megbízhatóbb adatokat szolgáltatnak a hemiparetikusok erőállapotáról,

mint az izometriás maximális erő. Ugyanakkor a koncentrikus kontrakció egyik meghatározó faktora a beállított állandó sebesség, amely mellett a vizsgált személyeknek a lehető legnagyobb erőt kell kifejteniük. Több kutató beszámolt arról, hogy a hemiparetikus betegek nem képesek nagy sebességű (300 fok/s) kontrakciók alatt kifejteni a rendelkezésükre álló legnagyobb forgatónyomatékokat és így a mérés megbízhatósága csorbát szenved (Knutsson és Måtensson, 1980, Knutsson és mtsai 1997, Watkins és mtsai 1984). Ugyanis Knutsson és mtsai (1980, 1997), valamint Knutsson és Måtensson (1980) azt találták, hogy a térdfesztők esetében nagy szögsebességeknél a térdhajlítók ko-kontrakciója nagyobb, mint alacsonyabb sebességeknél. Ugyanakkor Tripp és Harris (1991) azt közölték, hogy 120 fok/s-os sebességnél a csúcsforgatónyomaték megbízhatóbban mutatta a betegek erőképességét, mint 60 fok/s-nál. A szerzők azzal magyarázták eredményüket, hogy valószínűleg az alacsonyabb sebességeknél, ahol értelemszerűen hosszabb ideig tart az ízületi szögváltozás, a betegek fáradékonysága miatt a kontrakció végén nem tudják már aktiválni megfelelően izmaikat. Hsu és mtsai (2002) hasonló eredményre jutott a csípő- és térdfesztőket, illetve a plantárflexorokat vizsgálva.

Viszonylag kevés vizsgálatot folytattak hemiparetikusok izmainak excentrikus erőfejlesztésének vonatkozásában. Többségében az ujjakat mozgó izmok nyújtásos reflextevékenységét vizsgálták (Hagbarth és mtsai 1995, North és mtsai 1991). A közelmúltban számoltak be vizsgálati eredményeikről Svantensson és mtsai (2000), amelyet plantárflexorokon végeztek nyújtásos-rövidüléssel kontrakcióval.

Az antagonista izmok, különösen az alsóvégtagi hajlítók, ko-aktivációja hemiplég betegek esetén megnövekszik járás során (Lamontagne és mtsai 2000). Érdekes módon azonban nem csak az érintett oldalon válik jelentőssé a térdhajlítók aktivitása a támaszfázis alatt, hanem az ép oldalon is megnövekszik. A kutatók még ma sem tudták objektív tényekkel megmagyarázni, hogy ezt a jelenséget mi okozza (Shiavi és mtsai 1987). Feltételezik, hogy az érintett oldali láb fesztítő izmainak gyengeségét kompenzálja a hajlítók aktivitásának megnövekedése, és ez által az állás és járás stabilitását javítja.

2.4 A karmozgás kontrollja

A központi idegrendszeri lézió (pl. stroke) okozta mozgásdeficit és a mozgásdeficit mögött húzódó funkcionális képességek közötti kapcsolat megértése

alapvető a rehabilitáció sikeréhez (Lough és mtsai 1984). A kar mozgása stroke után több tekintetben is befolyásolt és eltér a normál mozgástól. Ez a fogyatékoság limitálja a kéz manipulációs lehetőségeit és ennek következtében az érintett kar mindennapos használatát akadályozza. A tárgyak elérését célzó mozgások jellemzőinek vizsgálata mind rehabilitációs, mind kutatási célból jelentős és meglehetősen sok kutatás tette vizsgálat tárgyává ezt a mozgásmintát többféle megközelítésben.

Jelentős számú kutatást végeztek stroke betegeken is. A legtöbb vizsgálat a kar célorientált mozgását úgy vizsgálta, hogy a karmozgás végrehajtását különböző módon kontrollálta. A kutatók azt találták, hogy a stroke betegek könyökízületi mozgássebessége (Wing és mtsai 1990) és a kéz mozgási sebessége lecsökkent (Roby-Brami és mtsai 1997). Jelentőssé vált a kezdeti mozgásirány hibája (Beer és mtsai 2000), növekedett az ízületi tengelyen túli erő az alátámasztási felülettel szemben (Roby-Brami és mtsai 1997, Lum és mtsai 1999), és rövidült a karmozgás útjának hossza, miközben megnövekedett a kéz mozgáspályájának hossza (Levin 1996). A szabad, célorientált karmozgást valamivel kevesebb kutató vizsgálta, de a kutatók hasonló eredményekre jutottak. Nevezetesen a mozgás sebessége lecsökkent a stroke okozta agyi károsodások következtében és ebben az esetben is megnövekedett a kéz mozgáspályájának hossza (Archambault és mtsai 1999). Mindazonáltal az említett vizsgálatok sok alapvető kérdést nem válaszoltak meg.

Mivel a kar ízületeiben létrejövő elfordulások lehetőségének száma nagy, ezért a kéz ugyanazon térbeli helyre történő mozgása, illetve ennek reprodukciója változatos karpozíciók elérésével lehetséges (Buchman mtsai 1997). Ha a karhelyzetek közül valamelyik a legalkalmasabb a kéz helyének előre meghatározott eléréséhez, akkor a motoros kontroll rendszer a sok lehetőség közül ezt fogja kiválasztani, és a mozgás reprodukálása viszonylag kis hibával következhet be egészséges idegrendszerrel rendelkező egyéneknél (Bernstein 1967). Ennek következtében a karmozgások szabadságfoka a lehető legkisebb szintre csökken le. A felesleges megoldási lehetőséget (feleslegmozgás) úgy lehet meghatározni, mint a maximális számú mozgási szabadságfokok lecsökkenését a motoros végrehajtás alatt. Több szerző úgy gondolta, hogy az egy-dimenziós úgynevezett felesleg mozgás problémájának megoldása az, ha úgy tekintenek a vállízületben létrejövő forgásokra, mint amelyek nincsenek közvetlenül gátolva azoknál a mozgásoknál, ahol a feladat valamilyen pontra mutató

valamely ujjal (Straumann és mtsai 1991; Medendorp és mtsai 2000). A kutatók azt találták, hogy a váll izületre a Donder törvény (a szabadság fok lecsökkenése háromról kettőre) csak abban az esetben volt érvényes, amikor a mutató mozgás egy adott könyökfeszítéssel volt végrehajtva. Az is megállapításra került, hogy a különböző könyökizületi szögeknél és felkarforgásoknál, általában, a vállizület nem engedelmeskedik a Donder törvénynek. Az említett vizsgálatokban a könyökfeszítés lehetőségeinek behatárolása a vizsgálati helyzettel közvetlenül történt. A természetes mutató mozgásnál a könyökfeszítés és felkar torziója közvetve limitált a kéz helyzetének és irányának korlátozása által. Ez a tény arra vezethet, hogy a felesleges mozgások mennyiségi megjelenése sokkal több, mint egy.

Bár a kar célorientált mozgásának (mint modellmozgás), vizsgálata hosszú múltra tekint vissza mind egészséges, mind pedig agykárosodott személyeken, nem található az irodalomban olyan kutatási eredmény, amely a felső végtag mozgási szabadságfokának változását vizsgálta volna háromdimenziós koordináta rendszerben mutató mozgás során központi idegrendszeri károsodott (stroke) betegeken. A kutatások többségében a mutató mozgás kivitelezését úgy vizsgálta, hogy térben meghatározott tárgyat kellett megérinteni, amely esetben a vizuális kontrollnak nagyobb szerepe van, mint abban az esetben, amikor a tér, a vizsgált személy által kiválasztott helyére kellett kezet mozgatni és ezt megismételni. Az utóbbi kísérleti helyzetben kinezetikus mozgáskontrollnak feltételezhetően nagyobb szerepe van.

2.5 Mechanikai vibráció

2.5.1 Tónusos vibrációs reflex (TVR)

A mechanikai vibráció erőteljesen stimulálja az Ia afferens rostokat (Roll és Vedel 1982; Roll és mtsai 1989; Cordo és mtsai 1993). A vibrációt sikeresen alkalmazták a propiocepció szerepének tanulmányozására a felső végtagi és a többizületi mozgások koordinációjában. Az izmokra, inakra vagy magára az egész kinematikai láncra irányított mechanikai vibráció (10-200 Hz) kiváltja az izmok reflexes kontrakcióját (Hagbarth és Eklund 1965; Eklund és Hagbarth 1966), amit tónusos vibrációs reflexnek neveztek el (TVR). A TVR elsősorban, vagy kizárólag az alfa motoneuronokra hat mono és poliszinaptikus úton (Desmedt és Godeaux 1978, 1980) és nem befolyásolja az efferens pályákat, amelyek az akaratlagos kontrakcióknál

szerepet játszanak (Burke és mtsai 1976). Burke és mtsai (1996) kimutatták, hogy a gerincvelői reflex serkentés alá került a vibráció hatására a térdfeszítők esetében. Lebedev és Peliakov (1991) felvetette annak lehetőségét, hogy a vibráció előidézhethet egy ingerületi folyamatot az izomorsó – motoneuron kapcsolaton keresztül, amely befolyással van valamennyi motoros neuron működésére. Rothmuller és Cafarelli (1995) kimutatta, hogy a vibráció működésbe hozza az alfa motoros neuronokat, az Ia hurkon keresztül előidézhette az izmok kontrakcióját anélkül, hogy csökkenne a motoros tevékenység. Mindazonáltal nem volt egyértelmű, hogy a vibráció pozitívan befolyásolja-e az akaratlagos erő kifejtéseket.

Az utóbbi tíz évben jelentős számú vizsgálatot folytattak le annak megállapítására, hogy az izmokra, inakra vagy az egész testre koncentrált vibráció milyen hatással van az izmok állapotára, illetve az izmok mechanikai teljesítményére (Bosco és mtsai 1999; Issurin és Tennabaum 1999; Liebermann és Issurin 1997; Rittweger és mtsai 2003). A kutatók feltételezték, hogy a vibráció kiváltja az ún. tónusos vibrációs reflexet az alfa motoros idegek aktivációja révén fokozva az izom elektromos aktivitását, növelve az izom tónusát (Roll és mtsai 1989). A feltételezések szerint a vibráció az izomrostok rövid, gyors megnyújtását eredményezi, amely hasonlóan az excentrikus kontrakcióhoz megnöveli a vibrációnak kitett izmok erő kifejtésének megnövekedését (Burke és mtsai 1976).

2.5.2 A mechanikai vibráció alkalmazása

Háromféle módon alkalmazzák a vibrációt: 1. az izmot közvetlenül teszik ki rezgéseknek; 2. az izmot az ínokon keresztül teszik ki vibrációs hatásnak; 3. A végtagokon keresztül történik a vibráció, amit egésztest vibrációnak neveznek. Irodalmi áttekintésünkben elsősorban az egésztest vibrációval (ETV) foglalkozunk, mivel vizsgálatainkban ezt a módszert alkalmaztuk.

Az ETV esetében a rezgések az izmokhoz a csontokon és ízületeken keresztül jutnak el. Az ETV leggyakrabban az alsó végtagon keresztül történik és elsősorban az alsó végtag anti-gravitációs izmaira (plantárflexorok, térdfeszítők, csípőfeszítők) hat a testhelyzet megválasztásától függően. Az egész test vibráció alatt vizsgált személyek behajlított ízületekkel (guggoló helyzet) állnak a rezgő (vibrációs) padon, amely lehetővé teszi az ízületekben a kismérvű, nagyon gyors szögváltozásokat. Ezek a kis szögváltozások az izmok kismérvű és gyors megnyújtását eredményezik. A megnyújtott

intrafuzális rostok révén és a nyújtásos reflex hatására az alsó végtagi izmok feszülése megnövekszik. Ez a hatás növelhető, ha az izmoknak eleve feszülése van, amelyet a guggoló helyzet automatikusan előidéz. A hatás tovább fokozható, ha a testen (pl. vállon) plusz súlyokat helyeznek el (Rittweger és mtsai 2003). A vibráció alatt az izomorsó afferens idegrostja nem csak a gerincvelői motoros ideget ingerli, hanem a vibrációnak kitett izom agyi érző és mozgató mezőit is. Pozitron emissziós tomográf (PET) vizsgálatokkal kimutatták, hogy ha egy izmot a hozzátartozó ínön keresztül vibrálnak, akkor az izmot reprezentáló érző és mozgató mezők ingerületi állapotba kerülnek (Naito 2004).

A vibrációs vizsgálatokban háromféle hatást tanulmányoztak a kutatók: az akut hatást, a rövid távú reziduális hatást és a krónikus hatást. Az akut és a rövid távú reziduális (akut reziduális) hatás megítélése sokszor az irodalomban is ellenmondásos. Luo és mtsai (2005) összefoglaló cikkükben tisztázták a különbséget. Akut hatásnak azt nevezik, amikor az izmok erőkifejtő képességét és az izom EMG aktivitását a vibráció alatt határozzák meg (Issurin és Tennabaum 1999; Liebermann és Issurin 1997; Rittweger és mtsai 2003). Az akut reziduális hatásnak azt nevezik, amikor közvetlenül a vibrációs kezelés után határozzák meg a vibráció hatását az egy vagy több izom mechanikai jellemzőire.

A vibráció jellemzői (frekvencia, amplitúdó, gyorsulás, a vibráció időtartama, sorozatok száma, pihenő idő az egyes sorozatok között) alapvetően befolyásolják a vibráció akut és visszamaradó hatását (Luo és mtsai 2005). A leggyakrabban alkalmazott vibrációs frekvencia az egésztest vibráció alatt 20-40 Hz közé esik. Optimális frekvenciának a 27 Hz-t tartották (Bosco és mtsai 1999a), de ma már világosan látszik, hogy az alkalmazandó optimális frekvencia személy és fizikai állapot függő (Cardinale és Bosco 2003). A legújabb eredmények arra világítanak rá, hogy a vibrációs hatás akkor a leghatékonyabb, amikor a vibrációs frekvencia a legnagyobb EMG aktivitást eredményezi az adott izomban, amely viszont egyéni függő (Cardinale és Lim 2003). A rezgés amplitúdója is jelentősen befolyásolja a vibrációs kezelés hatását. Ma elfogadottnak látszik, hogy a legnagyobb akut, akut reziduális és krónikus hatást 3-5 mm-es amplitúdójú rezgésekkel lehet elérni (Luo és mtsai 2005). Az egész test vibráció alatti testrészyorsulás, illetve ízületi szöggyorsulás az alkalmazott frekvencia és amplitúdó függvénye. Az akut és akut reziduális hatás az egyszeri vibráció

időtartamától és a vibrációs hatás számától függ. Az irodalomban található vizsgálatokban a vibráció időtartama 30-60 s között változott, az ismétlések száma 5-10 volt. A vibráció krónikus hatását kutató vizsgálatokban a kutatók két módszert alkalmaztak. A tíz napig tartó mindennapos vibrációt (Bosco és mtsai 2000), illetve a több hétig (11-12 hét) tartó vibrációs tréninget, amelyet minden második nap alkalmaztak (Delecluse és mtsai 2003, de Ruiter és mtsai 2003).

A vizsgálatok többségét egészséges edzett és edzetlen, fiatal és idős férfiakon és nőknél végezték. Az egészséges vibrációt az alsó végtagra alkalmazva a vibráció hatását leggyakrabban függőleges felugrás eredményére (Bosco és mtsai 1998, Delecluse és mtsai 2003, de Ruiter és mtsai 2003, Torvinen és mtsai 2002a,b, 2003, Rittweger és mtsai 2003), illetve a térdfeszítők izometriás és izokinetikus (koncentrikus kontrakcióval) erő kifejtésére vizsgálták (Delecluse és mtsai 2003, de Ruiter és mtsai 2003, Torvinen és mtsai 2002a,b, Rittweger és mtsai 2003). Annak ellenére, hogy számos vizsgálatot végeztek a vibráció hatását kutatva, nem találtunk olyan közleményt, amely az excentrikus kontrakció alatti erő kifejtésre gyakorolt hatást írta volna le. Ez annál is érdekesebb, mert a vibráció a nyújtásos reflexen keresztül fejti ki hatását, amely az akaratlagos kontrakcióknál is jelentős szerepet játszik a feszülés alatt lévő izom nyújtásakor.

2.5.3 A vibráció akut reziduális hatása

Egészséges edzetlen embereken alkalmazott ETV után számos kutató jelentős javulást mutatott ki a függőleges felugrás eredményében, illetve a térdfeszítő izmok izometriás és koncentrikus erő kifejtés mutatóiban (Bosco és mtsai 1998, 1999a, b; Torvinen és mtsai 2002a; Cardinale és Lim 2003b). Néhány vizsgálatban azonban a kutatók azt találták, hogy a vibrációt követően az izometriás erő kifejtés mutatói nem változtak, vagy éppen enyhén visszaestek (Rittweger és mtsai 2000; de Ruiter és mtsai 2003; Torvinen és mtsai 2002b). Ennek okát a abban vélték felfedezni, hogy az alkalmazott frekvencia (40 Hz) és a vibráció terjedelme fáradtságot okozott, amely negatívan befolyásolta az izmok teljesítményét. A feltételezések ellenére - nevezetesen, hogy az alacsony vibrációs frekvencia nem jelent elegendő stimulációt az ideg-izomrendszernek - Cardinale és Lim (2003) 20 Hz frekvenciát alkalmazva szignifikáns javulást mutatott ki a függőleges felugrásban és a flexibilitásban. Úgy tűnik, hogy az ETV javítja az állás stabilitást időseknél (Torvinen és mtsai 2002a), és csökkenti az

egyensúlyvesztés okozta elesések előfordulását (Bruyere és mtsai 2005). A vibráció akut reziduális hatását csak egy esetben közölték a kutatók stroke betegeken. van Nes és mtsai (2004) kimutatta, hogy a négyszer 45 másodperces, 30 Hz frekvenciájú vibráció csökkentette a testlengés sebességét antero-posterior irányban stroke betegeknél, amennyiben a szemük nyitva volt. A vibráció okozta hatásokat a hemiplégek izomkontrakcióira mindezidáig nem közölték.

2.5.4 A vibráció krónikus hatása

Mínt hogy a vibráció neurális úton idézi elő az izmok akut feszülés növekedését, a kutatók feltételezték, hogy ha rendszeresen alkalmazzák a vibrációt, akkor az izom válasza hasonló lesz az erőfejlesztő edzésekéhez (Bosco és mtsai 1998, Delecluse és mtsai 2003, de Ruitter és mtsai 2003, Roelants et al 2004a,b). Nevezetesen az akaratlagos kontrakciók alatt az izom nagyobb és gyorsabb erőkifejtésre lesz képes. Az erőedzések két módon járulnak hozzá az izomerő növekedéshez. Az első a neurális adaptáció, amely azt jelenti, hogy az edzések hatására a nagy motoros egységek ingerküszöbe csökken, és ezért a rendszeres edzésben résztvevők képesek lesznek ezeket a motoros egységeket is működtetni az akaratlagos izomkontrakciók során (Sale és mtsai 1983, Sale 1988). A neurális adaptáció rövid időn belül (1-4 hét) bekövetkező folyamat, amelyet az izomszöveti adaptáció (hipertrófia) követ, amelynek kimutatható jelei (izomrost vastagodás) csak hat-nyolc hét után fedezhetők fel (Moritani 1992).

Az utóbbi tíz évben több kutatói is hatásvizsgálatot végzett a fenti feltevés tesztelésére különböző edzésprogramokat alkalmazva. Bosco és mtsai (1998) azt találták, hogy a tíz egymást követő napon alkalmazott 5-ször 90 másodperces, 26 Hz-es vibrációs frekvencia (10 mm amplitúdó) szignifikáns javulást eredményezett a szökdelések alatt meghatározott átlagerőben és teljesítményben, amelyet a neurális adaptációnak tudtak be. Delecluse és mtsai (2003) 12 héten át, heti három alkalommal 35-40 Hz frekvenciájú vibrációt alkalmazva hasonló izometriás és dinamikus erőnövekedést talált, mint a súlyzós erősítést végzőknél. Ezzel szemben de Ruitter és mtsai (2003) 11 hétig tartó és heti háromszor adagolt 30 Hz frekvenciájú vibrációs edzés hatására nem talált szignifikáns javulást a térdfeszítők izometriás erejében. Az ellentmondásos eredmény annak tulajdonítható, hogy Deleclus és mtsai a vibráció alatt különböző amplitúdójú guggolásokat végeztek, míg de Ruitter és mtsai vizsgálatában a személyek statikus guggoló helyzetben tartózkodtak a vibráció alatt. Feltételezhető,

hogy a vibrációs edzés hatásosabb, ha az alsó végtagi izmok dinamikus terhelésnek vannak kitéve a vibráció alatt. Ezt a feltételezést támasztja alá Issurin és mtsai (1994) vizsgálata, akik nagy súlyokkal végeztek karhajlításokat, mialatt vibrációt is alkalmaztak. A szerzők azt találták, hogy három hetes edzés alatt jelentősen nőtt a karhajlítók maximális ereje. Runge és mtsai (2000) ugyancsak 12 hetes egész test vibrációt alkalmazott idős embereken, és szignifikáns javulást mutatott ki székéről történő felállás idejében.

Két tanulmány 24 hetes vibráció hatásáról számol be. Mindkét esetben szignifikáns fejlődést mutattak ki a kiválasztott változóknál. Torvinen és mtsai (2002a) a vibrációs edzés után szignifikáns fejlődést mutattak ki a függőleges felugrás eredményében, ugyanakkor az alsó végtagi izmok izometriás ereje csak kis mértékben javult. Roelants és mtsai (2004a) 24 héten keresztül, heti három alkalommal 35-40 Hz vibrációs frekvenciát és 3-5 mm amplitúdójú vibrációt alkalmazva szignifikáns javulást mutattak ki a térdfesztők izometriás és koncentrikus erő kifejtésében 50, 100 és 150 fok/s állandó sebességű térdnyújtások során.

Míg mechanikai vibráció az izomerőre és koordinációra kifejtett hatásának vizsgálata és annak eredményei jól dokumentáltak fiatal, felnőtt, sportoló és nem sportoló csoportokon, addig idős embereken végzett ilyen hatásvizsgálatok alig találhatók az irodalomban (Priplata és mtsai 2003). Az utóbbi néhány évben kezdtek vizsgálni a mechanikai vibráció hatását idős egészséges és stroke-on átesett betegeken. Ismereteink szerint csupán három tanulmány foglalkozott az egésztest vibráció hatásával időskorúaknál. Runge és mtsai (2000) azt találta, hogy a heti 3 alkalommal háromszor két perces, két hónapon keresztül alkalmazott mechanikai vibráció 18 százalékkal csökkentette a székéről felállás idejét, ami feltételezhetően egyrészt a térdfesztő izmok erejének növekedésének, másrészt a javuló egyensúlyozó képességnek volt tulajdonítható. A szerzők nem vizsgálták sem az izmok erejét, sem az egyensúlyozó képességet. Bruyere és mtsai (2005) hatvan év feletti férfiaknál és nőknél azt találta, hogy hathetes egésztest vibráció, amit hetente háromszor alkalmaztak, szignifikánsan javította a járásra és az egyensúlyozó képességre kidolgozott kvalitatív skála pontértékeit.

van Ness és mtsai (2006) tanulmányozta először a vibráció hatását hemiplég betegeken. A szerzők arról számoltak be, hogy a hathetes, heti öt alkalommal

alkalmazott 30 Hz frekvenciájú egésztest vibráció nem eredményezett jelentős javulást az egyensúlyozás mért változóiban.

2.6 Az irodalmi áttekintésből levonható következtetések.

1. Számtalan kutatási eredmény látott napvilágot a stroke okozta idegrendszeri károsodásról és ennek okaként létrejövő mozgáskorlátozottságról. Mivel a stroke elsősorban a felnőtt és főleg az idős embereket éri, ezért a vizsgálatok döntő többsége ezeken a betegeken történt. A szülés alatti, vagy a posztnatális életkor korai szakaszában bekövetkezett agyi károsodás okozta mozgáskorlátozottság vizsgálatát viszonylag kevés kutató helyezte kutatásainak középpontjába. **Az irodalomban nem találtunk olyan vizsgálati eredményt, amely a korai életkorban bekövetkezett agyi károsodást követő tíz-tizenöt év utáni mozgásállapotról, izomkontrakciós tulajdonságokról tudósítana.**
2. Akut stroke betegeknél a károsodás mértékétől függően az izmok izometriás és koncentrikus erő kifejtő képessége jelentősen kisebb, mint az ép oldaliaké. **Megállapítható, hogy sem akut, sem krónikus stroke betegeknél nem vizsgálták a károsodás hatását az excentrikus kontrakció változóira.**
3. A stroke betegek izomkontrakcióját az esetek nagy többségében az érintett és ép oldalon külön-külön vizsgálták. **A kutatók azonban kevés figyelmet fordítottak a kontralaterális koaktiváció és bilaterális deficit vizsgálatára.**
4. Akut és krónikus stroke betegek célirányos karmozgását az utóbbi két évtizedben intenzíven vizsgálták annak megállapítására, hogy az érintett oldali agyi történés hogyan és milyen mértékben befolyásolta a mozgások finom koordinációját. Az esetek többségében a kutatók arra a megállapításra jutottak, hogy a finom koordinációs képesség különböző fokú károsodást szenvedett. **Az eddigi vizsgálatok azonban nem adnak pontos képet arról, hogy a motoros programok is sérülnek-e, amelyet a kar és kézmozgás összhangját mutató variabilitás vizsgálatával közelítették volna meg.**
5. Az utóbbi évtizedben jelentős számú vizsgálatot végeztek az egésztest vibráció hatásmechanizmusának meghatározására, illetve a kis amplitúdójú és magas frekvenciájú vibráció biomechanikai és élettani hatásának feltárására. A vizsgálatokat elsősorban egészséges edzett és edzetlen felnőtt embereken

végezték. Az utóbbi évtizedben kezdődött a vibráció hatásának vizsgálata az idegrendszeri károsodott betegeknél terápiás célból. A kutatások kiterjedtek mind az akut visszamaradó és a krónikus hatás vizsgálatára.

a. Akut visszamaradó hatás. Az esetek többségében a kutatók azt találták, hogy az egésztest vibrációt követő egy órán belül növekszik a vibrált izmok erőkifejtő képessége, fizikai teljesítménye, javult az egyensúlyozó képesség és javul a finom koordináció szintje. Stroke betegeken eddig egy vizsgálat eredményét közölték. Azt találták, hogy az egésztest vibráció javította a stabilomeriás mutatókat. **Az egésztest vibráció hatását akut stroke betegek izmainak kontraktilis tulajdonságaira, az erőkifejtő képességére eddig nem vizsgálták a kutatók, adatok nem találhatók az irodalomban.**

b. Krónikus hatás. A vizsgálatok többségében erőnövekedést és a fizikai képességek javulását mutatták ki egészséges edzett, edzetlen, fiatal és idős embereknél. Viszonylag kevés adat áll rendelkezésünkre idegrendszeri károsodott embereken végzett vibráció hatásáról. Az irodalomban egy vizsgálatról olvasható kutatási eredmény. A szerzők azt közölték, hogy az alkalmazott vibrációs program nem eredményezett jelentősebb javulást a funkcionális skálák mutatóiban, mint más rehabilitációs program. **Ismereteink szerint nem található olyan vizsgálat az irodalomban, amely vibrációs rehabilitációs program hatását tanulmányozta volna a stroke betegek érintett és ép oldali izmainak kontraktilis tulajdonságaira, az antagonisták koaktivációra és a bilaterális erődeficitre.**

3 CÉLKITŰZÉS

3.1 *Izomkontraktilitás*

3.1.1 Fiatal, krónikus hemiplég betegek

- Az ép és érintett oldali térdfesztők által kifejtett forgatónyomaték értékek összehasonlítása különböző ízületi szögben és sebességek mellett végrehajtott izometriás, koncentrikus és excentrikus kontrakciók során.
- Az ép és érintett oldali térdfesztők kontraktilis tulajdonságainak összehasonlítása uni- és bilaterális kontrakciók során nyert változók alapján.
- A bilaterális erő kifejtés hatásának vizsgálata az érintett oldali térdfesztők kontraktilis tulajdonságaira.

3.1.2 Idős, akut hemiplég betegek

- Az ép és érintett oldali térdfesztők által kifejtett forgatónyomaték értékek összehasonlítása izometriás, és excentrikus kontrakciók során.
- Az ép és érintett oldali térdfesztők kontraktilis tulajdonságainak összehasonlítása uni- és bilaterális kontrakciók során nyert változók alapján.
- A bilaterális erő kifejtés hatásának vizsgálata az érintett oldali térdfesztők kontraktilis tulajdonságaira.
- A fiatal krónikus és idős akut hemiparetikus betegek izometriás és excentrikus kontrakció alatt nyert változóinak összehasonlítása.

3.2 *A karmozgás motoros kontrollja*

- Egészséges és enyhe stroke-on átesett személyek kéz- és karpozicionálás pontosságának vizsgálata vizuális kontrollal és kontroll nélkül.
- A kéz és a kar helyzetének, valamint a kar mozgáspályájának variabilitás és szabadságfok meghatározása varianciaanalízissel.

- Annak megállapítása, hogy a stroke betegeknek nem csak a végső kar pozíció beállítása okoz gondot, de az ízületek koordinálásában is nehézségeik vannak mozgás során.

3.3 *Mechanikai vibráció.*

3.3.1 A vibráció akut hatása.

- Az egy sorozatban alkalmazott mechanikai egésztest vibráció akut, visszamaradó hatásának vizsgálata az érintett oldali térdfesztítő izmok kontraktilis jellemzőire és az antagonista kokontrakcióra.

3.3.2 A vibráció krónikus hatása.

- A négy héten keresztül alkalmazott mechanikai egésztest vibráció hatásának vizsgálata a térdfesztítők kontraktilis tulajdonságaira uni- és bilaterális kontrakciók során. Az antagonista koaktiváció változásának vizsgálata az egésztest vibráció hatására

4 HIPOTÉZIS

4.1 *Izomkontraktilitás*

- *Minthogy a fiatal, krónikus hemiplégek regenerációja az agyi történést követő tíz-tizenöt évben nem volt teljes és a károsodás visszamaradó mozgáskorlátozottságot eredményezett, az ép és érintett oldali térdfesztítők kontraktilis tulajdonságai között feltételezhetően megmarad a különbség, de a különbség kisebb, mint az idős, akut stroke betegek esetében. Feltételezzük, hogy az idős akut stroke betegek ép oldali térdfesztítőinek erőjellemezői kisebbek lesznek, mint a fiataloké.*
- *Feltételezhetően a bilaterális erődeficit hasonló, mint egészséges emberek esetében, mivel a bilaterális erődeficit nemcsak az agyi féltekék károsodásától, hanem a kétoldali mozgató mezők egyidejű működtetésekor kialakult, mindkét féltekére kiterjedő gátlás nagyságától és/vagy az antagonista koaktiváció megnövekedésétől függ.*

- *Feltételezzük, hogy a bilaterális deficit az idős, akut stroke betegeknél nagyobb mérvű lesz, mint a fiatal hemiplégek esetében, mert az idős emberek fizikai aktivitása a mindennapos tevékenységük során alacsonyabb, mint a fiataloknál.*
- *Az izom nyújtásának hatására bekövetkező forgatónyomaték növekedés nagyobb lesz az idős, akut stroke betegek esetében, mint a fiatal krónikus hemiplégek esetében, mert idős emberek akaratlanos erő kifejtése izometriás kontrakció alatt nagyobb mértékben marad el a lehetséges maximumtól, mint fiatalok esetében.*

4.2 A karmozgás kontrollja

- *Mivel nagyon sok a választási lehetőség az emberi karmozgások kivitelezésére a váll, a könyök és a csukló ízületek körül létrejöhethető különböző irányú forgások miatt, a kéz meghatározott pozicionálásához igen sok variáció létezik a karmozgások során. Mindazonáltal, ha a választható karpozíciók néhány megfelelőbb a kiválasztott kézpozíciót létrejöttéhez, mint mások, akkor a tökéletesen működő motoros kontroll rendszer kiszűri a nemkívánatos karpozíciókat. Ezért feltételezhető, hogy stroke betegeknél az ismételt célirányos mozgások során a végső kéz- és karpozíció szabadságfoka bár a lehetséges legkisebb értékre fog csökkenni, de nagyobb lesz, mint az egészséges embereké.*
- *Feltételezve, hogy a stroke az érintett oldalon a motoros mezőkben olyan károsodásokat okoz, amely érinti a korábban rögzült mozgásmintázatokat és ez által a mozgás kivitelezése, enyhe stroke esetén is lehet számolni a szabályozás pontosságának romlásával.*
- *Feltételezhető, hogy stroke betegeknél a vizuális kontroll nagyobb szerepet játszik a mozgás-kivitelezés pontosságában, mint egészséges emberek esetében.*

4.3 Az egésztest vibráció hatása

4.3.1 Akut visszamaradó hatás.

- *Minthogy idős korban az erő kifejtő képesség csökken, amit tovább fokoz a stroke okozta agyi károsodás, feltételezhető, hogy az egésztest vibráció jelentősen stimulálja az izmokat és feltételezhetően az agyi központokat is, ami a vibrációt*

követően az erő kifejtés növekedésben jelentkeznek az érintett oldali térdfejtőkönél időlegesen.

- *Az akut visszamaradó erő növekedés feltehetően nem csak az agonista izmok stimulációjának, de az antagonisták izmok lecsökkenő kokontrakciójának is köszönhető.*

4.3.2 Krónikus hatás.

- *A négyhetes egésztest vibráció hatására feltételezhetően a térdfejtő izmok erő kifejtő képessége tartósan megnövekszik elsősorban az idegi adaptációnak köszönhetően.*
- *Az egésztest vibráció hatása jelentősebb mértékben jelentkezik az érintett oldalon, mint az ép oldalon.*

5 ANYAG ÉS MÓDSZER

5.1 Vizsgálati személyek

5.1.1 Térdfejtők kontraktilis tulajdonságainak vizsgálata

5.1.1.1 Fiatal krónikus hemiplég betegek

Tíz, 15-20 éves ($16,7 \pm 1,5$) hemiplég fiú ($n=7$) és leány ($n=3$) vett részt vizsgálatban, akiket egy bentlakásos, mozgássérült otthon lakói közül választottunk ki randomizált módon. A vizsgálati személyek közül hét szülés során szenvedett féloldali agykárosodást, öt pedig közúti baleset következtében vált részlegesen féloldali bénulttá. A vizsgált hemiplégek közül nyolc bal oldali négy jobb oldali motoros kiesést mutatott. A vizsgálatban résztvevők tartós agyi károsodáson kívül a vizsgálat alatt nem szenvedtek más akut betegségben.

A vizsgálatban a személyek önként vettek részt. A vizsgálat megkezdése előtt írásban és szóban is ismertettük a vizsgálat célját és lefolyását. Felhívtuk az esetleges veszélyekre a figyelmet. Az írásos tájékoztatót a vizsgálatban felnőtt résztvevők aláírták, amelyben elismerték, hogy önként vesznek részt a vizsgálatban. A fiatalkorúak esetében a szülők, a vizsgálatok szóbeli és írásbeli bemutatása után, írták alá a

beleegyező nyilatkozatot. A vizsgálati személyek kognitív állapota kielégítő volt, a vizsgálat során jól kooperáltak.

5.1.1.2 Idős akut stroke betegek

A vizsgálatban résztvevőket az Országos Orvosi Rehabilitációs Intézetben (OORI) az agyi történést követő rehabilitációban résztvevő betegek köréből választottuk ki randomizáltan, akik megfeleltek a kiválasztás kritériumainak. A megfelelési kritériumok az alábbiak voltak: első stroke előfordulás, 15-50 nap elteltével a vizsgálat megkezdéséig, minimum 68 pont a FIMS skálán. Azok a személyek nem vehettek részt a vizsgálatokban, akik szívbetegségben, perifériás artériás betegségben, súlyos demenciában szenvedtek, továbbá, akiknek beszéd megértési problémáik voltak, csípő, térd, boka ízületi fájdalomra panaszkodtak. A vizsgálatra 18 személyt választottunk ki, akik közül kilenc nő és kilenc férfi volt. A vizsgált személyek átlag életkora $59,0 \pm 8,9$ év volt. Tizenegy személy jobb oldali, hét bal oldali hemiplég volt. A vizsgálatra a rehabilitáció megkezdését követően a 20-50. napon került sor. A vizsgált személyek Barthel indexe 55 és 85 pont között volt.

A vizsgálat menetét szóban és írásban ismertettük a kiválasztott személyekkel felhívva a figyelmüket a vizsgálat okozta kényelmetlenségekre és az esetleges veszélyekre. Ezt követően a betegek beleegyező nyilatkozatot írtak alá elfogadva a vizsgálatban való részvételt. A vizsgálati protokollt előzetesen benyújtottuk a rehabilitációs intézet Etikai Bizottságához, amely jóváhagyta a vizsgálat lefolytatását az intézet betegein.

5.1.2 A karmozgás motoros kontrollja

A vizsgálatba tíz egészséges és tíz agyi infarktuson átesett személyt ($56,3 \pm 6,1$ év) vontunk be randomizált módon a vizsgálatra önként jelentkezők közül ($N=42$). Az első csoport kontrollként szerepelt, amelybe tíz neurológiai problémáktól mentes, azonos korú személyeket ($55,9 \pm 5,1$ év) választottunk a neurológiai kutatóintézet munkatársai közül. A vizsgálat mindegyikük számára ismerős volt. A második csoportba tíz agyi infarktuson átesett személyt választottunk. A vizsgálatra az agyi infarktust követő egy-hat héten belül került sor. A betegek képesek voltak a feladat megértésére és teljesítésére mindkét oldali felső végtagjukkal.

5.1.3 A vibráció akut hatásának vizsgálata

A vizsgálatba tizenhat önként jelentkező stroke-on átesett beteget vontunk be, akik az agyi követően rehabilitációs programban vettek részt az Országos Orvosi Rehabilitációs Intézetben történést (OORI). A résztvevők közül nyolc nő és nyolc férfi volt, akiknek átlagos életkora $58,2 \pm 9,4$ év volt. A legfiatalabb 44, a legidősebb 67 éves korú volt. Tizenegy beteg a bal agyi féltéken, öt a jobb féltéken szenvedett károsodást. A károsodás oka tíz betegnél agyi infarktus, hat betegnél agyvérzés volt. A vibráció alkalmazására átlagosan $27,2 \pm 10,4$ nappal az agyi történést követően került sor, a szokásos rehabilitációs program megkezdése után tíz nappal. A betegek képesek voltak álló helyzetben egyensúlyuk megtartására és járókerettel helyváltoztató mozgásra. Valamennyi vizsgálatba bevont beteg általános és neurológiai vizsgálaton ment át. Csak azokat a betegeket tettük ki vibrációs hatásnak, akik mentesek voltak szív és perifériás érrendszeri betegségtől, keresztcsonti, csípő, térd és boka ízületet érintő ortopédiai elváltozásoktól, valamint súlyos demencia problémáktól, továbbá képesek voltak az instrukciók megértésére és a feladatok pontos végrehajtására. A vizsgált személyek Barthel indexe 55 és 85 pont, a FIM pontszám 70 és 110 között volt (1. táblázat).

1. táblázat. A vizsgálatban részt vett betegek klinikai jellemzői. Jelölések: V – vibrációnak kitett csoport, K – kontroll csoport, N- nő, F – férfi, I – infarktus, H (hemorrhage) – vérzés, B – bal, J – jobb oldal. Az idő a napok számát jelenti az agyi történéstől a rehabilitáció megkezdéséig.

Betegek	Nem	Életkor (év)	Idő (év)	Stroke típus	Érintett oldal	Barthel index	FIM
V1	N	54	24	I	L	40	80
V2	N	60	22	I	L	45	76
V3	F	55	47	I	R	30	72
V4	F	62	30	I	R	45	93
V5	F	54	32	H	R	39	73
V6	F	62	30	H	R	55	86
V7	F	66	18	I	R	85	110
V8	N	51	22	I	L	48	84
K1	F	46	26	I	L	47	83
K2	F	66	18	I	R	40	70
K3	F	68	19	I	R	75	96
K4	N	48	14	I	L	60	101
K5	F	54	14	H	R	35	63
K6	N	62	41	H	R	48	84
K7	N	76	38	I	R	25	85
K8	F	42	32	H	L	50	86

A fenti kritériumok szerint kiválasztott 16 személyt randomizáltan két csoportba osztottuk: vibrációs hatásnak kitett (V) és kontroll csoport (K). Mindkét csoportba nyolc személy került. A vizsgálat lefolytatását a Semmelweis Egyetem Kutatási és Etikai Bizottsága és az OORI Etikai Bizottsága hagyta jóvá. Valamennyi beteggel ismertettük a vizsgálat menetét, esetleges kényelmetlenségét és rizikóját. Miután a betegek elolvasták a vizsgálat pontos leírását és a kérdéseikre kielégítő választ kaptak, aláírásukkal erősítették meg részvételi szándékukat a beleegyezési nyilatkozaton.

5.1.4 A vibráció krónikus hatásának vizsgálata

A vizsgálatban ugyanazon személyek vettek részt, mint az akut vibráció hatását vizsgáló kutatásban. A négy hetes vibrációs programba azokat a személyeket vontuk be, akik az egyszeri vibrációban is részt vettek (n=8), a kontroll csoport tagjai ebben a vizsgálatban is kontroll személyként szerepeltek (n=8).

5.2 Vizsgálati eszközök

5.2.1 A térdfesztők kontraktilis tulajdonságainak vizsgálatához használt eszközök

5.2.1.1 Izomkontraktilitást vizsgáló berendezés

Vizsgálatainkat a Multicont II, komputer által vezérelt dinamométer (Mediagnost, Budapest és Mechatronic Kft, Szeged) segítségével végeztük (1. ábra). A kezelői software Windows operációs rendszerre megírt program. A program egy közbeiktatott elektromos hajtáson keresztül két elektromos szervomotort (Mavilors AC Servo-motor, M10, Spain) vezérelt.

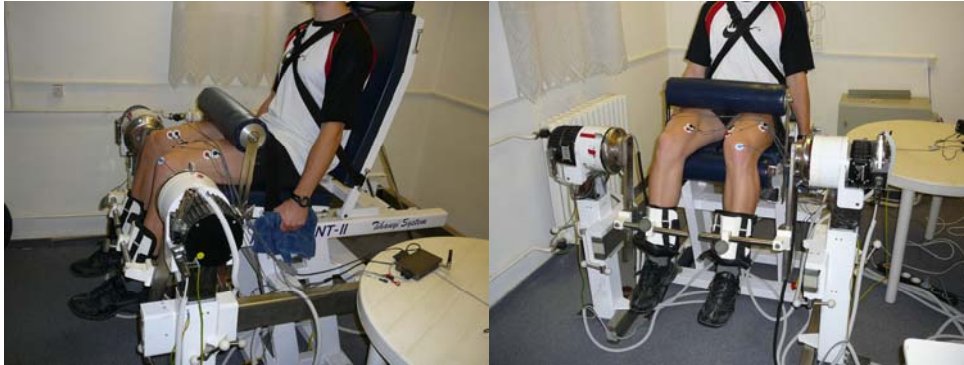
1. ábra. A Multi-Cont II komputerizált izomkontraktilitást vizsgáló berendezés.

A motorok vízszintes irányban sínen mozgathatóak a dinamométer állítható padja körül. A függőleges irányú



beállítást a tartó oszlopokba beépített pneumatikus emelő rendszer segítette. A speciális pad mechanikus szerkezet segítségével állítható, és rögzíthető a mérésekhez szükséges stabil testhelyzet kialakítására. A pad ülőfelülete és háttámlája külön-külön is

mozgatható vízszintes irányban. Az ülőfelület a vízszintes helyzettől 10°-os fokozatonként billenthető 30°-os dőlésszögig. A háttámla a vízszintes és a függőleges helyzet között bármely pozícióban rögzíthető. A váll, a törzs, a csípő és a comb nagy merevségű övekkel és egy párnázott fémhenger segítségével rögzíthető a padhoz (2. ábra).



2. ábra. A vizsgálati személy rögzítése a vizsgálati eszközhöz. A törzset hevederekkel rögzítettük az üléstámlához, a szivacsborítású henger a combok és a csípő elmozdulását hivatott minimálisra csökkenteni. Az erő kifejtés közben a vizsgált személyek kezükkel a test mellett elhelyezett fogantyúkat fogták, ami szintén a test rögzítését szolgálta.

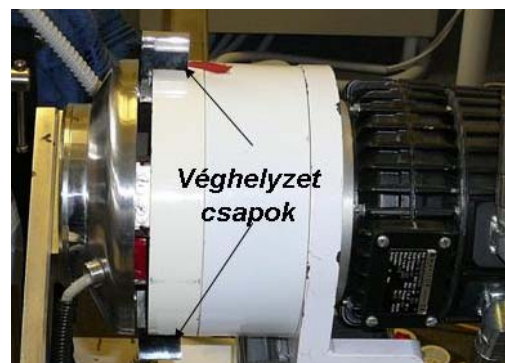
A motorok a kiválasztott programnak megfelelően mozgatják a dinamométer acélból készült karját (600 x 50 x 10 mm) a forgástengely körül. Az acélkar speciális sínként funkcionál, amelyre a test különböző szegmentjeinek megfelelő méretű rögzítő mandzsetták, és fogantyúk illeszthetőek. Ezek az elemek az acélkar teljes hosszában csúsztathatóak és bármely pozícióban stabilan rögzíthetőek a mozgatandó szegmens méretének megfelelően. A rögzítő mandzsetták acélból készültek, belső felületük párnázott, és keresztmetszetük tépőzárral állítható (2. ábra).

