

A bilaterális erő kifejtés jellemzőinek mechanikai és idegéletani okai

Doktori értekezés

Sáfár Sándor

Semmelweis Egyetem
Sporttudományok Doktori Iskola



Témavezető: Dr. Tihanyi József, egyetemi tanár, D.Sc.

Hivatalos bírálók: Dr. Bárdos György, egyetemi tanár, D.Sc.
Dr. Monos Emil, professor emeritus, D.Sc.

Szigorlati bizottság elnöke: Dr. Sipos Kornél, egyetemi tanár, C.Sc.
Szigorlati bizottság tagjai: Dr. Barabás Anikó, egyetemi docens, C.Sc.
Dr. Pucsok József, egyetemi tanár, D.Sc.
Dr. Szabó Tamás, főigazgató, C.Sc.

Budapest
2014

TARTALOMJEGYZÉK

1. RÖVIDÍTÉSEK JEGYZÉKE.....	3
2. BEVEZETÉS.....	5
3. IRODALMI ÁTTEKINTÉS.....	7
3.1. Bilaterális erőkifejtés általános jellemzői.....	7
3.2. A bilaterális jelenség vizsgálata különböző megközelítések alapján.....	8
3.3. A bilaterális deficitet kiváltó okok.....	18
3.4. Vizsgálatok az elméletek bizonyítására.....	19
3.5. Az eddigi kutatásokban nem alkalmazott beállítások a bilaterális deficit okainak feltárásában.....	27
4. CÉLKITŰZÉSEK.....	28
5. MÓDSZEREK.....	31
5.1. Általános leírás.....	31
5.1.1. A vizsgálati személyek kiválasztása, a vizsgálatok engedélyeztetése.....	31
5.1.2. Az alkalmazott vizsgáló berendezések.....	32
5.1.3. Elhelyezkedés a dinamométeren.....	36
5.1.4. Vizsgálat előtti beállítások.....	38
5.1.5. A vizsgált izomcsoport bemelegítése.....	39
5.2. A vizsgálatok részletes leírása.....	39
5.2.1. Első vizsgálat.....	39
5.2.1.1. Vizsgálati személyek.....	39
5.2.1.2. Optimális szöghelyzet meghatározása.....	40
5.2.1.3. Vizsgálati eljárás.....	40
5.2.1.4. Adatfeldolgozás.....	42
5.2.2. Második vizsgálat.....	45
5.2.2.1. Vizsgálati személyek és az optimális szöghelyzet meghatározása.....	45
5.2.2.2. Vizsgálati eljárás.....	45
5.2.2.3. Adatfeldolgozás.....	47
5.3. Statisztikai számítások.....	55
6. EREDMÉNYEK.....	56
6.1. Első vizsgálat.....	56
6.2. Második vizsgálat.....	62

6.2.1. Időben egymástól elkülönülő unilaterális és bilaterális izometriás maximális és átlag forgatónyomaték, valamint elektromos izomaktiváció (F1)	62
6.2.2. Kombinált unilaterális és bilaterális izometriás maximális és átlag forgatónyomaték, valamint elektromos izomaktiváció	65
6.2.2.1. Unilaterális kontrakciót követő bilaterális izometriás kontrakció (F2)	65
6.2.2.2. Bilaterális kontrakcióból unilaterális izometriás erő kifejtés (F3).....	68
6.2.2.3. Bilaterális kontrakcióból unilaterális, majd ismételt bilaterális izometriás erő kifejtés (F4).....	71
6.2.3. A forgatónyomaték-idő görbék és az izmok elektromos aktivitásának változása az unilaterális és bilaterális átmenetek alatt.....	75
6.2.3.1. Unilaterális kontrakciót követő bilaterális izometriás kontrakció (F2)	75
6.2.3.2. Bilaterális kontrakciót követő unilaterális izometriás erő kifejtés (F3).....	79
6.2.3.3. Bilaterális kontrakcióból unilaterális, majd ismételt bilaterális izometriás erő kifejtés (F4).....	83
7. MEGBESZÉLÉS	88
7.1. Első vizsgálat	88
7.2. Második vizsgálat	95
8. KÖVETKEZTETÉSEK.....	110
8.1. Hipotézisek bevalásának vizsgálata.....	110
8.2. Következtetések összefoglalása	114
9. ÖSSZEFOGLALÁS	116
10. SUMMARY	117
11. IRODALOMJEGYZÉK	118
12. SAJÁT PUBLIKÁCIÓK JEGYZÉKE	127
13. KÖSZÖNETNYILVÁNÍTÁS	128

1. RÖVIDÍTÉSEK JEGYZÉKE

1/2RT	Félrelaxációs idő
ABL	Bilaterális átlag forgatónyomaték
ABLL	Bilaterális átlag forgatónyomaték bal lábon
ABLR	Bilaterális átlag forgatónyomaték jobb lábon
ABLL2	Második bilaterális átlag forgatónyomaték bal lábon
ABLR2	Második bilaterális átlag forgatónyomaték jobb lábon
AULL	Unilaterális átlag forgatónyomaték bal lábon
AULR	Unilaterális átlag forgatónyomaték jobb lábon
BLDI	Bilaterális deficit index
BLL, BLR	Forgatónyomaték a bal, illetve jobb térdfesztők relaxációja előtt
BLM1	F2 és F4 feladatoknál a végig aktív láb aktivációjának visszaesése, az rmsEMGBL2 periódus kezdete
BLM2	F2 és F4 feladatoknál a BL maximális forgatónyomaték, az rmsEMGBL2 periódus vége
F1-4	Vizsgálati beállítás jelzése a második vizsgálatnál
FBL	Bilaterális átlag végső forgatónyomatéka
FULL, FULR	F1 feladatnál mért végső UL forgatónyomaték (bal és jobb lábon)
HV	Hosszú ideig tartó késleltetési idő következtében létrejövő válasz
M1	Legkisebb forgatónyomaték az ellentétes oldali végtag aktivációja, vagy relaxációja alatt
M2	Térdfesztők teljes relaxálásakor mért kontralaterális forgatónyomaték
M3	Hosszú késleltetési válasz alatt mért kontralaterális nyomaték
MBLL	Maximális forgatónyomaték a bal lábon BL izometriás erő kifejtés alatt
MBLR	Maximális forgatónyomaték a jobb lábon BL izometriás erő kifejtés alatt
MBLL2	Maximális forgatónyomaték a bal lábon a második BL izometriás erő kifejtés alatt

MBLR2	Maximális forgatónyomaték a jobb lábon a második BL izometriás erő kifejtés alatt
MR, MD	Kontralaterális láb forgatónyomatéka M1 időpillanatában
MULL	Maximális forgatónyomaték a bal lábon UL izometriás erő kifejtés alatt
MULR	Maximális forgatónyomaték a jobb lábon UL izometriás erő kifejtés alatt
RTR	Térd fesztők relaxációja alatt létrejött forgatónyomaték érték csökkentés (dM/dt)
RV	Rövid ideig tartó késleltetési idő következtében létrejövő válasz
SBL	Bilaterális átlag kezdő forgatónyomatéka
SULL, SULR	F1 feladatnál mért kezdő UL forgatónyomaték (bal és jobb lábon)
ULL	Unilaterális izometriás erő kifejtés a bal lábon
ULM1	F2 és F4 feladatoknál a forgatónyomaték visszaesése, az rmsEMGUL2 periódus kezdete
ULM2	F2 és F4 feladatoknál a kontralaterális végtag aktivációjának kezdete, az rmsEMGBL1 periódus kezdete
ULR	Unilaterális izometriás erő kifejtés a jobb lábon
tBL	Bilaterális átlag forgatónyomaték ideje
tBLL, tBLR	Bilaterális átlag forgatónyomaték ideje bal és jobb lábon
tBLL2	Második bilaterális átlag forgatónyomaték ideje bal lábon
tBLR2	Második bilaterális átlag forgatónyomaték ideje jobb lábon
tULL, tULR	Unilaterális átlag forgatónyomaték ideje bal és jobb lábon
VB1-3	Vizsgálati beállítás jelzése az első vizsgálatnál

2. BEVEZETÉS

A hétköznapi életben az esetek többségében az egyik oldali végtag izmait használjuk munkavégzésre és ez elsősorban az úgynevezett domináns oldali végtag izmait érinti. 1961-ben Henry és Smith írták le először tudományos igénnyel végzett vizsgálatok alapján, hogy az egyik oldalon működő izom maximális erő kifejtése nagyobb, mint az az erő, amelyet akkor mérhetünk, amikor a másik oldali, ugyanazon izommal egyidejűleg kell kifejteni (bilaterális kontrakció). Ezt a különbséget bilaterális erődeficitnek nevezték el és sokáig úgy képzelték, hogy ez a jelenség minden esetben fennáll.

Sportolókon végzett vizsgálatok egyrészt megerősítették ezt a tudományos eredményt, másrészt egyben árnyalták is ismereteinket. Ugyanis egyes sportmozgások során mindkét oldali, azonos izomnak egyszerre kell maximális erőt kifejteni (pl. súlyemelő, evezősök), ami megváltoztatta a szabályozási folyamatáról kialakult nézeteket. Nevezetesen, a sportolók ezen csoportjaiban vagy nem találtak bilaterális erődeficitet vagy éppen az ellenkezőjét tapasztalták, azaz az egyidejű, mindkét oldali azonos izomcsoporttal végzett maximális erő kifejtés során mért erő nagyobb volt, mint az unilaterális erő nagyság, amit bilaterális facilitációnak neveztek el.

1961 óta száznál is több vizsgálatot publikáltak a vonatkozó témát érintően. A kutatók sokféle módszert alkalmaztak és igyekeztek minden oldalról és több aspektusból megvizsgálni a jelenséget. A részletes, nagy gonddal kivitelezett vizsgálatok azonban gyakran egymásnak ellentmondó eredményekre vezettek. Mivel számos elmélet lett kísérletileg alátámasztva, majd ugyanakkor megcáfolva is, jelenlegi tudásunk szerint nem létezik olyan önálló magyarázat, amelyet a tudósok egyöntetűen elfogadnának.

Az utóbbi húsz évben arra keresték a választ a kutatók, hogy mi okozza a bilaterális deficitet, annak hiányát vagy éppen a bilaterális facilitációt. Különösen foglalkoztatta a kutatókat, hogy a szabályozás milyen idegrendszeri szinten (kortikális, szubkortikális vagy gerincvelői) megy végbe. Minthogy az idegi szabályozás direkt vizsgálata sok nehézségbe ütközik, ezért a mai napig is csak közvetett bizonyítékok alapján tudunk állást foglalni a kérdésben.

Érdekes, hogy a kutatók alig tették fel az alábbi kérdéseket: hogyan történik a szabályozás, megváltozik-e a szabályozás folyamata, és ez milyen módon történik, ha az unilaterális és bilaterális kontrakciókat egymás után, váltakozva végeztetjük a

személyekkel? Úgy véljük, hogy az egymást követő, váltakozó unilaterális és bilaterális izomkontrakciók során szerzett adatok, az erőkifejtés változása az idő függvényében új megvilágításba helyezi az unilaterális és bilaterális kontrakciókról szerzett eddigi ismereteinket és adalékot szolgáltathatnak arra vonatkozólag, hogy a szabályozás melyik idegrendszeri szinten történik.

Éppen ezért vizsgálataink célja az volt, hogy az unilaterális és bilaterális kontrakciók egymás utáni váltakozása során meghatározzuk azokat a forgatónyomaték, idő és izom elektromos aktivitás változókat, amelyek a mozgásszabályozás kortikális szintjére utalnak.

3. IRODALMI ÁTTEKINTÉS

3.1. Bilaterális erő kifejtés általános jellemzői

Bilaterális erő kifejtésnek, vagy izomkontrakciónak azt a jelenséget nevezzük, amikor a bal, illetve a jobb végtagon elhelyezkedő izmok egyidejűleg fejtenek ki erőt. A kutatókat régóta foglalkoztatja, hogy azok az izomcsoportok, amelyek két különböző végtagon helyezkednek el és egyidejűleg működnek, vajon nagyobb erő kifejtésre képesek, mint amikor az izmok külön-külön kontrahálódnak.

Az első vizsgálati eredményt, amely ennek a problémának a vizsgálata során született, 1961-ben Henry és Smith publikálták. A szerzők azonos izomcsoportok egyidejű kontrakcióját vizsgálva azt találták, hogy a két izom által egyidejűleg létrehozott maximális izometriás erő jelentősen kisebb, mint a két izomcsoport időben elkülönülő (unilaterális erő kifejtés) maximális erejének az összege. Ezt a jelenséget az irodalomban, bilaterális deficitnek (BLD) nevezik. A bilaterális és unilaterális erő kifejtések egymáshoz való viszonyát egy arányszámmal (index) fejezik ki, amelyet az alábbi egyenlettel számolhatunk ki:

$$BLDI = \frac{BF_{UL} + JF_{UL}}{BF_{BL} + JF_{BL}} \cdot 100 - 100,$$

ahol **BLDI** a bilaterális deficit indexet, **F** az erőt, **B** a bal, **J** a jobb végtagot, **UL** az unilaterális, **BL** a bilaterális erő kifejtést jelenti (Howard és Enoka 1991). Amennyiben a bilaterális index nulla, vagy ahhoz közeli, akkor nincs különbség az uni-, illetve a bilaterálisan kifejtett erő között. Ha az érték nullánál szignifikánsan kisebb, akkor bilaterális deficitről, ha a nullánál szignifikánsan nagyobb, akkor bilaterális facilitációról beszélünk.

Az elmúlt csaknem ötven évben a bilaterális és az unilaterális erő kifejtések összehasonlítása végett számos aspektusból vizsgált kutatást végeztek. Számos kutató Henry és Smith (1961) vizsgálatát követve jobb és baloldali izomcsoportok egyidejű kontrakcióját vizsgálták mind a felső, mind az alsó végtag feszítő és hajlító izmain (Kroll 1965, Ohtsuki 1981a, 1981b, 1983, Vandervoort és mtsai 1984, 1987, van Soest és mtsai 1985, Secher és mtsai 1988, Schantz és mtsai 1989, Howard és Enoka 1991, Koh és mtsai 1993, Oda és Moritani 1994, 1995a, 1995b, Kawakami és mtsai 1995, 1998, Häkkinen és mtsai 1996a, 1996b, 1997, Challis 1998, Jakobi és Cafarelli 1998,

Cresswell és Ovendal 2002, Hernandez és mtsai 2003, Khodiguan és mtsai 2003, van Dieen és mtsai 2003, Dickin és Too 2006, Hay és mtsai 2006, Kuruganti és Seaman 2006, McLean és mtsai 2006, Kuruganti és Murphy 2008), több izom együttműködése során (van Soest és mtsai 1985, Bobbert és mtsai 1996, 2008, Vint és Hinrichs 1996, Challis 1998, Lawson és mtsai 2006, Newton és mtsai 2006). A bilaterális erődeficit meglétét vagy hiányát vizsgálták a kis és nagy izmok (Vandervoort és mtsai 1984, Secher és mtsai 1988, Schantz és mtsai 1989, Howard és Enoka 1991, Koh és mtsai 1993, Oda és Moritani 1994), a nem és az életkor vonatkozásában (Archontidies és Fazey 1993, Häkkinen és mtsai 1995, 1996a, 1996b), valamint a fáradás hatását tekintve is (Kroll 1965, Vandervoort és mtsai 1984, 1987).

3.2. A bilaterális jelenség vizsgálata különböző megközelítések alapján

A bilaterális jelenség vizsgálata nem azonos izomcsoportok erőfejlesztésekor

Logikus kérdésként merült fel, hogy a bilaterális deficit olyan esetekben is kimutatható vajon, amikor a két oldalon elhelyezkedő, de nem azonos izomcsoport fejt ki azonos időben erőt? Többféle vizsgálati beállítást alkalmaztak a kutatók: az egyik oldali extenzorok és a másik oldali flexorok együttes kontrakcióját, az azonos oldali alsó és felső végtagi izmok együttes kontrakcióját, a jobb oldali alsó végtagi izom és a bal oldali extenzor vagy flexor izom együttes aktivációját (Ohtsuki 1983, Howard és Enoka 1991, Kawakami és mtsai 1995, Herbert és Gandevia 1996). A vizsgálati eredmények arra engedtek következtetni, hogy a bilaterális deficit jelensége csak akkor mutatható ki, ha két oldalon elhelyezkedő azonos izmok aktiválódnak.

Bilaterális és unilaterális kontrakciók összehasonlítása felső és alsó végtagi izmokban

Az alsó és felső végtag izmain végezett vizsgálatokkal a kutatók arra a kérdésre keresték a választ, hogy vajon a bilaterális deficit általánosan érvényes minden végtagi homologus izomra akár kis, akár nagy izomcsoportról van szó. A jelentős számú vizsgálat eredménye az esetek többségében kimutatta, hogy a bilaterális deficit minden azonos, kétoldali izom kontrakciója során megfigyelhető (Jakobi és Chilibeck 2001).

Avizsgálati eredmények arra világítottak rá, hogy amíg a felső végtagi izmoknál a BLD értéke 2 és 20 százalék (Taniguchi 1997, Li és mtsai 2001, Zijdewind és Kernell 2001, van Dieen és mtsai 2003, Post és mtsai 2007), addig az alsó végtagi izmoknál 13 és 25 százalék között változott (Secher és mtsai 1988, Taniguchi 1997, Kawakami és mtsai 1998, Cresswell és Ovendal 2002, van Dieen és mtsai 2003). Nevezetesen, az alsó végtagi izmok esetében nagyobb az erő visszaesése, mint a felső végtagi izmoknál bilaterális kontrakciók során.