A berendezés mérőegysége három fő komponensből áll. 1. Szervomotor(ok), amely egy AC lapos szinuszoid, kefe nélküli, a spanyolországi Mavilor Motors által gyártott motor (Típus: MA-10, maximális sebesség: 6000 rpm, maximális folyamatos nyomaték: 5.8 Nm, rövid idejű nyomaték: 40.7 Nm). 2. Hajtás, amely egy, Lorenz Braren GmbH (Németország) által gyártott ciklo hajtás (Típus: FAD 25, redukciós arány: 59, névleges kimeneti nyomaték: 460 Nm, maximális rövid idejű kimeneti nyomaték: 971 Nm). 3. Mérőcella, amelyet a felhasználói követelményeknek megfelelően gyártottak. A mérőcellában két acélkorongot nyolc kis flexibilitású és nagy érzékenységgű, radiálisan elhelyezkedő lamella köti össze. Minden második lamellára nyúlásmérő ellenállás került felragasztásra (Érzékenység: 0.5 Nm, mérési

nyomatékhatár: 500 Nm). A mérőcella leírt elrendezése lehetővé teszi, hogy csak olyan nyomaték kerül mérésre, amely az erőkarok síkjában keletkezett. A forgatónyomaték adatokat a program minden esetben korigálja a gravitáció (a mozgatott szegmens és a motor karjának súlya) következtében fellépő forgatónyomaték értékekkel.

Az ízületi pozíció mérését a hajtásba beépített potenciométer végzi 0.01 rad pontossággal. A szervomotor sebességét a program a pozíció-idő függvény alapján vezérli. Izokinetikus koncentrikus kontrakció során a sebesség ingadozás kevesebb, mint 0.05 rad/s. A motorok maximális szögelfordulási tartománya 320 fok. A szögtartományt a berendezés a két mechanikus, állítható, a túlforgást megakadályozó csap között mérte (3. ábra), amely azonos lehet az ízületi mozgástartománnyal, de a kiindulási és véghelyzet nem feltétlenül azonos az ízületi szöghelyzettel. Ezért a goniométerről származó szögértékeket transzformálni kellett a tényleges ízületi szögekre, amelyet minden mérés előtt elvégeztünk. A berendezés maximálisan 5,2 rad/s (300 fok/s) sebességet tud generálni állandó szögsebesség alkalmazáskor. A szögsebesség 0,035 rad/s (2 fok/s) pontossággal programozható.

3. ábra. A motor véghelyzet csapjai, amelyek között az erőmérő karok mozoghatnak, és amely szögelfordulást a hajtásba épített goniométerek mérnek.



A forgatónyomaték, az ízületi szögváltozás és a sebesség adatok digitális formában kerültek rögzítésre a PC-ben. A mintavételi frekvencia minden esetben 0.5 kHz volt. Az adatok rögzítése során a forgatónyomaték, az ízületi szög, és az ízületi szögsebesség pillanatnyi értékei oszlop diagramm formátumban megjelentek a monitoron. Ez a funkció lehetőséget adott arra, hogy vizuális visszajelzés segítségével motiváljuk a vizsgált személyt nagyobb erő kifejtésére vagy fenntartására.

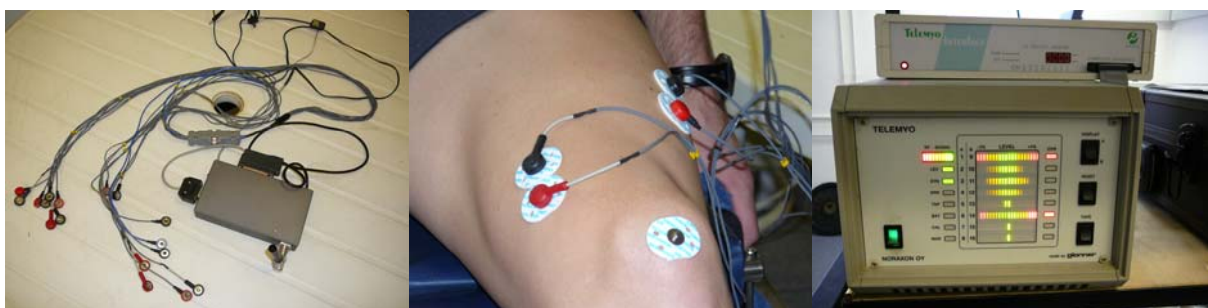
Mivel a motorok működése során nagy forgatónyomatékok keletkeznek és az ízületi mozgáshatárok behatároltak, ezért olyan biztonsági rendszerrel kellett a dinamométert felszerelni, ami megakadályozza a sérüléseket. Az elektromos motorok működésének leállítása három módon történhet: elektromosan, mechanikusan, manuálisan. A hajtásba szerelt relé érzékeli, hogy a motor a beállított szögtartomány

utolsó öt fokába lépett és ekkor automatikusan fékezni kezdi a motor forgómozgását és a beállított szöghelyzetben megállítja a forgást. Ha az elektromos fékezés nem működne, akkor a véghelyzet után öt fokkal a hajtásba épített, állítható csapok mechanikusan állítják meg a forgómozgást. A dinamométer működését mind a vizsgálatot vezető, mind a vizsgált személy manuálisan is leállíthatja egy jól látható piros gomb benyomásával. A gomb benyomásával a dinamométer elektromos ellátottsága teljesen megszűnik. Minden esetben felhívtuk a vizsgált személyek figyelmét arra, hogy ha bármikor leállíthatják a mérést, ha fájdalmat éreznek vagy bármilyen diszkomfort érzésük van. A mérés leállítását kétszer-háromszor bemutattuk a személyeknek.

Minden vizsgálat előtt elvégeztük a forgatónyomatékok és a szöghelyzetek kalibrálását. Meghatároztuk azt a szögtartományt, amelyben a motor maximálisan elmozdulhat. A szélső értékek mindig kisebbek voltak, mint a térd ízületi határ értékei. Minden mérés előtt elvégeztük a gravitációs korrekciót. Nevezetesen az erőmérő kar és a lábszár okozta forgatónyomatékokat öt fokonként meghatározta a gép, amely automatikusan levonásra került az izom által létrehozott forgatónyomatékból.

5.2.1.2 EMG készülék

Az izmok elektromos aktivitásának mérése TeleMyo telemetrikus EMG készülékkel (Noraxon U.S., Inc., Scottsdale, AZ) történt (4. ábra). Az elektromos jelek detektálására és elvezetésére bipoláris felületi elektródákat használtunk (4. ábra). Az elektródák felhelyezése előtt a kiválasztott izom azon felületét, ahová az elektródák kerültek, az alábbiak szerint készítettük elő.



4. ábra. Bal oldali kép: az EMG készülék adóegysége és az elektródák. Jobb oldali kép: a készülék vevő és kontroll egysége. Középső kép: az elektródák helyzete az izmokon, illetve a patellán.

A testszörzetet borotválással eltávolítottuk, majd finom dörzspapírral az elhalt hámsejteket távolítottuk el. Ezt követően alkohollal kezeltük a bőrt a felületi zsírréteg lemosása végett. Az elektróda párokat egymástól 2 cm távolságra, az izom hossz tengelyével párhuzamosan, az izom disztális harmadában ragasztottuk fel a bőr felszínére, amelyet az öntapadós elektródák tettek lehetővé. Ezt követően ellenállásmérő eszköz segítségével megmértük az elektródák alatti bőrfelület ellenállását. Amennyiben a mért ellenállás nagyobb volt, mint $10 \mu\Omega$, akkor az előzőekben ismertetett eljárást megismételtük. A jeleket 1 kHz frekvencián digitalizáltuk Myosoft software-t használva (Noraxon Myoclinical 2.10). A nyers EMG jeleket rektifikálással (rEMG) és négyzetgyök módszerrel (rmsEMG) konvertáltuk 20 ms-os simító ablakot alkalmazva. Az így nyert görbékről határoztuk meg az EMG aktivitás jellemző változóit (rmsEMG, medián frekvencia), aminek segítségével az összehasonlításokat végeztük.

Az izmok EMG aktivitásának megállapítására elektródákat helyeztünk fel a vastus laterális, valamint a biceps femoris hosszú fejére. A föld elektródát a patellára tettük (4. ábra). A mintavételi frekvencia 1 kHz volt. A forgatónyomaték és EMG jelek felvétele szinkronizáltan történt. A forgatónyomaték, szög, szögsebesség és EMG jeleket a mérés alatt megjelenítettük a komputer monitorain. Amennyiben a jelek nem megfelelő végrehajtást mutattak, a mérést megismételtük. Minden adatot a számítógép merev lemezén tároltuk későbbi kiértékelés céljából.

5.2.2 A karmozgás motoros kontrolljához használt eszközök

A mozgás tér és időbeli lefolyásának meghatározására egy számítógép által vezérelt, ultrahang alapú mozgáselemző berendezést használtunk ZEBRIS CMS-HS (ZEBRIS, Medizintechnik GmbH, Németország). A rendszer az alábbi részekből épül fel (5. ábra):

- központi egység, amely a PC alapú számítógéphez csatlakozik,
- az ultrahang jeleket kibocsátó MA-HS mérőfej három adóval,
- KA-HS adatgyűjtő egység,
- TS-LU aktív érzékelő (marker) a test kiválasztott pontjaira felhelyezve,
- jelölő ceruza (pointer) az anatómiai pontok kijelöléséhez.

5. ábra. Az ultrahang jeleket kibocsátó MA-HS mérőfej három adóval és a KA-HS adatgyűjtő egység.



Az ultrahang kibocsátó mérőfej három ultrahang adója egy állítható állványon helyezkedik el. A mérőfejet a vizsgálat során a vizsgálati személy azon oldalán helyeztük el, amely oldali karral a mozgást végezte. Az állványon lévő mérőfej dőlésszögét is konstans módon beállítottuk az egymást követő mérések során. A három adóval rendelkező mérőfej meghatározott időközönként ultrahang jeleket bocsát ki, amelyet az ultrahang mikrofont tartalmazó aktív érzékelők detektálnak. Az ultrahang sebességének ismeretében a mért terjedési időből minden egyes érzékelő és a mérőfej adói közötti távolság meghatározható.

A szegmentumok mozgásának rögzítésére szolgáltak az aktív érzékelők (markerek). A markerek által meghatározott lokális koordináta-rendszerben a felső végtag tetszőleges pontjainak helyvektorát a mérés megkezdése előtt ultrahang-alapú jelölő ceruza (pointer) segítségével adtuk meg (kalibrálás). A pointer hegyét a minden egyes kijelölendő anatómiai pontra helyeztük, majd a pointeren lévő gombot megnyomásával a kijelölt pont térbeli helyzetét rögzítettük a rendszerben.

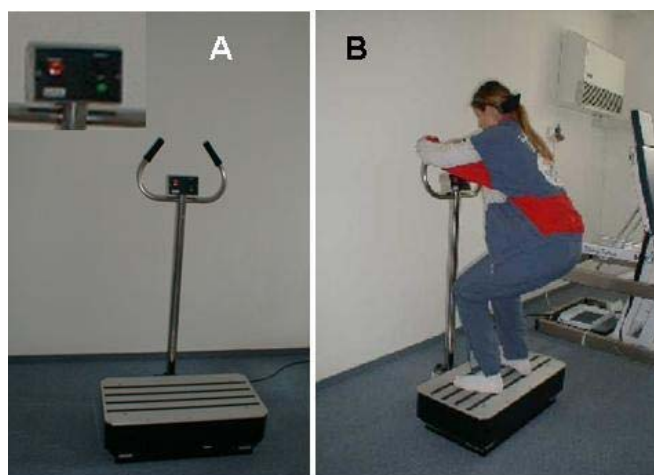
Minden testszegmentumra rögzített markerhez kizárólag az adott testszegmentumon jelöltünk ki vizsgálandó anatómiai pontot. Mozdulás során az alappontok mindenkor térbeli koordinátáiból és a vizsgálandó anatómiai pontok lokális koordináta-rendszerben megadott helyvektoraiból a vizsgálandó anatómiai pontok térbeli koordinátái számíthatók. A térbeli koordináták rögzítéséhez a rendszer mintavételi frekvenciája 28 Hz. Az adatok kiértékelése a MatLab 6.0 software-re írt speciális program segítségével történt.

5.2.3 Vibrációs pad

A mechanikai vibrációt az alsó végtagon keresztül alkalmaztuk. Az úgynevezett egésztest vibrációhoz (ETV) a kereskedelemben kapható rezgő (vibrációs) padot használtunk (Nemes-Bosco vibration platform, OMP, Rieti, Italy). A rezgőpadban, amelynek mérete 50x80x25 cm, egy elektromos motor kelti a vertikális, szinuszos

hullámokat, amelynek csúcstól csúcsig tartó amplitúdója 5 mm. A padhoz egy vertikális konzol csatlakozik, amelyen a frekvencia és a vibrációs időt beállító gombok találhatóak. Ezen kívül a vezérlő egységen található egy jól elkülönülő gomb, amely arra szolgál, hogy a vizsgált személy megállítsa az eszköz működését a gomb lenyomásával. A konzol vízszintes része fogódzkodásra szolgál (6. ábra). A vizsgált személyek különböző testhelyzetekben foglalhatnak helyet a padon kezüket a fogódzkodón tartva (6. ábra). A rezgés frekvenciája 0 és 100 Hz között változtatható 1 Hz-ként. Az eddigi vizsgálatok nem mutatták ki a rezgőpad keltette vibráció káros hatását sem a mozgató sem a keringési rendszerre.

6. ábra. A: vibrációs eszköz. A kép bal felső sarkában látható kinagyítva a kijelző és vezérlő egység. B: a vizsgálati személyek elhelyezkedése a vibrációs padon.



5.3 A vizsgálati protokoll

5.3.1 Izomkontraktilitás vizsgálat

A vizsgálati személyek térdfeszítő izmainak kontraktilis jellemzőit izometriás, koncentrikus (csak a fiatal, krónikus hemiplégeknél) és excentrikus kontrakciók alatt vizsgáltuk. Minden esetben a vizsgálati személyek ülő helyzetben foglaltak helyet a dinamóméter pad részén. A háttámlát 10 fokban megdőntöttük. A vizsgálati személyeknek a hátukat és medencéjüket a háttámlához kellett nyomni. Ebben a helyzetben a törzset a háttámlához rögzítettük hevederekkel, hogy a gerinc ízületeiben és a csípőízületben a lehető legkisebb mozgás jöjjön létre a térdfeszítések alatt. A combok vízszintesen helyezkedtek el a pad ülőfelületén. A lábszárakat a motorral kapcsolatban lévő karhoz rögzítettük boka felett. A combokat egy szivaccsal borított hengerrel az ülőfelülethez szorítottuk megközelítőleg a csípő- és térdízület között (7. ábra). A térdfeszítés alatt a betegek kezükkel az ülőfelület mellett elhelyezett fogantyújukba kapaszkodhattak (7. ábra).



7. ábra. A bilincsek rögzítése az acélkarhoz, a lábszár rögzítése a mandzsettába (sárga árnyalatú kör) és a combok leszorítása az ülőfelülethez (halványkék árnyalatú kör).

A motort úgy állítottuk be, hogy a térdízület forgástengelye egy vonalba essen a motor forgástengelyével. A lábszár hosszúsági tengelye párhuzamosan helyezkedett el az erőmérő kar hossz tengelyével.

Unilaterális és bilaterális kontrakciók

Az érintett és ép oldali végtag kontraktilis jellemzőinek valamint a bilaterális erődeficit meghatározása végett a vizsgált személyek külön az ép oldali és külön az érintett oldali térdfeszítőikkel is végrehajtották az izometriás, koncentrikus és excentrikus kontrakciókat. Ezt követően mindkét térdfeszítővel egyidőben is elvégeztették a kontrakciókat. A vizsgálatok során a két motort úgy programoztuk, hogy a forgatónyomatékot mérő karok együttesen mozogjanak a kiválasztott ízületi szöghelyzetekbe, ahol elvégeztük a méréseket mindkét térdfeszítőn külön és együttesen is. A vizsgálati személyek egyik fele az unilaterális, a másik fele bilaterális kontrakciókkal kezdte a mérést. A két motor szögbeállási pontossága ± 1 fok volt.

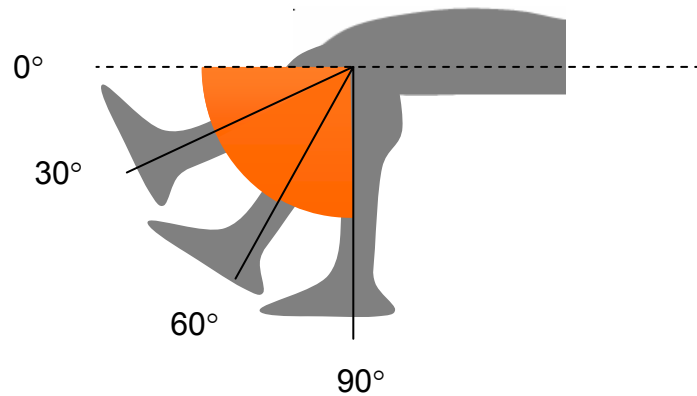
5.3.1.1 Izometriás kontrakció

5.3.1.1.1 Vizsgálati protokoll

A maximális izometriás forgatónyomatékot három ízületi szöghelyzetben, 30, 60 és 90 fokban, randomizált sorrendben határoztuk meg (8. ábra). A vizsgálati személyeket arra kértük, hogy a beállított ízületi szöghelyzetben a mérés kezdetét jelző lámpa felvillanása után maximális erőbevetéssel feszítsék térdükét és a maximumot elérve 4 s-ig tartsák azt az értéket, majd a lehető leggyorsabban lazítsák el izmaikat. Ezt

követően az előzetesen meghatározott program szerint a motor a következő szöghelyzetbe mozgatta a lábat. Ez alatt a vizsgálati személyeknek izmaikat el kellett lazítani. Az egyes erőkifejtések között 20 s pihenőidő volt. Három erőkifejtés után 2 perc pihenőidőt adtunk. Valamennyi ízületi hajlásszögben három mérést végeztünk. Az izometriás kontrakciót kétféle módon hajtották végre a vizsgált személyek.

8. ábra. Az ízületi szöghelyzetek, amelyekben az izometriás kontrakciót végezték a vizsgált személyek. Teljes nyújtott térdizületben (neutrális szöghelyzet) az ízületi szög nulla fok. Az ízület behajlításával fokozatosan növekszik az ízületi szög. Valamennyi mérésnél ezzel a meghatározással állítottuk be kívánt ízületi szögeket.



1. Időmegkötöttség nélkül, azaz az egyének által választott idő alatt.
2. A vizsgált személyek a lehető leggyorsabban kezdték az erőkifejtést, de nem kellett a maximális erőkifejtésre törekedni.

Az izometriás kontrakciókat mind az ép, mint az érintett oldali térdfesztítővel elvégeztettük külön (unilaterális kontrakció, UL) és mindkét lábbal egyszerre, egyidejűleg (bilaterális kontrakció, BL).

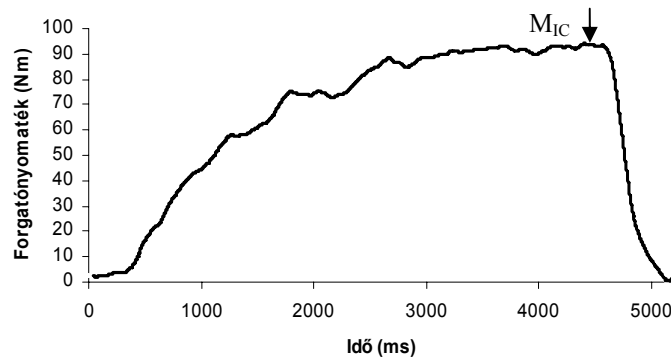
5.3.1.1.2 Adatgyűjtés.

A normál ütemben kifejtett izometriás forgatónyomaték-idő görbéken (9. ábra) meghatároztuk a legnagyobb értéket, amelyet maximális izometriás forgatónyomatéknak neveztünk (M_{IC}). Ezen kívül kiszámítottuk a forgatónyomaték-idő görbék alapján az átlag forgatónyomatékot (M_a) az alábbi egyenletet használva:

$$M_a = \frac{\sum_{i=1}^N M(i)}{N}$$

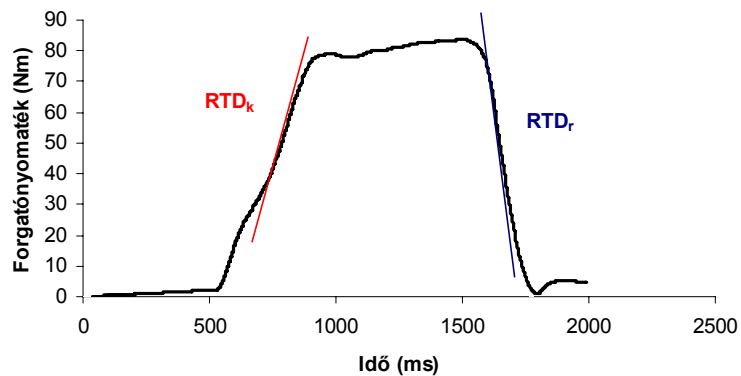
ahol N a mintavételi számot jelenti az izometriás kontrakció alatt. $M(i)$ a forgatónyomaték nagyságát jelzi az i -edik minta esetében, amelyet a forgatónyomaték-idő görbén határoztunk meg 2 ms-ként.

9. ábra. Reprezentatív forgatónyomaték-idő görbe, amelyet időmegkötöttség nélkül végrehajtott izometriás kontrakció alatt regisztráltunk. A nyíl jelzi a maximális izometriás forgatónyomaték (M_{IC}) helyét a görbén.



A maximális gyorsasággal kifejett izometriás kontrakció során meghatároztuk a forgatónyomaték növekedés rátáját (dM/dt), más kifejezéssel élve a görbe felfutási meredekségét (RTD_k) a görbe felfutó ágában (10. ábra), valamint a forgatónyomaték visszaesésének rátáját (RTD_r) az izom akaratlagos relaxációja alatt (10. ábra).

10. ábra. Reprezentatív forgatónyomaték-idő görbe gyors izometriás kontrakció során. A görbéhez húzott piros vonal (iránytangens) a kontrakció alatti erő kifejlődési meredekséget (RTD_k) érzékelteti. A görbe leszálló ágához illesztett kék vonal az izom relaxációjának gyorsaságát fejezi ki (RTD_r).



Az említett változókat (M_{IC} , RTD_k , RTD_r) meghatároztuk az érintett és ép oldali térdfesztőkre mind unilaterális, mind bilaterális kontrakciók során. Kiszámítottuk a bilaterális forgatónyomaték deficitet (BFD) százalékban az alábbi módon:

$$BFD = \frac{(M_{ép} + M_{ér})_{bl}}{(M_{ép} + M_{ér})_{ul}} \cdot 100$$

ahol $M_{ép}$ és $M_{ér}$ az ép és az érintett oldali forgatónyomatékot jelenti bilaterális (BL), illetve unilaterális (UL) kontrakciók során.

5.3.1.2 Koncentrikus kontrakció

5.3.1.2.1 Vizsgálati protokoll

A vizsgálati személyek hasonló testhelyzetben foglaltak helyet a dinamométeren, mint az izometriás kontrakciók során. A kiindulási ízületi szöghelyzet 90 fok, a teljes szögelfordulás a kontrakciók során nyolcvan fok volt, ami azt jelentette, hogy a teljes térdfeszítés (nulla fok térdszög) előtt tíz fokkal bejeződött. A térdnyújtást 0,52, 1,04, 2,09, 4,17 és 5,2 rad/s állandó sebességgel végeztettük. A vizsgálati személyeket arra kértük, hogy a lehető legnagyobb erőt fejtsék ki a mozgó karra. A motorok akkor kezdték meg a beállított sebességgel a forgó mozgást, amikor a személyek 20 Nm forgatónyomatékot fejtettek ki a karra.

A koncentrikus kontrakciókat jobb és bal lábbal külön és egyidejűleg is végrehajtották a személyek három alkalommal. Az egyes kontrakciók között két perc pihenő időt biztosítottunk. Ezt a vizsgálatot csak a fiatal krónikus hemiplégeken végeztük el.

5.3.1.2.2 Adatgyűjtés

A forgatónyomaték-idő görbéről a legnagyobb forgatónyomatékot határoztuk meg valamennyi alkalmazott szögsebességnél és használtuk fel a forgatónyomaték-szögsebesség kapcsolat meghatározására és más összehasonlítás céljából. Ezen kívül kiszámítottuk az átlag forgatónyomatékot az izometriás kontrakciónál leírt egyenletet használva. Kiszámítottuk továbbá a kontrakció alatti munkavégzés (W) nagyságát az alábbi módon:

$$W = \int_{\theta_1}^{\theta_2} M_{(\theta)} \cdot d\theta$$

Ahol: M a θ szöghelyzetben mért forgatónyomaték nagysága, a W a vonatkozó forgatónyomaték-szög görbék alatti terület nagyságát fejezi ki. A változókat mind uni-, mind bilaterális kontrakciók alatt meghatároztuk.

5.3.1.3 Excentrikus kontrakció

5.3.1.3.1 Vizsgálati protokoll

Az excentrikus kontrakciók során a vizsgált személyek ugyanabban a testhelyzetben foglaltak helyet a dinamométeren, mint az izometriás és koncentrikus kontrakciók alatt. A vizsgálati személyeknek a beállított szöghelyzetben a lehető

leggyorsabban kellett térdfesztő izmaival forgatónyomatékokat kifejteni az acél karra. Az ízület behajlítása akkor kezdődött meg, amikor a kifejített forgatónyomaték 20 Nm-t elérte. Ekkor a dinamométer vezérlő egysége, a programnak megfelelően, feloldotta a statikus helyzetet és a motor a beállított szögsebességgel automatikusan és minimális időkéssel (2 ms) megkezdte a térdízület behajlítását. A vizsgált személyeknek maximális ellenállást kellett kifejteni a motorral szemben arra törekedve, hogy a térd behajlítását megakadályozzák. Minthogy állandó szögsebességet alkalmaztunk, az ízület behajlásának végét a vizsgálati személyek nem tudták befolyásolni. A nyújtás alatti ízületi szögváltozás nagysága és az alkalmazott szögsebesség különbözött a krónikus és akut stroke betegeknél.

A krónikus stroke betegeknél a térdízület motorok általi behajlítása 30, illetve 60 foknál kezdődött. Mindkét esetben a szögelfordulás 20 fok volt. Az ízületek behajlítása 0,52, 1,04 és 2,09 rad/s állandó szögsebességgel történt. Minden egyes kontrakciót három alkalommal végeztünk el, két perces pihenő időt adva az egyes kontrakciók között. A kontrakciókat mind az egészséges, mind a sérült oldali végtaggal elvégeztettük külön (unilaterális kontrakciók). A kontrakciókat mind két lábbal együtt (bilaterális kontrakciók) is végrehajtották a személyek. A fáradás hatásának kiküszöbölésére az unilaterális kontrakciókat az érintett és ép oldali lábbal, valamint a bilaterális kontrakciókat külön napokon végeztettük el. A tesztek között egy nap pihenő volt. A vizsgálati személyeket véletlenszerűen választottuk ki, hogy melyik napon melyik végtaggal végzik a kontrakciókat.

Az akut stroke betegek esetében az ízület behajlítása 30 fokos szögben kezdődött és 90 fokos szögben fejeződött be, vagyis az ízületi szögelfordulás nagysága 60 fok volt. Az excentrikus kontrakciónál 1,04 rad/s-os állandó szögsebességet alkalmaztunk. A kontrakciókat egy lábbal (külön az érintett és külön az ép oldali láb) és mind két lábbal együtt végrehajtották a betegek. Az egyes kontrakciók között 2-3 perc pihenőidőt adtunk. Az egyes vizsgálati személyeket véletlenszerűen választottuk ki, hogy melyik lábbal, illetve unilaterálisan vagy bilaterálisan kezdik a tesztet. Az excentrikus kontrakciókat a vibráció előtt és után is elvégeztettük.

5.3.1.3.2 Adatgyűjtés.

A forgatónyomaték-idő görbéken meghatároztuk a maximális forgatónyomaték értéket (Mec), valamint a 60 fokos ízületi szögnél meghatározható excentrikus

foratónyomaték nagyságát. Az utóbbi adat meghatározására azért volt szükség, hogy kiszámítsuk a maximális excentrikus és izometriás erő különbségét, illetve arányát. A foratónyomaték-idő görbék alapján kiszámítottuk az excentrikus kontrakció alatti átlag foratónyomatékot (\dot{M}_{ec}). A foratónyomaték-szögelfordulás görbéken meghatároztuk a görbe alatti terület nagyságát, amely a mechanikai munkavégzés nagyságát jelenti (W_{ec}).

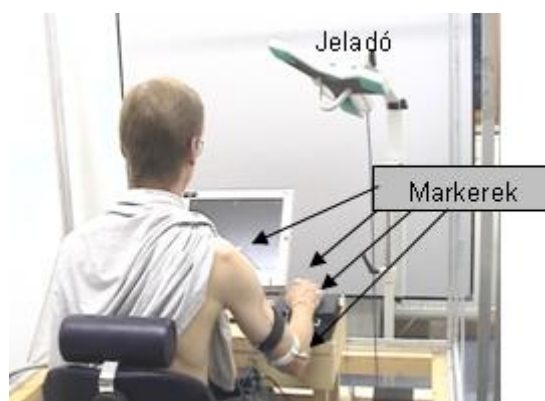
5.3.2 Motoros kontroll

5.3.2.1 Vizsgálati protokoll

A vizsgálati személyek ülőhelyzetben felkarjukat a testük mellett tartották és a könyökük megközelítőleg kilencven fokban volt behajlítva. Kezüik természetes tartásban volt az előttük elhelyezett asztalon (11. ábra). Hat markert helyeztünk fel a vállra, a könyökre, a csuklóra és a kézre, amelyek térbeli helyét az ultrahang alapú Zebris mozgáselemzővel rögzítettük 28 Hz-es mintavételi frekvenciával. A testen elhelyezett markerek pozícióit transzferálva az alábbi szögeket határoztuk meg:

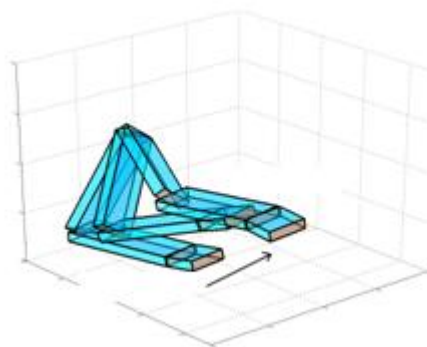
- Felkar: torziós szög, a felkar függőleges (oldal sík) és vízszintes (transzverzális) síkhoz viszonyított szöge;
- Az alkar torziós szöge és a könyök szöge;
- A kéz vízszintes (transzverzális) és függőleges (oldal) síkhoz viszonyított szöge.

11. ábra. Vizsgálati beállítás. Az ábra a karmozgás kiindulási helyzetét mutatja. A jeladó állványát olyan távolságban és dőlésszögben, úgy helyeztük el a vizsgált karhoz viszonyítva, hogy az ultrahang hullámok elérjék a testen elhelyezett aktív markereket.



A vizsgálati személyeket arra kértük, hogy karjukat nyújtsák előre és a mutatóujjukat megközelítőleg vállmagasságban, a test középvonalában lokalizálják (11. és 12. ábra). Nem alkalmaztunk semmilyen külső tárgyat, amelyet ujjukkal meg kellett érinteni és a mozgás végrehajtása alatt semmilyen instrukciót nem adtunk a kéz helyzetére és sebességre vonatkozóan.

12. ábra. A karmozgás számítógépes szimulációja.



A vizsgált személyeknek harmincszor kellett végrehajtani ezt a mozgást nyitott szemmel és harmincszor csukott szemmel. A mozgást akkor tekintettük befejezettnek, amikor a kéz sebessége a maximális sebesség 10 százaléka alá esett. A kéz végső vízszintes és függőleges helyzete a kétdimenziós Cartesian (derékszögű) koordináta rendszerben került meghatározásra frontális síkban (KP_x és KP_y). A végső karhelyzetet az ízületi szögekből alkotott 7 dimenziós vektor segítségével határoztuk meg a mozgás végén. Ebben a vektorban az egyes koordinátákat a fent definiált egyes szögek értékei jelentik. A végső kézpozíció varianciája a kéz végső helyzetének átlag varianciájaként került meghatározásra (cm²). A végső karhelyzet varianciáját a végső karhelyzet komponenseinek átlag varianciájával jellemeztük (fok²).

5.3.2.2 Adatgyűjtés és feldolgozás.

A kézpozíció definíciója: a kéz koordinátái HP_x, HP_y abban a derékszögű koordinátarendszerben, amit a test előtt levő, a frontális síkkal párhuzamos síkban lehet elképzelni (HP_x-vízszintes, HP_y-függőleges irány). Tehát a kéz pozícióját a

$$[HP_x, HP_y]$$

számpár által definiált 2 dimenziós vektor adja meg.

A karpozíció definíciója: A hét hajlásszög értékeiből álló 7 dimenziós vektor.

A hét hajlásszög: VT: váll torzió, VH : váll horizontális hajlásszög (a felkarnak a vízszintes síkkal bezárt szöge), VV: váll vertikális (a felkarnak a sagittális síkkal bezárt szöge), AT: alkar torzió, KF: könyökfeszítés szöge, KV: kéz vertikális helyzete (a csukló horizontális síkhoz viszonyított hajlásszöge), KH: kéz horizontális helyzete (a csukló vertikális síkhoz viszonyított hajlásszöge).

Tehát a kar pozícióját a következő 7 mutatóval jellemeztük:

$$[VT, VH, VV, AT, KF, KV, KH]$$

Itt a zárójelbe foglalás azt jelenti, hogy a 7 szám megadott sorrendben való együtteséről van szó. Ezt nevezik az algebraiban egy 7 dimenziós vektornak és az összes lehetséges ilyen szám-hetes halmaza alkot egy 7 dimenziós vektorteret, röviden 7 dimenziós teret.

Variációs számítás:

A kézpozíció variációjának kiszámításához először a KP_x és KP_y értékek átlagát számítottuk ki a 30-szor megismételt mozgás végén mért harminc KP_x és KP_y értékekből. A számítást az alábbi egyenlet fejezi ki:

$$\overline{KP_x} = \sum_{k=1}^{30} KP_{x_k} / 30$$

Ezután kiszámítottuk mind a harminc érték átlagtól való eltérését és az eltérések négyzetének átlagát vettük

$$VarKP_x = \sum_{k=1}^{30} (\overline{KP_x} - KP_{x_k})^2 / 30$$

Hasonló módon történt a VarHP_y kiszámítása is.

Ezt követően a kézpozíció teljes variációját a koordináták variációjának átlagaként, tehát VarHP_x és VarHP_y átlagaként határoztuk meg.

A karpozíció variációját, úgy számítottuk, hogy először a karpozíciót megadó komponensek variációját számítottuk ki külön-külön a 7 komponensre, mind a 30 végrehajtásnál. Pl. a karpozíciót megadó 7 dimenziós vektor első komponensének, a váll torziójának átlaga:

$$\overline{VT} = \sum_{k=1}^{30} VT_k / 30$$

és variációját:

$$VarVT_x = \sum (\overline{VT} - VT_k)^2 / 30$$

A teljes karpozíció variációját a hét komponens variációjának, tehát VarVT , VarVH , VarVV, VarAK , VarKF , VarKV, VarKH variációjának átlagaként határoztuk meg.

Karpozíció variációjának mértékegysége: fok²

Ezt a teljes variációt osztottuk fel ezután két részre: a megmagyarázható variációra és maradék vagy reziduális variációra.

1. Megmagyarázható variáció. Ez a variáció olyan karpozíciókból adódik, amelyek közötti különbség (eltérés) a kézpozícióban is különbséget eredményez.

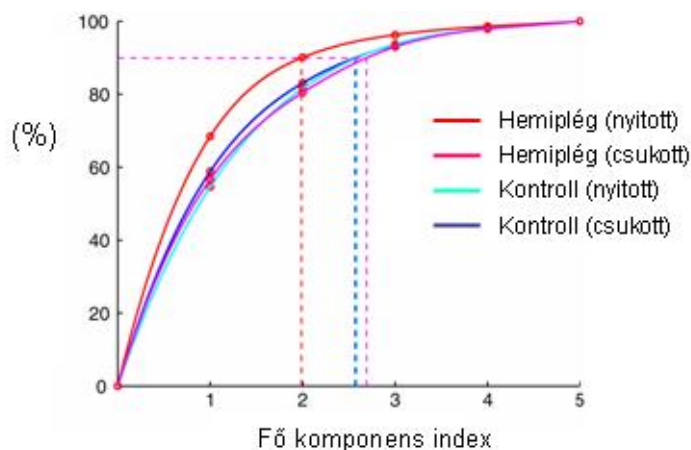
2. Maradék variancia. Ez variancia azt mutatja, hogy mennyire változhat a karpozíció egy adott fix kézpozíció esetén. Mivel feltételeztük, hogy a teljes karpozíció varianciát nem teszi ki a megmagyarázható variancia, ezért meghatároztuk azt az elméleti szabadságfokot, amely megmutatja, hogy a mozgásvégrehajtás pontossága mekkora. A szabadságfok meghatározásához megnéztük, hogy a karpozíciót megadó vektor hét komponense között milyen a kapcsolat, hogy a 7 dimenziós tér mekkora részére, mekkora „alterére” szorítják a mozgást.

Ehhez definiáltunk egy 7×7 -es mátrixot, amelyben az egyes hajlásszögek kovarianciáját, egymástól való függését reprezentálja a mátrix egy-egy eleme.

Létezik olyan lineáris algebrai módszer, ami több mátrix súlyozott összegére (lineáris kombinációjára) bontja ezt a teljes mátrixot és a felbontásban szereplő mátrixok különböző súllyal szerepelnek a teljes mátrixban. Ez a módszer a mátrix saját vektorain (eigenvectors) és sajátértékein (eigenvalues) alapul. A mátrix súlyozott összegekre bontásában a súlyok a sajátértékek, az egyes komponens mátrixok pedig a sajátvektoroknak önmagukkal vett keresztszorzatai (egy 7×7 -es mátrixnak legfeljebb 7 nem nulla sajátértéke lehet). Ezeket a súlyokat normalizáltuk a súlyok összege szerint, majd csökkenő sorrendbe állítottuk őket, így öt nem nulla számot kaptunk (másik két komponens 0).

Ez alapján olyan ábra készíthető, ahol az öt összetevő sorszámának függvényében ábrázoljuk a súlyoknak megfelelő számokat (sajátértékeket). Az öt számra egy görbét illesztettünk. Megnéztük, hogy ez a görbe hol metszi azt az egyenest, ami az öt szám összegének 90% -át jelöli. Ennek a pontnak nem biztos, hogy egy egész szám (sorszám) felel meg. Így lehetséges, hogy a mozgási szabadságfok nem egész szám (13. ábra).

13. ábra. A mozgási szabadságfok meghatározása. A függőleges tengelyen az összevont normalizált varianciát (%) ábrázoltuk. A vízszintes tengelyen a fő komponens indexe látható, ahol az 1= első



komponens; a 2= az első és második komponens összege; a 3 = 1.+2.+3. komponens összege, stb. A szabadságfokot a függőleges szaggatott vonalak és az x tengely metszéspontja adja. A függőleges vonalak a 90 foknál húzott vonal és a görbék metszéspontjából vetítettük a vízszintes tengelyre.

5.3.3 Egésztest vibráció

5.3.3.1 Akut, visszamaradó hatás

5.3.3.1.1 Vizsgálati protokoll

A vibráció módszere. A véletlenszerűen vibrációs csoportba (V) osztott akut stroke betegeket az egy alkalommal történő vibráció hatásának vizsgálata előtt három nappal megismertettük a vibrációs paddal és annak működésével. A betegeket székre ültettük és arra kértük őket, hogy az érintett oldali lábukat helyezték a rezgő padra, és talpukat nyomják a felületre. Ezt követően kétszer 1 percig vibrációnak tettük ki az érintett oldali lábat ebben a helyzetben. A két vibrációs periódus között egy perc pihenőidő volt. A szinuszos hullámok frekvenciája 20 Hz, az amplitúdó 3 mm volt. Három perc pihenő idő után a betegek a platformra álltak kis terpeszben (a lábak között 20-25 cm távolság volt), a térdüket 40 fokos szögben behajlítva (6B. ábra). Kezüikkel a fogódzkodót fogva biztosították a stabil állást. Ebben a helyzetben ötször egy perces vibrációt adtunk 20 Hz frekvenciával. Az egyes vibrációs periódusok között minimum egy perces pihenőidőt tartottunk. A vibráció előtt elmagyaráztuk, hogy személyek milyen érzésre számíthatnak és mi a feladatuk a vibráció alatt. Nevezetesen, a betegeknek testsúly áthelyezést kellett végezni ép oldali lábról az érintett oldali lábra és viszont. A vibráció alatt is instrukciókkal láttuk el a betegeket.

A vibráció visszamaradó hatásának vizsgálatakor a betegek elvégezték azt a rehabilitációs programot, amelyet a kezelő orvos írt elő. Ezt követően az érintett láb térdfeszítő izmainak izometriás és excentrikus kontrakciónak vizsgálatára került sor a korábban leírt módon. A térdfeszítő izmok tesztelése után a betegek a megtanult módon felálltak a rezgő padra (kis terpeszállás, térdüket 40 fokban behajlítva) és hatszor 1 perces, 20 Hz frekvenciájú vibrációs kezelésben részesültek. A vibráció alatt a betegek súlypontjukat az egyik lábról a másikra helyezték át a vizsgálatvezető instrukciói alapján. Az egyes vibrációs periódusok között két perc szünetet adtunk, amely alatt a betegek egy széken foglaltak helyet, térdfeszítő izmaikat ellazítva.

Közvetlenül a vibráció befejezése után a betegek a dinamóméteren foglaltak ismét helyet és a vibráció előtt elvégzett izometriás és excentrikus kontrakciókat megismételtettük. A vibráció és az erőszetek megkezdése között eltelt idő 3-4 perc volt. A térdfeszítő izmok tesztelése 5-6 percet vett igénybe.

A kontroll csoportba sorolt betegek a napi, szokásos rehabilitációs program elvégzése után a dinamóméteren, a vibrációs csoporthoz hasonlóan, izometriás és excentrikus kontrakciókat végeztek. Ezt követően felálltak a vibrációs padra hasonló helyzetben, mint a vibrációs csoport tagjai. Hatszor egy percre, két perces szünetekkel, testsúlyáthelyezést végeztek, de vibrációs hatásban nem részesültek. A szünetekben széken ültek izmaikat ellazítva. A hatodik ismétlés után megismételtük a térdfeszítő kontrakciónak mérését.

A térdfeszítő akaratlagos kontrakcióinak mérése.

Izometriás kontrakció. A vizsgálati személyek a korábban leírt módon foglaltak helyet a vizsgálati eszközön (Multicont II). Az érintett oldali láb térdízületét 60 fokos szögben rögzítettük és arra kértük őket, hogy a vizsgálat megkezdését jelző lámpa felvillanása után maximális erőbevetéssel végezzék térdfeszítést. A térdfeszítést négyszer ismételtettük meg egy perces pihenőkkel. Az első kettő kontrakciónál a feladat a lehető legnagyobb forgatónyomaték elérése volt a cél. A második két kontrakciónál a forgatónyomatékot a lehető legrövidebb idő alatt kellett kifejteni nem törekedve a maximális forgatónyomaték elérésére.

Excentrikus kontrakció. A térdízületet 30 fokos szöghelyzetbe állítottuk be és az acélkart elektromosan lerögzítettük ebben a helyzetben. A vizsgált személyek maximális erővel térdnyújtást végeztek, és amikor 20 Nm küszöb forgatónyomatékot elérték a vezérlés automatikusan megszüntette az acélkar rögzített állapotát. A motor 1,04 rad/s állandó sebességgel elkezdte behajlítani a térdet. A térdbehajlítás szögtartománya 60 fokos volt. A vizsgáltakat arra ösztönöztük, hogy a lehetséges legnagyobb erőbedobással igyekezzenek ellenállást kifejteni a motor által mozgatott acélkarral szemben. Az excentrikus kontrakciót háromszor ismételtük meg egy perces pihenőkkel.

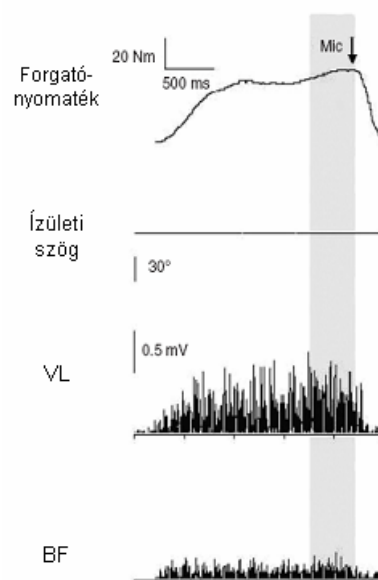
Mind az izometriás, mind az excentrikus kontrakciók alatt mértük a vastus laterális és a biceps femoris myoelektromos aktivitását (EMG). Az elektródákat a korábban leírt eljárással helyeztük fel az izmok tapadási pontjához közelebb. A

mintavételi frekvencia 1 kHz volt. A forgatónyomaték és EMG jelek felvétele szinkronizáltan történt (14.-16. ábra).

5.3.3.1.2 Adatgyűjtés

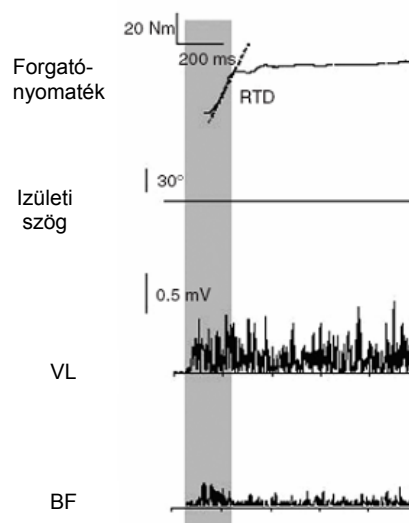
Izometriás kontrakció. A forgatónyomaték-idő görbékről a maximális forgatónyomaték értéket (M_{ic}) határoztuk meg (20. ábra). Összehasonlítás céljára a legnagyobb forgatónyomatékot választottuk ki. Az EMG jeleket digitalizáltuk Myosoft softwaret használva (Noraxon Myoclinical 2.10) 1 kHz frekvenciánál. A jelek kiértékeléséhez teljes hullámú rektifikációt és négyzetgyökös konverziót (rmsEMG) alkalmaztunk 20 ms-os simító ablakot használva. Az időmegkötöttség nélküli kontrakciónál az rmsEMG nagyságát a maximális forgatónyomatéktól visszafelé meghatározott 400 ms-os intervallumban határoztuk meg a vastus lateralis, és a biceps femoris esetében is (14. ábra).

14. ábra. A vizsgált térdfeszítő izom reprezentatív forgatónyomaték, ízületi szög görbéi és a vastus lateralis (VL), valamint biceps femoris (BF) rektifikált EMG jelei időmegkötöttség nélkül végrehajtott izometriás kontrakció során. A nyíl azt a helyet jelöli a forgatónyomaték-idő görbén, ahol a maximális izometriás értéket (MIT) meghatároztuk. Az árnyékolt oszlop azt a 400 ms-os időablakot mutatja, amelyben a vastus lateralis (VL) és biceps femoris izom rmsEMG értékét meghatároztuk.



Abban az esetben, amikor a forgatónyomaték kifejtőképesség gyorsaságára voltunk kíváncsiak (második két izometriás kontrakció), akkor az erőkifejlődés meredekségét (RTD) határoztuk meg az időegységre jutó forgatónyomaték növekedés kiszámításával (dM/dt) (15. ábra). A kiértékelő program 2 ms-monként számolta az RTD értéket. Az így kapott számsorból a legnagyobbat választottuk ki összehasonlítás céljára. Az rmsEMG értéket a forgatónyomaték-idő görbe felfutó szakaszában határoztuk meg 200 ms-os intervallumot választva (15. ábra).

15. ábra. Reprezentatív forgatónyomaték, ízületi szög és a vastus lateralis (VL), valamint biceps femoris (BF) rektifikált EMG görbék a gyors izometriás kontrakció során. A szaggatott egyenes vonal a forgatónyomaték-idő görbén az ízületi szög legnagyobb értékét fejezi ki (RTD), amely a görbéhez illesztett egyenes tangensét (dM/dt) jelenti. A 200 ms-os ablakban (árnyékolt oszlop) történt az rmsEMG kiszámítása, amely az EMG aktivitás megjelenésénél kezdődik.

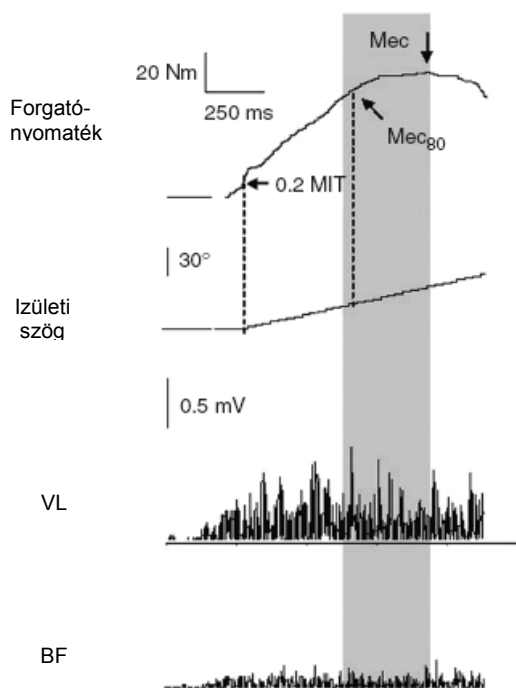


Excentrikus kontrakció. A forgatónyomaték-idő görbén két forgatónyomaték értéket határoztunk meg. Az elsőt 60 fokos térdszögnél, ahol a maximális izometriás forgatónyomatékot is meghatároztuk. Erre azért volt szükség, hogy kiszámítsuk az excentrikus és izometriás forgatónyomaték arányát. Ezen kívül megmértük az egész excentrikus kontrakció alatt kifejtett legnagyobb forgatónyomatékot, amely az esetek többségében 60 foknál nagyobb ízületi szögnél volt. Az rmsEMG és medián frekvencia számítása 400 ms-os időintervallumban történt. Ezt az időtartamot aszerint jelöltük ki, hogy a legnagyobb forgatónyomatéktól kiindulva, visszafelé 400 ms mértünk. Ebbe az intervallumba, az esetek többségébe, beleesett az a forgatónyomaték is, amelyet 60 fokos szögben állapítottunk meg (16. ábra).

Az excentrikus kontrakció alatti, a térdfeszítők által végzett mechanikai munkát az alábbi képlettel számítottuk:

$$W = \int_{\theta_1}^{\theta_2} M_{(\theta)} \cdot d\theta$$

A kontrakciók közül azt választottuk ki a forgatónyomatékok és EMG változók meghatározására, amelynél a legnagyobb mechanikai munkát adták le az izmok.



16. ábra. A vizsgált térdfesztő izom reprezentatív forgatónyomaték, ízületi szög görbéi és a vastus lateralis (VL), valamint biceps femoris (BF) rektifikált EMG jelei excentrikus kontrakció alatt. Az első függőleges szaggatott vonal és nyíl jelzi azt a küszöb forgatónyomaték értéket (0,2 MIT), ahol a motor megkezdte a térdizület behajlítását. Az ízületi szög-idő görbe jól mutatja, hogy ebben a pillanatban kezdődik az egyenletesen növekvő szögelfordulás (állandó sebességű kontrakció). A második szaggatott vonal és nyíl a 60 fokos ízületi szöget jelöli, ahol az excentrikus forgatónyomatékot meghatároztuk. A harmadik nyíl a legnagyobb forgatónyomaték értéket mutatja, ami az excentrikus kontrakció mérhető volt. Az árnyékolt oszlop azt az időintervallumot jelzi, amely alatt

számításra került a VL és BF izmok rmsEMG.

5.3.3.2 Krónikus hatás

5.3.3.2.1 Vizsgálati protokoll

A vibráció módszere. A vibráció krónikus hatásának vizsgálatakor a vibrációs csoportba sorolt betegek az akut vibrációs hatásnál leírt testhelyzetben foglaltak helyet a rezgő padon és végezték a súlypontáthelyezést az egyik lábról a másik lábra. A betegek négy héten keresztül, heti három alkalommal részesültek vibrációs kezelésben. A kezelési napok között egy nap pihenő volt, kivéve a hétvégeket. A vibrációs terhelést hetente növeltük, amit a 2. táblázatban mutatunk be. A vibrációs frekvencia 15 és 25 Hz között változott. A bemelegítést és a levezetést szolgáló vibrációs periódusok alatt 15 Hz frekvenciát alkalmaztunk. Az egyes vibrációs periódusok időtartama egy perc, a periódusok közötti pihenő idő szintén egy perc volt. A kontroll csoportba sorolt személyek csak azt a rehabilitációs programot végezték, amelyet a kezelő orvosuk előírt.

A vibrációs edzés megkezdése előtt egy nappal, a napi szokásos rehabilitációs program elvégzése után a térdfesztő izmok kontraktilis tulajdonságait a Multi-cont II dinamométeren teszteltük izometriás és excentrikus kontrakció során unilaterális és

bilaterális erő kifejtéseket alkalmazva. A vibrációs tréning befejezése után három nappal a térd fesztők kontraktilis tulajdonságait ismét megvizsgáltuk.

2. táblázat. A vibrációs program felépítése a négy hetes beavatkozás alatt.

Alkalom	Ismétlés	A vibrációs pulzusok megoszlása			A vibrációs pulzusok száma			Total
		Bemelegítés	Fő rész	Levezetés	Bemelegítés	Fő rész	Levezetés	
1-3	7	1x15 Hz	5x20 Hz	1x15 Hz	900	6 000	900	7 800
4-6	7	1x15 Hz	5x25 Hz	1x15 Hz	900	7 500	900	9 300
7-9	9	1x15 Hz	7x25 Hz	1x15 Hz	900	10 500	900	12 300
10-12	11	1x15 Hz	9x25 Hz	1x15 Hz	900	13 500	900	15 300
							Total	44 700
							Átlag	3 725

A kontroll csoport térd fesztő izmainak vizsgálata a vibrációs csoporthoz hasonlóan történtek. A két mérés között négy hét telt el.

A térd fesztők akaratlagos kontrakcióinak mérése.

A vibráció akut hatását kutató vizsgálathoz hasonlóan történt az izometriás és excentrikus kontrakciók kivitelezése. A különbség az volt, hogy a kontrakciókat az ép és érintett lábbal is elvégeztettük külön (unilaterális kontrakció), és együttesen (bilaterális kontrakció) is.

A kontrakciók alatt regisztráltuk a m. vastus laterális és a biceps femoris elektromos aktivitását. Minthogy mindkét térd fesztő izommal is végeztettünk izometriás és excentrikus kontrakciót unilaterális és bilaterális vizsgálati helyzetben, a kontrakciókat randomizáltan végeztettük, hogy a fáradás esetleges hatásait kompenzáljuk. Az azonos típusú kontrakciók (uni-, és bilaterális izometriás, uni-, és bilaterális excentrikus kontrakciók) három kísérlete között 1-2 perces szünetet adtunk. Az egyes kontrakció típusok három-három kísérlete között a pihenőidő 4-6 perc volt. Amennyiben az előre tervezett pihenőidő rövidnek bizonyult, illetve a betegek igényelték, akkor azt meghosszabbítottuk, végső esetben a mérést megszakítottuk. Erre két beteg esetében került sor.

5.3.3.2.2 Adatgyűjtés

Az adatgyűjtés hasonlóan történt, mint ahogy a vibráció akut hatásának vizsgálatakor. Az izometriás kontrakcióknál mind a két láb esetében meghatároztuk a maximális izometriás forgatónyomatékot, a forgatónyomaték kifejlődés ütemét kontrakció és relaxáció alatt, a maximális excentrikus forgatónyomatékot és mechanikai

munkavégzést. Minden kontrakció esetében kiszámítottuk az ép és érintett oldali azonos változók egymáshoz viszonyított arányát és a bilaterális deficitet a korábban leírt módon.

5.4 Statisztikai elemzés

Izomkontraktilitás és egésztest vibráció hatásvizsgálat. Átlagot és szórást számoltunk a mért és a számított változóknál. Mivel a minta elemszáma kicsi volt és hogy megfeleljünk a paraméteres statisztikai számítások követelményeinek, valamennyi változó esetében elvégeztük a normalitás vizsgálatot Shapiro–Wilk’s W-tesztet alkalmazva. Mivel a változók nem mutattak normál eloszlást Friedman tesztet alkalmaztunk az egésztest vibráció (független változó) a kontraktilitási és EMG változókra (függő változók) gyakorolt hatásának statisztikai elemzésében. Az átlagok szignifikáns különbségének meghatározására Wilcoxon tesztet alkalmaztunk abban az esetben, amikor a vibráció hatását csoporton belül elemeztük, vagyis akkor, amikor a változók vibráció előtt és után kapott átlagait hasonlítottuk össze. A csoportok átlagainak összehasonlítására Mann–Whitney U-tesztet használtuk. Valamennyi statisztikai számítást SPSS programcsomaggal (12-es verzió) végeztük. A statisztikai szignifikancia valószínűségi szintjét $p < 0,05$ -nél határoztuk meg.

Mozgáskontroll. Kiszámítottuk a változók átlag és szórás értékeit. A mozgáspontosságot jellemző változók varianciájának összehasonlítására varianciaanalízist végeztünk (ANOVA) a csoporton belüli faktor (nyitott szem/ csukott szem), illetve a csoport faktor (kontroll/sérült) relációban. Az átlagok különbségét $p < 0,05$ szinten fogadtuk el szignifikánsnak. A vizsgálat során a mozgás változatosságának elemzésére lineáris varianciaszámítást és regressziós számításokat alkalmaztunk.

6 EREDMÉNYEK

6.1 A térdfesztő izmok kontraktilitása

6.1.1 Fiatal, krónikus hemiplég betegek

6.1.1.1 Izometriás kontrakció.

Maximális izometriás forgatónyomaték. A vizsgálati személyek a 30 fokos ízületi szögben szignifikánsan kisebb erőt tudtak kifejteni, mint a 60 és 90 fokos ízületi

helyzetben mind az érintett, mind az ép oldali térdfesztőkkel az unilaterális és bilaterális kontrakciókat tekintve (3. táblázat). A forgatónyomatékok maximuma 60 fokos térdszögben volt, kivéve az ép oldalon 90 fokban unilaterális kontrakciónál. A különbségek azonban nem voltak jelentősek.

Harminc fokos térdszögben a különbség az ép és érintett oldal között unilaterális kontrakciónál -35,8% (p=0,004), bilaterális kontrakciónál -44,7% (p=0,002) volt. Az unilaterális és a bilaterális kontrakció alatt elért forgatónyomatékok között nem találtunk szignifikáns különbséget sem az ép, sem az érintett oldalon.

Az érintett oldalon a maximális forgatónyomaték szignifikánsan kisebb volt, mint az ép oldalon mind az unilaterális (-29,3 %; p=0,005), mind a bilaterális (-25,4 %; p=0,017) kontrakció során 60 fokos térdszögben. Az unilaterális és a bilaterális kontrakció alatt elért forgatónyomatékok között 28,3 Nm volt a különbség az ép oldalon, amely statisztikailag szignifikáns (p=0,017). Az érintett oldalt tekintve az uni-, és bilaterális kontrakcióknál különbsége 16,3 Nm, ami nem szignifikáns.

Kilencven fokos szögben csak az unilaterális kontrakciónál volt szignifikánsan nagyobb az ép oldalon a maximális forgatónyomaték (-35,4%; p=0,03). Az unilaterális és a bilaterális kontrakció alatt elért forgatónyomatékok között 43,3 Nm volt a különbség az ép oldalon, amely statisztikailag szignifikáns (p=0,04). Az érintett oldalt tekintve az uni-, és bilaterális kontrakcióknál különbsége 16,6 Nm, ami nem szignifikáns.

3. táblázat. A különböző térdhajlásszögökben, az ép (ÉP) és az érintett (ÉR) oldali térdfesztőkkel elért maximális forgatónyomaték (M_{IC}) átlag (vastagon szedett betűk) és szórás (az átlag alatti számok) értékei unilaterális (UL) és bilaterális (BL) kontrakciók során.

	UL		BL	
	ÉP	ÉR	ÉP	ÉR
30 fok	78,7 24,0	50,5* 13,2	74,2 28,4	41,0* 13,8
60 fok	123,2[#] 30,8	87,1* 24,5	94,9 24,2	70,8* 24,2
90 fok	133,7[#] 60,4	86,4* 28,2	90,3 43,2	69,8 18,0

* szignifikáns különbség az ép és az érintett oldal között (p<0,05)

[#] szignifikáns különbség az unilaterális és a bilaterális oldal között (p<0,05)

Az átlag forgatónyomaték az izometriás térd feszítés alatt (4. táblázat). Az érintett és ép oldali átlag forgatónyomatékok között nem találtunk szignifikáns különbséget sem az unilaterális, sem a bilaterális kontrakciókat tekintve, kivéve a 60 fokos szögben kifejtett unilaterális kontrakciót ($p=0,04$).

Az uni- és bilaterális kontrakciók alatt elért átlag forgatónyomatékoknál 30 fokban nem volt szignifikáns különbség sem az ép, sem az érintett oldalon. A 60 fokos szögben az ép oldalt tekintve a bilaterális kontrakció során 30,0 Nm-rel kisebb volt az átlag forgatónyomaték, mint az unilaterális kontrakció alatt. A különbség szignifikáns ($p=0,014$). Az érintett oldalon is szignifikáns volt a különbség (13,4 Nm; $p=0,046$). A 90 fokos térd szögben csak az érintett oldalon találtunk szignifikáns különbséget (15,4 Nm; $p=0,031$).

4. táblázat. A különböző térdhajlásszögökben, az ép és az érintett térd feszítővel elért átlag forgatónyomaték (\bar{M}_{IC}) átlag (vastagon szedett betűk) és szórás (az átlag alatti számok) értékei unilaterális (UL) és bilaterális (BL) kontrakciók során.

	UL		BL	
	ÉP	ÉR	ÉP	ÉR
30 fok	49,4 28,5	23,9 22,7	40,9 18,3	25,6 9,9
60 fok	55,6[#] 20,3	36,7[*] 16,2	44,3 17,7	32,8[*] 12,0
90 fok	86,6[#] 42,8	65,5[*] 23,4	46,3 54,4	29,6 42,6

* szignifikáns különbség az ép és az érintett oldal között ($p<0,05$)

szignifikáns különbség az unilaterális és a bilaterális oldal között ($p<0,05$)

A forgatónyomaték kifejlődés meredeksége (RTDk). Az RTDk átlagai 30 fokos térd szögben nagyobbak voltak, mint a másik két szögben, de a különbségek nem szignifikánsak sem az ép, sem az érintett oldalon (5. táblázat). Nem találtunk szignifikáns különbséget az unilaterális és a bilaterális kontrakciók átlagait összehasonlítva. A bilaterális kontrakciónál 30 fokos szögben az érintett oldalon az RTDk 41,7 százalékkal kisebb volt, mint az ép oldalon ($p=0,006$). Az unilaterális kontrakciónál 60 fokos térd szögben találtunk szignifikáns különbséget. Az érintett oldali térd feszítő RTDk értéke 34,0 százalékkal volt alacsonyabb, mint az ép oldalié ($p=0,022$).

5. táblázat. A különböző térdhajlásszögekben az ép és az érintett térdfesztőkre kiszámított forgatónyomaték növekedési ráta (RTDk, Nm/ms) átlag (vastagon szedett betűk) és szórás (az átlag alatti számok) értékei unilaterális (UL) és bilaterális (BL) kontrakciók során.

	UL		BL	
	ÉP	ÉR	ÉP	ÉR
30 fok	0,59 0,17	0,44 0,24	0,60 0,22	0,35* 0,18
60 fok	0,56 0,18	0,37* 0,19	0,47 0,21	0,36 0,18
90 fok	0,53 0,28	0,38 0,18	0,43 0,23	0,30 0,13

* szignifikáns különbség az unilaterális és a bilaterális kontrakciók között (p<0,05)

A forgatónyomaték visszaesés rátája relaxáció alatt (RTDr).

Az RTDr átlagai bár magasabbak voltak a 60 és 90 fokos térdszögekben, mint 30 fokban, de a különbségek nem szignifikánsak. Ugyancsak nem volt szignifikáns különbség az unilaterális és bilaterális kontrakciókat összehasonlítva. A relaxáció gyorsasága minden esetben kisebb volt az érintett oldalon, mint az ép oldalon, de csak két szignifikáns különbséget találtunk. 60 fokban az unilaterális kontrakciónál az érintett oldalon az RTDr átlag 32,8 százalékkal (p=0,003), a bilaterális kontrakciónál 34,4 százalékkal (p=0,049) volt kisebb, mint az ép oldalon (6. táblázat).

6. táblázat. A különböző térdhajlásszögekben az ép és az érintett térdfesztőkre számított forgatónyomaték visszaesés ráta (RTDr, NM/ms) átlag (vastagon szedett betűk) és szórás (az átlag alatti számok) értékei az izomrelaxáció alatt unilaterális (UL) és bilaterális (BL) kontrakciók során.

	UL		BL	
	ÉP	ÉR	ÉP	ÉR
30 fok	-0,49 0,15	-0,32 0,12	-0,53 0,24	-0,33 0,18
60 fok	-0,61 0,29	-0,41* 0,11	-0,61 0,33	-0,40* 0,23
90 fok	-0,60 0,34	-0,43 0,24	-0,59 0,28	-0,42 0,26

* szignifikáns különbség az unilaterális és a bilaterális kontrakciók között (p<0,05)

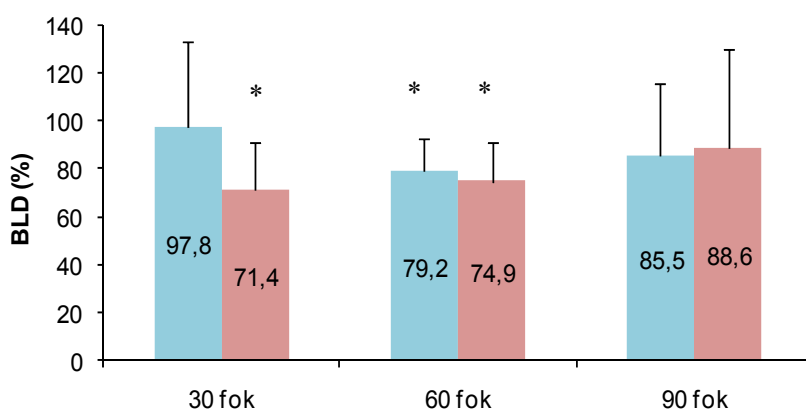
Bilaterális forgatónyomaték deficit (BLD)

30 fokos térdszög. Az unilaterális kontrakció során az ép és az érintett oldali térdfesztőkkel kifejtett maximális forgatónyomatékok összege 121,3±36,0 Nm, a

bilaterális kontrakciónál $112,6 \pm 30,0$ Nm volt. A különbség az átlagok között 2,2 %, a bilaterális forgatónyomaték deficit $97,8 \pm 35,5$ %. Az átlag forgatónyomatékot tekintve az unilaterális forgatónyomaték összeg $97,8 \pm 35,6$ Nm, a bilaterális $66,5 \pm 20,0$ Nm volt. A különbség 28,6 %, ami szignifikáns ($p=0,013$). A BLD $71,4 \pm 20,2$ % (17. ábra).

60 fokos térdszög. Az unilaterális kontrakció során az ép és az érintett oldali térdfesztőkkel kifejtett maximális forgatónyomatékok összege $191,2 \pm 74,7$ Nm, a bilaterális kontrakciónál $150,6 \pm 64,1$ Nm volt. A bilaterális forgatónyomaték deficit értéke $79,2 \pm 13,6$ % volt, ami 20,8 százalékos különbséget jelent az unilaterális és bilaterális kontrakciók között ($p=0,014$). Az átlag forgatónyomatékok összegét összehasonlítva azt találtuk, hogy az unilaterális kontrakció átlaga ($M=128,6 \pm 54,6$ Nm) 25,1 százalékkal magasabb volt ($p=0,012$), mint a bilaterális kontrakciónál ($M=150,6 \pm 64,1$ Nm). A BLD értéke $74,8 \pm 16,5$ % volt (17. ábra).

90 fokos térdszög. Az unilaterális kontrakció során az ép és az érintett oldali térdfesztőkkel kifejtett maximális forgatónyomatékok összege $206,7 \pm 89,2$ Nm, a bilaterális kontrakciónál $160,1 \pm 56,0$ Nm volt. A bilaterális forgatónyomaték deficit $85,5 \pm 30,7$ % volt, ami 14,5 százalékos különbséget jelent az UL és BL között, ami nem szignifikáns. Hasonlóan az átlag forgatónyomatékok összege sem mutatott szignifikáns különbséget az uni- ($M=143,4 \pm 62,9$ Nm) és bilaterális ($M=110,1 \pm 38,0$ Nm) kontrakciók alatt. A BLD értéke $88,6 \pm 41,6$ % (17. ábra).



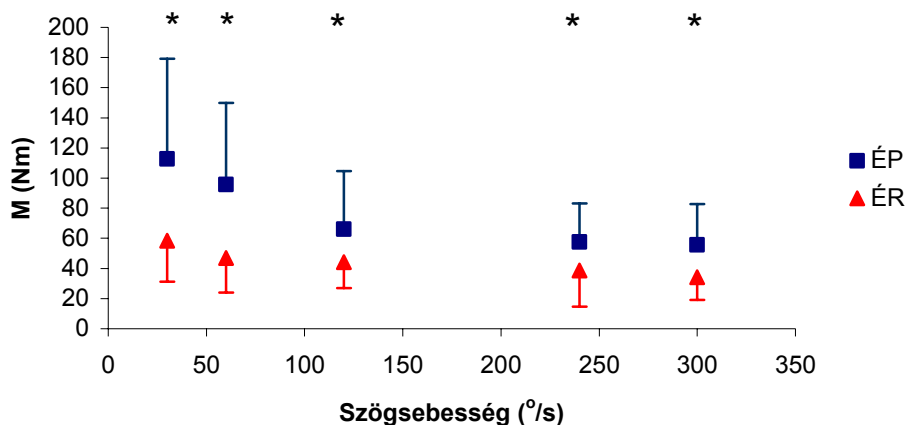
17. ábra. A bilaterális forgatónyomaték deficit (BLD) átlag és szórás értékei 30, 60, és 90 fokos térdszög helyzetekben a

csúcs (kék oszlopok) és az átlag (lila oszlopok) forgatónyomatékokat tekintve. A csillaggal jelölt értékek szignifikáns visszaesést jeleznek a bilaterális kontrakciók alatt. Megjegyzés: minél kisebbek a százalékos értékek, annál nagyobb a bilaterális deficit.

6.1.1.2 Koncentrikus kontrakció

Forgatónyomaték (kontrakció alatt mért legnagyobb forgatónyomaték) unilaterális kontrakcióknál (18. ábra). A csúcs forgatónyomaték csaknem egyenletesen, de nem lineárisan csökkent a kontrakció sebesség növelésével mind az ép, mind az érintet térdfesztőket tekintve. Az érintett oldali térdfesztőkkel a vizsgált személyek szignifikánsan kisebb csúcs forgatónyomatékot tudtak kifejteni minden alkalmazott térdnyújtási sebességnél.

Az egyes sebességeknél mért csúcs forgatónyomaték átlagait összehasonlítva azt találtuk, hogy az ép oldalon 4,17 rad/s és 5,2 rad/s sebességű térdnyújtásnál meghatározott értékek szignifikánsan kisebbek voltak, mint 0,52 rad/s sebességnél ($p=0,031$ és $p=0,028$). Az érintett oldalon csak 0,52 rad/s és 5,2 rad/s sebességnél volt szignifikáns a különbség ($p=0,031$). A 0,52 rad/s-nál mért forgatónyomaték ($112,7\pm66,5$ Nm) és a 5,2 rad/s-nál mért forgatónyomaték ($55,6\pm27,2$ Nm) különbsége az ép oldalon 57,1 Nm (50,7 % csökkenés) volt. Az érintett oldalon ugyanezek az értékek: 0,52 rad/s ($58,3\pm27,0$ Nm), 5,2 rad/s ($34,1\pm15,1$ Nm), a különbség 24,1 Nm (41,4 % csökkenés).

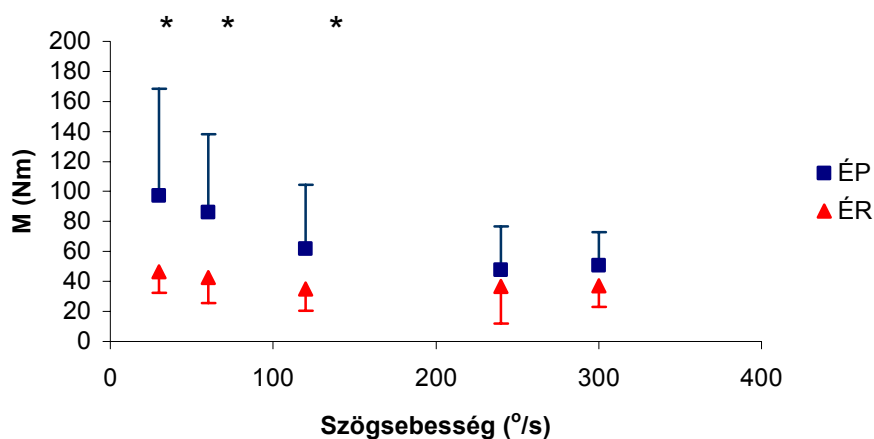


18. ábra. Unilaterális koncentrikus kontrakció alatt meghatározott maximális forgatónyomaték (MCCmax) átlag és szórás értékei különböző állandó szögsebességű térdnyújtás során. A piros háromszögek az érintett oldali, a kék négyzetek az ép oldali térdfesztőkre vonatkoznak. A csillagok szignifikáns különbséget jeleznek az ép és az érintett oldali átlagok között.

Forgatónyomaték bilaterális kontrakcióknál (19. ábra). Amikor a vizsgált személyek mindkét oldali térdfesztőivel azonos időben hajtották vége a térdnyújtást, a csúcs forgatónyomaték 0,52 rad/s, 1,04 rad/s és 2,09 rad/s sebességnél szignifikánsan kisebb

volt az érintett oldalon, mint az ép oldalon ($p=0,05$). A két legnagyobb sebességnél a különbség nem volt szignifikáns.

Az egyes sebességeknél mért csúcs forgatónyomaték átlagait összehasonlítva azt találtuk, hogy sem az ép, sem az érintett oldalon nem volt szignifikáns különbség az átlagok között. Az ép oldalon a csúcs forgatónyomaték kisebb mértékben esett vissza, mint az ép oldalon. A 0,52 rad/s-nál mért forgatónyomaték ($97,4\pm 71,1$ Nm) és a 5,2 rad/s-nál mért forgatónyomaték ($50,7\pm 22,1$ Nm) különbsége az ép oldalon 46,7 Nm (48,0 % csökkenés) volt. Az érintett oldalon ugyanezek az értékek: 0,52 rad/s ($46,6\pm 14,3$ Nm), 5,2 rad/s ($37,0\pm 14,1$ Nm), a különbség 9,6 Nm (30,6 % csökkenés).

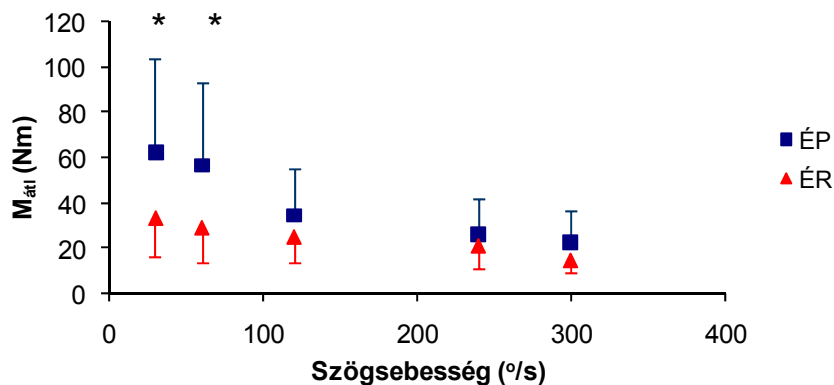


19. ábra. Bilaterális koncentrikus kontrakció alatt meghatározott maximális forgatónyomaték (M_{CCmax}) átlag és szórás értékei különböző állandó szögsebességű térdnyújtás során. A kék háromszögek az ép oldali, a piros négyzetek az érintett oldali térdfesztőkre vonatkoznak. A csillagok szignifikáns különbséget jeleznek az ép és az érintett oldali átlagok között.

Átlag forgatónyomaték unilaterális kontrakciónál (20. ábra). Hasonlóan a csúcs forgatónyomatékhoz $M_{\text{átl}}$ is fokozatosan, de nem lineárisan csökkent az alkalmazott szögsebességek függvényében. Az ép oldali térdfesztőkkel kifejtett átlag forgatónyomaték szignifikánsan nagyobb volt, mint az érintet oldalon a 0,52 rad/s ($p=0,05$) és 1,04 rad/s ($p=0,044$) sebességeknél.

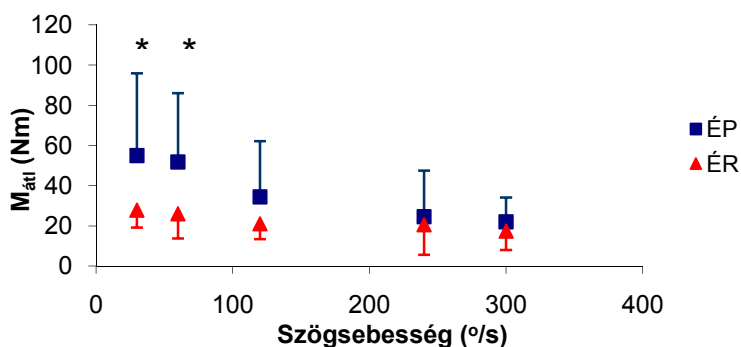
Az egyes sebességeknél számított átlagok szignifikánsan különböztek egymástól a legkisebb és a két legnagyobb sebességet összevetve mind az ép, mind az érintett oldalon. Ép oldal: 0,52 rad/s – 4,17/s ($p=0,047$), 0,52 rad/s – 5,2 rad/s ($p=0,031$); érintett oldal: 0,52 rad/s – 4,17 rad/s ($p=0,027$), 0,52 rad/s – 5,2 rad/s ($p=0,015$). Az $M_{\text{átl}}$

csökkenés 0,52 rad/s és 5,2 rad/s sebességeknél 30,1 Nm (49,0 % csökkenés) az ép oldalon és 20,8 Nm (47,5 %) az érintett oldalon.



20. ábra. Unilaterális koncentrikus kontrakció alatt meghatározott átlag forgatónyomaték ($M_{\text{átl}}$) átlag és szórás értékei különböző állandó szögsebességű térdnyújtás során. A kék négyzetek az ép oldali, a piros háromszögek az érintett oldali térdfeszítőkre vonatkoznak. A csillagok szignifikáns különbséget jeleznek az ép és az érintett oldali átlagok között.

Átlag forgatónyomaték bilaterális kontrakciónál (21. ábra). Az átlag forgatónyomaték az ép oldalon 0,52 rad/s és 1,04 rad/s sebességnél szignifikánsan nagyobb volt, mint az érintett oldalon ($p=0,039$ és $p=0,025$). A 0,52 rad/s sebességnél számított $M_{\text{átl}}$ csak 4,17 rad/s és a 5,2 rad/s sebességnél számított értéknél volt szignifikánsan nagyobb. A különbség az ép oldalon a 0,52 rad/s és a 5,2 rad/s-nál meghatározott átlagok között 31,5 Nm (58,5 % csökkenés), az érintett oldalon 6,6 Nm (27,6 % csökkenés) volt.



21. ábra. Bilaterális koncentrikus kontrakció alatt meghatározott átlag forgatónyomaték ($M_{\text{átl}}$) átlag és szórás értékei különböző állandó szögsebességű térdnyújtás során. A kék háromszögek az ép oldali, a piros négyzetek az érintett oldali térdfeszítőkre vonatkoznak. A csillagok szignifikáns különbséget jeleznek az ép és az érintett oldali átlagok között.

Mechanikai munkavégzés uni- és bilaterális kontrakcióknál (7. táblázat). Az unilaterális kontrakciók során az ép oldali térdfesztőkkel jelentősen nagyobb munkavégzésre voltak képesek a vizsgált személyek, mint az érintett oldali izommal. A különbségek azonban csak a 0,52 rad/s és 1,04 rad/s sebességnél voltak statisztikailag szignifikánsak ($p=0,044$ és $p=0,033$). A bilaterális kontrakcióknál az ép oldali térdfesztők munkavégzése minden sebességnél szignifikánsan nagyobb volt ($p=0,022$; $p=0,017$; $p=0,017$; $p=0,049$; $p=0,037$), mint az érintett oldalon, kivéve a 5,2 rad/s sebességet ($p=0,061$).

A munkavégzés a növekvő sebesség függvényében fokozatosan csökkent mind az unilaterális, mind a bilaterális kontrakciókat tekintve. Az unilaterális kontrakcióknál a 0,52 rad/s és a 5,2 rad/s sebességnél számított munka között a különbség 66,5 Joule (67,1 % csökkenés) az ép oldalon és 27,6 Joule (56,1 % csökkenés) volt ($p=0,017$). A bilaterális kontrakcióknál a különbség az ép oldalon csaknem változatlan volt (-59,6 Joule, 68,6 % csökkenés). Az érintett oldalon a különbség szignifikánsan csökkent (16,1 Joule) 44,5 %-ra ($p=0,011$).

7. táblázat. A munkavégzés (Joule) átlag (vastag számok) és szórás (számok az átlag alatt) értékei unilaterális és bilaterális térdnyújtás során az alkalmazott állandó szögsebességek függvényében. A csillagok az átlagok mellett szignifikáns ($p < 0,05$) különbséget jeleznek az ép (ÉP) és érintett (ÉR) oldal között.

UL- unilaterális kontrakció, BL – bilaterális kontrakció, ÉP – ép oldali térdfesztők, ÉR – érintett oldali térdfesztők.

	UL		BL	
	ÉP	ÉR	ÉP	ÉR
0,52 rad/s	99,2 65,7	49,3* 27,1	86,9 65,0	36,2* 17,0
1,04 rad/s	93,2 58,4	44,7* 25,3	80,4 54,6	32,2* 17,0
2,09 rad/s	55,1 36,7	36,8 20,3	55,0 44,7	26,1* 11,0
4,18 rad/s	38,7 24,5	34,7 16,6	30,6 11,6	21,1* 8,2
5,2 rad/s	32,7 17,7	21,7 9,1	27,4 10,8	20,1 5,4

Bilaterális deficit

Az ép és érintett oldali csúcsforgatónyomatékok összege (8. táblázat). Az ép és az érintett oldali térdfesztőkkel kifejtett csúcs forgatónyomaték (M_{CCmax}) összege (ÉP+ÉR) mind az unilaterális, mind bilaterális térdnyújtások alatt csökkent a növekvő szögsebesség függvényében. Nem találtunk szignifikáns különbséget a különböző sebességnél elért forgatónyomatékok között sem az unilaterális, sem a bilaterális kontrakcióknál.

Bilaterális forgatónyomaték deficit

Az ép és érintett oldali átlag forgatónyomatékok összege (8. táblázat). Az $M_{\text{átl}}$ átlagai is csökkentek a növekvő sebességek függvényében. Szignifikáns különbséget csak 0,52 rad/s és a 4,17 rad/s sebességeknél számított átlagok között az unilaterális kontrakcióknál ($p=0,032$) találtunk. A 0,52 rad/s és 5,2 rad/s sebességeknél számított $M_{CC\text{átl}}$ átlagai között a különbség mind az unilaterális ($p=0,015$), mind a bilaterális ($P=0,026$) kontrakcióknál szignifikáns volt.

Az ép és érintett oldali mechanikai munka összege (8. táblázat). A W_{CC} fokozatosan csökkent a növekvő sebességek függvényében. Szignifikáns különbséget az unilaterális 0,52 rad/s és a 4,17 rad/s sebességnél számított munka átlagai ($p=0,031$), valamint a 0,52 rad/s és 5,2 rad/s sebességeknél számított munka átlagai között találtunk mind az unilaterális ($p=0,017$), mind a bilaterális ($p=0,015$) kontrakcióknál.

Az unilaterális és bilaterális kontrakcióknál mért és számított ép és érintett oldali csúcs forgatónyomatékok, átlagnyomatékok és munkavégzés összegének átlagai egyik alkalmazott sebesség esetében sem különböztek egymástól szignifikánsan. A 0,52 rad/s sebességnél volt a legnagyobb különbség (15,6-16,0%). A 4,17 rad/s és 5,2 rad/s sebességeknél a különbségek csaknem teljes egészében eltűntek az M_{CCmax} és $M_{CC\text{átl}}$ illetőleg. A munkavégzést tekintve a bilaterális kontrakcióknál az átlagok minden sebességnél több mint tíz százalékkal voltak alacsonyabbak.

8. táblázat. Az érintett (ÉR) és ép (ÉP) oldali térdfesztők által kifejtett forgatónyomaték (Nm) összegének átlag és szórás értékei unilaterális (UL) és bilaterális (BL) kontrakciók alatt. A csillagok szignifikáns különbséget jeleznek és a többi sebességnél (1,04, 2,09, 4,18, 5,2 rad/s) mért, illetve számított csúcs forgatónyomaték (M_{CCmax}), az átlagforgatónyomaték ($M_{CC\hat{a}tl}$) és a munkavégzés (W_{CC}) átlagai között.

	UL			BL		
	M_{CCmax}	$M_{\hat{a}tl}$	W_{CC}	M_{CCmax}	$M_{\hat{a}tl}$	W_{CC}
0,52 rad/s	160,1	91,7	140,3	134,6	77,4	118,4
	96,4	56,9	92,4	78,1	43,7	73,8
1,04 rad/s	142,6	85,3	137,9	129,9	77,7	112,6
	71,5	47,5	78,3	63,1	36,6	57,5
2,09 rad/s	112,1	59,5	91,9	96,7	54,2	81,1
	52,0	30,4	53,7	55,7	33,1	52,6
4,18 rad/s	100,4	44,0*	63,2*	99,4	49,2	51,5*
	44,0	24,7	37,1	52,4	37,9	17,9
5,2 rad/s	91,3	36,4*	53,4*	87,0	36,1*	46,0*
	40,7	18,4	28,6	16,8	17,3	9,8

Maximális excentrikus forgatónyomaték (9. táblázat)

Az Mec átlagok az esetek többségében 0,52 rad/s excentrikus sebességnél voltak a legnagyobbak, amelyek fokozatosan csökkentek az alkalmazott nagyobb sebességek függvényében. Szignifikánsan kisebb értékeket csak a 2,09 rad/s sebességnél tudunk megállapítani, a másik két sebességnél kapott átlagokkal összehasonlítva, mind az érintett, mind az ép oldalon uni-, és bilaterális kontrakciók és a két szögtartomány esetében. Az ép és érintett oldalt összehasonlítva, jelentős különbségek elsősorban az unilaterális kontrakcióknál találtunk. A 30-50 fokos szögek közötti nyújtásnál szignifikánsan kisebb volt az Mec az érintett oldalon a 0,52 rad/s sebességnél (34,9%; $p=0,002$) és 1,04 rad/s sebességnél (25,2%; $p=0,02$). A 60-80 fokos szögek közötti nyújtásnál mind három sebességnél szignifikánsan kisebb volt az Mec: 0,52 rad/s-nál a különbség 29,4% ($p=0,026$), 1,04 rad/s-nál a különbség 24,8% ($p=0,021$), 1,04 rad/s-nál a különbség 46,1% ($p=0,003$). A bilaterális kontrakcióknál a különbségek kisebbek voltak, mint az unilaterális kontrakcióknál és szignifikáns különbséget csak az alacsonyabb nyújtási sebességnél találtunk. A 30-50 fokos szögek közötti nyújtásnál szignifikánsan kisebb volt az Mec az érintett oldalon a 0,52 rad/s sebességnél (22,8%, $p=0,037$). A 60-80 fokos szögek közötti nyújtásnál szignifikánsan kisebb forgatónyomaték jellemezte az érintett oldalt 0,52 rad/s (27,9%; $p=0,018$) és 1,04 rad/s sebességnél (28,1%; $p=0,013$).

Az uni- és bilaterális kontrakciók alatt kifejtett forgatónyomatékokat összehasonlítva azt találtuk, hogy a különbségek mind az ép, mind az érintett oldalon fokozatosan nőttek a növekvő sebességgel. Szignifikáns különbséget azonban csak a 1,04/s sebességnél találtunk a 60-80 fokos szögben történt nyújtáskor mind az ép oldalon (53,1%; $p=0,001$), mind az érintett oldalon (31,8%; $p=0,046$).

9. táblázat. A maximum forgatónyomaték (M_{ec}) átlag (vastagon szedett számok) és szórás (az átlagok alatti szám) értékei (Nm) unilaterális (UL) és bilaterális (BL) excentrikus kontrakciók alatt az alkalmazott állandó szögsebességek (0,52 rad/s, 1,04 rad/s, 2,09 rad/s) viszonylatában és a két kiválasztott szögtartományban (30°→50°, 60°→80°).

UL- unilaterális kontrakció, BL – bilaterális kontrakció, ÉP – ép oldali térdfesztők, ÉR – érintett oldali térdfesztők

	30°→50°				60°→80°			
	UL		BL		UL		BL	
	ÉP	ÉR	ÉP	ÉR	ÉP	ÉR	ÉP	ÉR
0,52 rad/s	124,9 23,1	81,4* 28,0	110,3 33,7	80,1* 28,5	106,8 38,7	75,4* 16,7	106,8 30,8	77,0* 19,2
1,04 rad/s	107,8 25,3	80,6* 25,4	87,5 29,2	72,5 23,3	105,6 30,0	79,5* 14,2	93,0 25,4	66,9* 15,1
2,09 rad/s	76,4 45,6	61,8 18,8	51,8 40,3	48,1 20,4	99,3 31,7	53,5* 22,0	46,6^a 23,9	36,5^a 15,1

* szignifikáns különbség az ép (ÉP) és érintett (ÉR) oldal között ($p<0,05$)

^a szignifikáns különbség az uni- és bilaterális kontrakciók forgatónyomatéka között ($p<0,05$)

Átlag excentrikus forgatónyomaték (10. táblázat)

Az átlag forgatónyomaték ($M_{ec\text{átl}}$) átlaga a 0,52 rad/s sebességnél volt a legmagasabb és növekvő nyújtási sebességekkel fokozatosan csökkent mindkét szögtartományban mind az ép mind az érintett oldalon, valamint az uni- és bilaterális kontrakciókban. Az érintett oldali $M_{ec\text{átl}}$ minden esetben kisebbek voltak, mind az ép oldalon. Az ép és érintett oldali átlagokat összevetve szignifikáns különbséget 0,52 rad/s sebesség alkalmazásakor kaptunk az unilaterális kontrakciónál, amikor a nyújtási tartomány 30-50 fok közötti tartományban volt (41,4%; $p=0,012$). Ugyancsak szignifikáns volt a különbség az ép és érintett oldali átlagok között 60-80 fok közötti tartományban (56,0%; $p=0,001$). A bilaterális kontrakciónál nem találtunk szignifikáns különbséget egyetlen esetben sem.

Az uni- és bilaterális kontrakciókra számított átlag forgatónyomatékokat összehasonlítva azt találtuk, hogy a különbségek mind az ép, mind az érintett oldalon

nőttek a növekvő sebességekkel. Az ép oldalt tekintve szignifikánsan nagyobb volt az $M_{ec\hat{a}tl}$ unilaterális, mint bilaterális kontrakciónál 1,04 rad/s sebességnél (34,6%; $p=0,024$) 30-50 fok között végezve a nyújtást. 1,04 rad/s sebességnél a különbség ugyan 32,2% volt, de a nagy variancia miatt a különbség statisztikailag nem volt szignifikáns. 60-80 fok közötti nyújtásnál az uni- és bilaterális átlagok szignifikánsan különböztek egymástól 1,04 rad/s (26,9%; $p=0,049$) és 2,09 rad/s (52,2%; $p=0,001$) sebességeknél. Az érintett oldalnál csupán egy szignifikáns különbséget találtunk, a 30-50 fok közötti nyújtásnál 1,04 rad/s-os sebességet alkalmazva (33,6%; $p=0,028$).