A bilaterális jelenség vizsgálata különböző kontrakció típusok alkalmazásakor

Az esetek többségében a bilaterális deficit jelenségét izometriás kontrakciók során vizsgálták, de több vizsgálatot végeztek koncentrikus és excentrikus kontrakció alatt is. A bilaterális deficit a legtöbb kontrakció során kimutatható volt, de különböző mértékben. Néhány esetben a kontrakció típusától függetlenül nem találtak bilaterális deficitet (Schantz és mtsai 1989, Häkkinen és mtsai 1995, 1997, Jakobi és Cafarelli 1998), amelyet a fizikai munka jellegéből adódó adaptációnak tulajdonítottak a szerzők.

1. táblázat. A különböző kontrakció típusokkal alkalmazott legfontosabb bilaterális kutatások összefoglaló táblázata.

Kutatás	Erőkifejtési mód	Izomcsoport	UL és BL %-os különbség	BL deficit
Secher és mtsai (1988)	Izometriás	Térdfesztők	18%	BLD
Schantz és mtsai (1989)	Izometriás	Térdfesztők	10% (iEMG 4%)	nincs BLD
Koh és mtsai (1993)	Izometriás	Térdfesztők	17,0-24,6%	BLD
Häkkinen és mtsai (1995)	Izometriás	Térdfesztők	4,2%	nincs BLD
Kawakami és mtsai (1998)	Izometriás	Plantar flexorok	6,6-13,9%	BLD
Jakobi és Cafarelli (1998)	Izometriás	Térdfesztők	2,5-3%	nincs BLD
Khodiguian és mtsai (2003)	Izometriás	Térdfesztők	9,3% (iEMG 16,8%)	BLD
Van Dieen és mtsai (2003)	Izometriás	Térdfesztők és ujjahajlító	7-20%	BLD
Vandervoort és mtsai (1987)	Izokinetikus	Könyökhajlító-fesztők	25-37%	BLD
Häkkinen és mtsai (1997)	Koncentrikus	Térdfesztők	3-5%	nincs BLD
Cresswell és Ovendal (2002)	Izokinetikus	Térdfesztők	17% (iEMG 8,2-13,9%)	BLD
Dickin és Too (2006)	Excentrikus-koncentrikus	Térdfesztők	17-33%	BLD

Bilaterális deficit vizsgálata több ízületet érintő mozgás alatt, valamint függőleges felugrás során

A bilaterális deficit vizsgálatára kétféle modellt használtak a kutatók. Az egyik modellben viszonylag egyszerű, több ízületet érintő mozgást alkalmaztak. Nevezetesen, speciális erőgépen, ülő helyzetben egyidejű csípő, térd és boka nyújtást (tolást) hajtottak végre a személyek egy, illetve két lábbal (Hay és mtsai 2006, Yamauchi és mtsai 2009). A másik modellben függőleges felugrást kellett végrehajtani a vizsgált személyeknek egy lábról és páros lábról (van Soest és mtsai 1985, Vint és Hinrichs 1996, Challis 1998, Bobbert és Casius 2005, McBride és mtsai 2008).

A bilaterális deficitet több változón keresztül vizsgálták (erő-sebesség kapcsolat, talajreakció erő, EMG aktivitás). A vizsgálati eredmények ellentmondásosak voltak. Attól függően, hogy milyen körülmények között végezték a vizsgálatot és milyen változókat választottak a bilaterális deficit jelentős, vagy igen kismérvű volt. Hay és mtsai (2006) 22 egészséges férfinél ($27,8 \pm 3,5$ év) lábbal nyomás modellt alkalmazott. Bilaterális deficiteket találtak a talajreakció erő-idő görbékből számolt impulzust tekintve. A csípő, térd és bokaízületre számolt teljesítmény tekintetében ugyan különböző mértékben, de bilaterális deficitet mutattak ki minden esetben. A legnagyobb különbséget a csípőízületnél, a legkisebbet a térdízületnél találták. Az izmok elektromos aktivitása alapján is kimutatható volt a bilaterális deficit valamennyi vizsgált térdfeszítőnél, kivéve a rectus femorist. A nagyobb ellenállásnál talált nagyobb BLD véleményük szerint annak tudható be, hogy a kortikális, illetve kortikospinális gátlás elsősorban a nagy motoros egységeket érinti. Yamauchi és mtsai (2009) ugyancsak lábbal nyomás során 22 egészséges fiatal (19-31 év) és 12 idősebb (60-68 év) nőt vizsgáltak. Az erődeficit megállapítására az erő-sebesség és a teljesítmény-sebesség kapcsolat jellegzetes változóit határozták meg. A maximális lábnyújtási sebességet tekintve nem volt szignifikáns különbség az unilaterális és bilaterális kontrakciónál. Jelentős bilaterális deficit volt viszont a maximális erőben és a maximális teljesítményben. Az eredményeik azt mutatták, hogy nagyobb ellenállás esetén nagyobb volt a bilaterális deficit mértéke. Ugyanakkor nem volt különbség a bilaterális deficitben a fiatalok és idősök között.

A függőleges felugrás esetében a legtöbb vizsgálatban szignifikáns bilaterális deficitet találtak a kutatók a felugrási magasságot elemezve (van Soest és mtsai 1985, Vint és

Hinrichs 1996, Challis 1998, Bubanj és mtsai 2010). Van Soest és mtsai (1985) tíz, edzésben lévő férfi röplabda játékost vizsgáltak, egylábás, illetve két lábról végrehajtott CMJ-n keresztül, ahol az egylábás felugrás 58,5%-a volt a kétlábás felugrási magasságnak. Challis (1998) 7 egészséges nőnél regisztrált BLD-et, Vint és Hinrichs (1996) 14 egészséges férfit vizsgált, akiknél 9 cm-es deficitet találtak. Bubanj és mtsai (2010) 19 egészséges sportoló férfit, Bobbert és mtsai (2005) pedig 8 férfi röplabdás és tornász felugrását elemezték, akiknél bilaterális deficitet találtak. A vizsgálatok során a kutatók a felugrási bilaterális deficit kiváltó okát a felugrásban résztvevő izmok elektromos aktivitásának bilaterális kontrakciók alatti alacsonyabb szintjének tudták be, ami a központi idegrendszeri gátlásra utal.

Bobbert és Casius (2005) vizsgálataik során azt találák, hogy a mechanikai munka jelentősen kisebb volt a kétlábás felugrásoknál az egy lábbal végrehajtott felugrással szemben. Úgy gondolták, hogy a csökkent mechanikai munkát nem elsősorban az izmok csökkent aktivációs szintje, hanem a megváltozott erő-sebesség viszonyok befolyásolták. Szintén érdekes, hogy Hay és mtsai (2006) vizsgálati eredményeivel ellentétben a legnagyobb iEMG csökkenést a rectus femoris izomnál figyelték meg. Ehhez kapcsolódva korábbi eredményeink (Kopper és mtsai 2013) azt mutatták, hogy a kétlábás felugrás során nem mindegy az ízületi mozgásterjedelem. Kis ízületi mozgásterjedelemmel az elasztikus energiatárolás szerepe mérvadó, ugyanakkor a nagy mozgásterjedelemmel a kontraktilis elemek szerepe domináns. Így a korábbi eredmények különbözősége a nem azonos vizsgálati beállításokból eredhet.

Agonista és antagonist izmok koaktivációja és a bilaterális deficit

Cresswell és Ovendal (2002) arra keresték a választ, vajon a bilaterális deficitet az antagonist izom koaktivációjának növekedése eredményezi-e a bilaterális koncentrikus kontrakciók során. A különböző sebességű térdnyújtások során bilaterális deficitet mértek, de a térdhajlítók elektromos aktivitása nem növekedett. Mindebből arra következtettek, hogy az antagonist izmok koaktivációja nem okozója a bilaterális erődeficitnek.