10. táblázat. Az átlag forgatónyomaték (M_{ec}) átlag (vastagon szedett számok) és szórás (az átlag alatti szám) értékei (Nm) unilaterális (UL) és bilaterális (BL) excentrikus kontrakciók alatt az alkalmazott állandó szögsebességek (0,52 rad/s, 1,04 rad/s, 2,09 rad/s) viszonylatában és a két kiválasztott szögtartományban (30°→50°, 60°→80°). UL – unilaterális kontrakció, BL – bilaterális kontrakció, ÉP – ép oldali térdfesztők,ÉR – érintett oldali térdfesztők.

	30°→50°				60°→80°			
	UL		BL		UL		BL	
	ÉP	ÉR	ÉP	ÉR	ÉP	ÉR	ÉP	ÉR
0,52 rad/s	69,6	40,8*	51,2	39,9	45,2	32,4	49,3	37,2
	27,3	17,0	18,3	16,5	21,4	10,3	18,5	10,7
1,04 rad/s	43,3	36,5	28,3^a	28,7	39,3	31,9	28,8^a	27,2
	14,5	10,1	13,0	10,9	16,0	14,6	13,9	8,0
2,09 rad/s	27,0	26,8	18,3	17,8^a	33,8	14,4*	16,2^a	14,5
	13,5	9,1	13,8	8,2	12,6	7,4	7,2	8,2

* szignifikáns különbség az ép (ÉP) és érintett (ÉR) oldal között ($p<0,05$)

^a szignifikáns különbség az uni- és bilaterális kontrakciók forgatónyomatéka között ($p<0,05$)

Mechanikai munka az excentrikus kontrakció alatt (11. táblázat).

A mechanikai munka nagysága bár az esetek többségében csökkent a nagyobb nyújtási sebességgel, a különbségek nem voltak szignifikánsak két kivételtől eltekintve. 60-80 fokos szögek közötti nyújtásnál mind az ép, mind az érintett oldalon a bilaterális kontrakciónál 120rad/s-nál számított munkavégzés jelentősen kisebb volt, mint 0,52 rad/s és 1,04 rad/s sebességeknél.

Az érintett oldali W_{ec} minden esetben kisebb volt, mind az ép oldalon. Az ép és érintett oldali átlagokat összevetve szignifikáns különbséget 0,52 rad/s (53,5%; $p=0,008$) és 1,04 rad/s (39,8%; $p=0,027$) sebesség alkalmazásakor kaptunk az unilaterális kontrakciónál, amikor a nyújtási tartomány 30-50 fok között volt. Ugyancsak szignifikáns volt a különbség az ép és érintett oldali átlagok között 60-80

fok közötti nyújtáskor az unilaterális 1,04 rad/s sebességnél (60,1%; p=0,009). A bilaterális kontrakciónál nem találtunk szignifikáns különbséget egyetlen esetben sem.

Az unilaterális és bilaterális excentrikus kontrakcióknál számított munkavégzés átlagokat összehasonlítva, szignifikáns különbséget az ép oldali térdfesztítőknél találtunk 0,52 rad/s és 1,04 rad/s sebességeknél a 30-50 fokok közötti szögtartományban (47,5%; p=0,018 és 31,9%; p=0,033). A 60 és 80 fok közötti nyújtásnál csak az ép oldalon és csak a 1,04 rad/s sebességű nyújtásnál tapasztaltuk, hogy a bilaterális kontrakcióknál szignifikánsan kisebb a munkavégzés nagysága (csökkenés 68,2 %-os; p=0,001). Az érintett oldalon is, ugyanennél a szögsebességnél a csökkenés nagy volt (45.1%), de a különbség statisztikailag nem szignifikáns az adatok nagy variabilitása miatt.

11. táblázat. A mechanikai munka (W_{ec}) átlag (vastagon szedett számok) és szórás (az átlag alatti szám) értékei (Joule) unilaterális (UL) és bilaterális (BL) excentrikus kontrakciók alatt az alkalmazott állandó szögsebességek (0,52 rad/s, 1,04 rad/s, 2,09 rad/s) viszonylatában és a két kiválasztott szögtartományban (30°→50°, 60°→80°).
UL- unilaterális kontrakció, BL – bilaterális kontrakció, ÉP – ép oldali térdfesztítő, ÉR – érintett oldali térdfesztítő

	30°→50°				60°→80°			
	UL		BL		UL		BL	
	ÉP	ÉR	ÉP	ÉR	ÉP	ÉR	ÉP	ÉR
0,52 rad/s	30,7	17,3*	20,9^a	15,4	22,6	15,6	21,3	15,4
	11,4	7,9	7,8	6,9	14,0	6,9	7,5	5,7
1,04 rad/s	26,0	15,6*	13,6^a	13,6	24,0	15,4	17,0	11,9
	13,2	4,5	7,3	5,6	17,8	6,8	10,9	5,0
2,09 rad/s	21,5	14,7	12,2	9,6	26,9	10,0*	8,5^a	5,5
	16,7	5,4	11,7	5,3	14,5	7,5	5,7	3,5

* szignifikáns különbség az ép (ÉP) és érintett (ÉR) oldal között (p<0,05)

^a szignifikáns különbség az uni- és bilaterális kontrakciók forgatónyomatéka között (p<0,05)

Bilaterális deficit 30-50 fok közötti nyújtási tartományban (12. táblázat)

Az ép és az érintett oldal térdfesztítőkkal elért maximum forgatónyomaték összege az unilaterális excentrikus kontrakció alatt minden esetben nagyobb volt, mint bilaterális kontrakciónál. Különbség azonban csak a 1,04 rad/s sebességnél volt szignifikáns (p=0,04). Az átlag forgatónyomaték és a mechanikai munka esetében mind a 1,04 rad/s (p=0,012 és p=0,012), mind a 2,09 rad/s (p=0,002 és p=0,03) sebességnél az unilaterális kontrakció során szignifikáns nagyobb erő kifejtésre, illetve munkavégzésre voltak képesek a vizsgált személyek, mint a bilaterális kontrakciók során.

12. táblázat. A 30-50 fok közötti nyújtási tartományban az ép és az érintett oldali térdfesztőkkel kifejtett maximális forgatónyomaték (M_{ec}), az átlag forgatónyomaték ($M_{ec\text{átl}}$) és a mechanikai munka (W_{ec}) összege (ÉP+ÉR) az unilaterális (UL) és a bilaterális (BL) kontrakció alatt az alkalmazott nyújtási sebességeknél (0,52 rad/s, 1,04 rad/s, 2,09 rad/s).

	M_{ec} (Nm)			$M_{ec\text{átl}}$ (Nm)			W_{ec} (Joule)		
	0,52 rad/s	1,04 rad/s	2,09 rad/s	0,52 rad/s	1,04 rad/s	2,09 rad/s	0,52 rad/s	1,04 rad/s	2,09 rad/s
UL	206,3	188,4*	138,1	110,4	79,8*	53,8*	48,0	41,6*	36,2*
	39,3	34,8	59,1	41,3	21,1	17,2	18,8	14,4	20,1
BL	190,4	160,0	99,9	91,1	57,0	36,1	36,2	27,3	21,8
	50,0	49,8	58,0	26,8	20,4	21,3	12,9	12,0	16,6

* szignifikáns különbség az unilaterális és a bilaterális kontrakciók között ($p < 0,05$)

Bilaterális deficit 60-80 fok közötti nyújtási tartományban (13. táblázat)

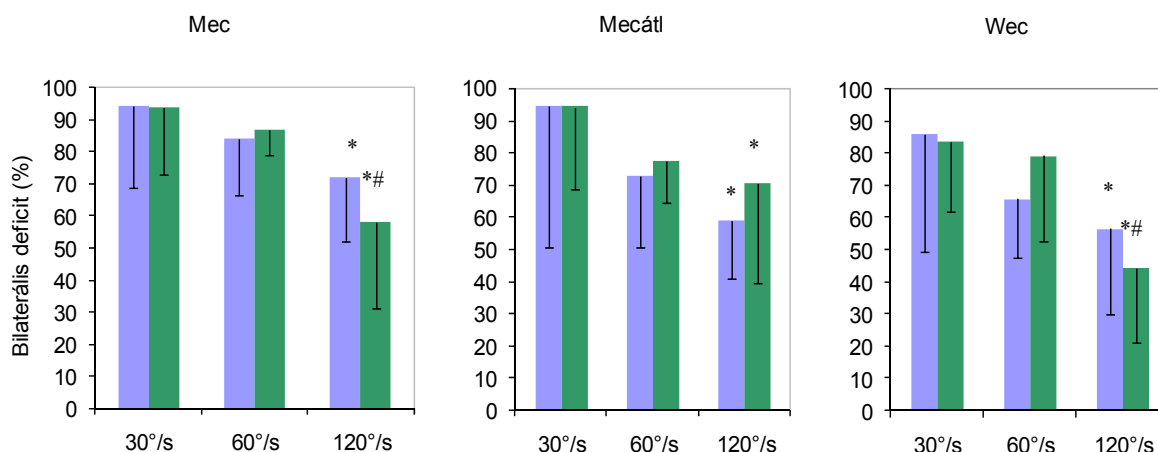
Az ép és az érintett oldali térdfesztőkkel elért maximum forgatónyomaték, átlag forgatónyomaték összege, továbbá a mechanikai munkavégzés összege az unilaterális excentrikus kontrakció alatt minden esetben nagyobb volt, mint bilaterális kontrakciónál. Hasonlóan a 30-50 fok közötti tartományban végzett nyújtásokhoz, az átlagok csökkentek az alkalmazott nyújtási sebességek függvényében. Az ép és érintett oldali összegek csak a 2,09 rad/s nyújtási sebesség alkalmazásakor mutattak szignifikánsan nagyobb átlagokat az unilaterális kontrakciónál. Az M_{ec} esetében különbség 27,1 % ($p=0,001$), az esetében a különbség 32,9 % ($p=0,01$) és a W_{ec} -nál a különbség 39,7 % ($p=0,001$) volt.

13. táblázat. A 60-80 fok közötti nyújtási tartományban az ép és az érintett oldali térdfesztőkkel kifejtett maximális forgatónyomaték (M_{ec}), az átlag forgatónyomaték ($M_{ec\text{átl}}$) és a mechanikai munka (W_{ec}) összege (ÉP+ÉR) az unilaterális (UL) és a bilaterális (BL) kontrakció alatt az alkalmazott nyújtási sebességeknél (0,52 rad/s, 1,04 rad/s, 2,09 rad/s).

	M_{ec} (Nm)			$M_{ec\text{átl}}$ (Nm)			W (Joule)		
	0,52 rad/s	1,04 rad/s	2,09 rad/s	0,52 rad/s	1,04 rad/s	2,09 rad/s	0,52 rad/s	1,04 rad/s	2,09 rad/s
UL	189,1	185,1	138,1*	84,1	72,2	53,8*	40,6	39,4	36,2*
	37,5	35,4	59,1	18,9	17,2	17,2	14,1	18,1	20,1
BL	176,8	159,8	99,9	79,9	56,0	36,1	34,2	28,9	21,8
	44,7	30,1	58,0	27,3	18,1	21,3	13,6	12,2	16,6

* szignifikáns különbség az unilaterális és a bilaterális kontrakciók között ($p < 0,05$)

A 22. ábra mutatja a bilaterális deficitet (%), amely azt fejezi ki, hogy az ép és érintett oldali térdfesztők forgatónyomatékának, illetve munkavégzésének összege a bilaterális térdfesztések alatt hány százaléka az unilaterális kontrakció alatti meghatározott összegeknek. Minél közelebb esik a szám a 100%-hoz annál kisebb a különbség, vagyis annál kisebb a deficit. Az 22. ábra jól szemlélteti, hogy a nyújtási sebesség növelésével a deficit növekszik és mind a három változó esetében 2,09 rad/s sebességnél szignifikánsan megnövekedett a deficit mind a két nyújtási szögterületben a 0,52 rad/s sebességhez viszonyítva. Amikor a nyújtás nagyobb térdízületi szögnél történt, akkor a deficit már 1,04 rad/s és 2,09 rad/s között is szignifikáns volt a maximális forgatónyomatékot és a munkavégzést tekintve.



22 ábra. Bilaterális deficit a maximum forgatónyomaték (Mec), átlag forgatónyomaték (Mecátl) és mechanikai munka (Wec) vonatkozásában az alkalmazott nyújtási sebességek függvényében. A kék oszlopok a 30-50 fok közötti, a zöld oszlopok a 60-80 fok közötti nyújtási tartományban számított értékekre vonatkoznak.

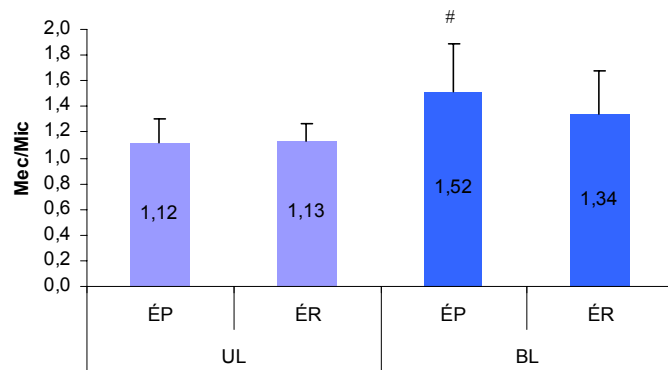
* szignifikáns különbség a 30 % és a 120 % sebességeknél számított átlagok között.

szignifikáns különbség a 60 % és 120 % sebességeknél számított átlagok között.

A maximális excentrikus és izometriás forgatónyomaték aránya.

Az Mec/Mic arányt a 23. ábra mutatja. Az arány unilaterális kontrakciónál csaknem azonos volt az ép és érintett oldalon. Bilaterális erő kifejtésnél az ép oldalon az arány 18,1 százalékkal nagyobb volt, mint az érintett oldalon, de a különbség nem szignifikáns. Az Mec/Mic hányados átlaga jelentősen megnőtt bilaterális kondíció alatt az ép oldali térdfesztőket tekintve ($p=0,012$). Bár az arány UL és BL összehasonlításban az érintett oldalon is 12,6 százalékkal növekedett, a különbség statisztikailag nem szignifikáns.

23. ábra. A maximális excentrikus (Mec) és a maximális izometriás forgatónyomaték (Mic) hányadosának átlaga fiatal hemiparetikusoknál az ép (ÉP) és érintett (ÉR) oldali térdfesztők esetében unilaterális (UL) és bilaterális (BL) kontrakcióknál. A # szignifikáns különbséget jelez UL-BL összehasonlításban.



6.1.2 Idős, akut stroke betegek

6.1.2.1 Izometriás kontrakció.

Maximális forgatónyomaték. Az izometriás kontrakció alatt mért legnagyobb forgatónyomaték az érintett oldalon jelentősen kisebb volt, mint az ép oldalon mind unilaterális ($p=0,001$), mind bilaterális ($p=0,001$) térdfesztés során. Az ép és érintett oldali végtag forgatónyomatékának aránya azonos volt az UL (2,3) és BL kondícióban (2,3). Az ép és az érintett oldalon az UL/BL arány 1,28 volt. Az összegzett unilaterális és bilaterális forgatónyomaték átlagok között nem volt szignifikáns különbség annak ellenére, hogy a bilaterális kontrakcióknál az átlag 26,2 százalékkal kisebb volt. A bilaterális deficit index $80,2 \pm 13,6$ % volt (14. táblázat).

14. táblázat. A 60 fokos térdszögben az ép (ÉP) és az érintett (ÉR) oldali térdfesztőkkel kiejtett maximális forgatónyomaték (M_{IC}) átlag (vastagon szedett betűk) és szórás (az átlag alatti számok) értékei unilaterális (UL) és bilaterális (BL) kontrakciók során, valamint az ép és érintett oldali térdfesztők forgatónyomatékának összege unilaterális (UL, ÉP+ÉR) és bilaterális (BL, ÉP+ÉR) kontrakció alatt.

UL		BL		UL	BL
ÉP	ÉR	ÉP	ÉR	ÉP+ÉR	ÉP+ÉR
90,8	39,50*	72,0	31,2*	130,3	103,3
42,4	30,5	35,9	22,4	66,3	54,3

*szignifikáns különbség az ép és az érintett oldal között ($p<0,05$)

A forgatónyomaték kifejlődés meredeksége a kontrakció alatt (RTDk). Az RTDk átlaga az ép oldalon szignifikánsan nagyobb volt, mint az érintett oldalon mind

unilaterális ($p=0,002$), mind bilaterális ($p=0,007$) vizsgálati helyzetben. Unilaterális kontrakciónál az ép oldali térdfesztők forgatónyomaték kifejlődésének rátája 72,5 százalékkal nagyobb volt, mint az érintett oldalié. Bilaterális kontrakciónál 63,3 százalékkal volt nagyobb az RTDk az ép oldalon. Sem az ép, sem az érintett oldalon nem volt szignifikáns különbség az uni-, és bilaterális kontrakció alatt teljesített értékek között.

A forgatónyomaték visszaesésének meredeksége a relaxáció alatt (RTDr). Az RTDr átlagokban jelentősen nagyobb különbséget találtunk az ép és érintett oldal között, mint az RTDk-ban. Az ép oldali térdfesztőknél az RTDr átlaga 123,1 százalékkal volt nagyobb, mint az érintett oldali térdfesztőknél unilaterális kondícióban. Bilaterális szituációban az ép oldalon 110,2 százalékkal nagyobb értékeket kaptunk. Mindkét esetben a különbség szignifikáns volt (UL: $p=0,001$; BL: $p=0,001$). Az ép oldali RTDr jelentősen kisebb volt a bilaterális kontrakcióban ($p=0,04$) az unilaterálishoz képest. A deficit mértéke 28,1 százalékos volt. Az érintett oldalon 20,7 százalékos volt a visszaesés, de az átlagok közötti különbség nem szignifikáns (15. táblázat).

15. táblázat. Az ép (ÉP) és az érintett (ÉR) térdfesztőkre kiszámított forgatónyomaték növekedési (RTDk, Nm/ms) és visszaesési (RTDr, Nm/ms) ráta átlag (vastagon szedett betűk) és szórás (az átlag alatti számok) értékei unilaterális (UL) és bilaterális (BL) kontrakciók során.

	UL		BL	
	ÉP	ÉR	ÉP	ÉR
RTDk	0,23 0,09	0,13[#] 0,06	0,20 0,09	0,12[#] 0,06
RTDr	-0,29* 0,09	-0,13[#] 0,06	-0,23 0,06	-0,11[#] 0,04

* szignifikáns különbség az unilaterális és a bilaterális kontrakciók között ($p<0,05$)

szignifikáns különbség az ép és az érintett oldal között ($p<0,05$)

Maximális excentrikus forgatónyomaték (Mec). Az excentrikus kontrakció alatt mért legnagyobb forgatónyomaték átlaga szignifikánsan (99,4 %) nagyobb volt az ép oldalon, mint az érintett oldalon ($p=0,002$) unilaterális kontrakciónál. Bilaterális kontrakciónál is szignifikáns különbséget találtunk a két oldal között ($p=0,001$). Az ép oldali térdfesztőkkel 136,2 százalékkal nagyobb forgatónyomatékokat tudtak kifejteni a vizsgálat személyek. Az uni- és bilaterális forgatónyomatékok összehasonlításakor nem volt szignifikáns a különbség az UL és BL átlagok között sem az ép, sem az érintett oldalon. Az ép és érintett oldali forgatónyomatékokat összeadva (ÉP+ÉR) nem találtunk

szignifikáns különbséget az uni- és bilaterális térdfeszítés alatt kapott forgatónyomaték átlagok között (16. táblázat).

16. táblázat. A 30 és 90 fok közötti szögtartományban végrehajtott excentrikus kontrakció alatt mért, az ép (ÉP) és az érintett (ÉR) oldali térdfeszítővel kifejtett maximális forgatónyomaték (Mec, Nm) átlag (vastagon szedett betűk) és szórás (az átlag alatti számok) értékei unilaterális (UL) és bilaterális (BL) kontrakciók során, valamint az ép és érintett oldali térdfeszítők forgatónyomatékának összege unilaterális (UL, ÉP+ÉR) és bilaterális (BL, ÉP+ÉR) kontrakció alatt.

UL		BL		UL	BL
ÉP	ÉR	ÉP	ÉR	ÉP+ÉR	ÉP+ÉR
128,9	64,6[#]	122,8	51,9[#]	193,5	174,8
60,5	49,1	60,1	38,9	104,1	94,5

szignifikáns különbség az ép és az érintett oldal között (p<0,05)

Mechanikai munka az excentrikus kontrakció alatt (Wec). Az ép oldali térdfeszítők mechanikai munkája az excentrikus kontrakció alatt jelentősen nagyobb volt, mint az érintett oldalé (p=0,001) mind unilaterális, mind bilaterális térdfeszítés során. Az unilaterális helyzetben az ép oldalon a forgatónyomaték 2,3-szor volt nagyobb, mint az érintett oldalon. Az ép és érintett oldali arányszám a bilaterális kontrakciónál 3,1 volt. Az unilaterális és bilaterális értékek között nem volt jelentős különbség a forgatónyomatékok átlagaiban, bár a deficit az érintett oldalon nagyobb volt, mint az ép oldalon. Minthogy az ép oldalon az unilaterális és bilaterális forgatónyomaték csaknem változatlan maradt, az ép és érintett oldali forgatónyomatékok összege nem különbözött az UL-BL összehasonlításban (17.táblázat).

17. táblázat. Az excentrikus kontrakció alatt számított, az ép (ÉP) és az érintett (ÉR) oldali térdfeszítővel végzett mechanikai munka (Wec, Joule) átlag (vastagon szedett betűk) és szórás (az átlag alatti számok) értékei unilaterális (UL) és bilaterális (BL) kontrakciók során, valamint az ép és érintett oldali térdfeszítők mechanikai munkájának összege unilaterális (UL, ÉP+ÉR) és bilaterális (BL, ÉP+ÉR) kontrakció alatt.

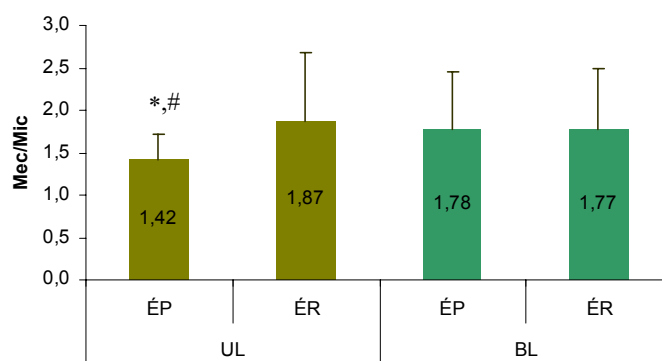
UL		BL		UL	BL
ÉP	ÉR	ÉP	ÉR	ÉP+ÉR	ÉP+ÉR
108,4	47,6[#]	100,5	32,3[#]	156,0	132,8
52,5	36,6	48,6	26,2	81,5	71,4

szignifikáns különbség az ép és az érintett oldal között (p<0,05)

Az excentrikus és izometriás forgatónyomatékok aránya. Az Mec/Mic arányt a 24. ábra mutatja. Az arány unilaterális kontrakciónál az ép oldalon 25,0 százalékkal,

szignifikánsan kisebb volt, mint az érintett oldalon. Bilaterális erőkifejtésnél az ép és az érintett oldali térdfesztőkben az arány csaknem azonos volt. Az Mec/Mic átlag jelentősen megnőtt bilaterális kondíció alatt az ép oldali térdfesztőket tekintve ($p=0,04$), de változatlan maradt az érintett oldalon.

24. ábra. A maximális excentrikus (Mec) és a maximális izometriás forgatónyomaték (Mic) hányadosának átlaga idős krónikus hemiparetikusoknál az ép (ÉP) és érintett (ÉR) oldali térdfesztők esetében unilaterális (UL) és bilaterális (BL) kontrakcióknál. A * szignifikáns különbséget jelez UL-BL összehasonlításban. A # szignifikáns különbséget mutat az ép és az érintett oldal között.



6.1.3 Az akut és krónikus hemiplégek eredményeinek összehasonlítása

Izometriás forgatónyomaték. Az FKH csoport szignifikánsan nagyobb maximális izometriás forgatónyomaték kifejtésre volt képes minden összehasonlításban, mint az IAH csoport. A különbségek az érintett oldalon nagyobbak voltak mind az unilaterális (120,5 %; $p= 0,001$) mind a bilaterális (126,6 %; $p= 0,001$) kontrakciók során. Az ép oldalon az unilaterális kontrakcióknál a különbség kisebb volt (35,7%; $p= 0,031$), mint a bilaterális (45,7 %; $p= 0,032$) kontrakciók alatt (18. táblázat).

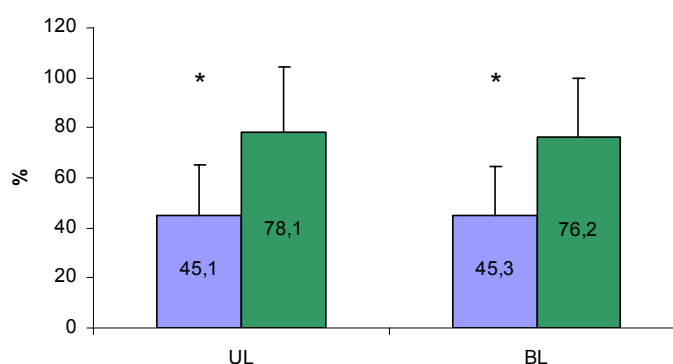
18. táblázat. A fiatal krónikus hemiplégek (FKH, $n= 18$) és az idős akut hemiplégek (IAH, $n= 10$) maximális izometriás forgatónyomaték átlag (vastag betűk) és szórás (átlagok alatti számok) értékei unilaterális (UL) és bilaterális (BL) kontrakciók alatt az ép (ÉP) és érintett (ÉR) oldalon.

	UL		BL	
	ÉP	ÉR	ÉP	ÉR
FKH	123,2*	87,1*	104,9*	70,8*
	30,8	24,5	35,4	24,2
IAH	90,8	39,5	72,0	31,2
	42,4	30,5	35,9	22,4

* szignifikáns különbség az FKH és IAH csoportok átlagai között ($p<0,05$)

A fiatal krónikus és idős akut hemiplégek ép és az érintett oldali térdfesztőkkel kifejtett forgatónyomatékának százalékos aránya mind unilaterális, mind bilaterális kontrakciónál jelentősen különbözött (25. ábra). Az IAH csoportnál számított arány 62,6 százaléka volt FKH csoportnál kapott unilaterális kontrakciónál ($p=0,006$). Bilaterális körülmények között a különbséget csaknem ugyanakkorának találtuk, az IAH átlag 61,0 százalékkal volt kisebb, mint az FKH csoport tagjaié ($p=0,022$). A bilaterális deficit megközelítőleg azonos volt mindkét csoportnál: IAH: $80,2\pm 13,6$ %; FKH: $83,2\pm 9,4$ %.

25. ábra. Az ép és az érintett oldali térdfesztők izometriás forgatónyomatékának százalékos aránya [(ÉP/ÉR)·100] fiatal krónikus (zöld oszlopok) és az idős akut hemiplégeknél (kék oszlopok) unilaterális (UL) és bilaterális (BL) kontrakcióban. * szignifikáns különbség az FKH és IAH csoportok átlagai között ($p<0,05$)



A forgatónyomaték időbeli változása a kontrakció (RTDk) és a relaxáció alatt (RTDr). A fiatal hemiplégek (FKH) minden vonatkozásban jelentősen nagyobb forgatónyomaték növekedési (RTDk) és csökkenési rátát (RTDr) értek el, mint az idős akut hemiplégek (IAH). A dm/dt hányadosban kisebb volt a különbség a kontrakció alatt, mint a relaxáció során. A különbség a két csoport között az ép oldalon kisebb volt, mint az érintett oldalon UL-nél (ép: 72,8%; $p=0,004$; érintett: 87,5%; $p=0,027$) és BL-nél is (ép: 87,2%; $p=0,003$; érintett: 117,1; $p=0,003$). RTDr esetében is az ép oldalon voltak kisebbek a különbségek mind UL (ép: 61,9%; $p=0,02$; érintett: 170 %; $p=0,001$), mind BL esetében (ép: 132,8%; $p=0,002$; érintett: 216,6; $p=0,001$). Az eredmények jól mutatják, hogy az idős, akut stroke betegek izomrelaxációs képessége jelentősen gyengébb, mint erőkifejtő képessége.

19. táblázat. A fiatal krónikus hemiplégek (FKH, n= 18) és az idős akut hemiplégek (IAH, n= 10) maximális izometriás forgatónyomaték növekedési üteme kontrakció (RTDk) és izometriás forgatónyomaték csökkenésének üteme relaxáció során az ép (ÉP) és érintett (ÉR) oldalon unilaterális és bilaterális kontrakciókat alkalmazva. A vastagon írt számok az átlagot, az alatta lévő számok a szórást mutatják.

	RTDk				RTDr			
	UL		BL		UL		BL	
	ÉP	ÉR	ÉP	ÉR	ÉP	ÉR	ÉP	ÉR
FKH	0,56*	0,43*	0,47*	0,36*	-0,61*	-0,41*	-0,62*	-0,40*
	0,18	0,25	0,21	0,18	0,27	0,18	0,32	0,23
IAH	0,32	0,23	0,25	0,17	-0,38	-0,15	-0,26	-0,13
	0,22	0,24	0,15	0,14	0,28	0,09	0,25	0,07

* szignifikáns különbség az FKH és IAH csoportok átlagai között (p<0,05)

Excentrikus kontrakció. A fiatal hemiplégek az ép és az érintett oldalon, mind az unilaterális, mind a bilaterális kontrakcióknál nagyobb excentrikus forgatónyomaték kifejtésére voltak képesek, mint az idős, akut stroke betegek. Szignifikáns különbség a két csoport átlagai között azonban csak az érintett oldali térdfesztítőknél volt mind az unilaterális (p=0,023), mind a bilaterális (p=0,003) kontrakcióknál. (20. táblázat)

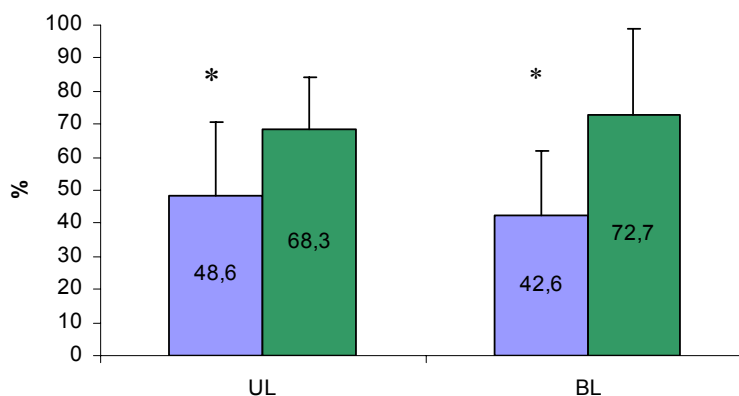
20. táblázat. A fiatal krónikus hemiplégek (FKH, n= 18) és az idős akut hemiplégek (IAH, n= 10) maximális excentrikus forgatónyomaték átlag (vastag betűk) és szórás (átlagok alatti számok) értékei unilaterális (UL) és bilaterális (BL) kontrakciók alatt az ép (ÉP) és érintett (ÉR) oldalon.

	UL		BL	
	ÉP	ÉR	ÉP	ÉR
FKH	136,9	94,1*	122,5	89,0*
	26,4	21,8	25,5	20,3
IAH	124,5	59,9	115,6	47,5
	59,6	43,0	53,9	34,9

* szignifikáns különbség az FKH és IAH csoportok átlagai között (p<0,05)

A fiatal krónikus és idős akut hemiplégek ép és az érintett oldali térdfesztítőikkel kifejtett forgatónyomatékának százalékos aránya az unilaterális és a bilaterális kontrakcióknál is jelentősen különbözött. Az IAH csoportnál számított arány 40,3 százaléka volt FKH csoportnál kapott unilaterális kontrakciónál (p=0,013). Bilaterális körülmények között a különbség tovább nőtt a két csoport között, az IAH átlag 70,8 százalékkal volt kisebb, mint az FKH csoport tagjaié (p=0,001) (26. ábra). A bilaterális deficit megközelítőleg azonos volt mindkét csoportnál: IAH: 91,5±17,9 %; FKH: 94,7±11,5 %.

26. ábra. Az ép és az érintett oldali térdfeszítők excentrikus forgatónyomatékának százalékos aránya $[(\acute{E}P/\acute{E}R) \cdot 100]$ fiatal krónikus (zöld oszlopok) és az idős akut hemiplégeknél (kék oszlopok) unilaterális (UL) és bilaterális (BL) kontrakcióban. *



* szignifikáns különbség az FKH és IAH csoportok átlagai között ($p < 0,05$)

Mechanikai munka. A mechanikai munka közvetlen összehasonlítására nincs lehetőség, mivel az excentrikus kontrakció szögtartománya nem volt azonos a két csoport esetében.

Az excentrikus és izometriás forgatónyomaték aránya. Az excentrikus és izometriás maximális forgatónyomaték arány (Mec/Mic) az idős akut stroke csoportban jelentősen nagyobb volt, mint a fiatal hemiplégeknél az unilaterális kontrakciónál mind az ép ($p=0,005$), mind az érintett ($p=0,003$) oldalon. Az IAH csoportban az érintett oldalon bilaterális kontrakciónál is jelentősen nagyobb volt (17,2 %, illetve 32,0 %) az Mec/Mic átlaga, mint az FKH csoportban ($p=0,049$) (21. táblázat).

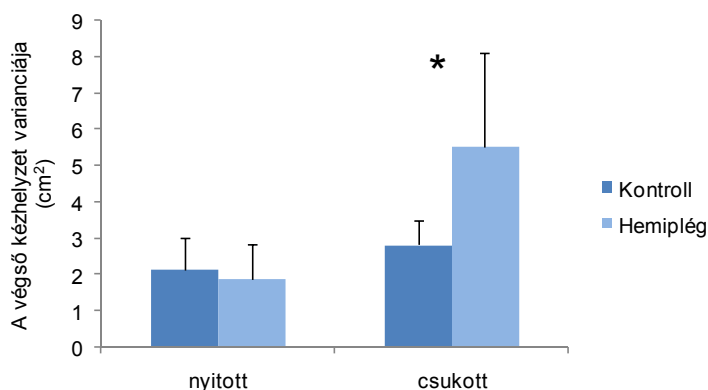
21. táblázat. A maximális excentrikus erő (Mec) és a maximális izometriás forgatónyomaték (Mic) hányadosának átlaga fiatal krónikus hemiparetikusoknál (FKH) és idős akut stroke betegeknél (IAH) az ép (ÉP) és érintett (ÉR) oldali térdfeszítők esetében unilaterális (UL) és bilaterális (BL) kontrakciónál. A csillag szignifikáns különbséget jelez a két csoport átlagai között.

	UL		BL	
	ÉP	ÉR	ÉP	ÉR
FKH	1,12* 0,18	1,13* 0,13	1,52 0,37	1,34 0,34
IAH	1,42 0,30	1,87 0,80	1,78 0,68	1,77 0,72

* szignifikáns különbség az FKH és IAH csoportok átlagai között ($p < 0,05$)

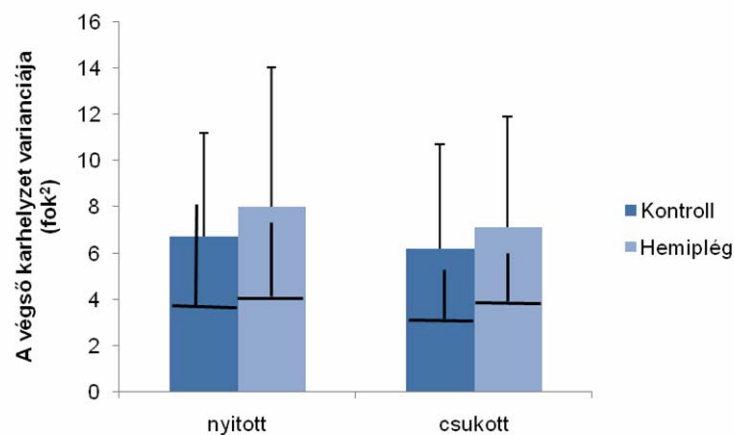
6.2 A karmozgás motoros kontrollja akut stroke betegeknél

A végső kézhelyzet varianciája. A kézhelyzet variabilitását a kísérleti helyzet, nevezetesen a nyitott és csukott szemmel történő végrehajtás ($F [1, 18]= 13,57$; $p=0,002$) valamint a kísérleti helyzet és a csoportbeosztás egymásra hatása ($F [1, 18]= 6,49$; $p=0,02$) befolyásolta. A 27. ábra azt fejezi ki, hogy a kéz ismételt pozicionálása kevésbé pontos csukott szemmel, mint nyitott szemmel. Csukott szemmel a hemiplégek végső kézhelyzetének variabilitás átlaga jelentősen nagyobb, mint a kontroll csoporté ($p=0,004$). A nyitott szemmel végrehajtott kézpozicionálásnál a két csoport között nem volt jelentős különbség.



27. ábra. A kéz végső helyzetének varianciája csukott és nyitott szemmel végrehajtott kézpozicionálásnál.

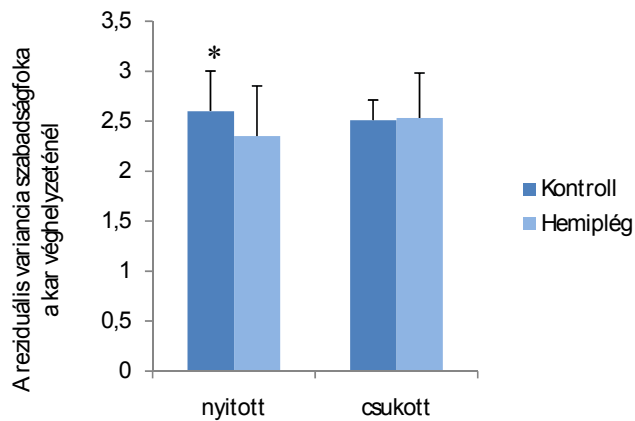
A végső karhelyzet variabilitása. A végső karhelyzet variációját két részre osztottuk: 1. az a variancia, amelyet a végső kézhelyzet alapján meg lehetett magyarázni többszörös, négyzetes regressziót alkalmazva; 2. a varianciának az a része, a reziduális variancia, amely nem volt kapcsolatba hozható a kéz végső helyzetével. A regresszió számításhoz két független változót, azaz a kéz vízszintes (KP_x) és függőleges (KP_y) pozícióját, valamint hét függő változót (VT, VH, VV, AT, KF, KV, KH adatait a mozgás végén) használtuk. A reziduális variancia azt mutatja meg, hogy a kar vég helyzete mennyire variál egy adott kézhelyzet elérésekor. A két csoport és a vizsgálati kondíció hatása és interakciója nem volt szignifikáns. A kar végpozíció teljes variációjának megközelítőleg ötven százalékát lehetett megmagyarázni a kéz vízszintes és függőleges vég helyzetének variációjával (28. ábra).



28. ábra. A kéz vég helyzet személyek közötti varianciájának átlag és szórás értékei. Minden oszlopot magyarázható és reziduális varianciára osztottunk. Az oszlopok alsó részén, vastag vonallal határolva a magyarázható variancia átlagát tüntettük fel. A hozzá tartozó függőleges vonalak a szórás nagyságát mutatják.

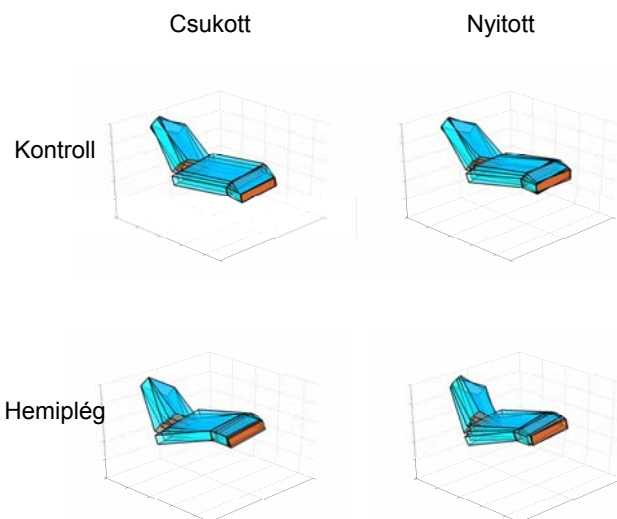
A reziduális variancia főkomponens analízise. A betegnél és az egészségeseknél is a végő karpozíció magyarázható varianciája, amelyet a kéz vízszintes és függőleges helyzete határozott meg, megközelítően 50 százaléka volt a teljes varianciának. Ebből következőleg a kar végő karpozíciójának hét szabadságfoka (7 ízületi szög) nem csökkent a végő karpozíció két szabadságfokára. Ha nem így lett volna, akkor a teljes variancia magyarázható lett volna. Az eltérési (reziduális) varianciát a főkomponens analízissel vizsgáltunk meg.

A kontroll személyek közül kilencnél és a betegek mindegyikénél a reziduális variancia non-spherical volt (Mauchly: $p=0.009$). A kontroll személyek végő kar helyzetének szabadságfoka 2.6 ± 0.4 volt nyitott szem esetén. A betegek ennél szignifikánsan kisebb értéket mutattak (2.35 ± 0.5). Csukott szemmel a két csoportban a szabadság fok 2.5 körül alakult (kontroll: 2.51 ± 0.2 ; betegek: 2.53 ± 0.45). Így, mivel a maximális szabadságfok öt, a szabadságfok ötven százalékra csökkent. A betegek a kontroll csoporttal szemben, kisebb szabadságfokkal hajtották végre a feladatot vizuális kontroll mellett, mint anélkül (29. ábra).



29. ábra. A végső karpozíció szabadságfoka. A hemiplégek szignifikánsan kisebb szabadságfokot mutattak a végső karpozíciót tekintve vizuális kontroll mellett. Az egészséges személyeknél nem volt szignifikáns különbség a két vizsgálati beállítást tekintve. * szignifikáns különbség a kontroll és hemiplég csoportok átlagai között ($p < 0,05$)

A szabadságfok csökkenése azt mutatja, hogy a reziduális variancia nem egységesen oszlik meg, amely azt jelzi, hogy azonos kéz pozíció elérése a mozgás végén, a lehetséges ízületi szögváltozások egyéni kombinációjával jön létre. A meghatározott végső kéz helyzet eléréséhez a vizsgáltak egyéni ízületi szög kombinációs stratégiákat alkalmaznak (30. ábra).

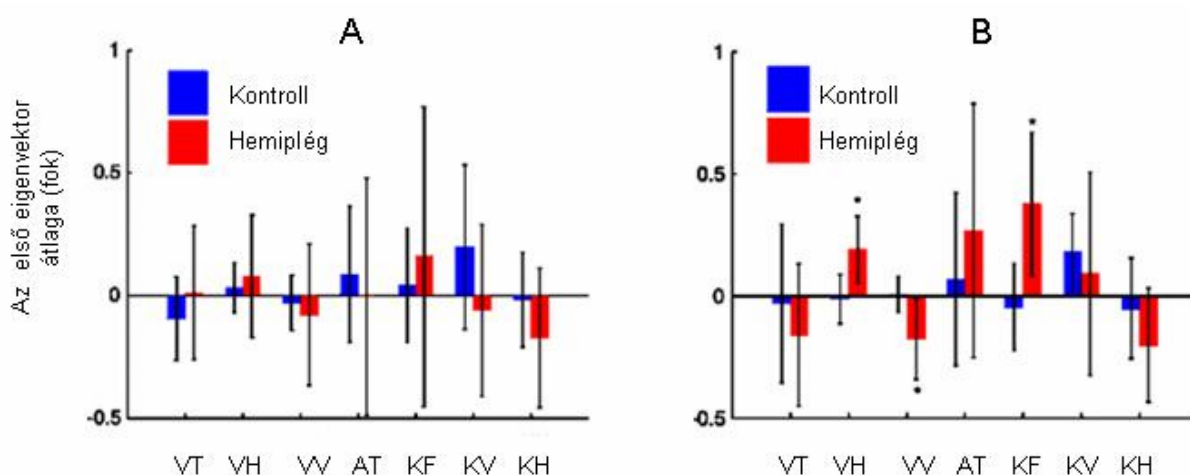


30. ábra. Tipikus, szimulált karmozgás egy hemiplég és egy egészséges személy harminc-harminc karmozgásának átlagolásával.

A 30. ábra a váll-, könyök- és csuklóízület szögváltozásainak leggyakoribb kombinációit mutatja egy kontroll és egy hemiplég beteg esetén. Minden egyes kombináció az átlagolt végső kar helyzetből és két karpozíció egymásra vetítéséből áll össze, amelyek eltérnek az átlagtól a pozitív vagy a negatív sajátvektorok által, és amelyek a legnagyobb

sajátértékre vonatkoznak. A sajátvektor hosszait 5 fokra normalizáltuk. A hemiplégeknél a nagyobb variabilitás a váll- és könyökízületben, de kisebb a csuklóízületben, mint a kontroll személyeknél.

Annak megállapítására, hogy a 30. ábrán bemutatott különbségek tipikusak-e a csoportokra, a vizsgálati személyekre jellemző első sajátvektort átlagoltuk. Az átlagolt első sajátvektor nem különbözött a nullától jelentősen egyik csoportnál sem, amikor a feladat végrehajtása csukott szemmel történt. Ez azt jelenti, hogy az ízületi szögek közötti kapcsolat adott kézhelyzetben egyénileg eltérő. Az eredmény jelzi, hogy vizuális kontroll nélküli feladat végrehajtásnál sem az egészségeseknél, sem a hemiplégeknél nincs közös optimum az ízületi szögek reziduális variabilitását tekintve. Ezzel szemben, amikor a feladatot nyitott szemmel hajtották végre a vizsgálati személyek, akkor az első sajátvektor átlaga jelentős eltéréseket mutatott a váll vízszintes (VH) és függőleges (VV), valamint a könyökízület szögállásainak (KF) esetében (31. ábra).



31. ábra. Az első eigenvektor átlagai és szórás értékei csukott (A) és nyitott (B) szemmel végrehajtott karmozgás esetén.

A mozgáspálya variabilitásának elemzése.

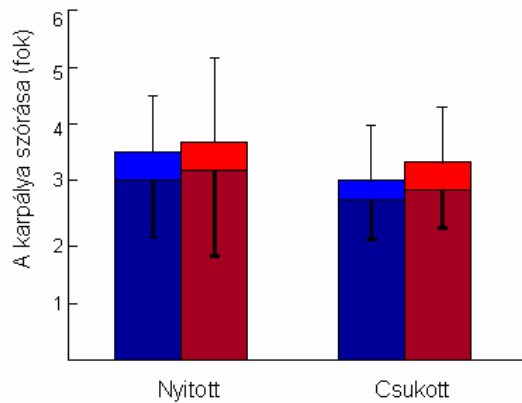
A határpontok (kezdeti és végső helyzet) és a mozgáspálya közötti kapcsolat elemzéséhez a teljes mozgást három azonos időtartamú részre osztottuk. Ezt követően a három rész határpontjainál vett négy mintát elemeztük. Regresszió analízis segítségével a VT, VV, KF és AT mozgás alatti variációját két részre osztottuk:

A/ arra a részre, amely magyarázható volt a VT, VV, AT és KF határpontoknál meghatározható variációjával,

B/ mozgáspálya varianciájára, amely független volt a kezdeti és véghelyzettől.

Az utóbbit reziduális varianciának neveztük, amely a karmozgás pályájának varianciáját jellemzi rögzített kezdeti és véghelyzetben.

32. ábra. A karpálya magyarázható és reziduális varianciája a teljes varianciához viszonyítva. A világoskék és piros szín a reziduális, a sötétkék és bordó színek a magyarázható varianciát jelölik. A magyarázható és reziduális variancia összege mutatja a teljes varianciát.

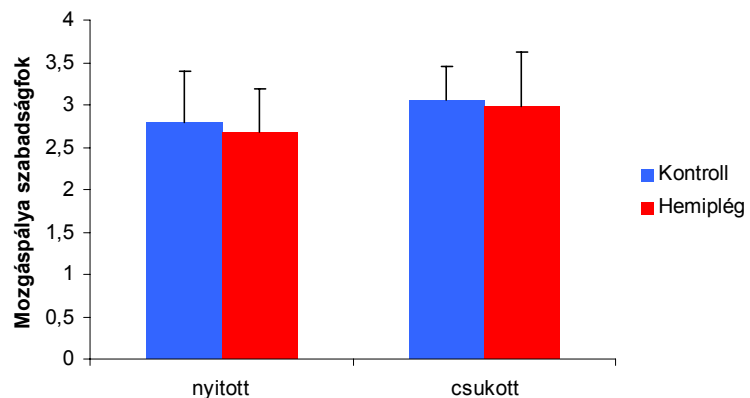


A 32. ábra a kar mozgáspályájának szórását mutatja, amely az VT, VV, AT és KF átlag varianciájának négyzetgyöke. A

szórásértékeket a teljes mozgás időtartamának egyharmadánál, illetve kétharmadánál vett minták alapján számítottuk ki. Megközelítőleg a teljes variancia 75 százalékát lehet megmagyarázni a kar kezdeti és véghelyzetével. A két csoport nem különbözött egymástól szignifikánsan a karmozgás pályájának szórásában sem a nyitott, sem a csukott szemmel végrehajtott feladatoknál.

A mozgáspálya szabadságfoka. A kar mozgáspályájának szabadságfoka $2,81 \pm 0,5$, illetve $2,68 \pm 0,6$ volt a kontroll illetve a hemiplég csoportban nyitott szemmel végrehajtott karmozgásnál (33. ábra). Az átlagok különbsége nem szignifikáns. A vizuális kontroll kikapcsolása után mindkét csoportban növekedett a szabadságfok 8,5 illetve 11,9 százalékkal. A két csoport közötti különbség csökkent (kontroll: $3,05 \pm 0,4$; hemiplég: $3,0 \pm 0,65$)

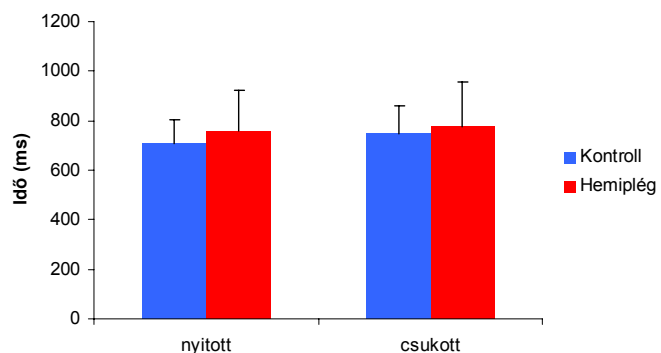
33. ábra. A kar mozgáspályájának szabadságfoka vizuális kontrollal és a nélkül a hemiplég és kontroll csoportban.



A mozgáspálya szabadságfoka az elsődleges komponensek legkisebb számát jelenti, amelynél az akkumulált variancia a teljes reziduális variancia 90 százalékával egyenlő. A két csoport között nem találtunk szignifikáns különbséget.

A végrehajtás időtartama. A nyitott szemmel végrehajtott karmozgáshoz szükséges idő 705 ± 102 ms, illetve 750 ± 165 ms volt a kontroll, illetve a hemiplég csoportban. Csukott szemnél mindkét csoportban a végrehajtás időtartama növekedett (Kontroll: 750 ± 113 ms; hemiplég: 775 ± 178 ms). A két csoport átlagai közötti különbségek nem voltak szignifikánsak (34. ábra).

34. ábra. A végrehajtás időtartama nyitott és csukott szemű karmozgásnál.



6.3 Az egésztest vibráció hatása

6.3.1 Visszamaradó, rövidtávú hatás akut stroke betegeke

Izometriás kontrakció. Az egésztest vibráció (ETV) hatására a maximális izometriás forgatónyomaték 26,6 %-al, szignifikánsan növekedett a vibrációnak kitett csoportban ($p < 0,01$). A kontroll csoportnál is tapasztaltunk forgatónyomaték növekedést, amely 6,8 százalékos volt. A változás azonban nem volt statisztikailag jelentős (22. táblázat). Az RTD_k a kontrakció elején mindkét csoportban nőtt és csaknem azonos mértékben (vibrált csoport: 12,3%; kontroll csoport: 12,6%). A változás mértéke azonban nem volt szignifikáns egyik csoportban sem (22. táblázat).

22. táblázat. Maximális izometriás forgatónyomaték (Mic) és a forgatónyomaték kifejlődés merevedsége (RTD_k) átlag (vastagon írott számok) és szórás (átlag alatti számok) értékei a vibrációnak kitett (V) és a kontroll csoportban (K) a vibráció előtt és után.

	V		K	
	előtt	után	előtt	után
Mic (Nm)	41,0	51,9*	42,9	45,8
	23,8	29,0	32,8	38,0
RTD _k (Nm/s)	144,4	162,2	123,2	138,8
	74,4	70,3	50,3	100,6

* szignifikáns különbség a vibráció előtti és utáni átlagok között ($p < 0,05$)

Excentrikus kontrakció. A vibráció hatására a maximális excentrikus forgatónyomaték 15,6 százalékkal növekedett a kezelt csoportban, ami szignifikáns változást jelentett ($p < 0,05$). A változás a kontroll csoportban 3,6 százalék volt, ami nem szignifikáns. Az excentrikus forgatónyomaték, amelyet 60 fokos szögben határoztuk meg (M_{ec60}) szignifikánsan nőtt, 16,5 százalékkal, a kezelt csoportban ($p < 0,05$), de csaknem változatlan maradt a kontroll csoportban. A mechanikai munkavégzés 14,3 százalékkal volt nagyobb a vibráció után a kezelt csoportban, amely szignifikáns változást jelentett ($p < 0,05$). A kontroll csoportnál talált 8,9 %-os változás nem szignifikáns (23. táblázat).

23. táblázat. Maximális excentrikus forgatónyomaték (M_{ec}), forgatónyomaték 60 fokos ízületi szögben meghatározva (M_{ec60}) és a mechanikai munka (W_{ec}) átlag (vastagon írott számok) és szórás (átlag alatti számok) értékei a vibrációnak kitett (V) és a kontroll csoportban (K) a vibráció előtt és után.

	V		K	
	előtt	után	előtt	után
M_{ec} (Nm)	76,7	88,7*	67,5	69,9
	60,8	63,9	51,7	56,8
M_{ec60} (Nm)	69,3	80,7*	63,4	65,2
	59,1	58,3	48,5	51,1
W_{ec} (Joule)	48,3	55,2*	50,5	55,0
	34,5	40,0	34,1	45,3

* szignifikáns különbség a vibráció előtti és utáni átlagok között ($p < 0,05$)

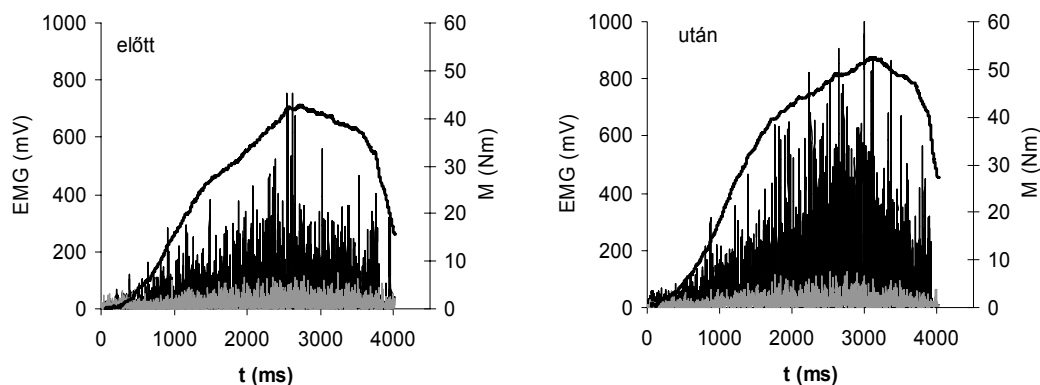
Myoelektromos aktivitás. A maximális izometriás kontrakció alatt a m. vastus lateralis (VL) elektromos aktivitása (rmsEMG) 36,5 százalékkal lett nagyobb a vibráció után a kezelt csoportban ($p < 0,01$). Jelentős változást nem találtunk a kontroll csoportban. A vibráció nem volt hatással a térdhajlító (BF) elektromos aktivitására (35.

ábra). A gyors izometriás kontrakciók esetében nem lehetett kimutatni a vibráció hatását sem a VL, sem a BF elektromos aktivitására (24. táblázat).

24. táblázat. A vastus laterális (VL) és a biceps femoris (BF) rmsEMG (mV) átlaga (vastagon írott számok) és szórás (átlag alatti számok) értékei a maximális (IC) és gyors (ICf) izometriás kontrakciók alatt vibráció előtt és után a vibrációnak kitett (V) és a kontroll (K) csoportban. A csillagok szignifikáns ($p < 0,05$) különbséget jeleznek a vibráció előtti és utáni átlagok között.

	VL				BF			
	V		K		V		K	
	előtt	után	előtt	után	előtt	után	előtt	után
IC (μV)	197,8 113,5	270,1* 150,9	195,3 146,0	219,9 182,5	41,9 19,0	40,4 23,2	41,4 28,	43,4 32,5
ICf (μV)	185,2 102,1	204,3 99,3	175,3 135,2	199,4 143,3	39,8 18,1	39,6 20,2	39,2 22,2	40,5 24,7

* szignifikáns különbség a vibráció előtti és utáni átlagok között ($p < 0,05$)



35. ábra. Reprezentatív forgatónyomaték (vonal), a vastus laterális (fekete EMG jel) és a biceps femoris (szürke EMG jel) görbék vibráció előtt és után. Az ábra jól szemlélteti a forgatónyomaték és a vastus laterális EMG aktivitásának növekedését, valamint a biceps femoris EMG aktivitásának változatlanóságát.

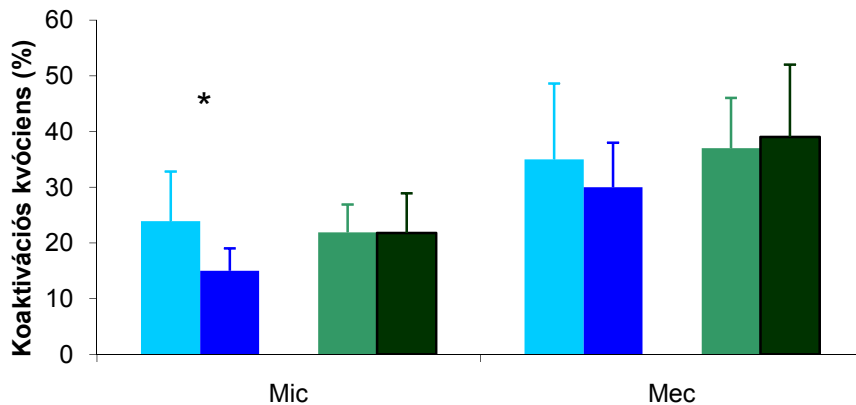
A vibráció után az rmsEMG az excentrikus kontrakció alatt 25,6 százalékkal, szignifikánsan nőtt a vastus laterálisban ($p < 0,05$) és 18,6 százalékkal csökkent a m. biceps femorisban ($p < 0,05$). A kontroll csoportban az rmsEMG csaknem változatlan maradt (26. táblázat).

26. táblázat. A vastus laterális (VL) és a biceps femoris (BF) rmsEMG átlaga (vastagon írott számok) és szórás (átlag alatti számok) értékek excentrikus (EC) kontrakció alatt a vibráció előtt és után a vibrációnak kitett (V) és a kontroll (K) csoportban.

	VL				BF			
	V		K		V		K	
	előtt	után	előtt	után	előtt	után	előtt	után
EC (μ V)	172,0	216,1*	169,9	169,3	54,5	44,4*	62,1	60,8
	98,7	120,7	127,0	140,5	24,7	25,5	42,6	45,4

* szignifikáns ($p < 0,05$) különbség a vibráció előtti és utáni átlagok között.

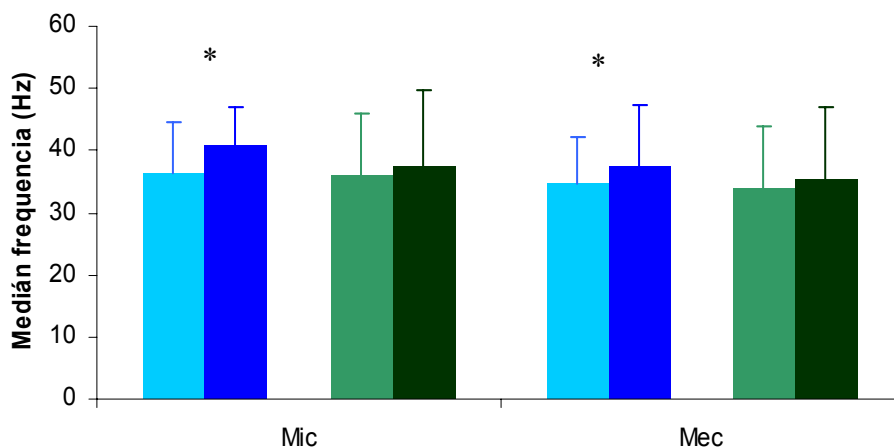
A **koaktivációs kvóciens** szignifikánsan csökkent $0,24 \pm 0,09$ értékről $0,15 \pm 0,04$ értékre ($p = 0,049$) a vibráció után az izometriás kontrakció során a kezelt csoportban. Más kapcsolatban a kvóciens nem változott szignifikánsan (36. ábra)



36. ábra. A térdfesztő és térdhajlító izmok egyidejű elektromos aktivitásának koaktivációs kvóciens átlaga és szórás értékei a térdfesztők izometriás (Mic) és excentrikus (Mec) kontrakciója alatt a kezelt (kék oszlopok) és a kontroll csoportban (zöld oszlopok) a vibráció előtt (világos színek) és után (sötét színek). * szignifikáns különbség a V és K csoportok átlagai között ($p < 0,05$)

A **medián EMG frekvencia**. A medián frekvencia az izometriás kontrakció alatt vibráció előtt ($36,4 \pm 8,1$ Hz) alacsonyabb volt, mint vibráció után ($40,6 \pm 6,4$ Hz), ami 11,5 százalékos növekedést jelentett a vastus laterális izomban ($p < 0,05$). A kontroll csoportban nem volt szignifikáns a változás (előtt: $35,9 \pm 10,2$ Hz; után: $37,5 \pm 12,3$ Hz). Hasonlóan az izometriás kontrakcióhoz az excentrikus kontrakciónál a vibráció előtti ($34,6 \pm 7,7$ Hz) és a vibráció utáni ($37,4 \pm 10,0$ Hz) összehasonlítás szignifikáns növekedést (7,9 % növekedés) mutatott a kezelt csoportnál ($p < 0,05$). A medián

frekvencia változatlan maradt a kontroll csoportnál (előtt: $34,1 \pm 9,7$ Hz; után: $35,4 \pm 11,4$ Hz). Mindkét csoportban esetében a medián frekvencia magasabb volt izometriás kontrakció alatt, mint excentrikus kontrakciónál, de a különbség egyik esetben sem volt statisztikailag jelentős (37. ábra).



37. ábra. A vastus laterális EMG jeléből számított medián frekvencia átlag és szórás értékei izometriás (Mic) és excentrikus (Mec) kontrakció során a kezelt csoportban (kék oszlopok) és a kontroll csoportban (zöld oszlopok) a vibráció előtt (világos színek) és után (sötét színek). * szignifikáns különbség a V és K csoportok átlagai között ($p < 0,05$)

6.3.2 Krónikus hatás akut stroke betegeken

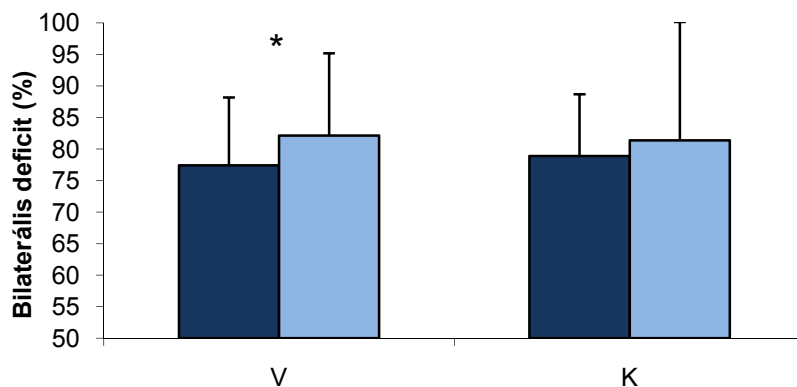
Izometriás kontrakció. A kontroll csoportban nem találtunk szignifikáns különbséget az első és második mérés során megállapított maximális izometriás forgatónyomaték átlagai között sem az unilaterális és bilaterális, sem az ép és érintett oldal összehasonlításában. A vibrációs programban résztvevőknél csaknem azonos mértékű volt a javulás az unilaterális (45,2%) és a bilaterális (45,6%) erő kifejtését tekintve a paretikus oldali térd feszítő vonatkozásában ($p = 0,008$ és $p = 0,018$). Az ép oldali térd feszítővel is szignifikánsan nagyobb maximális forgatónyomaték kifejtésére voltak képesek a vibrációban résztvevők mind az unilaterális, mind a bilaterális kontrakciók során, de a különbségek kisebbek voltak, mint az érintett oldalon. Az unilaterális kontrakciónál az M_{ic} 13,1 százalékkal ($p = 0,019$), a bilaterális kontrakciónál 20,8 százalékkal ($p = 0,007$) növekedett (27. táblázat).

27. táblázat. A maximális izometriás forgatónyomaték (Mic, Nm) átlaga (vastagon írt számok és szórása (átlag alatti számok) vibráció előtt és után unilaterális (UL) és bilaterális (BL) kontrakciók alatt az érintett (ÉR) és (ÉP) oldalon a vibrációban részt vett (V) és a kontroll csoportban (K).

	K				V			
	UL		BL		UL		BL	
	ÉR	ÉP	ÉR	ÉP	ÉR	ÉP	ÉR	ÉP
előtt	31,8	69,9	22,7	55,5	42,9	100,0	35,3	75,3
	24,1	33,3	10,3	28,3	32,8	40,6	27,6	26,7
után	33,5	64,4	19,1	58,5	55,8*	110,9*	46,7*	88,8*
	16,5	18,3	6,6	16,7	40,3	43,5	36,7	30,9

* szignifikáns különbség a vibráció előtti és utáni átlagok között ($p < 0,05$)

Az ép és az érintett oldali térdfesztőkkel azonos időben kifejtett (bilaterális) forgatónyomatékok összegének és a külön végzett kontrakciók (unilaterális) alatt elért forgatónyomatékok összegének hányadosából képzett bilaterális deficit index (előtt: $78,9 \pm 13,1\%$; után: $81,4 \pm 18,1\%$) a kontroll csoportban 3,1 százalékkal nőtt (nsz). A vibrációs programban részt vettek forgatónyomaték deficit értéke (előtt: $77,4 \pm 10,7\%$; után: $82,1 \pm 9,8\%$) 6,0 százalékkal nőtt ($p = 0,015$), azaz a különbség az uni- és bilaterális erő kifejtés nagysága között csökkent. A kezelés után a vibrált és kontroll csoportban a bilaterális deficit átlag csaknem azonos volt (38. ábra).



38. ábra. Bilaterális forgatónyomaték deficit a vibrációnak kitett (V) és a kontroll csoportban (K) a kezelés előtt (sötétkék oszlopok) és kezelés után (világoskék oszlopok). * szignifikáns különbség a kezelés előtti és utáni értékek között ($p < 0,05$)

A forgatónyomaték kifejtésének rátája. Az RTDk mindkét csoportban emelkedett a négy hetes kezelés során mind az unilaterális, mind a bilaterális kontrakciókat illetően, de szignifikáns különbséget csak a vibrációnak kitett csoportban találtunk a bilaterális

kontrakcióknál az érintett és az ép oldali térdfesztítőknél is. A növekedés az érintett oldalon (50,0%) nagyobb volt, mint az ép oldalon (43,3%) (28. táblázat).

28. táblázat. A forgatónyomaték növekedés rátájának (RTDk, Nm/s) átlaga (vastagon írt számok) és szórása (átlag alatti számok) vibráció előtt és után unilaterális (UL) és bilaterális (BL) kontrakciók alatt az érintett (ÉR) és (ÉP) oldalon a vibrációban részt vett (V) és a kontroll csoportban (K).

	K				V			
	UL		BL		UL		BL	
	ÉR	ÉP	ÉR	ÉP	ÉR	ÉP	ÉR	ÉP
előtt	198,2	276,8	130,4	198,2	128,1	276,0	112,5	209,4
	208,8	234,1	77,0	90,8	56,3	103,4	33,9	117,9
után	242,9	351,8	153,6	253,6	187,5	353,1	168,8 *	300,0 *
	241,7	359,9	116,1	161,5	175,3	191,6	55,4	70,0

* szignifikáns különbség a vibráció előtti és utáni átlagok között ($p < 0,05$)

Excentrikus kontrakció. Az egész test vibrációs kezelésben résztvevők az érintett oldalon 26,3 százalékkal növelték térdfesztítő izmaik excentrikus forgatónyomatékát az unilaterális kontrakciók során ($p=0,002$) és 31,9 százalékkal a bilaterális kontrakciók alatt ($p=0,025$). Az ép oldali térdfesztítővel kifejtett maximális excentrikus forgatónyomaték kisebb mértékben nőtt a vibrációs program végére. Az unilaterális kontrakcióknál a javulás 10,5 % ($p=0,021$), a bilaterális kontrakcióknál 8,7 % ($p=0,022$) volt.

A kontroll csoportban bár az Mec átlagok kismértékben növekedtek mind az érintett, mind az ép oldal vonatkozásában, a különbségek nem voltak szignifikánsak sem az unilaterális, sem a bilaterális kontrakciók alatt (29. táblázat).

A kezelés előtti és utáni bilaterális forgatónyomaték deficit index változatlan maradt a vizsgálati csoportban (előtt: $84,9 \pm 21,3$ %; után: $84,0 \pm 20,2$ %) és a kontroll csoportban is (előtt: $94,1 \pm 12,7$ %; után: $93,5 \pm 22,7$ %).

29. táblázat. A maximális excentrikus forgatónyomaték (Mec, Nm) átlaga (vastagon írt számok) és szórása (átlag alatti számok) vibráció előtt és után unilaterális (UL) és bilaterális (BL) kontrakciók alatt az érintett (ÉR) és (ÉP) oldalon a vibrációban részt vett (V) és a kontrol csoportban (K).

	K				V			
	UL		BL		UL		BL	
	ÉR	ÉP	ÉR	ÉP	ÉR	ÉP	ÉR	ÉP
előtt	58,5 37,7	98,3 25,9	48,9 23,4	101,0 26,8	74,6 57,3	153,5 75,9	54,7 48,1	138,1 67,6
után	64,4 29,8	122,8 26,5	55,2 24,1	117,3 31,9	94,2 * 56,9	169,6 * 63,9	72,1 * 55,2	150,1 * 65,5

* szignifikáns különbség a vibráció előtti és utáni átlagok között ($p < 0,05$)

A mechanikai munkavégzés az excentrikus kontrakció alatt (Wec, Joule) szignifikánsan nagyobb volt a kezelés után, de csak az érintett láb esetében mutatott. A változás az unilaterális és a bilaterális kontrakcióknál is jelentős volt ($p = 0,007$ és $p = 0,041$). A változás mértéke 31,7 % volt az unilaterális és 40,8 % a bilaterális kontrakciónál (30. táblázat).

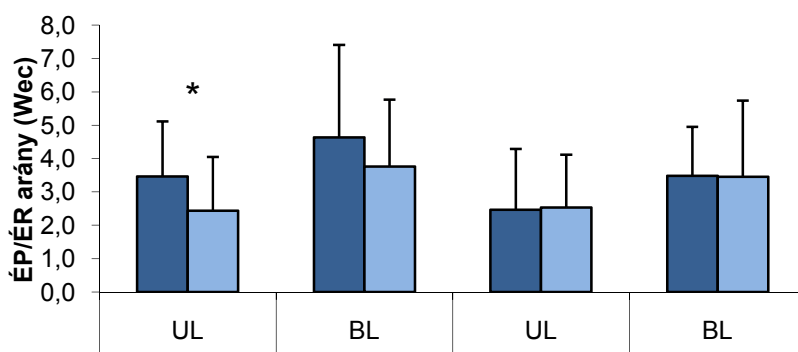
30. táblázat. Az excentrikus kontrakció alatti munka (Wec, Joule) átlaga (vastagon írt számok és szórása (átlag alatti számok) vibráció előtt és után unilaterális (UL) és bilaterális (BL) kontrakciók alatt az érintett (ÉR) és (ÉP) oldalon a vibrációban részt vett (V) és a kontrol csoportban (K).

	K				V			
	UL		BL		UL		BL	
	ÉR	ÉP	ÉR	ÉP	ÉR	ÉP	ÉR	ÉP
előtt	52,8 36,4	93,2 45,3	36,2 24,5	104,5 56,9	50,1 39,6	131,7 47,2	31,4 29,3	107,4 44,0
után	57,9 51,2	113,4 55,5	36,1 27,5	110,8 36,2	66,0 * 45,7	128,5 60,8	44,2 * 43,7	112,6 51,4

* szignifikáns különbség a vibráció előtti és utáni átlagok között ($p < 0,05$)

Az ép és az érintett oldali térdfeszítők által végzett munka aránya (ÉP/ÉR) nem változott a kontroll csoportban sem az unilaterális, sem a bilaterális kontrakciónál. A vibrációs kezelésnek kitett csoportban az ÉP/ÉR munkavégzési arány unilaterális kontrakciónál ($3,46 \pm 1,65$) 25,3 %-al kisebb volt, mint bilaterális kontrakciónál ($4,63 \pm 2,77$), de a különbség nem szignifikáns. A kezelés után mind az unilaterális, mind a bilaterális kontrakciónál az arány csökkent 29,3, illetve 18,8 százalékkal. A kezelés

előtti és utáni átlagok közötti különbség azonban csak az unilaterális kontrakciónál szignifikáns ($p=0,006$) (39. ábra).



39. ábra. Az ép és érintett oldali térdfesztőkkel végzett excentrikus munka aránya (ÉP/ÉR) unilaterális (UL) és bilaterális (BL) kontrakciók során a vibrált (V) és a kontroll (K) csoportban a kezelés előtt (sötétkék oszlopok) és kezelés után (világoskék oszlopok). Az első négy oszlop a V csoport, a második négy a K csoport. A csillag szignifikáns különbséget jelez a kezelés előtti és utáni átlagok között.

A maximális izometriás és excentrikus forgatónyomaték aránya. A vibrációs programban résztvevők Mec/Mic aránya csökkent a kezelés végére, de a különbség nem szignifikáns az első és második mérés átlagai között. A kontroll csoportban kismértékű növekedést tapasztaltunk, de a különbségek ebben az esetben sem voltak szignifikánsak (31. táblázat).

31. táblázat. Az excentrikus és izometriás forgatónyomaték arányának (Mec, Nm) átlaga (vastagon írt számok és szórása (átlag alatti számok) vibráció előtt és után unilaterális (UL) és bilaterális (BL) kontrakciók alatt az érintett (ÉR) és (ÉP) oldalon a vibrációban részt vett (V) és a kontroll csoportban (K).

	V				K			
	UL		BL		UL		BL	
	ÉR	ÉP	ÉR	ÉP	ÉR	ÉP	ÉR	ÉP
előtt	1,98	1,54	1,76	1,72	2,10	1,37	1,82	1,91
	0,86	0,22	0,84	0,52	0,80	0,25	0,59	0,67
után	1,68	1,46	1,67	1,55	2,24	1,79	2,23	1,92
	0,56	0,20	0,96	0,44	0,83	0,40	0,55	0,71

A vastus laterális és biceps femoris elektromos aktivitása (rmsEMG).

Izometriás kontrakció. A négy hetes vibrációs kezelést követően a vibrációban részt vett csoport érintett oldali vastus laterális izmainak elektromos aktivitása (rmsEMG)

szignifikánsan nagyobb volt, mint az alapértékek mind unilaterális (37,0 % növekedés; $p=0,001$), mind bilaterális (40,8 % növekedés; $p=0,042$) térdfeszítés során. A vibrációs csoport az ép oldali vastus laterális izmainak mrsEMG aktivitása is növekedett (UL: 4,4 %; BL: 15,8%), de a változás nem szignifikáns.

A kontroll csoport mrsEMG átlagainak változás iránya különböző volt az egyes vizsgálati helyzetekben, illetve az ép és érintett oldalon. A változások mértéke nem érte el a statisztikailag jelentős mértéket (32. táblázat). A biceps femoris izom mrsEMG aktivitása egy kivételtől eltekintve (kontroll csoport UL, ÉR) minden esetben csökkent, de csak egy esetben érte el a változás a szignifikáns szintet. Nevezetesen a vibrációs csoport az érintett oldal biceps femorisának mrsEMG átlaga bilaterális kontrakcióban 31,8 százalékkal csökkent ($p=0,0435$) (32. táblázat).

Excentrikus kontrakció. Az excentrikus kontrakciók során a vastus laterális mrsEMG aktivitása csak a vibrációban részt vett csoport tagjainál nőtt jelentősen az érintett oldali VL-nél. Unilaterális kontrakciónál a növekedés 37,9 % ($p=0,012$) volt, bilaterális kontrakciónál 41,8 % ($p=0,036$). A kontroll csoportban nem volt jelentős változást (33. táblázat). A biceps femoris izmot tekintve, bár az esetek többségében csökkent az mrsEMG aktivitás, egyik esetben sem találtunk szignifikáns változást sem a vibrációs, sem a kontroll csoportban.

Koaktivációs kvóciens.

Izometriás kontrakció. A kvóciens a vibrációs csoportban szignifikánsan változott az unilaterális kontrakciónál az érintett oldalon (32,0 % változás; $p=0,014$), bilaterális kontrakciónál mind az ép (21,2% csökkenés; $p=0,048$), mind az érintett oldalon (51,5% csökkenés; $p=0,001$). A kontroll csoportban egy kivétellel (kontroll csoport, BL, ÉR) a kvóciens csökkent, de a változás egyik esetben sem érte el a szignifikáns szintet (34. táblázat).

Excentrikus kontrakció. A koaktivációs kvóciens a vibrációban részt vett csoport érintett oldalán mutatott jelentős változást mind az unilaterális (32,8% csökkenés; $p=0,033$), mind a bilaterális (23,5% csökkenés; $p=0,015$) kontrakciók során (táblázat). A bilaterális kontrakciónál az ép oldalon 22,2 százalékos volt a csökkenés, amely alig maradt el a szignifikáns szinttől ($p=0,067$). A kontroll csoportban nem találtunk jelentős eltérést a kvóciens vizsgálat előtti és utáni átlagai között.

32. táblázat. Az érintett (ÉR) és ép (ÉP) oldali alsó végtag vastus laterális (VL) és biceps femoris (BF) izmának elektromos aktivitása (rmsEMG, μV) unilaterális (UL) és bilaterális (BL) izometriás kontrakció alatt a vibrációs (V) és kontroll (K) csoportban kezelés előtt és után. A vastagon írt számok az átlagot, az alattuk található számok a szórást mutatják. A * szignifikáns változást jelez.

Változó	Csoport		Előtt	Után	d%	p		
rmsEMGVL	V	UL	ÉP	500,1 222,1	522,1 226,6	4,4	0,738	
			ÉR	204,7 154,8	280,5 200,9	37,0	0,011*	
		BL	ÉP	377,8 131,4	437,4 199,0	15,8	0,263	
			ÉR	166,6 127,3	234,5 170,2	40,8	0,042*	
	K	UL	ÉP	447,9 286,5	417,2 308,9	-6,8	0,738	
			ÉR	195,3 146,0	219,9 182,5	12,6	0,304	
		BL	ÉP	377,8 131,4	358,0 225,6	-5,2	0,752	
			ÉR	166,6 127,3	134,9 96,3	-19,0	0,147	
	rmsEMGBF	V	UL	ÉP	90,2 45,3	89,2 38,9	-1,1	0,567
				ÉR	45,4 20,1	42,3 23,8	-6,8	0,381
			BL	ÉP	101,2 45,6	92,3 51,2	-8,8	0,234
				ÉR	74,3 22,2	50,7 21,3	-31,8	0,043*
K		UL	ÉP	95,9 42,8	85,3 43,2	-11,1	0,187	
			ÉR	42,5 24,2	45,6 34,3	7,3	0,234	
		BL	ÉP	111,5 65,3	99,6 61,7	-10,7	0,132	
			ÉR	52,3 23,2	45,7 20,1	-12,6	0,341	

33. táblázat. Az érintett (ÉR) és ép (ÉP) oldali alsó végtag vastus laterális (VL) és biceps femoris (BF) izmának elektromos aktivitása (rmsEMG, μV) unilaterális (UL) és bilaterális (BL) excentrikus kontrakció alatt a vibrációs (V) és kontroll (K) csoportban kezelés előtt és után. A vastagon írt számok az átlagot, az alattuk található számok a szórást mutatják. A * szignifikáns változás jelez.

Változó	Csoport	oldal	Előtt	Után	d%	p		
rmsEMGVL	V	UL	ÉP	442,5 361,7	484,5 314,4	9,5	0,585	
			ÉR	166,5 103,8	229,6 109,1	37,9	0,012*	
		BL	ÉP	371,5 306,9	413,9 264,5	11,4	0,465	
			ÉR	117,5 52,8	166,6 64,7	41,8	0,036*	
	K	UL	ÉP	318,5 159,7	376,8 250,4	18,3	0,242	
			ÉR	203,9 152,5	220,1 182,7	8,0	0,471	
		BL	ÉP	333,9 199,2	340,4 197,6	2,0	0,839	
			ÉR	171,4 111,4	165,3 97,7	-3,5	0,730	
	rmsEMGBF	V	UL	ÉP	109,9 84,6	106,8 75,6	-2,8	0,859
				ÉR	48,7 22,1	46,8 22,1	-4,0	0,727
			BL	ÉP	90,8 43,0	74,4 36,8	-18,0	0,076
				ÉR	33,6 12,5	33,8 13,1	0,6	0,950
K		UL	ÉP	106,9 62,5	101,1 79,1	-5,4	0,546	
			ÉR	62,1 42,6	59,6 46,6	-3,9	0,649	
		BL	ÉP	87,0 35,5	88,1 45,3	1,3	0,985	
			ÉR	52,8 29,8	50,3 34,2	-4,7	0,633	

34. táblázat. Az antagonista izom (biceps femoris) koaktivációját mutató kvóciens ((BF/VL)· 100) unilaterális (UL) és bilaterális (BL) izometriás (IC) és excentrikus (EC) kontrakciók alatt az érintett (ÉR) és ép (ÉP) oldalon kezelés előtt és után.

Változó	csoport			Előtt	Után	d%	p	
IC	V	UL	ÉP	18,0 6,2	17,1 4,8	-5,3	0,654	
			ÉR	22,2 4,2	15,1 3,9	-32,0	0,014*	
		BL	ÉP	26,8 5,2	21,1 5,0	-21,2	0,048*	
			ÉR	44,6 8,9	21,6 6,2	-51,5	0,001*	
		K	UL	ÉP	21,4 5,3	20,4 5,2	-4,5	0,563
				ÉR	21,8 4,5	20,7 4,8	-4,7	0,762
	BL	ÉP	29,5 5,5	27,8 5,1	-5,8	0,349		
		ÉR	31,4 8,7	33,8 9,2	7,6	0,201		
	EC	V	UL	ÉP	33,5 11,2	30,2 8,7	-10,0	0,588
				ÉR	40,3 17,2	27,1 3,9	-32,8	0,033*
			BL	ÉP	37,1 17,5	28,9 13,2	-22,2	0,067
				ÉR	35,7 6,2	27,3 3,6	-23,5	0,015*
K			UL	ÉP	39,9 10,9	35,6 11,4	-10,8	0,336
				ÉR	37,8 8,6	36,6 8,1	-3,0	0,795
BL		ÉP	34,3 15,4	35,0 4,0	2,3	0,755		
		ÉR	37,8 8,6	39,5 16,4	4,7	0,649		

7 MEGBESZÉLÉS

7.1 Izomkontraktilitás

7.1.1 Fiatal krónikus hemiplégek izomkontraktilitása

Ennek a vizsgálatunknak elsődleges célja az volt, hogy megállapítsuk a csecsemő, vagy fiatal korban agykárosodást szenvedett fiatal embereknél a visszamaradó hatást a térdfesztők kontraktilis tulajdonságaiban. A vizsgált fiatal hemiplégek nem vettek részt rehabilitációban, vagyis a korlátozott helyreállítódás spontán módon ment végbe. Ez a vizsgálati cél önmagában is új volt, hiszen az irodalomban nem találtunk olyan vizsgálatot, amely hasonló mintán tanulmányozta volna a spontán helyreállítódás eredményét. A fő célkitűzésen belül elsősorban az érintett és ép oldal kontraktilis tulajdonságainak összehasonlítását tűztük ki célul izometriás, koncentrikus és excentrikus kontrakciók alatt. Vizsgálni szándékoztunk ezen kívül azt is, hogy a mért mechanikai változóiban van-e ízületi szög, valamint kontrakció sebességbeli specifitás.

További célunk az volt, hogy megállapítsuk, vajon a különböző izomkontrakciókat alkalmazva van-e, s ha van-e mekkora a különbség az unilaterális és bilaterális kontrakciók alatt meghatározott mechanikai változóiban? Másképpen fogalmazva van-e bilaterális deficit vagy bilaterális facilitáció az egyes kontrakció típusokat tekintve?

Tanulmányozni kívántuk azt is, hogy a kontrakciók alatt nyert forgatónyomaték görbékről nyert, illetve számított változók közül melyek azok, amelyekkel jól jellemezhető mozgásszervi károsodás mértéke.

Feltételezhető volt, hogy az érintett oldalon, az agyi károsodás fokától függően, a meghatározott mechanikai változók értéke alacsonyabb lesz, mint az ép oldalon, mivel mozgáskárosodás volt tapasztalható az általunk vizsgált személyeknél. A kérdés csupán az volt, hogy ez mennyire detektálható izomkontraktilitási szinten és mennyiben különbözik az idős, akut stroke betegektől?

Izometriás kontrakció. A maximális izometriás forgatónyomaték az egészséges emberekhez hasonlóan (Hoy és mtsai 1990) a 30, 60 és 90 fokos térdizületi szögben mért forgatónyomatékok jelentősen eltértek egymástól. A legkisebb szögben mért forgatónyomaték jelentősen kisebb volt, mint a másik két szögnél, amelyekben csaknem

azonos nagyságú volt az Mic. Az ép és érintett oldal között ebben a tekintetben nem volt különbség.

A maximális forgatónyomaték minden ízületi szögben jelentősen kisebb volt az érintett oldalon, mint az ép oldalon kivéve a 90 foknál bilaterális kontrakcióban. Ez az eredményünk megegyezik az eddigi kutatási eredményekkel (Boissy és mtsai (1999). Úgy tűnik, hogy a fiatal és idős krónikus hemiparetikus emberek között e tekintetben nincs különbség. Nevezetesen az agykárosodás utáni mozgatószervi regenerálódás mértéke nem az életkortól, hanem a károsodás mértékétől függ. A bilaterális kontrakciók alatt mért forgatónyomatékok minden esetben kisebbek voltak, mint az unilaterális kontrakcióknál, de szignifikáns különbséget csak az ép oldalon találtunk 60 és 90 fokban. Ez az eredményünk arra enged következtetni, hogy a bilaterális kontrakcióknál az érintett oldali izmok motoros központján a bilaterális kontrakciók során fellépő gátlás kevésbé érvényesül, ami felfogható bilaterális facilitációként is (Howard és Enoka 1991).

Az izometriás kontrakcióknál számított átlag forgatónyomaték esetén hasonló különbségeket találtunk az ép és érintett oldal, valamint az unilaterális kontrakciók között. Az ép oldali átlag forgatónyomaték minden esetben nagyobb volt, mint az érintett oldali. A bilaterális kontrakciók alatt az átlag forgatónyomaték csak az ép oldalon esett vissza a két nagyobb térdszögben. Az érintett oldalon viszont a csökkenés nem volt szignifikáns.

Bár az érintett oldalon az RTDk minden esetben kisebb volt, mint az ép oldalon, szignifikáns különbséget csak 30 fokban bilaterális, illetve 60 fokban unilaterális kontrakcióknál találtunk. Minthogy az RTDk-t a maximális forgatónyomaték is befolyásolja, és ezért a normalizált RTDk az érintett oldalon közel azonos az ép oldalival, feltételezhetően a motoros egység szinkronizációt nem érintette az agyi károsodás, vagy inkább arra lehet következtetni, hogy az évek során a regeneráció teljesebb volt, mint az izomerő kifejtése területén. Az izom relaxációs képességét mutató RTDr-nél hasonló eredményt kaptunk, mint az RTDk esetében, amely arra enged következtetni, hogy a kontrakció és relaxáció időbeli lefolyása között természetes kapcsolat áll fenn. Nevezetesen az agyi károsodás nem befolyásolja szelektíven az idegi szabályozást a kontrakciót és a relaxációt illetően. Az egyetlen különbség az volt, hogy

a bilaterális kontrakció esetében szignifikáns különbséget nem 30 fokos szögben, hanem 60 fokos szögben találtuk.

A bilaterális deficitet (BLD) a maximális és átlag forgatónyomatékoknál is kiszámítottuk. A legkisebb térdhajlásszögben (30 fok) a maximális forgatónyomatéknál kismérvű volt a deficit. Az átlag forgatónyomatéknál viszont jelentős volt a deficit. Ez az eredmény azt sugallja, hogy a bilaterális izometriás kontrakcióknál az átlag forgatónyomaték megbízhatóbb mutatója a deficitnek, mint a maximális forgatónyomaték. Ugyanis az átlag forgatónyomaték az izom hosszabb ideig tartó erőkifejtését jellemzi, míg a maximális forgatónyomaték azt az állapotot mutatja, amikor az izom eléri a maximumot. A 60 fokos ízületi szögben mind a maximális, mind az átlag forgatónyomatéknál az ép és érintett oldali forgatónyomaték összegek jelentősen kisebbek voltak a bilaterális kontrakcióknál, mint unilaterálisnál. Ebből következőleg BLD jelentős, 20 százalék feletti volt. A legnagyobb térdszögnél (90 fok) az ép és érintett oldali térdfesztők összege uni- és bilaterális kontrakcióknál nem mutattak szignifikáns különbséget. Ennek az eredménynek az lehet az oka, hogy nagy ízületi szögekben, a mi esetünkben 90 fok, az antagonista koaktiváció jelentősen nagyobb, mint kisebb (30, 60 fok) szögekben vizsgált maximális izometriás térdfesztéseknél (Kubo és mtsai 2004).

Koncentrikus kontrakció. A koncentrikus kontrakciók alatt meghatározott maximális és átlag forgatónyomaték fokozatosan növekedett a csökkenő állandó sebességek függvényében mind az ép, mind az érintett oldalon. A különbségek az egyes sebességeknél az érintett és ép oldali átlagok között fokozatosan csökkentek a növekvő sebességekkel. A legnagyobb különbség 0,52 rad/s sebességnél volt, a legkisebb 5,2 rad/s-nál. A forgatónyomaték-sebesség kapcsolat mind az ép, mind az érintett oldalon nagyjából a Hill féle hiperbola kapcsolatot mutatta, bár meg kell jegyeznünk, hogy vizsgálatunkban az adatok illesztését nem végeztük el, így a Hill görbék jellemzőit sem határoztuk meg.