Az életkor és a bilaterális jelenség közötti összefüggés

A kutatók között vita folyik azon, hogy a BLD idősebb vizsgálati személyeknél is hasonló módon kimutatható-e, mint a fiatalabb korosztályoknál. Lexell (1993) szerint az öregedési folyamatok az emberi szervezetben 25 éves kor körül kezdődnek, majd ezt követően felgyorsulnak. Véleménye szerint az öregedés az izomrostok számának és méretének csökkenésében nyilvánul meg, és főleg a II-es típusú gyors rostokra hat. Az izom kötőszövetes állományának növekedése, illetve a funkcionálisan bekapcsolható motoros egységek száma is csökken. Lexell szerint az idősebbek izomzatában a gyors rostok méretének és számának csökkenése értelmében a BLD mértéke kisebb, mint a fiataloknál. Kawakami és mtsai (1998) feltételezése szerint a BLD kiváltó oka a gyors motoros egységek csökkent ingerelhetősége. Ha igaz a feltételezés, akkor az idősebb vizsgálati személyeknél a kisebb mértékű bilaterális deficit abszolút értéke, mivel kevesebb gyors rosttal rendelkeznek, mint a fiatal felnőttek (Owings és Grabiner 1998). Lassú sebességgel végrehajtott, illetve rövid ideig fenntartott erőnél bilaterális deficitet mértek az időseknél, illetve a fiatal férfiaknál egyaránt (Owings és Grabiner 1998, Yamaguchi és mtsai 2009). Hernandez és mtsai (2003) arra a kérdésre keresték a választ, vajon a maximális és szubmaximális bilaterális erő kifejtés izometriás változói különböznek-e az idősebb, valamint fiatalabb vizsgálati személyeknél. Úgy találták, annak ellenére, hogy az öregedéssel a gyors motoros egységek száma csökken, a bilaterális deficit az időseknél hasonló mértékű, mint a fiataloknál. Kuruganti és mtsai (2005) valamint Kuruganti és Seaman (2006) hasonló eredményekről számoltak be. Ugyanakkor Häkkinen és mtsai (1997) nem találtak bilaterális deficitet sem fiatal, sem idős embereknél, amiből arra a következtetésre jutottak, hogy a központi idegrendszer az egyszerű, egyetlen ízületben lejátszódó mozgásoknál egyidejűleg, azonos mértékben képes aktiválni a két ellenkező oldali izomcsoportot. Ezzel igazolták a korábbi eredményeiket (Häkkinen és mtsai 1995, 1996a, 1996b).

A bilaterális deficit, illetve az idősődéssel kapcsolatos vizsgálatok ellentmondásosak. Elképzelhető, hogy a bilaterális kontrakciók alatt a fiatalok esetében a gyors motoros egységek kerülnek gátlás alá, ami az időseknél kisebb mértékű, minthogy kevesebb gyors motoros egységgel rendelkeznek már, vagy eleve nem tudják azokat bekapcsolni. Ez kiegyenlítő hatással bír, aminek az lehet a következménye, hogy a bilaterális deficit nagysága megközelítően azonos lesz.

Az izmok rostösszetétele és a bilaterális erődeficit

Egyes kutatók szerint a bilaterális gátlás a különböző rosttípusokhoz köthető (Secher és mtsai 1978, Coyle és mtsai 1981). Secher (1975) evezősök erejét mérte, és arra a következtetésre jutott, hogy a lassú rostok befolyásolhatják a bilaterális deficitet.

Coyle és mtsai (1981) egy, illetve két lábbal végrehajtott izokinetikus térdfeszítést alkalmaztak és azt találták, hogy a gyors izomrostok (II. típusú rost) aktiválása elengedhetetlen a maximális erő elérése érdekében, ellentétben azon csoportokkal, akik lassú erő kifejtést hajtottak végre. Szerintük a gyors rostok keresztmetszet növekedése a bilaterális erő kifejtését befolyásoló elsődleges tényező.

Más vizsgálatok eredményei arra engednek következtetni, hogy a mért alacsonyabb bilaterális erő a domináns végtag gyors motoros egységeinek alacsonyabb működésével hozható összefüggésbe (Henry és Smith 1961, Ohtsuki 1983). Vandervoort és mtsai (1984) a gyors motoros egységek működését vizsgálva próbálták igazolni a bilaterális jelenséget. Izokinetikus dinamométer alkalmazásával szignifikánsan kisebb erőt és integrált elektromos aktivitást mértek a domináns térdfeszítők bilaterális kontrakciója alatt, mint az unilaterális kontrakció során. Az ismétlődő koncentrikus összehúzódásokban a nagyobb ellenállás okozta fáradás is megjelent a bilaterális kontrakciók alatt. A szerzők arra a következtetésre jutottak, hogy a bilaterális kontrakció csökkenti a motoros egységek aktivitását az unilaterális forgatónyomatékkal szemben. Úgy vélték, hogy a csökkenés a motoros egységek gyors rostjainak a fáradásából ered. Vandervoort és mtsai (1984) elméletét Oda és Moritani (1985a) is igazolta.

A domináns oldali aktiváció és a gyors motoros egységek együttes hatása a bilaterális deficitre

A jobb-, illetve baloldali végtag dominanciájának hatását a BLD-re is jelentős számú vizsgálat kutatta (Henry és Smith 1961, Ohtsuki 1983, Oda és Moritani 1995a, 1995b, Weir és mtsai 1995, Herbert és Gandevia 1996). Egyes kutatások megkérdőjelezhetők, mivel a vizsgálat során elmaradtak az izmok elektromos aktivitásának a

mérései(Schantz és mtsai 1989, Kawakami 1995). Oda és Moritani (1994) feltételezése az volt, hogy a domináns oldali végtag gyors motoros egységei felelősek a bilaterális jelenségért. A mérések során bilaterális erődeficitet találtak mindkét karnál. Az erő növekedésekor a jobb kar elektromos aktivitása a bilaterális kontrakció alatt kisebb volt, mint az unilaterális kontrakció során. A BL:UL arányánál mért átlagos EMG aktiváció alacsonyabb volt a jobb karnál. Az eredményekből arra a következtetésre jutottak, hogy a domináns végtag befolyásolhatja a bilaterális deficitet. Igazolást nyert az a feltételezésük, hogy a mért alacsonyabb átlagerő a domináns végtag izomzatának gyors motoros egységeinek működésével hozható összefüggésbe. Vandervoort és mtsai (1987), Koh és mtsai (1993) vizsgálataikból is arra a következtetésre jutottak, hogy a bilaterális deficitet az izom gyors rostjai okozzák. Véleményük szerint a maximális bilaterális erő kifejtésekor a gyors rostok képtelenek maximálisan aktiválódni.

Annak ellenére, hogy a korábban Secher (1975) úgy vélte, a lassú rostokhoz köthető a bilaterális deficit mértéke, későbbi tanulmányokban a kutatók arra a következtetésre jutottak, hogy inkább a gyors rostok, vagy azok fáradása befolyásolhatja a BLD megjelenését.

A motoros egységek ingerelhetőségének hatása a bilaterális deficitre

Kawakami és mtsai (1998) az vizsgálták, hogy a BLD milyen mértékben különbözik a nyújtott és hajlított térdízületi pozícióban a laterális gastrocnemius izomban plantar flexió során. Mind a két beállítás nagyobb UL értéket eredményezett, mint a BL beállításnál. A nyújtott térdízületnél 13,9%, a hajlított térízületnél pedig 6,6%-os volt a deficit mértéke. A hajlított térdízületi pozícióban az iEMG nem különbözött UL és BL között. Arra a következtetésre jutottak, hogy laterális gastrocnemius motoros egységeire hatással van a nyújtott térdízület, amely csökkenti a BL deficitet. Feltételezésük szerint az erődeficit a motoros egységek ingerelhetőségének csökkenésével magyarázható.

Khodiguian és mtsai (2003) a bilaterális deficit és a kiváltott reflex közötti kapcsolatot kutatták. Myotatikus patella reflex megjelenését unilaterális és bilaterális feltételek mellett vizsgálták. Szignifikáns bilaterális deficitet találtak az erőben és a térd feszítők integrált elektromos izomaktivitásában is. Véleményük szerint nehéz ténylegesen

megválaszolni, hogy gerincvelői reflex központok miként befolyásolják a maximális akaratlagos kontrakciók alatt megjelenő bilaterális deficitet.

Dickin és Too (2006) úgy találta, hogy BLD szignifikánsan nagyobb a gyors erő kifejtése során, ellentétben a lassú dinamikus kontrakciókkal. Ugyanakkor véleményük szerint a deficit mértékét nem befolyásolta az erő kifejtési mód típusa.

Szubmaximális erő kifejtés hatása a bilaterális deficitre

A szubmaximális erő kifejtéshez szükséges számokat általában a vizsgálati protokoll kezdő lépéseként határozták meg. A bemelegítést követően megmérték a vizsgálati személyek maximális UL és BL erejét vagy forgatónyomatékát, és a további lépésben ehhez igazították a szubmaximális beállításokat (Jakobi és Cafarelli 1998). A vizsgálati személlyel szemben kivetített érték az aktuális erő közlést mutatta *real-time* módszerrel. Emellett a vizsgálatvezető instruálta a vizsgálatokat és szóban jelezte a szükséges változtatás mértékét. Seki és Ohtsuki (1990) eredményei azt mutatták, hogy bilaterális erő deficit szubmaximális erő kifejtéskor is mérhető, különösen a maximális izometriás erő 25%-nál, így szerintük a deficit megjelenése nem magyarázható csupán a rosttípusok különbözőségével, hanem a rostkihasználás mértéke is befolyásolhatja. Jakobi és Cafarelli (1998) maximális és szubmaximális (25, 50, 75, 100%) izometriás kontrakciót alkalmaztak, de nem találtak egyértelmű magyarázatot a neuromuszkuláris bilaterális jelenségre.