Az ép és érintett oldali maximális forgatónyomatékokat összevetve szignifikáns különbség volt az átlagok között minden alkalmazott sebességnél az unilaterális kontrakcióknál. A bilaterális kontrakcióknál jelentős különbséget csak a 0,52, 1,04 és 2,09 rad/s sebességnél találtunk.

Az átlag forgatónyomatékokat összehasonlítva a legnagyobb különbség ebben az esetben is 0,52 rad/s-nál volt. Különbség az érintett és az ép oldal között csak a két legkisebb sebességnél (0,52 és 1,04 rad/s) volt mind az unilaterális mind a bilaterális kontrakcióknál.

Feltételezésünk szerint a kontrakció alatti mechanikai munka jobban jellemzi az izmok mechanikai tulajdonságát, illetve pillanatnyi állapotát, mint a maximális forgatónyomaték, mert az izomműködés alatti folyamatos aktiváció szintjét fejezi ki. Vizsgáltunkban azt találtuk, hogy a mechanikai munka, hasonlóan a maximális forgatónyomatékhoz, illetve az átlag forgatónyomatékhoz hasonlóan csökkent a növekvő sebességgel. Az ép és érintett oldal között a legnagyobb különbség 0,52 rad/s sebességnél volt. Az unilaterális kontrakcióknál a két oldal között a különbség csak a két legalacsonyabb sebességnél volt szignifikáns, az átlag forgatónyomatékhoz hasonlóan. A bilaterális kontrakcióknál viszont 5,2 rad/s sebesség kivételével minden sebességnél szignifikáns volt a különbség, ami a maximális forgatónyomatékhoz hasonlatos.

Az ép oldalon az uni- és bilaterális kontrakciók alatt mért maximális forgatónyomatékok között a különbség csak a 5,2 rad/s sebességnél volt szignifikáns. Az érintett oldalon nem találtunk szignifikáns különbséget az uni-és bilaterális kontrakciók között egyetlen sebességnél sem. Ebből arra lehet következtetni, hogy a bilaterális kontrakciók során fellépő agyi féltekék között fellépő gátlás kevésbé befolyásolta az érintett oldalt, mint az ép oldalt.

Az átlag forgatónyomatékot tekintve az ép oldalon nem volt szignifikáns különbség az uni-és bilaterális átlagok között, viszont az érintett oldalon 0,52 rad/s sebességnél a bilaterális kontrakciók alatt a vizsgálati személyek jelentősen kisebb forgatónyomatékot tudtak kifejtteni, mint unilaterális kontrakciók során. A mechanikai munkát illetően szignifikáns volt a különbség az uni-és bilaterális forgatónyomatékok között 5,2 rad/s-nál az ép oldalon és 0,52 rad/s-nál az érintett oldalon.

A koncentrikus kontrakció három mechanikai jellemzőjét összevetve azt láthatjuk, hogy az ép oldalon a gátló hatás elsősorban a nagy, esetünkben 5,2 rad/s sebességnél, az érintett oldalon kis, esetünkben 0,52 rad/s sebességnél érvényesül. Ennek a jelenségnek fiziológiai okát nem ismerjük, bár minden bizonnyal összefüggésben van az agykérgi mezők funkcionális integritásának milyenségével, az

érintett félteke károsodásának mértékével, illetve a helyreállítódás fokával, valamint az izmok fizikai állapotával. Felmerül a kérdés, hogy vajon miért 0,52, rad/s-nál csökken a legjelentősebben az átlag forgatónyomaték és a mechanikai munka az érintett oldalon? Feltételezhetően nem a fáradás az oka ennek.

Amikor a bilaterális deficit átlagait hasonlítottuk össze, azt találtuk, hogy a BLD értékek igen közel estek a 100 százalékhoz csaknem valamennyi sebességnél a maximális forgatónyomatékokat tekintve. Nevezetesen nem beszélhetünk deficitről. Ez abból a tényből fakad, hogy az unilaterális kontrakciók során az érintett és ép oldali forgatónyomatékok között nagyobb volt a különbség, mint a bilaterális kontrakciónál. Igaz, mindkét oldalon csökkentek az értékek, de az érintett oldalon a csökkenés kisebb volt, mint az ép oldalon. Ez egyfajta bilaterális facilitációt jelent, ami 5,2 rad/s-nál valóban azzá vált, hiszen a bilaterális kontrakciók alatt az ép és érintett oldali forgatónyomatékok összege nagyobb volt, mint az unilaterális kontrakciók esetében. Ez az eredményünk ellentmond a korábbi kutatási eredményeknek (Knutsson és Måtensson, 1980, Knutsson és mtsai 1997, Watkins és mtsai 1984). Nevezetesen a kutatók azt találták, hogy nagy szögsebesség esetén (5,2 rad/s) a hemiparetikus betegek nem képesek a lehetséges legnagyobb erőt kifejteni, mert nem tudják a nagy sebességgel mozgó kart követni. Igaz, az idézett kutatók unilaterális kontrakciót alkalmazva tették ezt a megállapítást. Úgy tűnik, hogy a bilaterális kontrakciók facilitáló (serkentő) hatással vannak az érintett oldali térdfesztítő izmok erőfejlesztésére nagy sebességek esetén. Knutsson és mtsai (1997), valamint Knutsson és Måtensson (1980) azt találták, hogy a térdfesztítők esetében nagy szögsebességeknél a térdhajlítók kokontrakciója nagyobb, mint alacsonyabb sebességeknél. Minthogy mi ebben a vizsgálatunkban nem mértük az izmok elektromos aktivitását, nem tudjuk sem megerősíteni, sem cáfolni a szerzők állítását. Feltételezhetően a mi vizsgálatunkban a térdhajlítók koaktivitása nem nőtt, mert máskülönben nem találkoztunk volna relatív bilaterális facilitációval a legnagyobb sebességű térdfesztítésnél. Az eddigi kutatási eredmények szerint, amelyek szintén unilaterális kontrakciók során keletkeztek, a koncentrikus kontrakciónál a hemiparetikus betegek erőképességének meghatározására a 2,09 rad/s szögsebesség alkalmasabb, mint a 1,04 rad/s szögsebesség, mert az alacsony sebességek esetén a kontrakció tovább tart és az izmok fáradása miatt az erőfejlesztő képesség csökkenhet (Tripp és Harris 1991).

Vizsgálatunk céljaként szerepelt annak tisztázása, hogy a maximális forgatónyomatékkal, az átlag forgatónyomatékkal vagy a mechanikai munkával jellemezhető adekvátan hemiplégek izmainak erőállapota. Minthogy ebben a vizsgálatban krónikus betegeket izomkontrakcióját tanulmányoztuk, nem volt feltételezhető, hogy a fáradás befolyásolja az eredményeket, hiszen az érintett oldali izmok, bár gyengébbek voltak, mint az ép oldaliak, a mindennapos használatuk során az érintett oldali izmok is „edzettek” voltak. Azt vártuk, hogy a kontrakció sebesség-forgatónyomaték kapcsolat hasonló lesz az átlag forgatónyomatéknál és a mechanikai munkánál, mint a maximális forgatónyomatéknál.

A bilaterális deficit azonban nem teljesen követte a feltételezett kapcsolatot. Míg a maximális forgatónyomatéknál a legnagyobb bilaterális deficitet 0,52 rad/s sebességnél számítottuk, ami fokozatosan csökkent, addig a BLD 2,09 rad/s-nál volt nagyobb mind az átlag forgatónyomatéknál, mind a mechanikai munkánál. Számunkra is meglepően 0,52 rad/s sebességtől 2,09 rad/s-ig a BDF növekedett (a százalékos arány csökkent), majd fokozatosan csökkent. Valójában 0,52, 1,04, 4,18 és 5,2 rad/s sebességeknél inkább bilaterális facilitációról beszélhetünk, mint bilaterális deficitről. Ez az eredményünk is a bilaterális kontrakciók előnyét támasztják alá, minden valószínűség szerint az agyi féltekék között fennálló gátló hatás csökkenése révén (Parlow és Dewey 1991, Ugawa és mtsai 1993).

Excentrikus kontrakció. Hemiplégek érintett és ép oldali térdfesztítő izmainak excentrikus kontrakció alatti erő kifejtő képességét eddig nem vizsgálták a kutatók. Éppen ezért vizsgálatunkban azt a célt tűztük ki, hogy tanulmányozzuk a nyújtás hatását a térdfesztítők forgatónyomaték változására. Feltételezésünk szerint a krónikus hemiplégeknél az egészséges emberekre jellemző növekedést találunk az izomnyújtás hatására, annak ellenére, hogy az érintett oldali izmok izometriás és koncentrikus kontrakciós forgatónyomatéka elmarad az ép oldaliétól.

Ebben a vizsgálatban rövid izületi szögváltozású (20 fok) izomnyújtásokat alkalmaztunk két szögtartományban és három sebességgel abból a célból, hogy megállapítsuk melyik vizsgálati szituáció biztosítja a legtöbb információt az érintettség meghatározására.

Az ép és az érintett oldali maximális excentrikus forgatónyomaték (Mec) az általunk választott legkisebb sebességnél (0,52 rad/s) mutatott jelentős különbséget

mind az unilaterális, mind a bilaterális kontrakciók esetében és mind a két ízületi szögtartományban. A sebesség növelésével egyre kisebb lett a különbség az érintett és ép oldal között. Feltételezhetően a nagyobb szögsebességek alkalmazásával a nyújtásos reflex is hozzájárult a forgatónyomaték növeléséhez az adott szögben mérhető maximális izometriás forgatónyomatékhoz viszonyítva. Ebből a vizsgálati eredményből arra is következtethetünk, hogy az érintett oldalon az izmok érzékenyebben reagálnak a nyújtási sebességre, mint az ép oldali izmok, feltehetően azért, mert a nyújtás előtt alkalmazott küszöb forgatónyomaték magasabb aktivációs szintet jelentett az érintett oldalon. Másrészt a nagyobb nyújtási sebességek hatékonyabb erőnövelők lehetnek a rehabilitáció során. Az uni- és bilaterális forgatónyomatékokat összehasonlítva éppen ellentétes irányú változást találtunk. A sebességek növelésével a különbségek növekedtek az ép, illetve érintett oldali térdízület forgatónyomatéka között. Jelentős különbséget azonban csak a 70 és 80 fok közötti excentrikus kontrakciónál találtunk az érintett oldalon. Eredményeink arra engednek következtetni, hogy amennyiben bilaterális kontrakciót alkalmazunk, akkor célszerűbb kisebb szögsebességekkel előidézni az izom megnyújtását. Unilaterális kontrakciók esetén célszerűbb nagyobb szögsebességeket alkalmazni az izom nyújtására.

Az átlag forgatónyomatékokat illetően is azt tapasztaltuk, hogy a szögsebesség növelésével a különbség fokozatosan csökken az ép és az érintett oldal között, valamint a különbség az uni- és bilaterális kontrakcióknál az átlag forgatónyomatékban növekedett. Meglepően ez elsősorban az ép oldalon következett be. Ezek a tendenciák azonban nem annyira egyértelműek, mint az Mec esetén. A két szögtartományt illetően nem látszik egyik sem előnyösebbnek a másiknál az érintettség fokának meghatározására. Éppen ezért az adatainkból nem vonható le általános következtetés, csupán annyi, hogy az átlag forgatónyomaték kevésbé biztos mutatója a fennmaradt károsodás jellemzésének az ép-érintett oldali, unilaterális-bilaterális kontrakciók során, mint a maximális forgatónyomaték. Ez az eredmény némiképpen meglepő, mert az átlag forgatónyomaték elméletileg pontosabban fejezheti ki az erő kifejtő képesség szintjét.

A 30 és 50 fok közötti szögtartományban végzett excentrikus kontrakciónál a két legkisebb szögsebességnél találtunk szignifikáns különbséget az ép és érintett oldal között. A bilaterális kontrakciók az ép oldalon okoztak jelentős forgatónyomaték csökkenést, az érintett oldalon viszont igen kismértékű volt a deficithatás. Úgy tűnik,

hogy a munkavégzés szempontjából, ebben az ízületi szögtartományban, a bilaterális kontrakció inkább serkentő hatású az érintett oldali izmokra. A féltekék bilaterális gátlása, valószínű, nem érvényesül az érintett oldali motoros központokon. A 60-80 fokos szögtartományban végzett excentrikus kontrakciónál bár hasonló tendenciákat találtunk, de szignifikáns különbségek nem voltak az alacsony sebességeknél. A jelzett különbségek okainak magyarázata az izometriás kontrakciónál is citált vizsgálat eredménye (Kubo és mtsai 2004), mely szerint a kis (30-50 fok) szögtartományban az antagonista koaktiváció kisebb, mint a nagyobb térdszögekénél (60-80 fok). Másrészt úgy tűnik, hogy nagyobb nyújtási sebességeknél növekedhet az antagonista koaktiváció, amely miatt az excentrikus kontrakció során meghatározott Mec kisebb, mint kisebb szögekénél, és amely szerepet játszhat abban, hogy bilaterális deficit a legnagyobb 2,09 rad/s szögsebességnél.

Bilaterális deficit. A bilaterális deficit index (%) az excentrikus kontrakciós sebességek növekedésével csökkent, azaz a bilaterális deficit nőtt. 2,09 rad/s sebességnél az értékek szignifikánsan kisebbek, mint 0,52 rad/s-nál mind a három változót tekintve és mind a két szögtartományban. Az Mec-nél és a Wec-nél az átlagok különbsége a 1,04 rad/s és a 2,09 rad/s vonatkozásában is jelentős. Eredményeinket tekintve felvetődik a kérdés, vajon mi okozza a bilaterális deficit kialakulását a nagyobb nyújtási sebességeknél. Korábban említettük, hogy egyik oka ennek a jelenségnek az lehet, hogy megnövekedhet az antagonista koaktiváció, de az is elképzelhető, hogy az általunk alkalmazott 2,09 rad/s szögsebesség az izmok számára szokatlan nyújtási sebesség volt, ami kiválthatta az agonista izmok gátlását az ínreflexen keresztül. Erre bizonyítékaink nincsenek, s ezért további vizsgálatok elvégzése szükséges.

A maximális excentrikus és izometriás forgatónyomaték aránya. Izolált izmokon vagy egy izomroston végzett vizsgálatok azt mutatták, hogy az izom nyugalmi hossza közelében az izomnyújtás okozta feszülés növekedés 1,6-szoros az azonos hosszon mért maximális izometriás feszüléshez képest, ha az izom nyújtása maximális aktivációnál (maximális izometriás erőnél) következik be (Edman 1999). Az egészséges embereken történő vizsgálatok nem mutatnak egységes képet abban a vonatkozásban, hogy az izom nyújtása mekkora erő (forgatónyomaték) növekedést eredményez. A kis izmokon (adductor pollicis) végzett vizsgálatok 1,4-1,6-szoros erőnövekedést mutattak ki (de Ruiter és mtsai 2000, Lee és Herzog 2002). Ugyanakkor a nagy izmokon (quadriceps

femoris) alig vagy egyáltalán nem találtak erőnövekedést (Westing és mtsai 1988, 1990). Tihanyi és mtsai (2000) különböző aktivációs szintről kezdve a térdfesztők nyújtását, azt találta, hogy az excentrikus forgatónyomaték 1,23-szor haladta meg az izometriás körülmények között meghatározott forgatónyomatékot, ha az izom aktiválása maximális volt. Húsz százalékos aktivációs szinten megnyújtott térdfesztők nem érték el a maximális izometriás forgatónyomatékot. Ebből arra következtethetünk, hogy a nagy Mec/Mic arány az érintett oldalon megrövidült, és nagyobb merevségű izmoknak is tulajdonítható.

Vizsgálatunkban az izom megnyújtása 0,2 Mic-nél kezdődött. Az Mec/Mic arány kiszámításához az excentrikus és izometriás kontrakciók alatt mért legnagyobb értékeket vettük figyelembe függetlenül attól, hogy mely térdhajlásszögben és nyújtási sebességeknél kaptuk azokat. Az unilaterális és a bilaterális kontrakciónál is az excentrikus forgatónyomaték nagyobb volt, mint az izometriás kontrakciók alatt annak ellenére, hogy az izmok aktivációja csak 20 százalékos volt. Még meglepőbb, hogy a bilaterális kontrakciók során az excentrikus forgatónyomaték jelentősen eltért az 1,0 aránytól. Sem az unilaterális, sem a bilaterális kontrakciónál nem találtunk jelentős különbséget az ép és érintett oldal között, ami azt jelenti, hogy mindkét oldalon megközelítőleg azonos százalékos növekedés volt az izometriás forgatónyomatékhoz viszonyítva az izomnyújtás hatására. Bár bilaterális kontrakciónál az arány nagyobb volt, mint az unilaterális kontrakciónál, de csak az ép oldalon volt szignifikáns a különbség. Felvetődik a kérdés, hogy vajon mi okozta a jelentősebb különbséget az Mec és Mic között a bilaterális kontrakciók alatt? Bizonyítékaink ennek az eredménynek magyarázatára nincsenek és az irodalomban sem találtunk hasonló vizsgálati eredményt, vagy ennek a jelenségnek ideglettani tanulmányozását. Minden valószínűség szerint az agyi féltekék bilaterális gátlása gyengült vagy éppen serkentő hatásúvá vált az excentrikus kontrakciók alatt és ennek köszönhető az arány ilyen mértékű megnövekedése.

7.1.2 Idős akut hemiplégek izomkontraktilitása

Ezen a mintán végzett vizsgálataink elsődleges célja az volt, hogy az ép és érintett oldali térdfesztők által kifejtett forgatónyomaték értékeket összehasonlítsuk izometriás, és excentrikus kontrakciók alatt, amelyeket külön az érintett vagy az ép oldali térdfesztőkkel, vagy egyidejűleg mindkét izmukkal fejtettek ki. További célunk

volt, hogy összehasonlítsuk a fiatal, krónikus hemiplégek és az idős, akut stroke betegek izometriás és excentrikus kontrakciók során nyert változóit.

Vizsgálatunk megtervezése előtt azt feltételeztük, hogy a bilaterális kontrakciók inkább serkentő, mint gátló hatással lesznek az érintett oldali térdfeszítők kontraktilis változóira, vagyis az egészséges populáción nyert adatoktól eltérően az érintett oldalon a visszaesés a kiválasztott változóknál kisebb lesz, mint az ép oldalon.

Izometriás kontrakció. A várakozásnak és az irodalmi adatoknak megfelelően az érintett oldali térdfeszítővel több, mint kétszer (2,3) kisebb forgatónyomatékot tudtak kifejteni a vizsgált személyek, mint az ép oldali térdfeszítőikkel. A nagy különbség az akut agyi károsodásnak tulajdonítható, és talán annak, hogy az ép oldali térdfeszítővel a vizsgált személyek ki tudták fejteni az izom méretéből fakadó maximális erőt, vagyis a stroke nem befolyásolta az ép oldalt ebben a tekintetben. Az ép és érintett oldali forgatónyomaték arányt nem befolyásolta a bilaterális kontrakció, hiszen az arány ugyanakkora volt, mint az unilaterális kontrakciónál. A csökkenés a bilaterális kontrakciónál csaknem azonos volt az ép és érintett oldalon, vagyis bilaterális erőfejlesztés nem okozott szelektív választ az érintett oldalon. A bilaterális deficit index 80.2 % volt, ami megfelel az egészséges, edzetlen ember embereknél talált értéknek (Howard and Enoka, 1991; Koh és mtsai 1993).

Az izometriás kontrakció dinamikáját az erő vagy forgatónyomaték kifejlődésének, illetve visszaesésének üteme fejezi ki. A forgatónyomaték-idő görbén felfutó szárában meghatározott görbe meredeksége indirekt módon fejezi ki a bekapcsolt motoros egységek szinkronizált együttműködését. Minél nagyobb a görbe meredeksége, annál valószínűbb, hogy a lehető legtöbb motoros egység bekapcsolásra került (Tihanyi 1996) és a bekapcsolt motoros egységek tüzelési frekvenciája közel maximális és a szinkronizáltan működnek (Koryak 1998). Vizsgálatunkban bizonyítottuk, hogy az érintett oldali térdfeszítők jelentősen lassabban fejtik ki a rendelkezésre álló erejüket. Bár a bilaterális kontrakciók során az RTDk mind az ép, mind az érintett oldalon visszaesett az unilaterálishoz képest, a különbségek statisztikailag nem voltak szignifikánsak a UL és BL átlagok között. A visszaesés mértéke valamivel kisebb volt az érintett oldalon. Felvetődik a kérdés, hogy a különbség az ép és érintett oldal között a motoros aktiváció különbségéből vagy a maximális erőfejlesztésbeli különbségektől függ-e? Ennek eldöntésére az RTD érték Mic-

re történő normalizálását használhatjuk, hiszen az erőkifejlődés meredeksége függ a maximális erőtől is (Tihanyi és mtsai 1989). Ha elvégezzük a normalizálást, akkor a különbség jelentősen csökken az ép és érintett oldal között. Míg az RTDk 72,5 százalékkal volt nagyobb az ép oldalon az érintettel szemben unilaterális kontrakciónál, addig a normalizált RTDk csak 29,9 százalékkal. A bilaterális kontrakció alatt az arány 63,3 százalékról 38,4 százalékra csökkent. Ez azt jelenti, hogy a különbség egy része a motoros vezérlésben bekövetkezett zavarnak tulajdonítható (Kamper és mtsai 2003).

Az RTDr a forgatónyomaték-idő görbe leszálló ágában az izom relaxációs képességét mutatja, vagyis azt, hogy a bekapcsolt motoros egységek milyen gyorsan képesek kikapcsolni. Az általunk vizsgált akut krónikus stroke betegeknél az ép és érintett oldal között jelentősebb volt a különbség RTDr értékei között, mint az RTDk-ban. Az unilaterális kontrakciók alatt az érintett oldalon a térdfeszítő izmok relaxációja több mint kétszer lassabb volt, mint az ép oldalié. Bilaterális kontrakció alatt az érintett oldalon a relaxáció valamivel gyorsabb volt. Az RTDr vonatkozásában kapott eredményünk is az idegi szabályozásban bekövetkezett, normálistól eltérő működészavart valószínűsíti.

Excentrikus kontrakció. A nyújtást 60 fokos szögtartományban végeztük, ahol a vizsgált személyek a legnagyobb forgatónyomaték kifejtésére voltak képesek (30 és 90 fokos szög között). A maximális excentrikus forgatónyomaték (Mec) az ép oldalon jelentősen nagyobb volt, mint az érintett oldalon az izometriás kontrakciónál találtakkal megegyezően. Igaz a különbségek az excentrikus kontrakció alatt sokkal nagyobbak voltak, mint izometriás kontrakciónál. Ugyanakkor a bilaterális kontrakciónál a visszaesés a forgatónyomatékban alig volt tapasztalható az unilaterálishoz képest, szemben a 60 és 90 fokban mért maximális izometriás forgatónyomatéknál talált jelentős UL és BL közötti különbséggel.

Az uni- és bilaterális kontrakciók alatt az ép és az érintett oldali térdfeszítővel kifejtett forgatónyomatékok összege bár kisebb volt a bilaterális vizsgálati szituációban, de a különbségek nem szignifikánsak. Következésképpen a bilaterális kontrakciók nem rontották sem az ép, sem az érintett oldali izmok erőkifejtő képességét, ami abból is fakadhat, hogy az izmok hosszú nyújtása során az excentrikus erőnövekedés a passzív elasztikus elemek megnyújtásából ered elsősorban (Morgan 1977, Edman 1999). Izolált

izmokon vagy egy izomroston végzett vizsgálatok azt mutatták, hogy az izom nyugalmi hossza közelében az izomnyújtás okozta feszülés növekedés 1,6-szoros az azonos hosszon mért maximális izometriás feszüléshez képest, ha az izom nyújtása maximális aktivációnál (maximális izometriás erőnél) következik be (Edman 1999). Vizsgálatunkban a forgatónyomaték növekedés unilaterális kontrakciónál az ép oldalon 1,42-szerese volt a maximális izometriás forgatónyomatéknak (Mec/Mic). Az érintett oldalon az Mec/Mic arány jelentősen nagyobb volt, mint az ép oldalon (1,87), aminek magyarázatára nincs közvetlen bizonyítékunk. Feltételezhetően a nyújtás hatására a megnövekedett forgatónyomaték nem csak az elasztikus elemek megnyújtásának köszönhető, hanem a nyújtási reflexnek is, aminek a következtében a működő motoros egységek tüzelési frekvenciája megnőtt vagy/és új motoros egységek kerültek bekapcsolásra. Ezt a feltételezésünket támasztja alá, hogy a bilaterális kontrakciók során sem csökkent ez az arány az érintett oldalon jelentősen, sőt az ép oldalon is erre a szintre emelkedett. Az izometriás és koncentrikus kontrakciókhoz hasonlóan, úgy tűnik, hogy a bilaterális kontrakciók nem befolyásolják negatívan a féltekék facilitációját, vagy éppen fordítva, a bilaterális kontrakciók serkentik a két félteke motoros központjait, amely során az ép oldal segíti az érintett oldal aktivációját (Cunningham és mtsai 2002). Ezt az elképzelést támogatja Cauraugh és Summers (2005) véleménye, miszerint a stroke utáni két végtaggal egyidejűleg végzett mozgás (bilaterális kontrakciók) serkentheti az agykéreg neurális plaszticitását három mechanizmuson keresztül: (1) a motoros cortex gátlásának feloldásával, amely az épen maradt idegi pályák fokozott használatát eredményezi; (2) az azonos oldali idegi pályák fokozott működtetése által az ellentétes oldali féltekéből kiindulva, abból a célból, hogy kiváltsa a keresztezett corticospinális pályákat, amelyek károsodtak; (3) a leszálló motoros idegek megnövelt aktiválása által, amelyek a parancsot adják a propriospinális idegeknek.

Vizsgálatunkban, a nyújtást az izom 20 százalékos izometriás feszülésénél kezdtük és a nyújtási tartomány elméletileg nagyobb volt, mint amit izolált izmoknál alkalmaztak. Eredményeinket egészséges embereken nyert adatokhoz tudjuk csak hasonlítani. Az egészséges embereken történő vizsgálatok nem mutatnak egységes képet abban a vonatkozásban, hogy az izom nyújtása mekkora erő (forgatónyomaték) növekedést eredményez. A kis izmokon (adductor pollicis) végzett vizsgálatok 1,4-1,6-

szoros erőnövekedést mutattak ki (de Ruiter és mtsai 2000, Lee és Herzog 2002). Ugyanakkor a nagy izmokon (quadriceps femoris) alig vagy egyáltalán nem találtak erőnövekedést (Westing és mtsai 1988, 1990). Tihanyi és mtsai (2000) különböző aktivációs szintről kezdve a térdfesztők nyújtását, azt találta, hogy az excentrikus forgatónyomaték 1,23-szor haladta meg az izometriás körülmények között meghatározott forgatónyomatékot, ha az izom aktiválás maximális volt. Húsz százalékos aktivációs szinten megnyújtott térdfesztők nem érték el a maximális izometriás forgatónyomaték nagyságát. Ebből arra következtethetünk, hogy a nagy Mec/Mic arány az érintett oldalon megrövidült és nagyobb merevségű izmoknak is tulajdonítható. Feltehetően Tihanyi és mtsai (2000) és a jelenlegi vizsgálat eredményei között nem lenne ekkora különbség, ha a citált szerzők nem 20 fokos, hanem 60 fokos szögterületben vizsgálták volna az izomnyújtás hatását.

Véleményünk szerint az excentrikus kontrakció alatti mechanikai munkavégzés jobban jellemzi az izom működését és állapotát, mint a maximális excentrikus erő. Úgy gondoltuk, hogy a mechanikai munka meghatározása az izomnyújtás alatt jelentős mutatója lehet az érintett oldali izmokénak. Minthogy erre vonatkozó adatokat nem találtunk az irodalomban sem egészséges, sem beteg embereken, adatainkat összehasonlítani nem tudjuk másokéval, ami azt is jelenti, hogy eredményeink új ismerettel bővíthetik ezt a területet.

7.1.3 Fiatal krónikus és idős akut hemiplégek izomkontraktilitása

A fiatal krónikus hemiplégek és az idős akut stroke betegek térdfesztőinek kontraktilis tulajdonságai közötti különbséget feltételezni lehetett abból kiindulva, hogy az egészséges idős emberek erő kifejtő képessége gyengébb, mint a fiataloké (Hakkinen és mtsai 1998), amit az akut stroke tovább ront nem csak az érintett, de az ép oldalon is (Bohannon és Andrews 1990). Az idős emberek izomerő csökkenésének két alapvető oka az izomtömeg vesztés, valamint a fizikai aktivitás csökkenés (Narici és mtsai 1997), amely az idegi vezérlésben is visszaesést okoz (Grimby és Saltin 1983), és amely az egységnyi izomkeresztmetszetre eső erő csökkenését is eredményezi (Bruce és mtsai 1989, Frontera és mtsai 2000). Idős korban megváltozik az izmok rostösszetétele is (kevesebb gyors rost), amely a kontrakció sebességének csökkenéséhez vezet (Larsson és mtsai 1997). Az excentrikus kontrakciót tekintve feltételeztük, hogy bár a

forogatónyomaték valószínűleg kisebb lesz az idős, akut stroke betegeknél, mint a fiataloknál, de az excentrikus és izometriás forogatónyomaték arány nagyobb lehet az érintett izom Watkins és mtsai (2002) által leírt nagyobb spasztikussága miatt.

Izometriás kontrakció. A fiatal, krónikus (FKH) és az idős, akut hemiplégek (IAH) térdfeszítőinek 60 fokos ízületi szögben meghatározott maximális forogatónyomatéka jelentősen különbözött mind az ép, mind az érintett oldalon. A két csoport között az érintett oldalon a különbségek jelentősen nagyobbak voltak, mint az ép oldalon, amelyet az ép és érintett oldali forogatónyomaték százalékos arányának jelentős különbsége is jelez. Nevezetesen az IAH csoportnál az arány 45,1 % (UL), illetve 45,3 % (BL) volt, az FKH csoportnál 78,1 % (UL), illetve 76,2 %. Ez az eredmény a várakozásoknak megfelel, ami azt jelenti, hogy a korai életkorban agyi traumán átesett és hosszú ideje ezzel a károsodással élő fiatalok érintett oldali izmai spontán, de csak, részlegesen regenerálódott izmaival nagyobb erő kifejtésre voltak képesek, mint az akut stroke betegek. Három-hat héttel a stroke után, bár a spontán regenerálódás megkezdődik, de messze nem éri el azt a szintet, mint több év távlatában. A különbség elsősorban ennek a ténynek köszönhető. Ugyanakkor az ép oldalon is tapasztalt jelentős különbség arra enged következtetni, hogy a két csoport közötti eltéréshez az életkor is feltehetően hozzájárult. A fiatalok a korai agyi történés után genetikai kódjaiknak megfelelően fejlődtek és a vizsgálat időpontjában fizikai teljesítőképességük maximumához közel voltak. Az idős, stroke-on átesett betegek viszont abban az életkorban voltak, amikor a leépülési folyamatok domináltak és a stroke okozta lelki trauma is nagyobb volt, mint a fiataloknál.

A bilaterális deficitet illetően úgy gondoltuk, hogy az IAH csoportnál a BLD értéke nagyobb lesz, mint a fiataloknál, mert feltételezhető volt, hogy az alkalmazott rehabilitációs program még nem érhetett el olyan regenerálódási szintet, mint amit feltételezni lehetett az FKH csoportnál. Várakozásunkkal ellentétben a bilaterális index csaknem azonos volt a két csoportban. Ebből az eredményből azt a következtetés vonhatjuk le, hogy a bilaterális deficit nem befolyásolja sem regeneráció időtartama, sem az életkor (Hakkinen és mtsai 1998, Hernandez és mtsai 2003).

A két csoport RTDk és RTDr átlagát összehasonlítva, a maximális forogatónyomatékhoz hasonlóan, azt találtuk, hogy az FKH csoport jelentősen nagyobb értékeket ért el, mint az IAH csoport. Ez az eredmény jól megmagyarázható azokkal a

közlésekkel, amely szerint az RTD, amely szoros összefüggésben van az izom kontrakciós idejével és sebességével, valamint az izom rostösszetételével (Viitasalo és Komi 1978, Tihanyi és mtsai 1989), továbbá azzal a felfedezéssel, amely szerint idős korban csökken a gyors izomrostok száma (Larsson és mtsai 1997). A bilaterális kontrakció alatti forgatónyomaték kifejlődési ütemben is hasonló különbségek adódtak, mint az unilaterális kontrakcióknál. A térdfeszítő izom relaxációs képességét vizsgálva azt találtuk, hogy az IAH és FKH csoport között jelentősen nagyobb volt a különbség RTDr átlagában az érintett oldalon, mint az RTDk esetében. Ez különbség jól mutatja, hogy az érintett oldalon az izom relaxációs képessége a stroke-t követően jelentősen károsodott, ami kapcsolatban lehet az idegi szabályozás zavarával, a kevesebb gyors izomrosttal, valamint a fáradással.

Excentrikus kontrakció. Vizsgálatunkban az FKH csoportban három szögsebességet alkalmaztunk a térd behajlítására két szögtartományban, ahol a szögelfordulás 20 fokos volt. Az IAH csoportban 60 fok/s-os állandó szögsebességgel hajlítottuk be a térdizületet a vizsgált személyek aktív ellenállása mellett. Az ízületi szögváltozás 60 fokos volt 30 és 90 fok között. Mind az FKH, mind az IAH csoportnál az izmok aktivációs szintje 20 százalékos volt. A maximális forgatónyomatékok annak ellenére, hogy a szögelfordulásban különbség volt, összehasonlíthatóak, mert mindkét esetben az izmok nyújtási tartománya beleesett abba az ízületi szögzónába, ahol a legnagyobb izometriás forgatónyomaték volt mérhető.

A két csoport között szignifikáns különbséget találtunk mind unilaterális, mind bilaterális kontrakciók során, de csak az érintett oldalon. Felvetődik a kérdés, hogy az ép oldalon miért volt csaknem azonos az excentrikus forgatónyomaték, amikor az izometriás forgatónyomatékban jelentős különbség volt a két csoport között az ép oldalon is? Minden valószínűség szerint ennek okai nem az agykárosodás bekövetkeztétől a vizsgálatig eltelt időben és az életkori különbségekben kereshetők. Feltehetően az izom nyújtási tartományának különbségében fedezhető fel ennek az eredménynek az oka. Úgy tűnik, hogy a nagyobb szögtartományban végzett excentrikus kontrakció alatt nagyobb forgatónyomatékot tudnak kifejteni az izmok, mint rövid szögtartományban annak ellenére, hogy mindkét esetben a kontrakciók a forgatónyomaték kifejtése szempontjából optimális ízületi szögnél történt. Mindezek után felmerülhet a kérdés, hogy az érintett oldalon miért találtunk szignifikáns

különbséget a két csoport között? Ennek az eredménynek az oka abba található, hogy az izometriás kontrakciók során az érintett oldalon nagyobb volt a különbség a két csoport forgatónyomaték átlagaiban, mint az ép oldalon. Ha feltételezzük, hogy mindkét oldalon a forgatónyomaték azonos mértékben növekedett az excentrikus kontrakció alatt, ami 1,2-1,6-szoros egészséges embereken végzett in vivo vizsgálatokban (de Ruyter és mtsai 2000, Tihanyi és mtsai 2000, Lee és Herzog 2002), akkor eredményünkre elfogadható magyarázatot kapunk. Ebből viszont az is következik, hogy az FKH csoport tagjainak ép izmainál a forgatónyomaték növekedés kisebb volt, mint az IAH csoport ép oldali izmainál. Valóban az Mec/Mic arány jelentősen nagyobb volt az érintett és ép oldalon is mind az unilaterális, mind a bilaterális kontrakciók során az FKH csoportban. Ez az eredmény is arra enged következtetni, hogy az excentrikus kontrakció alatti izomnyújtási tartománynak jelentős szerepe lehet maximális excentrikus forgatónyomaték nagyságában. Ennek bizonyítása további vizsgálatokra vár.

Az ÉP/ÉR forgatónyomaték százalékos aránya az FKH csoportban jelentősen nagyobb, mint az IAH csoportban mind uni-, mind bilaterális kontrakciók alatt, ami az IAH csoport érintett oldalának nagyfokú gyengeségére utal. A bilaterális deficit nagyobb volt, mint az izometriás kontrakció alatt mindkét csoportban, és csaknem azonos nagyságú is, amely ebben az esetben is azt sugallja, hogy a bilaterális deficitet nem befolyásolja sem az agykárosodástól eltelt időtartam, sem az életkor.

7.2 A karmozgás kontrollja

A stroke okozta mozgáskárosodás a felső végtagon kifejezettebb, mint az alsó végtagon, amely nagymértékben rontja a karmozgás pontosságát és a kéz manipulációs készségét (Bohannon és Walsh, 1992, Parker és mtsai 1986). Vizsgálatunkban a célirányos karmozgás (reaching) végrehajtásának pontosságát szándékoztuk vizsgálni olyan körülmények között, amikor a mutatóujjal nem egy adott, vizuálisan jól pozícionálható pontot kellett elérni, hanem egy karpozíciót kellett elérni a kiinduló helyzetből, amit harmincszor meg kellett ismételni. A mozgás pontosságát a karmozgás kiválasztott változóinak varianciájával szándékoztunk jellemezni, amit egy változóra, nevezetesen a mozgás szabadságfokára, redukálva fejeztünk ki. Ez a vizsgálati beállítás lehetővé tette, hogy elkülönítsük a kinezetikus és a vizuális kontrollt, amely segítségével a motoros mezők károsodásának súlyosságára, a motoros minták sérülésére lehet következtetni.

Kemper és mtsai (2002) a kar célirányos mozgásának különböző paramétereit vizsgálva azt találta, hogy a kiválasztott változók szignifikánsan korreláltak egymással, amely arra engedett következtetni, hogy a kar és kézmozgás varianciájából számított szabadságfok alkalmas lehet a mozgáskárosodás mértékének egy számmal jellemzett meghatározására.

A fő célkitűzésünkön belül tanulmányozni szándékoztuk az egészséges és stroke betegek közötti különbséget a végső kéz- karhelyzet beállításában, valamint a mozgáspálya kivitelezésében a választott feladatot végrehajtása során. Kérdésként vetődött fel, hogy a kar mozgásában beállt változás stroke betegeknél hogyan befolyásolja a kéz mozgását. Feltételezésünk az volt, hogy a stroke betegek mind a karmozgást, mind a kézmozgást nagyobb variabilitással és szabadságfokkal hajtják végre, és a vizuális kontroll nagyobb szerepet játszik a mozgás kivitelezésében, mint az egészséges embereken.

Vizsgálatunkban először is azt találtuk, hogy a stroke betegek kéz pozicionálásának pontossága (variabilitása) nem különbözött az egészségesekétől vizuális kontroll alatt. A pontosság mértékét azzal a terület nagysággal fejeztük ki, amibe a végső kéz helyzet x és y koordinátái beletartoztak. Csukott szemmel a stroke betegek kézpozicionálásának variabilitása kétszer akkora volt, mint az egészségeseké. Ez az eredmény arra enged következtetni egyrészt, hogy a stroke-ot követően a mozdulat rögzülése a motoros mezőkben hiányt szenvedett és ezért nem képesek a betegek reprodukálni a mozgást olyan pontosan, mint egészséges emberek. Másrészt feltételezhető az is, hogy a kinesztetikus érzékelés is károsodott. Jól ismert, hogy a végtagok mozgásának precíz kontrollja csak akkor valósulhat meg, ha érzékeljük végtagjaink helyzetét és mozgását. Az információk az izomorsók, a bőrreceptorok és az ízületi receptorok afferensein keresztül jutnak el az elsődleges motoros kortexbe, amely a végrehajtó helye az akaratlagos végtagmozgásoknak (Vallbo 1974; Burke és mtsai 1988; Edin és Vallbo 1988; Edin 1992; Edin és Johansson 1995; Naito 2004). Vizsgálati eredményünk arra világít rá, hogy a mozgás vég helyzetének beállításában tapasztált nagy variabilitás az izomorsókból eredő afferens visszajelzések hiányosságának is tulajdonítható, amelyet vizuális kontrollal kompenzálni lehet.

Amikor azt vizsgáltuk, hogy a kar végső helyzetének varianciája, befolyásolja-e, és milyen mértékben a kéz végső helyzetének varianciáját, akkor azt találtuk, hogy az

egészséges embereknél és stroke betegeknél a magyarázható variancia a kar véghelyzetében a teljes variancia 50 százalékát tette ki. A reziduális variancia, amely azt mutatja meg, hogy a kar végpozíciójának varianciája mennyire befolyásolja a kéz fixált, végső pozícióját, hasonló volt a két csoportban. Bár csukott szemmel kivitelezett mozgásnál a teljes és a reziduális variancia kisebb volt, mint a vizuális kontrollnál, a különbségek nem jelentősek. Az átlagok körüli nagy szórás azt mutatja, hogy a vizsgálatban résztvevő személyek a meghatározott végső kézhelyzet eléréséhez a egyéni ízületi szög kombinációs stratégiákat alkalmaztak. Nevezetesen, ugyanazon kézhelyzet eléréséhez különböző karhelyzet tartozott, miközben a variabilitás megközelítően azonos maradt.

A kar véghelyzetének szabadságfoka nem azonos az egyes ízületi szögeknek meghatározható szabadságfokkal. Vizsgálatunkban a szabadságfok azt jelenti, hogy a mozgás során az „n” dimenziós térből (esetünkben 7) hány dimenziós alteret használ a biológiai rendszer. A kiválasztott változók mozgás alatti variabilitásából kifejezett, végső karhelyzetre vonatkozó szabadságfok a kontroll személyeknél nagyobb volt, mint a stroke betegeké abban az esetben, amikor a karmozgást vizuális kontrollal hajtották végre. Vizuális kontroll nélkül a két csoport azonos eredményt mutatott és nem volt egyik csoportban sem szignifikáns különbség a nyitott, illetve csukott szemű karmozgásnál. Betegek vizuális kontroll mellett a kar véghelyzetét szignifikánsan kisebb szabadság fokkal érték el. Ennek feltételezett oka a túlkompensálás, vagy a motoros cortex sérüléséből fakadó mozgásbeszűkülés lehet.

A karmozgás pályájának vizsgálatakor azt találtuk, hogy a karmozgás teljes varianciájának 75 százaléka megmagyarázta a végső kéz és karhelyzet varianciáját, ami azt jelenti, hogy a motoros program végrehajtását nem befolyásolta a központi idegrendszer enyhe károsodása. Ebből következett, hogy a két csoport nem különbözött a karmozgás szabadságfokában és a szabadságfokot nem befolyásolta a vizuális kontroll kikapcsolása sem.

A célirányos karmozgást vizsgáló kutatók többsége nem a végrehajtás idejét, hanem annak sebességét határozta meg (Trombly 1992, 1993, Archambault és mtsai 1999, Kamper és mtsai 2002). Az esetek többségében a karmozgás, vagy a karmozgás alatti ízületi szögsebesség csökkenéséről számoltak be. Mi a mozgás sebessége helyett a végrehajtás idejét határoztuk meg, ami hasonlóan jelzi a karmozgás időbeli lefolyását,

mint a sebesség. Az általunk vizsgált hemiparetikus betegek a végrehajtás időtartamában nem különböztek jelentősen az egészségesektől. Vizuális kontrollal, és anélkül végrehajtott célirányos karmozgás időbeli lefolyását összehasonlítva sem találtunk különbséget egyik csoportban sem. Ez az eredményünk is azt támasztja alá, hogy a motoros program végrehajtásában az enyhe stroke nem okozott jelentős károsodást. Természetesen felmerül a kérdés, hogy a nagyobb agyi területekre kiterjedt károsodás esetén is hasonló eredményre jutottunk volna. Ennek tisztázására további vizsgálatokra van szükség.

Vizsgálatunkból megállapítható volt, hogy a pontos kézpozicionálás képessége az agyi infarktus okozta enyhe parézisben károsodott. Mindazonáltal a kéz helyzete és mozgáspályája, amelyet a választott kéz pozíció eltérésére alkalmaznak a betegek, nem befolyásolt az agyi károsodás által. Ez az eredmény azt sugallja, hogy a stroke betegeknek inkább a mozgásos feladat pontossága okoz problémát, mint a motoros program végrehajtása. A vizuális visszacsatolás azonban csaknem tökéletesen kompenzálta az izomerő és/vagy a mozgáskoordináció gyengeségéből adódó mozgáskivitelezési hiányokat.

Egészséges mozgáskoordináció esetén a Módszer fejezetben ismertetett 7 dimenziós „ízületi térben”, a szabályozó rendszer a végtag végpontjának mozgása szempontjából is jelentős hibákat kiszűri, kompenzálja (Latash, 1993), így a kéz mozgása viszonylag stabil marad. A stroke következményeként a kéz mozgása instabillá válhat, ha az ízületi elfordulások hibái nem egyenlítik ki egymást. Ezen azonban a vizuális információ javíthat.

A betegek a pontatlan kézpozicionálás ellenére különleges nehézség nélkül voltak képesek megoldani a redundanciás problémát. Nevezetesen azt, hogy a kar mozgás szabadságfokát a szükséges mértékben csökkentsék. Csukott szemmel végrehajtott kézpozicionáláskor a visszamaradó variancia szabadságfoka nem különbözött az egészségesekétől. Vizuális kontrollnál a betegek kevesebb szabadságfokkal hajtották végre a feladatot. Ez azt jelenti, hogy az agyi sérültek vizuálisan kontrollálni képesek a kar helyzetének szabadságfokát.

Két karral végzett mozgások varianciájának struktúráját több kutató vizsgálta és a variancia mértékének a meghatározására alkalmazták a „nem szabályozott sokaságok” vagy más kifejezéssel a „kompenzált sokaságok” elvét (Laczkó és mtsai 2001; Domkin

és mtsai 2002, 2005). A két karral kivitelezett mozgásokat csukott szemmel is gyakoroltatták egészséges személyekkel. A mozgások során létrejövő karhelyzetek kombinációinak döntő hányada nem befolyásolta a kézmozgás varianciáját. Ezek a tanulmányok összhangban vannak azzal az eredményünkkel, hogy a karhelyzetek varianciájának jelentős része (reziduális variancia) nem okoz jelentős változást a kézpozíció varianciájában. A feladat céljától szintén függ a variancia (Cusumano and Cesari 2005).

Az általunk fejlesztett új eljárás a szabályozásban alkalmazott szabadsági fokok számának meghatározására, a mozgási feladatok széles skáláján alkalmazható. Reményeink szerint ez az orvosi rehabilitációban állapotmonitorozásra használatos lesz és segítségül szolgál a klinikai gyakorlat fejlesztésére.

7.3 Az egésztest mechanikai vibráció hatása

7.3.1 Akut visszamaradó hatás

A vibráció akut visszamaradó hatása az érintett oldali térdfesztő izmok erő kifejtésére. Ennek a vizsgálatnak az volt a célja, hogy az egy alkalommal végzett egésztest vibráció visszamaradó hatását tanulmányozzuk az érintett oldali térdfesztők erőmutatóira, az izmok elektromos aktivitására és az agonista-antagonista izmok együttes kontrakciójára. Az egészséges embereken végzett vizsgálatok eredményei alapján (Bosco és mtsai 1998, 1999, Cardinale és Lim 2003, Torvinen és mtsai 2002a,b) feltételeztük, hogy a 20 Hz frekvenciájú és 5 mm amplitúdójú vibráció szignifikánsan növeli a térdfesztők kontraktilis mutatóit a központi és perifériás idegrendszerre gyakorolt stimuláló hatás révén.

A cerebro-vascularis történések (stroke) jelentős mértékben csökkentik az érintett oldali izmok akaratlagos erő kifejtésének nagyságát. Az erőcsökkenés a különböző befolyásoló tényezők kombinált károsodása elsősorban a kortikális és szubkortikális idegrendszer fizikai sérülése, amelyek a mozgásszabályozásban játszanak vezető szerepet (McComas és mtsai 1973). A vezérlő központok sérülése a bekapcsolható motoros egységek számának csökkenésével (Hara és mtsai 2004), a működőképes motoros egységek tüzelési frekvenciájának csökkenésével (Gemperline és mtsai 1995), a motoros egységek szinkronizációjának romlásával (Farmer és mtsai 1996) és az antagonista izmok megnövekedett koaktivációjával jár együtt (Chae és mtsai 2002).

A stroke betegek konvencionális rehabilitációs programjai arra fókuszálnak, hogy javítsák a károsodott koordinációs készséget, a beszédet, az egyensúlyozó és járó képességet, hogy a betegek képesek legyenek önellátásra (Nakamura és mtsai 1985, Nadeau és mtsai 1999). Az egyensúlyozó képesség és a járás minősége jelentős mértékben függ az alsó végtagi izmok erő kifejtő képességétől (Bohannon és Walsh 1991). Minthogy a stroke időskori betegség, a károsodástól függetlenül az idősök mozgáskoordinációja és izomereje jelentős leépülést mutat (Frontera és mtsai 1991, Hakkinen és mtsai 1998). A stroke-t követően ezek a képességek drasztikusan romlanak (Bohannon és Walsh 1992). Éppen ezért a rehabilitációs programoknak az izmok erejének csökkenésének megállításában és fejlesztésében nagy szerepe van. Az utóbbi időben egyre nagyobb figyelem fordul a stroke betegek izmainak fejlesztésére (Meek és mtsai 2003, Morris mtsai 2004, Patten mtsai 2004). Az izomerő hatékony fejlesztésének sok esetben azonban az akadály, hogy az agyi történést követően a betegek félnek minden számukra ismeretlen hatástól, elvesztik biztonságérzetüket és sok esetben depresszióssá válnak, ami a motiváció hiányával társul (Pohjasvaara mtsai 1998). Az izmok erejének hatékony fejlesztéséhez azonban a betegek aktív részvétele, motivációja elengedhetetlen. Éppen ezért látszik jelentősnek az új erőfejlesztési módszer, a vibráció, mert az izmok feszülése a vibráció hatására növekszik, akaratlagos izomkontrakció nélkül.

Az egésztest vibráció akut visszamaradó hatását vizsgáló kutatások módszereit és vizsgálati eredményeit összefoglaló tanulmány (Luo és mtsai 2005) egyértelműen mutatja, hogy a vibráció frekvenciájának, amplitúdójának és időtartamának kiválasztása nagy jelentőségű, ha a cél a vibráció utáni fizika teljesítőképesség időleges növelése. Az irodalmi adatokból úgy tűnik, hogy viszonylag nagy vibrációs frekvencia (30-40 Hz) és kis amplitúdó (1 mm) az ideg-izomrendszer fáradásához vezet (Rittweger és mtsai 2000, de Ruitter és mtsai 2003) és a vizsgált fizikai képességek változói visszaesnek a vibráció után. A kutatók többsége 26-30 Hz közötti frekvenciát alkalmazott egészséges edzett és edzetlen, fiatal vagy felnőtt személyeken (Torvinen és mtsai 2002a,b, Cardinale és mtsai 2003). A rezgés amplitúdója 3 és 10 mm között változott. Ezekben az esetekben nem találtak a visszaesést statikus és dinamikus mutatókban, amelyet a vibráció okozta fáradásnak tulajdonítottak. Cardinale és Lim (2003) a 20 és 40 Hz frekvenciájú vibráció hatását fizikailag aktív fiatal nőt és férfit vizsgálva azt találta, hogy a 20 Hz frekvencia

előnyösebb az erő átmeneti növekedésére, mint a 40 Hz. Ebből kiindulva feltételeztük, hogy a 20 Hz, 5mm amplitúdójú egésztest vibráció jelentősen növelheti az akut stroke betegek érintett oldali térdfeszítőinek erő kifejtését.

Egészséges emberek, de különösen stroke betegek esetében nagy figyelmet kell fordítani a megfelelő testhelyzetre a vibrációs platón, mind a hatékonyság elérése végett, mind a károsodások elkerülése végett. Az eddigi vizsgálatok azt állapították meg, hogy az izmok stimulálása akkor hatékony, ha az izmoknak van feszülése, azaz bizonyos nagyságú erőt fejtenek ki a vibráció alatt (Bosco és mtsai 1999a). Ez úgy oldható meg, ha rezgő padon állva a személyek behajlítják az ízületeiket, mert akkor a súlyerő forgatónyomatékokot hoz létre az ízületekben, amelyet az izmok forgatónyomatéka ellensúlyoz. Nevezetesen az izmoknak erőt kell kifejteni. Az ízületek behajlításának továbbá az a jelentősége, hogy a behajlított ízületek rugalmasan tompítják a test nagy frekvenciájú és gyorsulású mozgását, és így a rezgések nem jutnak el a fejig, ami károsodást okozhatnának az agyban, amelynek elkerülése különösen stroke betegeknél fontos. Másrészt így érhető el, hogy az izmok nagyon rövid, de nagy sebességű nyújtások érzék, amely kiváltja a tónusos vibrációs reflexet (Desmedt és Godeaux 1980).

Vizsgálatunkban a résztvevők térdizületüket 40-50 fokos szögben behajlítva álltak a vibrációs padon úgy, hogy a testsúlyukat az érintett oldali lábra helyezték. Ezzel a vizsgálati helyzettel értük el, hogy a vibráció elsősorban, csaknem kizárólag az érintett oldali izmokat éri. A vizsgálati csoport tagjait 5x 1 perces vibrációnak tettük ki egy perces pihenőket alkalmazva. A vibrációt megelőzőleg és a vibrációt követő 5-10 percen belül a személyek térdfeszítő izmainak erő kifejtő képességét vizsgáltuk. A kontroll csoport tagjai nem részesültek vibrációban, de ugyan olyan módon, mint a vibrációban részt vett csoport tagjait teszteltük.

Egészséges embereken általában 5-10x 1 perces vibrációt alkalmaztak egy vagy két perces pihenőkkel (Bosco és mtsai 1998, Delecluse és mtsai 2003, de Ruitter és mtsai 2003, Roelants és mtsai 2004). Mozgató rendszeri betegségben szenvedőkön (Parkinson-kór, multiplex sclerosis, hemiplégia) az egésztest vibrációt csak az utóbbi egy-két évben kezdték alkalmazni rehabilitációs célból. Ennek következtében kevés vizsgálati eredmény áll rendelkezésünkre a módszerek összehasonításában. Haas és mtsai (2006) Parkinson kóros Schuhfried és mtsai (2005) multiple sclerosis betegeken

egyaránt 5x 1 perces vibrációt alkalmazott egy perces pihenőkkel. Stroke betegek alkalmazott vibrációs intervenció eredményéről mindezidáig csupán két tanulmány számolt be (van Ness és mtsai 2004, 2006). A vibráció akut visszamaradó hatását első (2004) tanulmányukban közölték. Négyezer 45 másodperces egésztest vibrációt használtak egy perces pihenőkkel.

Az alkalmazott vibrációs edzés, amely hasonló Torvinen és mtsai (2002a), Haas mtsai (2006), Schuhfried és mtsai (2005) és van Ness és mtsai (2004) módszeréhez, hatására a maximális izometriás forgatónyomaték jelentősen 36,6 százalékkal nőtt a vibrált csoportban. Ez az eredmény egyértelműen mutatja, hogy a vibráció kiváltva a tónusos vibrációs reflexet, a felszálló pályákon keresztül stimulálhatta a térdfesztető izmok érző és mozgató központját (Radovanovic és mtsai 2002, Naito és mtsai 1999). Ezt a magyarázatot alátámasztja Kossev és mtsai (1999) vizsgálati eredményei, amely szerint, ha a mozgató központokat mágneses stimulációnak teszik ki és közben az adott izomra vibrációt adnak, akkor az izom nagyobb erő kifejtésre lesz képes. Az akaratlagosan létrehozott izometriás erő növekedésére adott magyarázat egyébiránt logikusnak látszik, hiszen az izomerő alapvetően két tényezőtől függ: az izom élettani keresztmetszetétől és az idegi vezérlés milyenségétől. Az izom keresztmetszetének növekedése nem várható ilyen rövid idő alatt. Következésképpen a motoros mezők aktivitásának kellett erősebbnek lenni ahhoz, hogy a vizsgálati személyek nagyobb erő kifejtésre legyenek képesek. Vélhetően a motoros mezők stimulálása lehetővé tette, hogy több motoros egység, feltehetően a nagy motoros egységek, működjenek az akaratlagosan létrehozott izometriás kontrakció alatt. A nagyobb erő kifejtéséhez alapvetően elegendő több motoros egység bekapcsolása, de amennyiben a motoros egységek többsége bekapcsolásra került, akkor a már működő motoros egységek tüzelési frekvenciájának növelése is erő kifejtés növekedést von maga után. Idős, akut stroke betegek esetében nem valószínűsíthető, hogy az épen maradt valamennyi motoros egységet vibráció előtt képes lett volna bekapcsolni a vizsgált személyek (McComas és mtsai 1973). A vastus lateralis EMG aktivitása (mrs és medián frekvencia) 44,9 illetve 13,1 százalékkal növekedett a vibráció után a mi vizsgálatunkban, amely szintén alátámasztja feltevésünket, hiszen az EMG amplitúdójának jelentős növekedése valószínűsíti az új motoros egységek bekapcsolását. A medián frekvenciának 13,1 százalékos növekedése azt mutatja, hogy a

motoros egységek nagyobb frekvenciával tüzeltek ugyan, de minden valószínűség szerint az erő növelésének fő faktora az új motoros egységek bekapcsolása volt.

Az erő kifejtés nagyságát további két faktor befolyásolhatja, az antagonista izmok kokontrakciója és a motoros egységek szinkronizációja. Vizsgálatunkban a biceps femoris aktivitása nem csökkent szignifikánsan a térdfeszítők kontrakciója alatt. Ez azt jelenti, hogy a gugguló helyzetben végzett vibráció nem befolyásolta a térdhajlító izmok állapotát. A vastus lateralis nagymérvű EMG aktivitás növekedése és a biceps femoris kismérvű EMG aktivitás csökkenése szignifikánsan csökkentette a koaktivációs kvócienszt (31,5 %). Ez a vizsgálati eredmény is azt támasztja alá, hogy az izometriás erő növekedése a térdfeszítő izmok motoros mezőinek ingerületi szintjének növekedésének tudható be.

A motoros egység szinkronizáció hatására is megnövekedhet az EMG amplitúdója, de ezt egzaktan nehéz kimutatni. Feltételezésünk szerint, ha az izmok elektromos aktivitása nő a gyors izometriás kontrakciók alatt, akkor a motoros egység szinkronizáció tényével állunk szemben. Eredményeink azt mutatták, hogy bár 19,1 százalékkal, szignifikánsan növekedett az erő kifejlődés ütemét kifejező dm/dt érték a vibráció után, az EMG aktivitás nem nőtt jelentősen. Mivel a gyors és a normál ütemben kifejtett izometriás kontrakciók alatt mért EMG aktivitás között nem volt szignifikáns különbség, ezért levonható az a következtetés, hogy az erő kifejlődés ütemének növekedése elsősorban a nagyobb erő kifejtő képességnek, mint az erő rövidebb idő alatti kifejtésének tulajdonítható. Nevezetesen a motoros egység szinkronizációt a vibráció nem befolyásolta jelentősen. Az antagonista izom (biceps femoris) aktivitásának változatlansága is a fenti feltételezést erősíti. Az RTD növekedésének funkcionális jelentősége abban mutatkozik meg, hogy az izometriás kontrakciónak ez a változója fontosabb jelzője a járás milyenségének, mint maga a maximális izometriás erő (Pohl és mtsai 2002).

Eredményeinket összehasonlítva az irodalmi adatokkal azt láthatjuk, hogy az izometriás erő jelentősebben nőtt a mi esetünkben, mint az egészséges fiatal felnőtt embereken végzett hasonló vizsgálatokban ((Bosco mtsai 1998, 1999a, b; Torvinen és mtsai 2002a; Cardinale and Lim 2003). Az egésztest vibráció beteg emberekre gyakorolt akut visszamaradó hatását nem tudjuk összehasonlítani eredményeinkkel, mert a közölt cikkekben (Haas és mtsai 2006, Schuhfried és mtsai 2005, van Nes és

mtsai 2004) a szerzők nem vizsgálták az egésztest vibráció (ETV) hatását az izmok erőkifejtő képességére. Általánosságban elmondható, hogy az említett szerzők az ETV pozitív hatását írták le a betegek funkcionális mutatóira, illetve az egyensúlyozó képességre. Minthogy a stabilometriás mutatók és az alsó végtagi izmok ereje között szignifikáns kapcsolat létezik, van Ness és mtsai (2004) vizsgálatában hasonló eredményre jutott. Nevezetesen az alsó végtagi izmok gyengesége állásbiztonsági instabilitást vont maga után (Lord és mtsai 1991, Anianson és mtsai 1984, Whipple és mtsai 1987). van Nes és mtsai (2004) által megállapított egyensúlyozó képesség javulás feltehetően a vibráció okozta erőnövekedéssel hozható kapcsolatba. Áttételesen tehát vizsgálati eredményünk jó megegyezésben van van Nes és mtsai (2004) által kapott eredménnyel. Minthogy az RTD szignifikánsan növekedett a mi vizsgálatunkban, Pohl és mtsai (2002) megállapítására alapozva, azt is feltételezhetjük, hogy a vibrációnak jó hatása van a járás kivitelezésére stroke betegeknél. Ezt támasztja alá a vizsgálati személyeink vibráció utáni észrevétele, amelyben azt fejezték ki, hogy könnyebben járnak a vibrációs edzés után. Hogy a vibráció hatása meddig marad fenn, nem vizsgáltuk. Torvinen és mtsai (2002a) azt találták, hogy a vibráció után 2 perccel a vibráció pozitív hatása kimutatható volt, de egy óra múlva a mért értékek visszatértek a vibráció előtti szintre. A mi vizsgálatunkban az erőteszteket a vibráció után 5-10 perccel végeztettük el és az izometriás kontrakció kiválasztott változóiban szignifikánsan jobb értékeket kaptunk, mint vibráció előtt. Feltételezésünk szerint a vibráció akut hatásának fennmaradása 2 és 1 óra közé tehető, amely elegendő arra, hogy kihasználjuk ezeket a pozitív hatásokat a vibrációt követő funkcionális rehabilitációban.

Az emberi mozgások során az izmok excentrikus kontrakciója sokkal gyakoribb, mint az izometriás kontrakciók. Ennek ellenére a stroke betegek izmainak kontraktilis tulajdonságait kutató vizsgálatok a legritkább esetben végeztettek excentrikus erőkifejtést a vizsgáltakkal. Ezért a mi vizsgálati eredményeinket az egészséges felnőtt emberekéhez tudjuk csak hasonlítani. Az erő-sebesség összefüggésből következőleg és a korábbi in vivo vizsgálatokkal összefüggésben (de Ruitter és mtsai 2000, Lee és Herzog 2002) azt találtuk, hogy a maximális excentrikus forgatónyomaték, amelyet 60 fokos szögben határoztunk meg, nagyobb volt, mint a maximális izometriás forgatónyomaték mind a vibráció előtt, mind utána. Az általunk számolt Mec_{60} / Mic_{60} arány nagyobb volt, mint az 1,2-1,4, amelyet egészséges embereken végzett vizsgálatok

alapján közöltek (de Ruyter és mtsai 2000, Lee és Herzog 2002). A vizsgálatunkba bevont betegek közepes vagy alacsony spaszticitással rendelkeztek a térdfeszítő izmaikat tekintve, amely magyarázhatja a nagyobb Mec_{60} / Mic_{60} arányt (Svantesson és mtsai 2000). A stroke következtében megnövekedett izommerevség (stiffnes) az érintett oldalon a vibráció után csökkent, amely a normál Mec_{60} / Mic_{60} arány visszatérére utal.

Mivel az izom vibrációja specifikusan az Ia afferenseket aktiválja, amelyek az excentrikus kontrakció alatt is involválva vannak, ezért az izometriás kontrakción kívül az excentrikus kontrakció alatti erő kifejtő képességet is vizsgáltuk. Mindeztáig nem közöltek adatokat a vibráció excentrikus kontrakcióra gyakorolt hatásáról az elérhető irodalomban sem egészséges emberekről, sem stroke betegekről. A relaxált izomra irányított mechanikai vibráció minden egyes ciklusa alatt izomorsót ingerli (megnyújtja) és előidézi a tónusos vibrációs reflexet (Burke és mtsai 1976). Mindazonáltal a többszöri, egymást követő vibrációs hatás csökkentheti a gerincvelői ingerlékenységet valószínűleg az Ia csoport transzmitter kibocsátásának csökkenésével (Abbruzzese és mtsai 2001). A mi vizsgálatunkban ötször egy perces előkészítő, majd ezt követően hatszor egy perces vibrációt alkalmaztunk, amely együttessen 11 perc vibrációs hatást jelentett a betegeknek. Ez csaknem a fele volt, mint amit Abbruzzese és mtsai (2001) alkalmazott. Ebből a különbségből adódóan feltételezhetjük, hogy a vibráció okozta reflex mechanizmus csak kis szerepet játszott az excentrikus forgatónyomaték növekedésében. A megnövekedett EMG aktivitás azt sugallja, hogy a vibrációs hatást követően a nagyobb excentrikus forgatónyomaték a fokozott izomaktivitásnak tulajdonítható, feltételezhetően a magas ingerküszöbű motoros egységek bekapcsolása révén (Nardone és Schieppati 1988). A medián frekvenciában talált növekedés is azt jelezheti, hogy új motoros egységek kerültek bekapcsolásra. Ez a vizsgálati eredményünk jó megegyezésben van Ongerboer de Visser és mtsai (1989) adataival, amely szerint a vibráció a motoros neuronok ingerlésének hatásos eszköze, mivel az Ia érző idegvégződések a spasztikus izmok esetében kisebb preszinaptikus gátlásnak és a posztaktiváció depresszióknak vannak kitéve, mint az egészséges emberek izmai (Aymard és mtsai 2000).

Vizsgálatunkban a vastus laterális izomról, felületi elektródákkal rögzített EMG aktivitás 44,9 százalékkal növekedett a vibráció után végzett izometriás kontrakciók

során. A megnövekedett rmsEMG értékek vibráció után jelezhetik, hogy a betegek képesek voltak olyan motoros egységeket működtetni, amelyek inaktívok voltak a vibráció előtt egyrészt a stroke, másrészt az életkori jellegzetességek miatt (Hakkinen és mtsai 1998). Maximális vagy közel maximális akaratlagos kontrakciók alatt a stroke betegek minden valószínűség szerint a nagy ingerküszöbű motoros egységeket aktiválják, amelyeket egyébként az idős egészséges emberek alig kapcsolnak be mindennapos tevékenységük során (Kamen és mtsai 1995). Valószínűsíthetjük, hogy a vibráció a térdfesztők többi fejeiben is hasonló hatást fejtett ki az EMG aktivitás növekedésével, aminek következtében a térdfesztés során a forgatónyomaték 36,6 százalékkal növekedett a kezelés után. Az EMG aktivitás és a forgatónyomaték nem változott a kontroll csoportban és a vibráció nem változtatta meg az EMG aktivitást a vibrációs csoportban. Következésképpen a vibráció specifikus hatású volt a térdfesztőkre.

A vibráció következtében az antagonista biceps femoris EMG aktivitása nem változott az akaratlagos izomkontrakciók alatt. A biceps femoris-vastus lateralis koaktivációs arány csökkent a vibráció után, de ez a csökkenés inkább a vastus lateralis EMG aktivitás növekedésnek tulajdonítható, mint az antagonista koaktiváció csökkenésnek. Ez az eredmény is azt támasztja alá, hogy az egésztest vibráció az általunk alkalmazott testhelyzetben (hajlított ízületek) elsősorban a térdfesztők erő kifejtését befolyásolja. Továbbá ez az eredmény azt is jelzi, hogy a vibráció nem okozott izomfáradást, ugyanis a térdfesztők fáradása magával vonja a hajlítók megnövekedett aktivitását (Psek és Cafarelli 1993), amit mi nem találtunk.

Annak ellenére, hogy vizsgálati eredményeink bizonyítékkal szolgálnak az egésztest vibráció akut, izomerő növekedést okozó hatására, eredményeink csak bizonyos korlátok között általánosíthatók. Nevezetesen eredményeink nem adnak arra pontos útmutatást, hogy a mechanikai vibráció visszamaradó, akut hatása mennyi ideig marad meg. Vizsgálatunkban a térdfesztők kontraktilitását a vibráció utáni 5-10 perc között mértük és pozitív hatást állapítottunk meg, de nem tudható, hogy ez hatás tovább is fenn marad-e. Másrészt csak közvetve vonható le az a következtetés, hogy a térdfesztők forgatónyomaték növekedése javítja a járás képességét, illetve az egyensúlyozó képességet. A relatív alacsony elemszám nem tette lehetővé, hogy alcsoportokba osszuk be a betegeket az érintettség súlyossága, illetve típusa alapján.

7.3.2 Krónikus hatás

A vizsgálat célja az volt, hogy az egésztest vibráció krónikus hatását kutassuk az érintett és ép oldali térdfesztő izmok kontraktilis tulajdonságaira, közelebbről az izometriás és az excentrikus forgatónyomatékra. További célunk az volt, hogy megállapítsuk, vajon a négy hetes mechanikai vibráció azonos változásokat okoz az érintett és ép oldalon. Ezzel összefüggésben vizsgálni akartuk a vibráció bilaterális erődeficitre gyakorolt hatását.

Azt feltételeztük, hogy a négy héten keresztül, heti három alkalommal adagolt, növekvő terhelésű egésztest vibráció tartósan növelni fogja a maximális izometriás és excentrikus forgatónyomatékot, és csökkenteni fogja a bilaterális deficitet. Azt is feltételeztük, hogy a térdfesztő izom (elsősorban az érintett oldalon) erőkifejtő képességének javulása idegi adaptáció révén valósul meg.

Vizsgálatunkban azt találtuk, hogy mind a maximális izometriás, mind az excentrikus forgatónyomaték szignifikánsan növekedett a vibrációban részt vett csoport tagjainál. Nem találtunk jelentős változást a kontroll csoportnál. Az izometriás kontrakciók során mind az érintett, mind az ép oldali térdfesztőknél szignifikáns javulást tapasztaltunk a vibrációs csoportban az unilaterális és bilaterális kontrakcióknál is. A bilaterális deficit csak a vibrációnak kitett csoportban csökkent jelentősen.

Az excentrikus kontrakciót tekintve jelentős forgatónyomaték növekedést találtunk a vibrációs csoportban az unilaterális és a bilaterális kontrakciók során is. Igaz az érintett oldalon jelentősen nagyobb volt a változás, mint az ép oldalon. Az excentrikus kontrakciók alatti munkavégzés csak az érintett oldalon növekedett jelentősen. Az ép és érintett oldali térdfesztőkkel elért maximális excentrikus forgatónyomaték aránya (ÉPMec/ÉRMec) csak az unilaterális kontrakciók során csökkent szignifikánsan a vibrációnak kitett csoportban.

A forgatónyomaték növekedés elsősorban a térdfesztők aktivitás növekedésének volt köszönhető a vibrációs csoportban. Az ép oldalon jelentősen nőtt a forgatónyomaték kifejtő képesség anélkül, hogy a vastus lateralis izomban szignifikáns növekedést, a biceps femoris izomban szignifikáns csökkenést találtunk volna. Úgy tűnik azonban, hogy a VL EMG növekedésének és BF EMG csökkenésének hatása összeadódott, ami szignifikáns forgatónyomaték javulást eredményezett az ép oldalon is.

Az egésztest vibráció krónikus hatását különböző hosszúságú és terhelésű (frekvencia, vibrációs időtartam, sorozat) kezelés mellett tanulmányozták az elmúlt tíz esztendőben egészséges fiatal és idős felnőtt, edzett és edzetlen csoportokon. Az esetek többségében az izmok erőkifejtő képessége, dinamikus teljesítménye jelentősen nőtt függetlenül attól, hogy a vibrációs intervenciót hány napig vagy hétig alkalmazták (Bosco és mtsai 1998, Delecluse és mtsai 2003, Runge és mtsai 2000, Torvinen és mtsai 2002, Roelants és mtsai 2004,

Bruyere és mtsai 2005). A tíz napos napi vibráció (Bosco és mtsai 1998) épp úgy javulást eredményezett, mint a hathetes (Bruyere és mtsai 2005), a 12 hetes (Delecluse és mtsai 2003, Runge és mtsai 2000) a 16 hetes (Torvinen és mtsai 2003) vagy 24 hetes (Roelants és mtsai 2004) vibrációs tréning, függetlenül az alkalmazott vibrációs frekvenciától. Bosco és mtsai (1998) szerint az optimális vibrációs frekvencia 26 Hz, amit úgy állapítottak meg, hogy optimálisnak vettek azt a frekvenciát, ahol az izmok EMG aktivitása a legnagyobb volt. Ezzel a megállapítással több kutató nem értett egyet és ennél kisebb vagy nagyobb frekvenciát alkalmazva is jelentős javulást tudtak kimutatni.

Delecluse és mtsai (2003), az eddigi vizsgálatok közül a legjobban megtervezett programot alkalmazva azt találták, hogy a progresszíven növekvő terhelés (időtartam, ismétlésszám, sorozatszám), 35 Hz-el induló és 40 Hz-ig emelkedő vibrációs frekvencia jelentősen növelte a térdfeszítők kiválasztott izometriás és koncentrikus kontrakció változóit, valamint a függőleges felugrás eredményét. Ugyanakkor, de Ruiter és mtsai (2003) hasonló vibrációs edzést alkalmazva (11 hét, 30 Hz vibrációs frekvencia) nem talált jelentős változást a térdfeszítők izometriás erőkifejtésében és a függőleges felugrás eredményében. A különbség a két vizsgálat között a vibráció alatti testhelyzetben volt. Nevezetesen Delecluse és mtsai (2003) vizsgálatában a személyek a vibráció alatt dinamikus mozgást végeztek, de Ruiter és mtsai (2003) vizsgálatában a vizsgált személyek ízületeiket statikus helyzetben tartották. Feltételezhetően ez a különbség szolgáltatta az eltérő eredményt. Ezt látszik alátámasztani Torvinen és mtsai (2003), valamint Roelants és mtsai (2004a,b) vizsgálati eredményei, akik Delecluse és mtsaihoz (2003) hasonlóan dinamikus mozgást végeztek a vibráció alatt és szignifikáns javulást tapasztaltak a függőleges felugrás eredményében és a térdfeszítők izometriás erőkifejtésében. Torvinen és mtsai (2003) arról számoltak be, hogy a

változások nyolc hét alatt bekövetkeztek és ezt követően már nem találtak javulást, ugyanazt a vibrációs tréninget folytatva. Roelants és mtsai (2004b) idős nőkkel végeztetett 24 hetes vibrációs tréninget és szintén azt találta, hogy tizenkét hét után a változás már nem volt jelentős. Másrészt nem találtak különbség a vibrációs és a súlyzós erősítő edzés hatása között. Ha a vizsgált személyek életkori státuszát tekintjük, akkor azt látjuk, hogy az időseken végzett vibrációs behatás pozitív hatással volt a térdfesztők erőnövekedésére (Roelants és mtsai 2004b, Bruyere és mtsai 2005) és a székél felállás idejére (Runge és mtsai 2000). A különbség a három vizsgálat között a vibrációs időtartamában van ((Roelants és mtsai 2004b: 24 hét; Runge és mtsai 2000: 8 hét; Bruyere és mtsai 2005: hat hét). Ezekből a vizsgálatokból úgy tűnt, hogy hathetes vibrációs program elegendő az izomerő növeléséhez. Minthogy mi idős stroke betegek akartuk vizsgálni az egésztest vibráció hatását, ezért a behatás időtartamának kiválasztásakor úgy gondoltuk, hogy az izmok erőállapota gyengébb lehet, mint az idős egészséges betegeké, és ezért rövidebb behatás is elegendő a változások kiváltásához.

Stroke betegek azonban csak két esetben vizsgálták az egésztest vibráció hatását az állásstabilitásra és a funkcionális tesztek indexeire (van Ness és mtsai 2004, 2006). A krónikus hatást tekintve van Ness és mtsai (2006) javulást mutattak ki a Berg egyensúly tesztben, de a javulás mértéke nem különbözött a konvencionális rehabilitációban részt vevő személyek eredményétől.

Korábbi, az egésztest vibráció akut hatását vizsgáló kutatásunkban azt találtuk, hogy az érintett oldali térdfesztők izometriás és excentrikus kontraktilitása szignifikánsan javult a vibrációt követő 5-10 percben. Ebből kiindulva feltételeztük, hogy a több héten keresztül ismétlődő stimuláció nem csak átmeneti, de tartós változásokat hoz létre elsősorban az érintett oldalon, és valószínűleg az ép oldalon is. Ugyanakkor az is feltételezhető volt, hogy ugyanazon vibrációs hatás jelentősebb mértékű stimulációt jelent az érintett oldali agyi mozgató mezőknél, ahol a károsodott területek funkciójának átvétele a stroke után megkezdődik az épen maradt területek által és a vibrációval felgyorsítható ez a folyamat. Eredményeink feltételezésünket alátámasztották, hiszen mind az izometriás, mind az excentrikus kontrakciók alatt mért maximális forgatónyomaték szignifikánsan növekedett mind az ép, mind az érintett oldalon. Az érintett oldali térdfesztőknél az izometriás forgatónyomaték növekedése több mint kétszerese volt az ép oldalénak. Következésképpen azonos paraméterű

vibráció jelentősebb hatást váltott ki az érintett oldalon, mint az ép oldalon, amit az ÉP/ÉR forgatónyomaték arány is kifejez, és ami a négy hetes vibrációs program után jelentősen csökkent az érintett oldalon. A probléma ilyen megközelítése nem fedezhető fel az irodalomban sem egészséges embereknél, sem stroke betegeknél. Ezért összehasonlítási lehetőségünk nincs, ebből fakadóan eredményeink új ismeretekkel gazdagíthatják a vonatkozó tudomány- és szakterületet. Mindazonáltal eredményeink összevethetők az egészséges fiatal és idős embereken végzett vizsgálatok eredményeivel abban az értelemben, hogy a különböző időtartamú vibrációs edzések mekkora változást eredményeztek a kiválasztott változóknál. Az irodalmi adatok szerint a változás mértéke 3-5 százaléktól (Bosco és mtsai 1998) 3-17 százalékgig terjedt (Delecluse és mtsai 2003, Torvinen és mtsai 2002b, Roelants és mtsai 2004b). Esetünkben a változás 45,6% (UL) és 45,4 % (BL) az érintett oldalon, 13,1% (UL) és 20,8% (BL) az ép oldalon, amely az ép oldalt tekintve megközelítőleg azonos mértékű, mint amit Roelants és mtsai (2004b) közöltek idős emberekre vonatkozólag. A saját és az irodalomban található adatok is arra engednek következtetni, hogy az általunk alkalmazott négyhetes vibrációs program elsősorban az érintett oldali térdfeszítő izmok számára volt specifikus.

Az izometriás kontrakció változói közül nemcsak a maximális forgatónyomaték, de a forgatónyomaték kifejlődésének üteme is fontos információt ad a fejlődés irányát tekintve. Az RTDk változása közvetett úton jelezheti a motoros egység szinkronizáció javulását vagy romlását, funkcionális szempontból pedig jelezheti a járás stabilizálódását (Pohl és mtsai 2002). Eredményeink azt mutatták, hogy az RTDk csak a vibrációs csoportban növekedett a bilaterális kontrakciók során. Az érintett oldalon 50,0 százalékos, az ép oldalon 43,3 % volt a növekedés mértéke. Ez az eredmény arra enged következtetni, hogy az egésztest vibráció elsősorban a forgatónyomaték együttes kifejtésére van stimuláló hatással, ami a járás kivitelezését befolyásolhatja pozitíven.

A hemiplégek excentrikus erő kifejtésének vizsgálatával csak néhány esetben találkozhatunk az irodalomban (Smith és mtsai 1999, Kamper és Zev 2000), de nem a vibrációs hatást illetően. Vizsgálatunkban az excentrikus forgatónyomaték szignifikánsan, de kisebb mértékben nőtt, mint az izometriás forgatónyomaték mind az érintett, mind az ép oldalon. Ebben az esetben is az érintett oldalon növekedett meg a forgatónyomaték jelentősebben (UL: 26,3; BL: 31,9). Az ép oldalon csak mintegy

harmada volt a növekedés az érintett oldalnak (UL: 10,5; BL: 8,7). Érdemes megjegyezni, hogy az érintett oldalon a nagyobb növekedés a bilaterális kontrakciók során volt jelentősebb, az ép oldalon viszont az unilaterális kontrakciónál volt nagyobb. Ez az eredmény azt sugallja, hogy az izom nyújtása bilaterális kontrakció alatt tartós facilitáló hatást vált ki a vibrációs edzés következményeként. Két lábbal történő erőfejlesztés esetén előfordul, hogy az egyik láb esetében bilaterális facilitációt találnak, aminek mindeddig nem találtak megalapozott magyarázatot (Jakobi és Cafarelli 1998). Eredményeinket nem tudjuk összehasonlítani irodalmi adatokkal, mert a vibráció krónikus hatását vizsgáló eddigi kutatásokban nem fordítottak figyelmet az excentrikus kontrakció alatti erő, forgatónyomaték változására, ami meglepő, hiszen az izmok megnyújtása mindennapos alapmozgásaink során.

Vizsgálatunkban nemcsak az excentrikus kontrakció alatt mérhető legnagyobb forgatónyomaték változását akartuk megfigyelni, de a kontrakció alatti munkavégzés változásának megállapítását is célul tűztük ki, amely véleményünk szerint jobban jellemzi az izomtevékenységet dinamikus kontrakciók alatt, mint a csúcsgörgőnyomaték. Vizsgálatunkban azt találtuk, hogy a mechanikai munka a vibrációt követően csak az érintett oldali izmok esetében nőtt meg jelentősen (UL: 31,7 %; BL: 40,8 %). A vibrációs programban résztvevők és a kontroll csoport tagjai sem az ép sem az érintett oldali izmaikkal nem mutattak jelentős változást a vizsgálat végén. A munkavégzést tekintve is azt találtuk, hogy az érintett oldali térdfesztők bilaterális kontrakciók alatt növelték meg a mechanikai munkavégzés nagyságát a második mérésnél nagyobb mértékben. Ez a különbség annak tudható be, hogy feltehetően a vibráció facilitáló hatása következtében a vizsgált személyek tartósabban voltak képesek nagyobb forgatónyomaték kifejtésére. Az irodalomban hasonló vizsgálati eredményt nem találtunk.

Az egésztest vibráció alatt az alkalmazott vibráció mindkét végtagon egyszerre válthatja ki a tónusos vibrációs reflexet, amelynek a kérgi érző és mozgató mezőkre is stimuláló hatása van (Naito 2004). Feltételezésünk szerint, amennyiben a vibráció a térdfesztők működéséért felelős motoros mezőket egyszerre éri stimulus, akkor ez a hatás kiválthatja a bilaterális facilitációt, mint ahogy a bilaterális erőfejlesztés is (Rube és Secher, 1990).

A bilaterális erődeficitnek (BLD) azonban nemcsak központi idegrendszeri okai vannak. A kutatók azt találták, hogy mindkét oldali, azonos izomcsoporttal végzett maximális kontrakció során mérhető kisebb erő nincs összhangban a felületi elektródákkal meghatározott izomaktivitás csökkenéssel (Howald és Enoka 1991, Kawakami és mtsai 1995). Ebből fakadóan feltételezhető, hogy a bilaterális deficitet az antagonisták aránytalanul nagy aktivitás növekedése okozhatja (Howald és Enoka 1991, Koh és mtsai 1993). Jakobi és Cafarelli (1998) ezt a feltevést tesztelve azt találta, hogy a térdfeszítők bilaterális kontrakciókat tartalmazó edzése után az antagonisták koaktivációja nem változott jelentősen.

Vizsgálatunkban azt feltételeztük, hogy amennyiben a feszítő izmok erő kifejtésének gyengülésének egyik oka az antagonisták koaktivációja a stroke-t követően (Kamper és mtsai 2003, Chae és mtsai 2002), akkor a krónikus, egésztest vibrációs rehabilitációs program hatására bekövetkező erőnövekedés a feszítő izmokban, automatikusan maga után vonja az antagonisták kokontrakciójának csökkenését.

Vizsgálatunkban azt találtuk, hogy mind a vizsgálat előtt, mind a vizsgálat után az érintett és ép térdfeszítőkkel is kisebb erőt tudtak kifejteni a vibrációs és a kontroll csoport tagjai is. A bilaterális deficit nagysága azonban a vibrációs csoportban jelentősen csökkent a vizsgálat végére az izometriás kontrakcióknál. Az excentrikus kontrakcióknál BLD index nagyobb volt, mint az izometriás kontrakciónál, azaz kisebb volt a különbség az UL és BL forgatónyomaték között. A vizsgálat végére a BLD az excentrikus kontrakcióknál nem változott, aminek az lehet az oka, hogy az izometriásnál nagyobb forgatónyomaték létrehozásában gerincvelői reflexek nagyobb szereppel bírnak, mint a kérgi központok. Felvetődik a kérdés, hogy az izometriás kontrakcióknál megfigyelt BLD csökkenésnek központi idegrendszeri vagy izom koaktivációs okai vannak-e. Egyáltalán az izometriás kontrakcióknál talált forgatónyomaték növekedés mind az ép, mind az érintett oldalon központi idegrendszeri facilitás változásnak tudható be, vagy az antagonisták koaktiváció csökkenésnek?

Az izmok elektromos aktivitásának vizsgálata azt mutatta, hogy a vastus laterális izom elektromos aktivitása csak az érintett oldalon növekedett szignifikánsan mind az izometriás mind az excentrikus kontrakciók alatt. A változás megközelítően azonos volt az uni- és a bilaterális kontrakciók alatt. A vibrációs edzést követően az antagonisták biceps femoris aktivitása bár mind az unilaterális, mind a bilaterális oldalon csökkent,

szignifikáns változás csak az érintett oldalon volt bilaterális izometriás kontrakcióknál. Az antagonista koaktivációt mutató kvóciens szignifikánsan csökkent az érintett oldalon az izometriás és a excentrikus kontrakciók alatt is. A legnagyobb változás a bilaterális izometriás kontrakciónál találtuk (50,1 %). Ezen kívül az izometriás bilaterális kontrakciónál az ép oldalon is szignifikáns csökkenést tapasztaltunk. Eredményeink arra engednek következtetni, hogy az egésztest vibráció elsősorban az érintett oldali térdfesztők aktivációs szintjét növelte, illetve a hajlítók koaktivációját csökkentette. Ez a hatás jelentősebbnek tűnik bilaterális kontrakciók alatt.

Míthogy az érintett oldalon jelentős aktivitás csökkenést találtunk az érintett oldali biceps femris izomban, feltételezhető, hogy a forgatónyomaték jelentős növekedése az érintett térdfesztőknél az antagonista biceps femoris koaktivációjának csökkenése idézte elő. Mivel az ép oldalon is nőtt a forgatónyomaték, de az antagonista koaktiváció nem csökkent jelentősen, feltételezhető, hogy az egésztest vibrációnak a központi idegrendszer motoros mezőin keresztül is volt facilitáló hatása a térdfesztőkre. Ez a feltételezés azon a koncepción alapszik, miszerint a bilaterális kontrakciókkal, illetve mozgásokkal végzett edzések az agyféltekék közötti, a természetes bilaterális gátlást csökkentik, és facilitációvá alakíthatják át (Parlow és Dewey 1991). A bilaterális izomkontrakciók kedvező hatásának ésszerű magyarázata az, hogy a féltekék motoros kérgi gátlását csökkenti a transcallosal nyúlványokon keresztül (Ugawa és mtsai 1993). Például a paretikus kéz akaratlagos, unilaterális mozgásai során az ép agyi félteke abnormálisan erős gátlást okoz az érintett agyi féltekén, amely motoros zavarhoz vezethet (Murase és mtsai 2004). Úgy tűnik, hogy ez a gátlás csökkenthető vibrációval. Ez azt jelenti, hogy a bilaterális kontrakcióval (edzéssel, vibrációval) a gátlás feloldása az agykérget érzékenyebbé teheti az újraszerveződésre mindkét oldalon.

8 KÖVETKEZTETÉSEK

8.1 Izomkontraktilitás

8.1.1 Fiatal, krónikus hemiplégek

- Eredményeink azt sugallják, hogy a bilaterális izometriás kontrakcióknál az átlag forgatónyomaték megbízhatóbb mutatója a deficitnek, mint a maximális forgatónyomaték. Ugyanis az átlag forgatónyomaték az izom hosszabb ideig

tartó erő kifejtését jellemzi, míg a maximális forgatónyomaték azt az állapotot mutatja, amikor az izom eléri a maximumot.

- Úgy tűnik, hogy koncentrikus kontrakció során a bilaterális erő kifejtés facilitáló hatással van az érintett oldali térdfeszítő izmok erő kifejtésére, de csak nagy sebességek esetén.
- Eredményeink arra engednek következtetni, hogy amennyiben bilaterális kontrakciót alkalmazunk, akkor célszerűbb kisebb szögsebességekkel végezni az izom nyújtását. Unilaterális kontrakciók esetén célszerűbb nagyobb szögsebességeket alkalmazni az izom nyújtására.
- Az érintett oldalon az izmok érzékenyebben reagálnak a nyújtási sebességre, mint az ép oldali izmok, feltehetően azért, mert a nyújtás előtt alkalmazott küszöb forgatónyomaték nagyobb aktivációs szintet jelentett az érintett oldalon.

8.1.2 Idős, akut stroke betegek

- Az érintett és ép oldali térdfeszítők maximális izometriás forgatónyomaték kifejtő képességében talált jelentős különbség jól jellemzi a károsodás fokát, s egyben kifejezi a regenerálódás alacsony mértékét az idejében elkezdett rehabilitáció ellenére.
- Úgy tűnik, hogy a forgatónyomaték kifejtésének ütemében talált jelentős különbség a két végtag között nem csak az izmok atrofizáltsága, spazmusa okozhatja, de valószínűleg az idegi szabályozás deficitje is szerepet játszhat benne.
- Feltételezhetően a nyújtás hatására megnövekedett forgatónyomaték nem csak az elasztikus elemek megnyújtásának köszönhető, hanem a nyújtási reflexnek is, aminek következtében a működő motoros egységek tüzelési frekvenciája megnőhetett, és/vagy új motoros egységek kerülhettek bekapcsolásra.
- A bilaterális erő kifejtés nem okozott szelektív választ az érintett oldalon, szemben a fiatal krónikus hemiplégeknel találttal, ami feltehetően a kétoldali agyfélteke közötti kommunikáció károsodásának tudható be.
- Eredményeink arra engednek következtetni, hogy az excentrikus kontrakció alatti mechanikai munkavégzés jobban jellemzi az izom működését és állapotát, mint a maximális excentrikus erő. Úgy tűnik, hogy Mec/Mic arány komplexebb

mutató az agykárosodás és a javulás mértéknek meghatározásában, mint külön a maximális izometriás és/vagy excentrikus erő (forgatónyomaték).

- Eredményünkből azt a következtetés vonhatjuk le, hogy a bilaterális deficitet nem befolyásolja sem a regeneráció időtartama, sem az életkor.

8.2 *A karmozgás kontrollja*

- Eredményeink azt sugallják, hogy a stroke betegeknek inkább a mozgásos feladat pontossága okoz problémát, mint a motoros program végrehajtása.
- A vizuális visszacsatolás csaknem tökéletesen kompenzálja az izomerő vagy a mozgáskoordináció gyengeségből adódó mozgáskivitelezési hiányokat. Az enyhe paretikus sérültek vizuálisan kontrollálni képesek a kar helyzetének szabadságfokát.
- A betegek a pontatlan kézpozicionálás ellenére különleges nehézség nélkül képesek megoldani a redundanciás problémát. Nevezetesen azt, hogy a kar mozgás szabadságfokát a szükséges mértékben lecsökkentsék.