Woldag és mtsai (2004) a vizsgálati személyek domináns/egészséges agyféltekéjét stimulálták, miközben az azonos oldali kezükkel különböző feladatokat kellett végrehajtaniuk (egyszerű mutatóujj távolítás, tappingelés, valamint szorítóerő) a maximális akaratlagos erő kifejtés 5, 10, 50, és 100 százalékával. A vizsgálatban transzkraniális mágneses stimulációt alkalmaztak (TMS). Mind az egyszerű, mind az összetett feladat a kontralaterális kortikospinális facilitációhoz vezetett az alkalmazott erő minden szintjén. Azt a következtetést vonták le a szerzők, hogy az akaratlagos kézmozgás nem fejt ki gátló hatást az azonos oldali agyfélteke aktivációjárasem az egészséges személyeknél, sem az agyvérzésen átesett betegeknél. Woldag és mtsai (2004) következtetései nem támasztják alá a korábbi eredményeket, ahol is a bilaterális erő kifejtésnél bilaterális deficitet találtak, illetve a deficit megjelenésének okát a

csökkent idegi mechanizmusok megváltozásához kötötték. Simon és Ferris (2008), Carson és mtsai (2002) tanulmányát alapul véve arra a kérdésre keresték a választ, hogy az *in vivo* vizsgálatokban mekkora erődeficit mérhető, ha maximális és szubmaximális (20, 40, 60, 100%) izometriás erőt alkalmaznak. Eredményeikből azt a konklúziót vonták le, hogy a maximális és szubmaximális erőkülönbséget inkább az idegi mechanizmusok befolyásolják, mint a végtagok közötti mechanikai eltérések. Kuruganti és Murphy (2008) ugyanerre a következtetésre jutott. Ugyanakkor McLean és mtsai (2006) vizsgálata szerint a bilaterális deficit egy független, önálló változó, komponensnek tekinthető, amely az intenzitással fordított arányban jelenik meg, és az unilaterális, valamint bilaterális erő kifejtések közötti perceptuális különbségnek tulajdonítható jelenség.

Az erőedzés bilaterális deficitre gyakorolt hatásai

Felvetődött a kérdés, hogy ha bilaterális deficit a csökkent motoros egység aktivációnak tulajdonítható, akkor vajon a bilaterális edzések csökkenthetik-e, az unilaterális edzések pedig növelhetik-e a deficitet. Taniguchi (1997) vizsgálati eredményei arra mutattak rá, hogy a bilaterális edzés jelentősebben növelte a bilaterális erő kifejtés nagyságát, mint az unilaterális edzés. Következésképpen a bilaterális edzés csökkentette a deficitet. Ez a vizsgálat cáfolta azokat a feltételezéseket, miszerint az unilaterális edzés hatásosabb az edzett láb erő kifejtésére, mint a bilaterális edzés (Secher 1975, Schantz és mtsai 1989, Oda és Moritani 1995, Rothmuller és Cafarelli 1995). Taniguchi (1997) eredményeit alátámasztja Weir és mtsai (1997) vizsgálata. Szerintük ugyanis az egyik lábra alkalmazott unilaterális koncentrikus erőedzés mindkét láb erő kifejtését növeli. Ugyanakkor, Weir és mtsai (1995) korábbi méréseik során, ahol unilaterális excentrikus edzést alkalmaztak az egyik lábra, azt találták, hogy bár az edzés hatására növekedett a bilaterális erő kifejtés, az excentrikus edzés növelte a bilaterális deficitet. Ebből az ellentmondónak látszó eredményből azt a következtetést vonhatjuk le, hogy a koncentrikus és excentrikus edzésnek különböző befolyása lehet az idegrendszeri adaptációra. Ennek a feltételezésnek a bizonyítására mindeztáig nem került sor. A bilaterális deficit edzés hatásait minden valószínűség szerint az unilaterális edzések keresztthatása is jelentősen befolyásolja, ugyanis Housh és mtsai (1996) arra mutattak rá,

hogy az egyik lábbal végzett erőedzés növelte a nem edzett izom erő kifejtését is, igaz kisebb mértékben, mint az edzettét. Ezt az elképzelést támasztja alá a közelmúltban megjelent közlemény. Janzen és mtsai (2006) bilaterális és unilaterális edzést alkalmazva arra a következtetésre jutottak, hogy a bilaterális erőedzés csökkenti a BLD mértékét, de az unilaterális edzésnek elenyésző hatása volt a BLD-re annak ellenére, hogy mindkét esetben erőnövekedést tapasztaltak. Makaruk és mtsai (2011) 12 hétig tartó unilaterális és bilaterális erőfejlesztő edzéseket tanulmányozva úgy vélték, hogy az UL plyometriás gyakorlatok növelik az erőt, illetve a felugráshoz köthető változókat, de csak rövid ideig maradt fent az erőedzés pozitív hatása. Ezzel szemben BL plyometriás edzés pozitív adaptációja hosszabb ideig állt fenn. Lehet, hogy a citált vizsgálatok jelentős mértékben növelték ismereteinket a bilaterális deficit jelenségéről, az előidéző okokra vonatkozólag csupán a feltevések szintjén maradtak.

3.3. A bilaterális deficitet kiváltó okok

A fent említett kutatások csaknem valamennyi szempontból megvizsgálták, hogy milyen körülmények között jelenik meg a bilaterális erődeficit jelensége, de többségében indirekt módon próbálták magyarázni annak kiváltó okait. Különböző elméleteket alkottak és azokat az utóbbi években elterjedt, az idegrendszeri folyamatok közvetlen vizsgálatára lehetőséget biztosító berendezések és módszerek (izmok elektromos aktivitásának, az agyi mozgató központok elektromos aktivitásának vizsgálata, a mozgató központok mágneses ingerlése, az agyi területek aktivitásának vizsgálata MR készülékkel) alkalmazásával próbálják igazolni.

Ma már csaknem teljes az egyetértés abban, hogy a bilaterális deficitnek elsősorban neurális okai vannak. Az elképzelések szerint a kétoldali, ugyanazon izomcsoport együttes kontrakciói során tapasztalható csökkent erő kifejtés oka a neurális gátlás, amelyek kortikális, szubkortikális, szupraspinális és/vagy spinális eredetűek.

Az alábbi elméletek elfogadottak, amelyeknek vizsgálata jelenleg is folyik:

- (1) a bilaterális kontrakció alkalmazásakor a domináns végtag gyors motoros egységeinek ingerelhetősége csökken;
- (2) a bilaterális kontrakció alkalmazásakor a gyors motoros egységek (feltételezhetően a legnagyobb motoros egységek) bekapcsolása nehezebbé válik, amely fokozódik az izom fáradásakor;
- (3) a gerincvelői gátlást okozó reflexek zavara;
- (4) bilaterális deficit kiváltó oka a csökkent idegi vezérlés, a motoros mezők ingerelhetőségének csökkenése;
- (5) figyelem megosztás és agyféltekék közötti gátlás, valamint a szinkronizálásuk korlátozása.

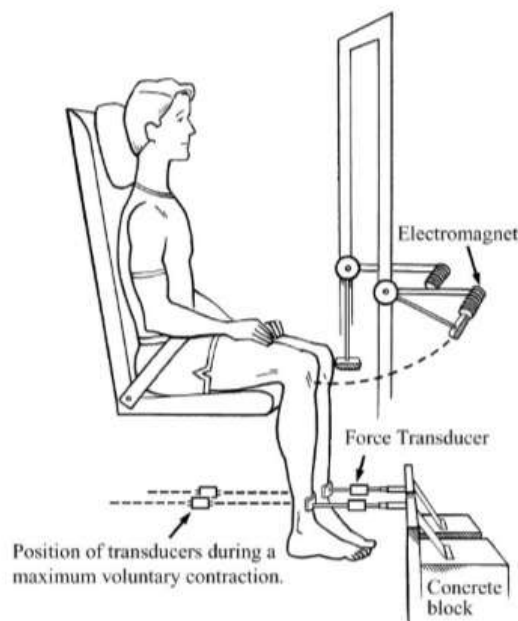
3.4. Vizsgálatok az elméletek bizonyítására

Az izmok elektromos aktivitása bilaterális és unilaterális kontrakciók alatt

A bilaterális deficitet vizsgáló kutatók már a kezdetektől azon a véleményen voltak, hogy a bilaterális erő kifejtése alatt az izmok elektromos aktivitásának kisebbnek kell lennie az erő és az EMG aktivitás között fennálló kapcsolat alapján (Bigland-Ritchie 1981). A kutatások többségében ez a feltételezés megerősítést nyert (Ohtsuki 1981, 1983, Vandervoort és mtsai 1984, Rube és Secher 1990, Koh és mtsai 1993, Oda és Moritani 1994, Steger és Denoth 1996, Kawakami és mtsai 1998, Kurungati és Murphy 2008), mert a kutatók nem csak az erőben, de az EMG aktivitásban is kimutatták a bilaterális deficitet. Vandervoort és mtsai (1984) a bilaterális kontrakciók alatti kisebb EMG aktivitást a motoros egységek csökkent ingerelhetőségének tulajdonították. Feltételezésük szerint ennek oka lehet a két agyi félteke közötti gátlás, ami elsősorban a gyors motoros egységeket érintheti. Ennek értelmében a gátló hatás miatt a motoros egységek nem reagálnak az akaratlagos bekapcsolási ingerre. Eredményüket Kawakami és mtsai (1998) is megerősítették. Oda és Moritani (1994, 1995a) is úgy találták, hogy elsősorban a gyors motoros egységeket érintheti a gátló hatás. Ohtsuki (1983) kutatása során azt feltételezte, hogy az EMG **bilaterális deficit egyik oka a gátlást kiváltó gerincvelői reflexeknek tulajdonítható**. Vagyis a bilaterális kontrakciók során az

egyik izom szenzoros aktivitása megzavarja azoknak a motoros idegeknek a működését, amelyek kontrollálják a kontralaterális izom kontrakcióját. Erre a felvetésre bizonyítékul szolgálhat Howard és Enoka (1991) vizsgálata, amelyben azt mutatták ki, hogy az egyik homologus izom elektromos ingerlése kiváltotta a kontralaterális izom erő kifejtésének növekedését. Így szerintük a végtagi izmok közötti interakciónak neurális okai lehetnek.