8.3 *Az egésztest mechanikai vibráció hatása*

8.3.1 *Visszamaradó, akut hatás*

- Egy sorozat egésztest vibráció (20 Hz frekvencia, 5 mm csúcstól csúcsig terjedő amplitúdó) átmenetileg fokozza az érintett oldali térdfesztő izmok izometriás és excentrikus erő kifejtését.
- Az erőnövekedés minden valószínűség szerint a tónusos vibrációs reflex visszamaradó akut hatása idézte elő.
- Az izmok átmeneti, nagyobb erő kifejtő képessége segítheti az egyensúlyozó képesség és a járás javítására irányuló rehabilitáció hatékonyságát.

8.3.2 *Krónikus hatás*

- A négy hetes egésztest vibráció jelentős növekedést eredményezett a térdfesztő izmok izometriás és excentrikus erő kifejtésében, amely a neurális adaptációnk tudható be, hiszen a térdfesztők elektromos aktivitása jelentősen megnőtt.
- A forgatónyomaték növekedésében szerepet játszott, hogy a vastus lateralis és a biceps femoris EMG aktivitásának aránya csökkent.

- A bilaterális deficit csak az izometriás kontrakciók alatt csökkent a vibráció hatására, amelyből azt a következtetést vonhatjuk, le, hogy a vibráció elsősorban a központi idegrendszer mozgató mezőinek működésében okozhatott változást.
- A vibráció hatása elsősorban az érintett oldalon jelentkezett, amelynek valószínűleg az az oka, hogy az általunk alkalmazott vibrációs módszer az érintett oldali izmok motoros mezőiben okozott facilitációt.

9 ÖSSZEFOGLALÁS

Izomkontraktilitás. A fiatal krónikus hemiplégek ép és érintett oldali térdfeszítő izmaikkal nagyobb erő kifejtésre képesek, mint az idős akut stroke betegek. Az ép és érintett oldal közötti különbség jelentősen nagyobb volt az időseknél, mint a fiataloknál csaknem minden mechanikai változónál. Az erő kifejtés gyorsaságában (RTDk) és a relaxációs képességben (RTDr) a fiatalok nagyobb értékeket értek el. A bilaterális deficit csaknem azonos volt a két csoportban. Mindkét csoportra jellemző volt, hogy a bilaterális kontrakciók alatt az érintett oldali térdfeszítők erő kifejtésbeli változói kisebb mértékben csökkentek, mint az ép oldaliaké. A bilaterális deficit mértéke ízületi szög és kontrakció sebesség függő volt. A maximális excentrikus és izometriás forgatónyomaték arány időseknél nagyobb volt, mint az egészséges embereknél talált hányados.

A karmozgás kontrollja. A karmozgás során az ízületek koordinálásában a vizuális kontroll nem játszott jelentős szerepet. A kéz és karhelyzet szabadságfoka a lehetséges legkisebb értékre csökkent. Ugyanakkor, csak a vizuális kontroll nélküli kéz véghelyzet szabadságfoka volt jelentősen nagyobb a stroke betegeknél, mint az egészségeseknél. A stroke betegek és az egészséges emberek között nem találtunk különbséget a csukott szemű végrehajtásnál, sőt vizuális kontroll mellett a stroke betegek karpozíciójának szabadságfoka szignifikánsan kisebb volt. A karmozgás pályájának variabilitásában, továbbá a végső kéz- és a karhelyzet közötti kapcsolatban nem volt jelentős különbség a két csoport között.

Az egésztest mechanikai vibráció hatása. Az egésztest vibráció időlegesen javította az izmok erő kifejtő képességét akaratlagos izomkontrakciók során. A térdfeszítő izmok izometriás kontrakció alatti EMG aktivitásának növekedése közvetett

bizonyítéka a rövid idejű neurális adaptációnak. Az antagonista izmok koaktivációja csak excentrikus kontrakciók során csökkent szignifikánsan.

A négyhetes egésztest vibráció tartós izomerő növekedést eredményezett, amely az idegi adaptációnak tulajdonítható, amelyet a térdfeszítők EMG aktivitás növekedése és az antagonista izmok EMG aktivitás csökkenése jelzett. Az általunk alkalmazott 20-25 HZ frekvencia elsősorban az érintett oldali izmoknál okozott erőnövekedést.

10 FELHASZNÁLT IRODALOM

- Abbruzzese M, Minatelli C, Reni L, Favale E. Postvibration depression of the H-reflex as a result of a dual mechanism: an experimental study in humans. *J Clin Neurophysiol* 2001; 18: 460–470.
- Adams JA. A closed-loop theory of motor learning. *J Mot Behav* 1971; 3:11-50.
- Adrian ED and Bonk DW. The discharge of impulses in motor nerve fibres. Part II. The frequency of discharge in reflex and voluntary contractions. *J Physiol* 67: 119-151.
- Aniansson A, Zetterberg C, Hedberg M, Henriksson KG. Impaired muscle function with aging. A background factor in the incidence of fractures of the proximal end of the femur. *Clin. Orthop Rel Res* 1984;191: 193-201.
- Archambault P, Pigeon P, Feldman AG, Levin MF. Recruitment and sequencing of different degrees of freedom during pointing movements involving the trunk in healthy and hemiparetic subjects. *Exp Brain Res* 1999;126:55-67.
- Asanuma H, Larsen K, Yumiya H. Peripheral input pathways to the monkey motor cortex. *Exp Brain Res* 1980; 38:349-355.
- Aymard C, Katz R, Lafitte C, Lo E, Penicaud A, Pradat-Diehl P, Raoul S. Presynaptic inhibition and homosynaptic depression: a comparison between lower and upper limbs in normal human subjects and patients with hemiplegia. *Brain* 2000; 123: 1688–1702.
- Baratta R, Solomonow M, Zhou BH, Letson D, Chuinard R, D'Ambrosia R. Muscular coactivation. The role of the antagonist musculature in maintaining knee stability. *Am J Sports Med* 1988; 16:113-122.

- Beer RF, Dewald JP, Rymer WZ. Deficits in the coordination of multijoint arm movements in patients with hemiparesis: evidence for disturbed control of limb dynamics. *Exp Brain Res* 2000;131:305-319.
- Bemben MG, Clasey JL, Massey BH. The effect of the rate of muscle contraction on the force-time curve parameters of male and female subjects. *Res Q Exerc Sport* 1990; 61:96–99.
- Bernstein N. *The coordination and regulation of movements*. Oxford: Pergamon. 1967
- Bobath B. *Adult hemiplegia: evaluation and treatment*. 3rd ed. London: Butterworth-Heinemann; 1991.
- Bohannon RW. The relationship between static standing capacity and lower limb static strength in hemiparetic patients with stroke. *Clin Rehabil* 1987; 1:287-291.
- Bohannon RW. Determinant of transfer capacity in patients with hemiparesis. *Physiother Can* 1988; 40:236-239.
- Bohannon RW. Knee extension force measurements are reliable and indicative of walking speed in patients with stroke. *Int J Rehabil Res* 1989a; 12:193-194.
- Bohannon RW. Selected determinants of ambulatory capacity in patients with hemiplegia. *Clin Rehabil* 1989b; 3:47-53.
- Bohannon RW, Andrews AW. Correlation of knee extensor muscle torque and spasticity with gait speed in patients with stroke. *Arch Phys Med Rehabil* 1990; 71:330-333.
- Bohannon RW. Strength deficits also predict gait performance in patients with stroke. *Percept Mot Skills* 1991; 73:146.
- Bohannon RW, Walsh S. Association of paretic lower extremity muscle strength and standing balance with stair-climbing ability in patients with stroke. *J Stroke Cerebrovasc Dis* 1991;1:129-133.
- Bohannon RW, Walsh S. Nature, reliability, and predictive value of muscle performance measures in patients with hemiparesis following stroke. *Arch Phys Med Rehabil* 1992; 73:721-725.
- Boissy P, Bourbonnais D, Carlotti MM, Gravel D, Arseneault BA. Maximal grip force in chronic stroke subjects and its relationship to global upper extremity function. *Clin Rehabil* 1999 ; 13(4):354-362.

- Bosco C, Cardinale M, Colli R, Tihanyi J, von Duvillard SP, Viru A. The influence of whole body vibration on jumping performance. *Biol Sport* 1998; 15:157-164.
- Bosco C, Cardinale M, Tsarpela O. Influence of vibration on mechanical power and electromyogram activity in human arm flexor muscles. *Eur J Appl Physiol* 1999a; 79:306-311.
- Bosco C, Colli R, Introiini E, Cardinale M, Tsarpela O, Madella A, Tihanyi J, Viru A. Adaptive responses of human skeletal muscle to vibration exposure. *Clin Physiol* 1999b; 19:183-187.
- Bosco C, Iacovelli M, Tsarpela O, Cardinale M, Bonifazi M, Tihanyi J, Viru M, De Lorenzo A, Viru A. Hormonal responses to whole-body vibration in men. *Eur J Appl Physiol* 2000; 81:449-454.
- Bourbonnais D, Vanden Noven S. Weakness in patients with hemiparesis. *Am J Occup Ther.* 1989;43(5):313-319.
- Brinkman J, Colebatch JG, Porter R, York DH. Responses of pre-central cells during cooling of postcentral cortex in conscious monkeys. *J Physiol* 1985; 368:611-625.
- Bruce SA, Newton D & Woledge RC. Effect of age on voluntary force and cross-sectional area of human adductor pollicis muscle. *Q J Exp Physiol* 1989;74:359–362.
- Brunnstrom S. Movement therapy in hemiplegia. New York: Harper & Row; 1970.
- Bruyere O, Wuidart MA, Di Palma E, Goulay M, Ethgen O, Richey F, Reginster JY. Controlled whole body vibration to decrease fall risk and improve health-related quality of life of nursing home residents. *Arch Phys Med Rehabil* 2005; 86:303-307
- Buchanan JJ, Kenzo JA, De Guzman GC. Self-organization of trajectory formation. I. Experimental evidence. *Biol Cybern* 1997; 76: 257–273.
- Burke D, Gandevia SC, Macefield G. Responses to passive movement of receptors in joint, skin, and muscle of the human hand. *J Physiol* 1988; 401:347-361.
- Burke JR, Rymer WZ, Walsh HV. Relative strength of synaptic inputs from short latency pathways to motor units of defined type in cat medial gastrocnemius. *Neurophysiol* 1976; 39:447-458.
- Cardinale M, Bosco C. The use of vibration as an exercise intervention. *Exerc Sport Sci Rev* 2003; 31(1):1-7.

- Cardinale M, Lim J. Electromyography activity of vastus lateralis muscle during whole-body vibrations of different frequencies. *J Strength Cond Res* 2003; 17(3):621-24.
- Carolan B, Cafarelli E. Adaptations in coactivation after isometric resistance training. *J Appl Physiol* 1992; 73:911–917.
- Cauraugh JH, Summers JJ. Neural plasticity and bilateral movements: a rehabilitation approach for chronic stroke. *Prog Neurobiol* 2005; 75:309–320
- Chae J, Yang G, Park BK, Labatia I. Muscle Weakness and Cocontraction in Upper Limb Hemiparesis: Relationship to Motor Impairment and Physical Disability. *Neurorehab Neural Rep* 2002; 3:241-248.
- Christ CB, Boileau RA, Slaughter MH, Stilman RJ, Cameron JA. The effect of test protocol instruction on the measurement of muscle function in adult women. *J Orthop Sports Phys Ther* 1993; 18:502–510.
- Colebatch JG, Sayer RJ, Porter R, White OB. Responses of monkey precentral neurones to passive movements and phasic muscle stretch:relevance to man. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1990; 75:44-55.
- Collin C, Wade D. Assessing motor impairment after stroke: a pilot reliability study. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 1990; 53:576-579.
- Cordo P, Gurfinkel VS, Bevan L, Kerr GK. Proprioceptive consequences of tendon vibration during movement. *J Neurophysiol* 1995; 74:1675-1688.
- Cordo PJ, Gandevia SC, Hales JP, Burke D, Laird G. Force and displacement-controlled tendon vibration in humans. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1993; 89:45-53.
- Crawford JD, Vilis T. Axes of eye rotation and Listing's law during rotations of the head. *J Neurophysiol* 1995; 65: 407–423.
- Cunningham CL, Phillips Stoykov ME, Walter CB. Bilateral facilitation of motor control in chronic hemiplegia. *Acta Psychol* 2002; 110:321–337.
- Cusumano JP, Cesari P. Body Goal Variability Mapping in and Aiming Task. *Biol Cybern* 2006; 5:367-379.
- Delecluse C, Roelants M, Verschueren S. Strength increase after whole-body vibration compared with resistance training. *Med Sci Sports Exerc* 2003; 35(6): 1033-1041.

- de Ruyter CJ, van der Linden RM, van der Zijden MJA, Hollander AP, de Haan A. Short-term effects of whole-body vibration on maximal voluntary isometric knee extensor force and rate of force rise. *Eur J Appl Physiol* 2003; 88:472-475.
- de Ruyter CJ, Didden WJM, Jones DA, de Haan A. The force-velocity relationship of human adductor pollicis muscle during stretch and the effects of fatigue. *J Physiol* 2000; 526: 671–681.
- Desmedt JE, Godeaux E. The tonic vibration reflex and the vibration paradox in limb and jaw muscle in man. In: *Spinal and Supraspinal Mechanisms of Voluntary Motor Control and Locomotion*. Desmedt J.E, ed. Basel: Karger, 1980; 215-242.
- Desmedt JE, Godeaux E. Mechanism of the vibration paradox: excitatory and inhibitory effects of tendon vibration on single soleus muscle motor units in man. *J Physiol (Lond)* 1978; 285:197-207.
- Domkin D, Laczko J, Jaric S, Johansson H, Latash ML. Structure of joint variability in bimanual pointing tasks. *Experimental Brain Research* 2002; 143:11-23.
- Domkin, D, Laczko J, Djupsjöbacka N, Jaric S, Latash ML. Joint angle variability in 3D bimanual pointing: uncontrolled manifold analysis. *Experimental Brain Research* 2005; 163:44-57.
- Dudley GA, P. Tesch A, Miller BJ, Buchanan MD. Importance of eccentric actions in performance adaptations to resistance training. *Aviat Space Environ Med* 1991; 62:543–550.
- Edin BB, Johansson N. Skin strain patterns provide kinaesthetic information to the human central nervous system. *J Physiol* 1995; 487: 243-251.
- Edin BB, Vallbo ÅB. Dynamic response of human muscle spindle afferents to stretch. *J Neurophysiol* 1990; 63:1297-1306.
- Edin BB, Vallbo ÅB. Stretch sensitization of human muscle spindles. *J Physiol* 1988; 400:101-111.
- Edin BB. Quantitative analysis of static strain sensitivity in human mechanoreceptors from hairy skin. *J Neurophysiol* 1992; 67:1105 -13.
- Edman KAP. The force bearing capacity of frog muscle fibres during stretch: its relation to sarcomere length and fibre width. *Journal of Physiology* 1999; 519:515-526.
- Eklund G, Hagbarth K-E. Normal variability of tonic vibration reflexes in man. *Exp Neurol* 1966; 16:80-92.

- Falconer K, Winter DA. Quantitative assessment of co-contraction at the ankle joint in walking. *Electromyogr Clin Neurophysiol* 1985; 25:135-149.
- Farmer SF, Sheean G, Rothwell JC, Conway BA, Halliday DM, Rosenberg JR, Marsden CD. Motor unit synchronisation in subjects with writer's cramp and dystonia. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1996; 98: 41.
- Feigenson JS, McCarthy ML, Greenberg SD, Feigenson WD. Factors influencing outcome and length of stay in a stroke reha-bilitation unit: Part 2. Comparison of 318 screened and 248 unscreened patients. *Stroke* 1977a; 8:657-662.
- Feigenson JS, McDowell FH, Meese P, McCarthy ML, Greenberg SD. Factors influencing outcome and length of stay in a stroke rehabilitation unit: Part 1. Analysis of 248 unscreened pa-tients-medical and functional prognostic indicators. *Stroke* 1977b; 8:651-666.
- Frontera WR, Suh D, Krivickas LS, Hughes VA, Goldstein R, Roubenoff R. Skeletal muscle fiber quality in older men and women. *Am J Physiol Cell Physiol* 2000; 279:C611–616
- Frontera WR, V. A. Hughes VA, Lutz KJ, Evans WJ. A cross-sectional study of muscle strength and mass in 45- to 78- yr-old men and women. *J Appl Physiol* 1991; 71:644–650.
- Gandevia SC. The perception of motor commands or effort during muscular paralysis. *Brain* 1982; 105:151-159.
- Gandevia SC. Illusory movements produced by electrical stimulation of low-threshold muscle afferents from the hand. *Brain* 1985; 108:965-981.
- Gemperline JJ, Allen S, Walk D, Rymer WZ. Characteristics of motor unit discharge in subjects with hemiparesis. *Muscle Nerve* 1995; 18:1101-1114.
- Grimby L, Hannerz J, Borg J, Hedman B. Firing properties of single human motor units on maintained maximal voluntary effort. In: *Human muscle fatigue: physiological mechanisms*. Ciba Foundation Symposium 82. Pitman, London, 1981, pp 157–165.
- Grimby G, Saltin B. The ageing muscle. *Clin Physiol* 1983; 3:209-218
- Haas CT, Turbanski S, Kessler K, Schmiedtbleicner D. The effects of random whole-body-vibration on motor symptoms in Parkinson's disease. *NeuroRehab* 2006; 21:29-36.

- Hagbarth KE, Eklund G. Motor effects of vibratory stimuli in man. In: Proceedings of the First Nobel Symposium on Muscular Afferents and Motor Control. Ed.: R. Granit, Stockholm: Almqvist and Wiksell 1965; 177-186.
- Hagbarth KE, Nordin M, Bongiovanni LG. After-effects on stiffness and stretch reflexes of human finger flexor muscles attributed to muscle thixotropy. *J Physiol* 1995; 482: 215-23.
- Hakkinen K, Alen M, Kallinen M, Izoquierdo M, Jokelainen K, Lassila H, Malkia E, Kraemer WJ, Newton RU. Muscle CSA, force production, and activation of leg extensors during isometric, and dynamic actions in middle-aged, and elderly men, and women. *J Aging Phys Act* 1998; 6:232– 247.
- Hara Y, Masakado Y, Chino N. The physiological functional loss of single thenar motor units in the stroke patients: when does it occur? Does it progress? *Clin Neurophysiol* 2004; 1: 97-103.
- Hernandez JP, Nelson-Whalen NL, Franke WD, McLean SP. Bilateral Index Expressions and iEMG activity in older versus young adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*.2003; 58: 536-541.
- Hill AV. Heat of shortening and dynamic constants of muscle. *Proc Roy Soc B* 1938; 126B:135-95.
- Hore J, Preston JB, Durkovic RG, Cheney PD. Responses of cortical neurons (area 3a and 4) to ramp stretch of hindlimb muscles in the baboon. *J Neurophysiol* 1976; 39:484-500.
- Howard JD, Enoka RM. Maximum bilateral contractions modified by neurally mediated interlimb effects. *J Appl Physiol* 1991; 70:306-316.
- Hsu AL, Tang PF, Jan MH. Test-retest reliability of isokinetic muscle strength of the lower extremities in patients with stroke. *Arch Phys Med Rehabil* 2002; 83:1130-1137.
- Hoy MG, Zajac FE, Gordon ME. A musculoskeletal model of the human lower extremity: The effect of muscle, tendon, and moment arm on the moment-angle relationship of musculotendon actuators at hip, knee, and ankle. *J Biomech* 1990; 19:157-169.
- Ingles JL, Eskes GA, Phillips SJ. Fatigue after stroke. *Arch Phys Med Rehabil*. 1999;80:173-178.

- Issurin VB, Tenenbaum G. Acute and residual effects of vibratory stimulation on explosive strength in elite and amateur athletes. *J Sports Sci* 1999; 17(3): 177-182.
- Issurin VB, Liebermann DG, Tenenbaum G. Effect of vibratory stimulation training on maximal force and flexibility. *J Sports Sci* 1994; 12:561-566.
- Jakobi JM, Cafarelli E. Neuromuscular drive and force production are not altered during bilateral contractions. *J Appl Physiol* 1998; 1: 200–206.
- Jones RD, Donaldson IM, Parkin PJ. Impairment and recovery of ipsilateral sensory-motor function following unilateral cerebral infarction. *Brain* 1989 ; 112:113-132.
- Kamen, G, Sison SV, Duke CC, Patten C. Motor unit discharge behavior in older adults during maximal-effort contractions. *J Appl Physiol* 1995; 79: 1908–1913
- Kamper DG, McKenna-Cole AN, Kahn LE, Reinkensmeyer DJ. Alterations in reaching after stroke and their relation to movement direction and impairment severity. *Arch Phys Med Rehabil* 2002; 83:702-707.
- Kamper DG, Zev RW. Quantitative features of the stretch response of extrinsic finger muscles in hemiparetic stroke. *Muscle Nerve* 2000; 23:954-961
- Kamper DG, Harvey RL, Suresh S, Rymer WZ. Relative contributions of neural mechanisms versus muscle mechanics in promoting finger extension deficits following stroke. *Muscle Nerve* 2003; 28:309–318.
- Kaneko M. The relation between force, velocity and mechanical power in human muscle. *Res J Phys Educ Jpn* 1970; 14:141-145.
- Katz B. The relation between force and speed in muscular contraction. *J Physiol* 1939; 96:45-64.
- Kawakami Y, Sale DG, MacDougall JD, Moroz JS. Bilateral deficit in plantarflexor muscles during isometric contractions (Abstract). *Can J Appl Physiol* 1995; 20, Suppl.: 26P.
- Knutsson E, Mårtensson A, Gransberg L. Influences of muscle stretch reflexes on voluntary, velocity-controlled movements in spastic paraparesis. *Brain* 1997; 120:1621-1633.
- Knutsson E, Mårtensson A. Dynamic motor capacity in spastic paresis and its relation to prime mover dysfunction, spastic re flexes and antagonist co-activation. *Scand J Rehabil Med* 1980; 12:93-106.

- Koh T. J, Grabiner M. D, Clough C. A. Bilateral deficit is larger for step than for ram isometric contractions. *J Appl Physiol* 1993; 74:1200-1205.
- Kukulka CG, Clamann HP Comparison of the recruitment and discharge properties of motor units in human brachial biceps and adductor pollicis during isometric contractions. *Brain Res* 1981 Aug 24;219(1):45-55.
- Komi PV. Measurement of the force-velocity relationship in human muscle under concentric and eccentric contractions. *Med Sport* 1973; 8:224-229.
- Koryak Y. Effect of 120 days of bed-rest with and without countermeasures on the mechanical properties of the triceps surae muscle in young women. *Eur J Appl Physiol* 1998; 78:128–135.
- Kossev A, Siggelkow S, Schubert M, Wohlfarth K, Dengler R. Muscle vibration: different effects on transcranial magnetic and electrical stimulation. *Muscle Nerve* 1999; 22:946–948.
- Kozlowski BA. Reliability of isokinetic torque generation in chronic hemiplegic subjects [abstract]. *Phys Ther* 1984; 64:714.
- Kubo K, Tsunoda N, Kanehisa H, Fukunaga T. Activation of agonist and antagonist muscles at different joint angles during maximal isometric efforts. *Eur J Appl Physiol* 2004; 91: 349- 352.
- Laczkó J, Jaric S, Domkin D, Johansson H, Latash ML. Stabilization of Kinematic Variables in the Control of Bimanual Pointing Movements. *Intl. Joint Conference on Neural Networks*. Washington DC., ISBN: 0-7803-7044-9/ ©2001 IEEE, 2001; 1256-1260.
- Lamontagne A, Richards CL, Malouin F. Coactivation during gait as an adaptive behavior after stroke. *J Electromyogr Kinesiol* 2000; 10:407-415.
- Larsson L, Li X & Frontera WR. Effects of aging on shortening velocity and myosin isoform composition in single human skeletal muscle cells. *Am J Physiol* 1997; 272:C638–649.
- Latash ML. *Control of Human Movements, Human Kinetics*. Chicago, IL. 1993.
- Lebedev MA, Peliakov AV. Analysis of the interference electromyogram of human soleus muscle after exposure to vibration. *Neirofiziologia* 1991; 23:57-65.

- Lee HD, Herzog W. Force enhancement following muscle stretch of electrically stimulated and voluntarily activated human adductor pollicis. *J Physiol* 2002; 545:321–330.
- Lemon RN, Van Der Burg J. Short-latency peripheral inputs to thalamic neurons projecting the motor cortex in the monkey. *Exp Brain Res* 1979; 36:445-462.
- Levin MF. Interjoint coordination during pointing movements is disrupted in spastic hemiparesis. *Brain* 1996; 119:281-293.
- Liebermann DG, Issurin V. Effort perception during isotonic muscle contractions with superimposed mechanical vibratory stimulation. *Journal Of Human Movement Studies* 1997; 32(4):171-186.
- Light KE. Clients with spasticity: to strengthen or not to strengthen. *Neurol Rep.* 1991; 15(1):19-20.
- Lopez-Yunez AM. The management of stroke patients by neurologists: common questions and new observations. *Semin Neurol.* 2002; 1:53-61.
- Lord SR, Clark RD, Webster, IW. Postural stability and associated physiological factors of population of aged persons. *Journal of Gerontology*, 1991; 46: M60-M76.
- Lough S, Wing AM, Fraser C, Jenner JR. Measurement of recovery of function in the hemiparetic upper limb following stroke: A preliminary report. *Human Mov Sci* 1984; 3:247-256.
- Lum PS, Burgar CG, Kenney D, Van der Loos HF. Quantification of force abnormalities during passive and active-assisted upperlimb reaching movements in post-stroke hemiparesis. *IEEE Trans Biomed Eng* 1999; 46:652-662.
- Luo J, McNamara B, Moran K. The use of vibration training to enhance muscle strength and power. *Sports Med* 2005; 35: 23-41
- MacIntosh BR, Herzog W, Suter E, Wiley JP, Sokolsky J. Human skeletal muscle fibre types and force:velocity properties. *Eur J Appl Physiol* 1993; 67:499-506
- Marsden CD, Meadows JC, Merton PA. Isolated single motor units in human muscle and their rate of discharge during maximal voluntary effort. *J Physiol* 1971; 217:12P–13P.
- McCloskey DI, Prochazka A. The role of sensory information in the guidance of voluntary movement: reflections on a symposium held at the 22nd Annual Meeting of the Society for Neuroscience. *Somatosens Mot Res* 1994; 11:69-76.

- McComas AJ, Sica RE, Upton ARM, Aquilera GC. Functional change in motoneurons of hemiparetic patients. *Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry* 1973; 36:183-193.
- Medendorp WP, Crawford JD, Henriques DY. Kinematic strategies for upper arm-forearm coordination in three dimensions. *J Neurophysiol* 2000; 84: 2302-2316.
- Meek C, Pollock A, Potter J, Langhorne P. A systematic review of exercise trials post stroke. *Clin Rehab* 2003; 17:6 –13.
- Milner TE, Cloutier C, Leger AB, Franklin DW. Inability to activate muscles maximally during cocontraction and the effect on joint stiffness. *Exp Brain Res* 1995; 107:293-305.
- Milner TE, Cloutier C. Damping of the wrist joint during voluntary movement. *Exp Brain Res* 1998; 122:309-317.
- Morgan DL. Separation of active and passive components of short-range stiffness of muscle. *Am J Physiol* 1977; 1:C45-C49.
- Moritani T. Time course of adaptation during strength and power training. In PV Strength and power in sport. Ed.: Komi PV. 1992; 266-278. Champaign, IL:Human Kinetics.
- Morris SL, Dodd KJ, Morris ME. Outcomes of progressive resistance strength training following stroke: A systematic review. *Clin Rehab* 2004; 18:27 – 39.
- Murase N, Duque J, Mazzocchio R, Cohen LG. Influence of interhemispheric interactions on motor function in chronic stroke. *Ann Neurol* 2004; 55:400-409.
- Nadeau S, Arsenault AB, Gravel D, Bourbonnais D. Analysis of the clinical factors determining natural and maximal gait speeds in adults with a stroke. *Am J Phys Med Rehabil* 1999; 78:123-130.
- Naito E, Ehrsson HH, Geyer S, Zilles K, Roland PE. Illusory arm movements activate cortical motor areas: a positron emission tomography study. *J Neurosci* 1999; 19:34 -44.
- Naito E. Sensing Limb Movements in the Motor Cortex: How Humans Sense Limb Movement. *Neuroscientist* 2004; 10(1):73-82.
- Nakamura R, Hosokawa T, Tsuji I. Relationship of muscle strength for knee extension to walking capacity in patients with spastic hemiparesis. *Tohoku J Exp Med* 1985; 145:335-340.

- Nardone A, Schieppati M. Shift of activity from slow to fast muscle during voluntary lengthening contractions of the triceps surae muscles in humans. *J Physiol* 1988; 395:363–381.
- Narici MV, Kayser B, Barattini P, Cerretelli P. Changes in electrically evoked skeletal muscle contractions during 17- day spaceflight and bed rest. *Int J Sports Med* 1997; Suppl 4:S290–292.
- North J, Schwarz M, Podoll K, Motamedi F. Evidence that low-threshold muscle afferents evoke long-latency stretch reflexes in human hand muscles. *J Neurophysiol* 1991; 5:1089-1097.
- Oda S, Moritani T. Maximal isometric force and neural activity during bilateral elbow flexion in humans. *Eur J Appl Physiol* 1994; 60:240-243.
- Ohtsuki T. Decrease in human voluntary isometric arm strength induced by simultaneous bilateral exertion. *Behav Brain Res* 1983; 7:165-178.
- Ongerboer de Visser BW, Bour LJ, Koelman JH, and Speelman JD. Cumulative vibratory indices and the H/M ratio of the soleus H-reflex: a quantitative study in control and spastic subjects. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1989; 73: 162–166.
- Parker VM, Wade DT, Hower RL. Loss of arm function after stroke: measurement, frequency, and recovery. *Int Rehabil Med* 1986; 8:69-73.
- Parlow SE, Dewey D. The temporal locus of transfer of training between hands: an interference study. *Behav Brain Res*. 1991; 46:1-8.
- Patten C, Lexell J, brown HE. Weakness and strength training in persons with poststroke hemiplegia: Rationale, method, and efficacy. *Journal of Rehabilitation Research and Development*. 2004; 3:293-312.
- Perrine DH. Reliability of isokinetic measures. *Athlet Train* 1986; 21:319-21.
- Perrine JJ, Edgerton VR. Muscle force-velocity and power-velocity relationships under isokinetic loading. *Med Sci Sports Exerc* 1978; 10:159-166.
- Pohjasvaara T, Leppavuori A, Siira I, Vataja R, Kaste M, Erkinjuntti T. Frequency and clinical determinants of poststroke depression. *Stroke* 1998; 29: 2311-2317.
- Pohl PS, Startzell JK, Duncan PW, Wallace D. Reliability of lower extremity isokinetic strength testing adults with stroke. *Clin Rehabil* 2000; 14:601-607.

- Pohl PS, Duncan P, Perera S, Long J, Liu W, Zhou W, Kautz SA. Rate of isometric knee extension strength development and walking speed after stroke. *J Rehab Res Dev* 2002; 6:651-658.
- Porter R, Lemon RN. Corticospinal function and voluntary movement. New York: Oxford University Press. 1993.
- Priplata AA, Niemi JB, Harry JD. Vibrating insoles and balance control in elderly people. *Lancet* 2003; 362:1123-24.
- Psek JA, Cafarelli E. Behavior of co-active muscles during fatigue. *J Appl Physiol* 1993; 74: 170–175.
- Radovanovic S, Korotkov A, Ljubisavljevic M, Lyskov E, Thunberg J, Kataeva G, Danko S, Roudas M, Pakhomov S, Medvedev S, Johansson H. Comparison of brain activity during different types of proprioceptive inputs: a positron emission tomography study *Exp Brain Res* 2002; 143:276–285
- RÁCZ L, BÉRES S, HORTOBÁGYI T, TIHANYI J. Contraction history affects the in vivo quadriceps torque-velocity relationship in humans. *Eur J Appl Physiol* 2002; 87:393-402.
- Ribot-Ciscar E, Roll JP. Ago-antagonist muscle spindle inputs contribute together to joint movement coding in man. *Exp Brain Res* 1998; 791:167-176.
- Riddle DL, Finucane SD, Rothstein JM, Walker ML. Intrasession and intersession reliability of hand-held dynamometer measurements taken on brain-damaged patients. *Phys Ther* 1989; 69:182-194.
- Ridha Sahaly Henry Vandewalle Tarak Driss Hugues Monod Surface electromyograms of agonist and antagonist muscles during force development of maximal isometric exercises effects of instruction *Eur J Appl Physiol* 2003; 89: 79–84.
- Rittweger J, Beller G, Felsenberg D. Acute physiological effects of exhaustive whole-body vibration exercise in man. *Clin Physiol* 2000; 20:134-142.
- Rittweger J, Mutschelknauss M, Felsenberg D. Acute changes in neuromuscular excitability after exhaustive whole body vibration exercise as compared to exhaustion by squatting exercise. *Clin Physiol & Func* 2003; 23:81-86.
- Roby-Brami A, Fuchs S, Mokhtari M, Brussel B. Reaching and grasping strategies in hemiparetic patients. *Mot Control* 1997; 1:72-91.

- Roelants M, Delecluse C, Goris M, Verschueren S. Effects of 24 weeks of whole body vibration training on body composition and muscle strength in untrained females. *International Journal of Sports Medicine* 2004a; 1:1-5
- Roelants M, Delecluse C, Verschueren, Sabine M. Whole-Body-Vibration Training Increases Knee-Extension Strength and Speed of Movement in Older Women. *Journal of the American Geriatrics Society*. 2004b; 6:901-908.
- Rogers DK, Bendrups AP, Lewis MM. Disturbed proprioception following a period of muscle vibration in humans. *Neurosci Lett* 1985; 57:147-52.
- Roll JP, Vedel JP, Ribot E. Alteration of proprioceptive messages induced by tendon vibration in man: a microneuro-graphic study. *Exp Brain Res* 1989; 76: 213-22.
- Roll JP, Vedel JP. Kinaesthetic role of muscle afferent in man, studied by tendon vibration and microneurography. *Exp Brain Res* 1982; 47:177-90.
- Rosén I, Asanuma H. Peripheral afferent inputs to the forelimb area of the monkey motor cortex: input-output relations. *Exp Brain Res* 1972; 14:257-273.
- Rothmuller C, Cafarelli E. Effect of vibration on antagonist muscle coactivation during progressive fatigue in humans. *J Physiol* 1995; 485:857-864.
- Rothstein JM, Delitto A, Sinacore DR, Rose SJ. Electromyo-graphic, peak torque, and power relationships during isokinetic movement. *Phys Ther* 1983; 63:926-933.
- Rube N, Secher N. H. Effect of training on central factors in fatigue following two- and one-leg static exercise in man. *Acta Physiol Scand* 1990; 141:87-95.
- Runge M, Rehfeld G, Resnicek E. Balance training and exercise in geriatric patients. *J Musculoskeletal Interact* 2000; 1:61-65.
- Sahaly R, Vandewalle H, Driss T, Monod H. Maximal voluntary force and rate of force development in humans--importance of instruction. *Eur J Appl Physiol*. 2001; 85(3-4):345-350.
- Sale DG, MacDougall JD, Upton ARM, McComas AJ. Effect of strength training upon motoneuron excitability in man. *Med Sci Sports Exerc* 1983; 125:57-62.
- Sale DG. Neural adaptation to resistance training. *Med Sci Sport Excer* 1988; 20: S135-S145.
- Schantz PG, Morttani T, Karlson E. Johansson, E. and Lundh A.) Maximal voluntary force of bilateral and unilateral leg extension. *Acta Physiol Scand*. 1989; 136:185-192.

- Schmidt RA. A schema theory of discrete motor skill learning. *Psych Rev* 1975; 82:225-260.
- Schuhfried O, Mittermaier C, Jovanovic T, Pieber K, Paternostro-Sluga T. Effects of whole-body vibration in patients with multiple sclerosis: a pilot study. *Clin Rehab* 2005; 19: 834-842.
- Secher N H, Rorsgaard S, Secher O. Contralateral influence on recruitment of curarized muscle fibres during maximal voluntary extension of the legs. *Acta Physiol Scand* 1978; 103:456-462.
- Secher NH, Rube N, Ellers J. Strength of two- and one-leg extension in man. *Acta Physiol Scand* 1988; 134:333-339.
- Secher NH. Isometric rowing strength of experienced and inexperienced oarsmen. *Med Sci Sport* 1975; 7:280-283.
- Shiavi R, Bugle HJ, Limbird T. Electromyographic gait assessment, Part 2: Preliminary assessment of hemiparetic synergy patterns. *J Rehabil Res Dev* 1987; 24:24-30.
- Smith GV, Silver KHC, Andrew P, Goldberg AP, Macko RF. Task-oriented exercise improves hamstring strength and spastic reflexes in chronic stroke patients. *Stroke* 1999; 30:2112-2118.
- Steyvers M, Sabine MP, Verschueren O, Mourad O, Swinnen SP. Proprioceptive control of cyclical bimanual forearm movements across different movement frequencies as revealed by means of tendon vibration. *Exp Brain Res* 2001; 140:326-334.
- Straumann D, Haslwanter T, Hepp-Reymond M.C. & Hepp. K. Listing's law for eye, head and arm movements and their synergistic control. *Exp Brain Res* 1991; 86: 209-215.
- Strick PL, Preston JB. Two representations of the hand in area 4 of a primate. II Somatosensory input organization. *J Neurophysiol* 1982; 48:150-159.
- Suomi R, Surburg PR, Lecius P. Reliability of isokinetic and isometric measurement of leg strength on men with mental retardation. *Arch Phys Med Rehabil* 1993; 74:848-852.
- Suzuki K, Nakamura R, Yamada Y, Handa T. Determinants of maximum walking speed in hemiparetic patients with stroke. *Tohoku J Exp Med* 1990; 162:337-344.

- Svantesson U, Takahashi H, Carlsson U, Danielsson A, Sunnerhagen KS. Muscle and tendon stiffness in patients with upper motor neuron lesion following a stroke. *Eur J Appl Physiol* 2000; 82:275-279.
- Thoroughman KA, Shadmehr R. Electromyographic correlates of learning an internal model of reaching movements. *J Neurosci* 1999; 19:574-588.
- Tihanyi J, Apor P, Fekete G. Force-velocity-power characteristics and fiber composition in human knee extensor muscles. *Eur J Appl Physiol* 1982; 48:331-443.
- Tihanyi J, Bosco C, Fekete Gy, Apor P. The effect of muscle structure and training conditions on the rate of torque development. *Review of the Hungarian University of Physical Education*. 1989; 2:185-200.
- Tihanyi J. Computer simulation of voluntary muscle contraction using different muscle and neural factors. In: *COMBIO96, Summer Workshop on Computational Modelling, Imaging and Visualization in Biosciences*, Eds.: Tarnay K, Fazekas Z., KFKI 1996; 06/M-H report, p. 73-76.
- Tihanyi J. Principles of power training and control of dynamic work. *Acta Academiae Olympicae Estoniae*, 1997; 5:5-23.
- Tihanyi, J., Tihanyi, T., Rácz, L. Activation level of muscle and stretch-shortening characteristics. 5th Annual Congress of the European College of Sport Science, Jyväskylä, 2000; pp 738.
- Torvinen S, Kannus P, Sievanen H, Jarvinen T. A, Pasanen M, Kontulainen S, Jarvinen T. L, Jarvinen M, Oja P, Vuori I. Effect of four-month vertical whole body vibration on performance and balance. *Med Sci Sports Exerc* 2003; 34(9): 1523-1528.
- Torvinen S, Kannus P, Sievanen H, Jarvinen TAH, Pasanen M, Kontulainen S, Jarvinen TLN, Jarvinen M, Oja P, Vouri I. Effect of a vibration exposure on muscular performance and body balance. Randomised cross-over study. *Clin Physiol Func Imaging* 2002a; 22:145-152.
- Torvinen S, Sievanen H, Jarvinen TA, Pasanen M, Kontulainen S, Kannus P. Effect of 4-min vertical whole body vibration on muscle performance and body balance: a randomized cross-over study. *Int J Sports Med* 2002b; 23:374-379.

- Tripp EJ, Harris SR. Test-retest reliability of isokinetic knee extension and flexion torque measurements in persons with spastic hemiparesis. *Phys Ther* 1991; 71:390-396.
- Trombly CA. Deficits of reaching in subjects with left hemiparesis: a pilot study. *Am J Occup Ther* 1992; 46:887-897.
- Trombly CA. Observations of improvement of reaching in five subjects with left hemiparesis. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 1993; 56:40-45.
- Ugawa Y, Hanajima R, Kanazawa I. Interhemispheric facilitation of the hand area of the human motor cortex. *Neurosci Lett*. 1993;160:153-155.
- Vallbo AB. Afferent discharge from human muscle spindles in non-contracting muscle. Steady state impulse frequency as function of joint angle. *Acta Physiol Scand* 1974; 90:303-318.
- van Nes IJW, Geurts ACH, Hendricks HT, Duysens J. Short-term effects of whole-body vibration on postural control in unilateral chronic stroke patients preliminary evidence. *Am J Phys Med Rehabil* 2004; 83:867-873.
- van Nes IJW, Latour H, Schils F, Meijer R, van Kuijk A, Geurts ACH. Long-term effects of 6-week whole-body vibration on balance recovery and activities of daily living in the postacute phase of stroke. A randomized, controlled trial. *Stroke* 2006; 37:2331-2335.
- Vandervoort AA, Sale DG, Moroz J. Comparison of motor unit activation during unilateral and bilateral leg extension. *J Appl Physiol* 1984; 56:46-51.
- Viitasalo JT, Komi PV. Force-time characteristics and fiber composition in human leg extensor muscles. *Eur J Appl Physiol* 1978; 40:7-15.
- Watkins MP, Harris BA, Kozlowski BA. Isokinetic testing in patients with hemiparesis: a pilot study. *Phys Ther* 1984; 64:184-189.
- Watkins CL, Leathley MJ, Gregson JM, Moore AP, Smith TL, Sharma AK. Prevalence of spasticity post stroke. *Clin Rehabil* 2002; 16: 515–522.
- Westing SH, Seger JY, Thorstensson A. Effects of electrical stimulation on eccentric and concentric torque-velocity relationships during knee extension in man. *Acta Physiol Scand* 1990; 140:17-22.

- Westing SH, Seger JY, Karlson E, Ekblom B. (1988). Eccentric and concentric torque–velocity characteristics of the quadriceps femoris in man. *Eur J Appl Physiol* 1988; 58:100–104.
- Whipple RH, Wolfson LI, Amerman PM. The relationship of knee and ankle weakness to falls in nursing home residents; an isokinetic study. *J Am Geriatr Soc* 1987; 35:13-20.
- Wickiewicz TL, Roy RR, Powell PL, Perrine JJ, Edgerton VR. Muscle architecture and force-velocity curve relationships in humans. *Eur J Appl Physiol* 1984; 57:435-43.
- Wilkie DR. The relation between force and velocity in human muscle. *J Physiol* 1950; K110:248-280.
- Wing AM, Lough S, Turton A, Fraser C, Jenner JR. Recovery of elbow function in voluntary positioning of the hand following hemiplegia due to stroke. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 1990; 53:126-134.

11 SAJÁT KÖZLEMÉNYEK

Az értekezés alapjául szolgáló közlemények

1. **Tihanyi T**, Horváth M. Hemiplégek izomkontrakciójának és járásának kontrollja. *Kalokagathia*, Vol. XXXVIII. 2000; 1-2: 67-93.
2. **Tihanyi T** (1999) Control of muscle contraction in young hemiplegic people. In: *Pohybové Aktivty*. Ed.: F. Zahálka. Prága. 1999; pp. 196-199.
3. Eggert T, **Tihanyi T**, Straube A. Solving the Redundancy Problem for Unrestricted Reaching Movements: A Comparison of Patients with Cerebral Infarcts and Healthy Controls. *Ann NY Acad Sci* 2003; 1004: 511–515. **IF: 1,892**
4. **Tihanyi T**, Horváth M, Fazekas G, Hortobágyi T, Tihanyi J. One session of whole body mechanical vibration increases voluntary muscle strength in patients with stroke. *Clin Rehab* 2007; 9:782-794, **IF:1.5**

Egyéb közlemények

5. Horváth M, **Tihanyi T**, Tihanyi J. Kinematic and kinetic analyses of gait patterns in hemiplegic patients. *Facta Universitatis* 2001; 8: 14-25.

6. Horváth M, Fazekas G, **Tihanyi T**, Tihanyi J. (2005) Standing stability of hemiparetic patients estimated in different ways. *Facta Universitatis*2005; 3:59-58.
7. Tihanyi J, Bogner P, **Tihanyi T**, Gyulai G, Váczi M. Morphological properties and specific tension of the quadriceps femoris muscle. *Hungarian Review of Sport Science, Special Issue 2002* pp. 4-10.

KÖSZÖNETNYILVÁNÍTÁS

Köszönettel tartozom az Országos Orvosi Rehabilitációs Intézet vezetőjének, dr. Szél Ágoston professzor úrnak, hogy bízva kutatásaim hasznosságában, támogatott és engedélyezte az Intézet betegeinek vizsgálatát, és vizsgálati eszközeinknek helyet biztosított hosszú hónapokon keresztül.

Köszönöm továbbá Dr. Andreas Straube tudományos munkatárs és Dr. Thomas Eggert igazgató úr szakmai segítségét és vezetését a Ludwig-Maximilians Egyetem Neurológiai Intézetében, és azt, hogy a Münchenben töltött idő alatt átsegítettek - szakmai és emberi szempontból egyaránt - a néha kétségtelenül nehéz holtponatokon.

Köszönöm a Semmelweis Egyetem TF Kar Biomechanika Tanszék munkatársainak, dr. Laczkó Józsefnek és dr. Rácz Leventének tanár uraknak az adatrögzítésben és kiértékelésben való nélkülözhetetlen segítségüket és támogatásukat.

Végül, de nem utolsósorban köszönöm Dr. Tihanyi József professzor úrnak, édesapámnak a több mint 7 éven át tartó kutatás szakmai vezetését, és azt, hogy soha nem engedte feladni küzdelmeimet.