Khodiguian és mtsai (2003) azt tesztelték, hogy a gerincvelői reflexeknek van-e befolyása a bilaterális deficitre. A vizsgálati személyek maximális erőt fejtettek ki a dinamométeren, amely során folyamatosan fenntartott maximális erőt mértek. Egy elektromágneshez rögzített kalapács által kiváltották a myotatikus patella reflexet. Az erőben fellépő változást rögzítették. Myotatikus reflex megjelenését unilaterális és bilaterális feltételek mellett vizsgálták (*1. ábra*). Azt találták, hogy a nyújtásos reflex is előidézi a kontralaterális izom gátlását bilaterális erő és EMG deficitet okozva. Ugyanakkor a maximális izometriás erő kifejtések alatt már nem volt kimutatható ez a hatás. Véleményük szerint nehéz megválaszolni, hogy gerincvelői reflex központok miként befolyásolják a maximális akaratos kontrakciók alatt megjelenő bilaterális deficitet. Mindebből az a következtetés vonható le, hogy a bilaterális deficit összetett mechanizmus következménye, magába foglalva mind a gerincvelői mind a kortikális folyamatokat.



1. ábra. Khodiguian és mtsai (2003) vizsgálati beállítása.

Schantz és mtsai (1989) kutatási eredménye eleddig az egyetlen, amelyben a bilaterális erődeficit nem járt együtt a bilaterális EMG deficittel, azaz a bilaterális kontrakciók alatt az EMG aktivitás nem csökkent. Ezekből az eredményekből azonban nem vonható le általános következtetés, ugyanis az erődeficit (iEMG) csak 4 százalékos volt. Mivel az EMG jelek variabilitása meglehetősen nagy (Howald és Enoka 1991) az EMG és az erő kapcsolatát elemezve ilyen kis különbségnél nehéz megbízható következtetésre jutni.

Minden valószínűség szerint a bilaterális erő és az EMG deficit együtt járó folyamatok, amit azok a kutatások is bizonyítanak, ahol nem találtak bilaterális deficitet (Häkkinen és mtsai 1997, Jakobi és Cafarelli 1998, Bobbert és mtsai 2005), illetve bilaterális facilitációt észleltek (Howald és Enoka 1991). Az utóbbi esetben súlyemelőknél a bilaterális kontrakciók során mért erő és az EMG aktivitás is nagyobb volt, mint az unilaterális kontrakciók alatt.

Az agykérgi mezők elektromos aktivitásának (EEG) vizsgálata

Számos korábbi publikáció azt az elképzelést támasztotta alá, hogy az *in vivo* vizsgálatoknál a motoros központ által vezérelt paranccsal vagyunk képesek nagyobb erő kifejtésre attól függően, hogy mennyire képes egy személy aktiválni az agy mozgató mezőit, illetve ezekben a mezőkben vezérelt motoros egységeit bekapcsolni (Sperry 1950, McCloskey és mtsai 1974, Gandevia és McCloskey 1977). Minthogy a két agyfélteke között morfológiai és funkcionális összeköttetés van (Farthing és mtsai 2011), feltételezték, hogy a **bilaterális jelenség a két agyfélteke közti idegi gátlás következménye** (Wyke 1969, Ohtsuki 1981a, 1981b, 1983, Archontides és Fazey 1993, Howard és Enoka 1991).

Oda és Moritani (1995b) maximális izometriás bilaterális (BL) és unilaterális (UL) kézszorító erőt és EMG-t mértek. Az erő kifejtéssel kapcsolatos kérgi potenciált a motoros kéregben nézték. A BL kézszorításnál bilaterális erődeficitet, valamint izomaktivitás-csökkenést tapasztaltak, kontralaterális oldalon arányosan csökkent aktivációkat figyeltek meg. Arra a következtetésre jutottak, hogy a BLD, nyugalomban lévő agyfélteke kérgi potenciáljával hozható összefüggésbe. Véleményük szerint a **bilaterális erődeficitet, valamint EMG deficitet a két agyfélteke közti gátló**

mechanizmus okozza. Lewis és mtsai (2001) a motoros központ gátlását a vizsgálati személyek csuklójának ritmusos, passzív nyújtásos-rövidüléssel mozgása alatt a flexió periódusában találták. Stinear és Byblow (2002) arra a kérdésre keresték a választ, hogy ha ritmikusan, ismétlődő bilaterális hajlító-feszítő mozgást végeznek a vizsgálati személyek csuklóján, akkor vajon a motoros kéregben megjelenik-e a gátló hatás. Úgy találták, hogy **a gátló tevékenység a kérgi szintnél aktiválódott.**

Bilaterális erő és a reakcióidő

Az agyféltekék közötti gátlós folyamatokat a reakcióidő változásán keresztül is vizsgálták. Taniguchi és mtsai (2001) az agy elektromos aktivitását (EEG) mérve próbáltak magyarázatot találni a központi idegrendszerhez köthető bilaterális jelenségre. Jobbkezes személynél az agy elektromos aktivitását mérték UL és BL egyszerű és választásos reakcióidő alatt. Bilaterális deficitet találtak a jobb mutatóujjnál bilaterális flexió során. Az EEG adatokat elemezve nem kaptak egyértelmű választ a bilaterális deficitre a jel megjelenése és az adott válasz között eltelt idő alatt. Ezzel ellentétben a kontrakció alatt regisztrált agyi elektromos aktivitás során összefüggést találtak az EEG jelek és a bilaterális deficit között. Kimutatható volt a szenzomotoros terület aktiválása, amely közvetlenül szerepet játszik az akaratlagos kontrakciók irányításában. Az aktivitás mértéke alacsonyabb volt a bilaterális kontrakciónál, mint az unilaterális válaszok esetében. A kutatók úgy vélték, hogy elsősorban egyfajta **szinkronizálási kényszer** zajlik le a két agyfélteke között, amelynek része a bilaterális válasz. Véleményük szerint a két agyfélteke közötti információ továbbításakor gátló hatás jelenik meg. Másodsorban a szerzők arra a következtetésre jutottak, hogy abban az esetben, amikor a két kéz közül válaszként bármelyik kéz reagálhat a jelre, az ellentétes oldali végtag feltételezett aktivációja gátolhatja a kontrahálódó izom aktivációját.

A mozgáshoz köthető kérgi potenciálok efferens aktivációk, amelyek a mozdulat megelőző pillanatban jelennek meg (Deecke és mtsai 1969, Gerbrandt és mtsai 1973, Taylor 1978, Shibasaki és mtsai 1980, Neshige és mtsai 1988). A megjelenő potenciálok és a bilaterális kontrakció kapcsolatát többen igazolták szubmaximális erő kifejtéssel végrehajtott ujjhajlítással (Shibasaki és Kato 1975, Kristeva és mtsai 1979, 1990, 1991, Singh és Knight 1990). Pashler (1994) arra a következtetésre jutott,

hogy amikor két feladatot egy időben hajtanak végre, a feladatok végrehajtása nem sikerül tökéletesen, ezzel együtt megnő a hibaszám vagy a reakcióidő. Mindezt „**kettős feladat által kiváltott gátlásnak**” nevezte el. Bár kettős feladat által kiváltott idegi mechanizmusok egyértelmű okai még nem igazán ismertek. Pashler (1994) szerint a kettős feladat végrehajtása során az efferens ingerek „versengenek”. Ez a gátló hatás szintén megfigyelhető, amikor egy időben kell erőkifejtést végezniük az azonos oldali, illetve ellentétes oldali harántcsíkos izmoknak, különösen ha a végrehajtás pontos módja a vizsgálati személy számára előre ismeretlen (Swinnen 2002). Swinnen (2002) összehasonlította az unilaterális és bilaterális kontrakciót, és egyfajta kényszermozgást talált a kontralaterális végtagoknál. Ebből a kényszer-aktivációból fakadó változásokat többen a mozgató kéreg adott területéhez költötték (Oda és Moritani 1995, Debaere és mtsai 2001, Donchin és mtsai 2001, Taniguchi és mtsai 2001).

Kérgi mágneses stimuláció

A kortikospinális ingerelhetőséget kétféle módon vizsgálják a kutatók: transzkraniális mágneses ingerléssel és az érzőideg elektromos ingerlésével, vagy pedig a kettőt kombinálják. A kvantifikációja az alapján történik, hogy mekkora ingererősségre jelenik meg a válasz az izomban, amit erőméréssel vagy a H-reflex megjelenésével jellemeznek. A transzkraniális vizsgálatok (TMS) az utóbbi húsz évben váltak elterjedté és többek között azt vizsgálták, hogy az agyi féltekék hogyan kommunikálnak, és milyen hatással vannak egymásra az unilaterális és bilaterális kontrakciók során. Arra a kérdésre keresték a választ a kutatók, hogy vajon a bilaterális deficitnek okozója-e a féltekék közötti gátlás. A vizsgálatok száma behatárolt, valószínűleg a kivitelezés nehézségei miatt (Fuhr és mtsai 1991, Ferbert és mtsai 1992, Triggs és mtsai 1993). A többségük arra mutatott rá, hogy az unilaterálisan kontrahálódó **egyik izom mozgató központjában gátlás jön létre**, amikor a másik oldali azonos kérgi mezőt ingerelték és ezzel egyidejűleg az izom EMG aktivitása is csökkent (Ferbert és mtsai 1992).

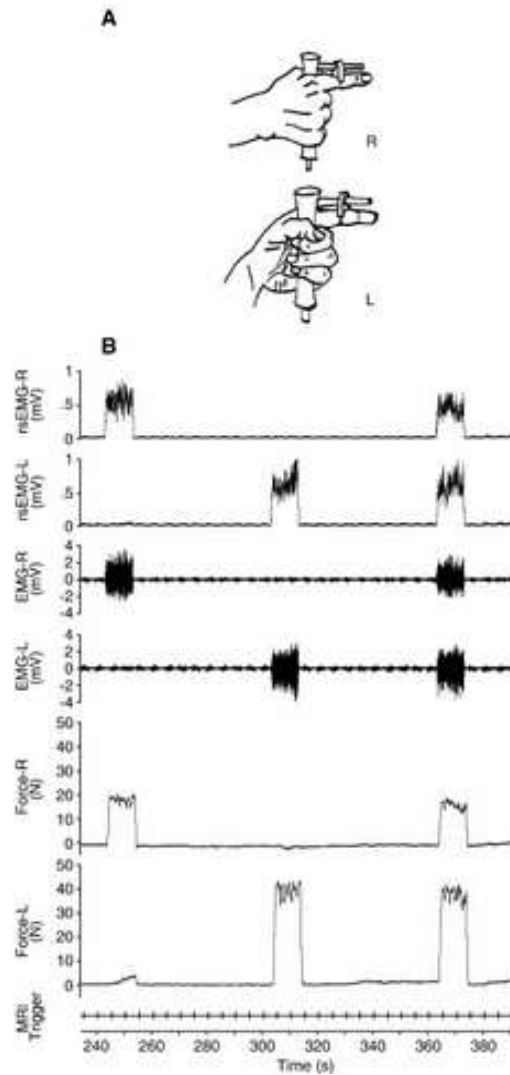
Sohn és mtsai (2005) célja az volt, hogy igazolják a korábbi eredményeket. A személyek párhuzamosan két feladatot hajtottak végre. A kortikospinális terület

ingerlékenységben bekövetkező változásokra koncentráltak. A bal oldali motoros kéreg stimulációja a jobb oldali m. tibialis anterior triggerelte, miközben a jobb oldali abductor digiti minimi izom aktivitási szintje csökkent. Az eredményeiket azzal támasztották alá, hogy nyugalomban a kortikospinális gátlást egy másik testrészmozgása csökkenti. Feltételezésük szerint a központi idegrendszer segíti az izomerőt fenntartani azáltal, hogy a mozgató kéreg aktiválása valamilyen szinten kiegyenlítődik.

Ezzel ellentétes eredményt közöltek Woldag és mtsai (2004). Az ép, domináns oldali izmok motoros mezőjének ingerlése növelte az azonos oldali végtag erő kifejtését, illetve az ép oldali szorításban résztvevő izmok aktivációja nem okozott gátlást az azonos oldali motoros mező ingerelhetőségében.

Funkcionális MRI vizsgálat

Az irodalomban mindeztidáig kevés cikket publikáltak, amelyben funkcionális mágneses rezonancia eszközt és módszert alkalmaztak az agyféltekék motoros központjaiban lejátszódó aktivitásváltozás megállapítására. Post és mtsai (2007) 22 jobbkezes személynél maximális izometriás erő kifejtés alatt mérte az agyi területek aktivációját és EMG-t mértek a jobb és bal mutatóujjon külön-külön (UL), valamint mindkét mutatóujjal (BL) egyidejű kontrakciója során (2. ábra).

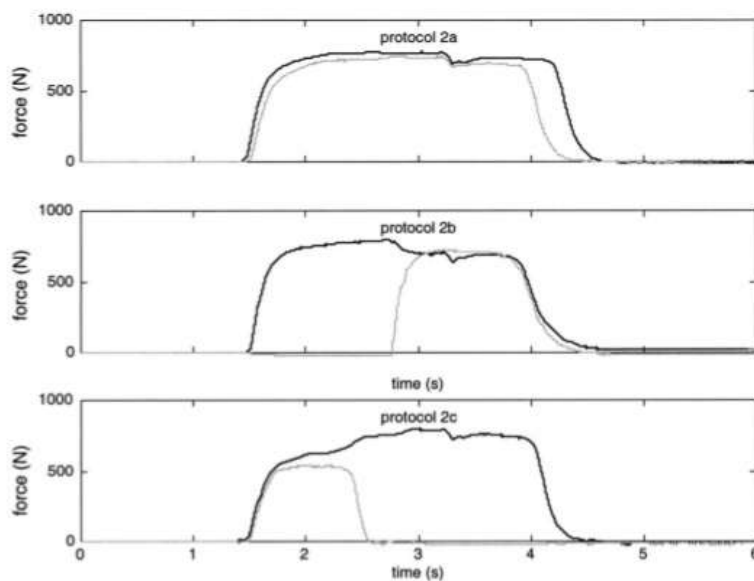


2. *ábra.* Post és mtsai (2007) vizsgálata során jobb és bal mutatóujjhoz csatolt eszköz (A), és a protokoll során rögzített erő, valamint EMG változások diagram képei (B).

Koeneke és mtsai (2004) korábbi vizsgálatával összhangban az alábbi agyi területek aktiválódtak jelentősen: szenzomotoros kérgék (precentral és postcentral gyrus), cerebellum, premotor kortex és a másodlagos mozgató területek. Post és mtsai (2007) a BL kontrakció alatt erőcsökkenést és alacsonyabb EMG értékeket kaptak a bilaterális kontrakciók során és mindkét oldali motoros központ aktivitása is ezzel együtt csökkent. Mindebből arra a következtetésre jutottak a szerzők, hogy a **bilaterális csökkenés eredője az elsődleges mozgató központ aktivitásának a csökkenése lehet.**

Bilaterális deficit vizsgálata a bilaterális és unilaterális kontrakciók összekapcsolása során

A korábbi tanulmányoktól eltérően van Dieen és mtsai (2003) új beállítással kutatta a bilaterális és unilaterális kontrakciókat. Nevezetesen, amíg a többi vizsgálat során az unilaterális és bilaterális kontrakciókat elkülönülten végezték a személyek, addig ebben az esetben időben egymást követve hajtották végre a bilaterális és az unilaterális, illetve az unilaterális és a bilaterális kontrakciókat (3. ábra).



3. ábra. Időben egymást követő, összekapcsolt izometriás erő kifejtések van Dieen és mtsai (2003) vizsgálatában. Bilaterális (*protocol 2a*), unilaterálisból bilaterális (*protocol 2b*), illetve bilaterálisból unilaterális (*protocol 2c*) kontrakciók erő-idő diagramjai.

Megfigyelték, hogy a bilaterális kontrakciót követő egyik izom relaxációja növelte az unilaterálisan kontrahálódó izom erő kifejtését, illetve az unilaterális kontrakcióba bekapcsolódó kontralaterális izom összehúzódása csökkentette a másik izom erő kifejtését. Az új vizsgálati módszer lehetővé tette, hogy nagy valószínűséggel, indirekt módon bizonyítsák a csökkent neurális vezérlést, mint a bilaterális deficit egyik feltételezett okozóját. Mindazonáltal a kutatók nem vizsgálták az átmeneti periódus alatti erő és EMG változásokat, illetve a kontrakció és a relaxáció időtartamának hatását, amely még pontosabb információkat adhatott volna az agyféltekékben végbemenő vezérlési, szabályozási folyamatokról.

3.5. Az eddigi kutatásokban nem alkalmazott beállítások a bilaterális deficit okainak feltárásában

Az eddigi tanulmányok - bár igen széleskörűek és elmélyültek voltak -, két szempontból nem vizsgálták a bilaterális deficit jelenségét, illetve a kiváltó okokat.

1. Annak ellenére, hogy néhány esetben nem találtak bilaterális erődeficitet a végtagi azonos izmok együttes kontrakciója során, a kutatók megelégedtek azzal a magyarázattal, hogy a tevékenységi adaptáció következtében az idegrendszeri gátlás megszűnt vagy időlegesen felfüggesztődött. A kutatások nem terjedtek ki arra, hogy miként változik az izmok aktivitása, amikor az egyik oldali izom különböző módon relaxálódik, vagy kontrahálódik.

2. Szinte valamennyi kutatásban az unilaterális és bilaterális erő kifejtéseket elkülönülten vizsgálták, de a bilaterálisból az unilaterálisba, illetve az unilaterálisból a bilaterális kontrakcióba történő átmenetet nem kutatták. Egyetlen kivétel található, ahol a bilaterális és unilaterális kontrakciókat összekapcsolták és magát a folyamatot tanulmányozták (van Dieen és mtsai 2003). Azonban ők is csak a kifejtett erőmaximumok változására koncentráltak. Eredményeikből egyértelművé vált, hogy a bilaterális kontrakciót követő egyik oldali izom relaxációja a másik oldali izom feszülés növekedését eredményezi, illetve az egyik oldali izom maximális unilaterális kontrakciójához kapcsolódó másik oldali izom erő kifejtése az izom feszülés csökkenését vonja maga után. Ez a vizsgálat indirekt módon bizonyította, hogy az izomerők csökkenését, illetve növekedést a mozgató központok közötti gátlás, illetve annak megszűnése okozza. Bármennyire is volt újszerű és egyedi a probléma megközelítése, az átmenet alatti izomfeszülés és elektromos aktivitás változásait nem vizsgálták. Feltételezéseink szerint az átmenet alatti változások elemzése közelebb visz a probléma megoldásához és új bizonyítékokat szolgáltathatnak a két agyi félteke közötti kapcsolat megismerésében. Éppen ezért tanulmányunkban a bilaterális-unilaterális átmenetet szándékoztunk megvizsgálni azon személyek esetében, akiknél nem találtunk bilaterális deficitet és azoknál, akiknél a bilaterális deficit fennállt.

4. CÉLKITŰZÉSEK

1. vizsgálat

Arra kerestük a választ, hogy azoknál a személyeknél, akik nem mutattak bilaterális erődeficitet, vajon a bilaterálisból unilaterálisba történő átmenet okoz-e változást az unilaterálisan kontrahálódó izom forgatónyomatékában, és hogy az ellentétes oldali izom relaxációjának időbeli lefolyása különböző hatással van-e a forgatónyomaték változásra.

Ezen belül az alábbi célokat fogalmazzuk meg:

1. Annak vizsgálata, hogy a kontralaterális alsó végtag azonos izmának relaxációja okoz-e jelentős unilaterális forgatónyomaték növekedést a kontrakcióban maradó izomnál?
2. Annak vizsgálata, hogy a kontralaterális izom relaxációjának időbeli lefolyása befolyásolja-e a kontrakcióban maradó izom válaszána nagyságát és irányát (csökkenés illetve növekedés)?
3. Annak vizsgálata, hogy ezek a változások átmenetiek-e, és van-e tartós unilaterális erőnövelő hatása a kontralaterális izom relaxációjának?

2. vizsgálat

Tanulmányozzuk az unilaterális és bilaterális kontrakciók egymás utáni végrehajtásának hatását az izmok által kifejtett forgatónyomatéokra, valamint az izmok elektromos aktivitásának változására olyan személyeknél, akik bilaterális erődeficitet mutattak.

Ezen belül az alábbi célokat fogalmazzuk meg:

1. Az unilaterális-bilaterális kontrakció átmenet során bekövetkező tranziens változások meghatározása a forgatónyomaték-idő görbéken és az EMG jelekben.
2. Annak megállapítása, hogy a változások mutatnak-e domináns nem-domináns oldali hatást a forgatónyomaték csökkenésére vagy növekedésére, és vajon a változás megmutatkozik-e az EMG változásában is?
3. Annak megállapítása, hogy a megismételt bilaterális kontrakció hasonló változásokat okoz a jobb és baloldali térdfesztő izmok erő kifejtésében és EMG aktivitásában, mint az unilaterálisból bilaterálisba való átmenet.

HIPOTÉZISEK

1. vizsgálat

- 1.1. Abban az esetben, amikor nem található bilaterális erődeficit az elkülönített kontrakcióknál, a bilaterális kontrakcióból unilaterális erő kifejtésbe történő átváltás rövid idejű tranzienst okoz az átmeneti periódus alatt.
- 1.2. A kontralaterális izom relaxációjának időbeli lefolyása különböző rövid idejű átmeneti változást okoz a bilaterális kontrakciót követő unilaterális forgatónyomatékban.
- 1.3. A bilaterális kontrakcióból unilaterális kontrakcióba váltás időbeli lefolyása nem befolyásolja a kontrakcióban maradó izom hosszú idejű választ. Nevezetesen, az unilaterális forgatónyomaték nem lesz nagyobb, mint a külön végzett unilaterális és bilaterális kontrakciók alatt mért érték.

2. vizsgálat

- 2.1. A bilaterális forgatónyomaték deficit összefügg a térdfesztető izmok EMG deficitjével. A forgatónyomaték és EMG változások az összekapcsolt unilaterális-bilaterális kontrakcióknál és az átmeneti periódusoknál azonos irányúak és mértékűek, ezzel jelezvén a neurális szabályozást.
- 2.2. Azoknál a vizsgálati személyeknél, akiknél bilaterális erődeficit a hagyományos vizsgálati eljárással kimutatható, az összevont, egymást váltó bilaterális, illetve unilaterális kontrakcióknál a bilaterális és unilaterális forgatónyomaték különbség megmarad, amely az izom elektromos aktivitásának függvényében változik.
- 2.3. A bilaterális kontrakcióból unilaterális kontrakcióba váltás esetén az unilaterális forgatónyomaték nem nagyobb, mint a hagyományos vizsgálati eljárással mért unilaterális és bilaterális forgatónyomaték közötti különbség. Az átmeneti periódusban bekövetkező forgatónyomaték és EMG változások nem mutatnak nem-domináns és domináns oldali különbséget.
- 2.4. Az unilaterális kontrakciót követő bilaterális kontrakcióknál a bilaterális kontrakcióban annak az izomnak lesz nagyobb a forgatónyomatéka, amely később kezdte a kontrakciót. Az unilaterálisan kontrahálódó domináns oldali

izom forgatónyomatékában és EMG aktivitásában a csökkenés nagyobb lesz a bilaterális átmenetet követően, mint a nem-domináns oldalon.

- 2.5. A bilaterális-unilaterális-bilaterális kontrakciós modellben a második bilaterális kontrakció alatt a forgatónyomaték és az izmok elektromos aktivitása nagyobb lesz, mint az első bilaterális periódusban. A nem-domináns oldalon a változások mértéke mind a forgatónyomatékban, mind az EMG aktivitásban nagyobb lesz, mint a domináns oldalon.
- 2.6. Az unilaterálisból bilaterális kontrakcióba átmenetnél az unilaterális kontrakcióban lévő izom forgatónyomatékának és EMG aktivitásának visszaesése azelőtt megkezdődik, mielőtt a kontralaterális izom aktiválódna, illetve forgatónyomatékot fejtene ki.
- 2.7. Az unilaterálisból bilaterális kontrakció átmenetnél az unilaterálisan kontrahálódó izom forgatónyomaték és EMG aktivitás csökkenése mindaddig tart, ameddig a kontralaterális izom forgatónyomatéka és elektromos aktivitása el nem éri a maximumát.

5. MÓDSZEREK

5.1. Általános leírás

Céljainak elérésére és hipotéziseink tesztelésére két különálló vizsgálatot végeztünk, amelyek során ugyanazokat az eszközöket használtuk, a kutatásunk résztvevő személyek kiválasztása, általános elvei azonosak voltak. Az első vizsgálati beállításunknál arra kerestük a választ, hogy azoknál a személyeknél, akiknél nem találtunk bilaterális erődeficitet az elkülönített mérések során, vajon a bilaterálisból unilaterális erő kifejtésbe történő átmenet okoz-e változást az unilaterálisan kontrahálódó izom forgatónyomatékában. Arra a kérdésre is kerestük a választ, hogy az ellentétes oldali izom relaxációjának időbeli lefolyása különböző hatással van-e a forgatónyomaték változásra. Második beállítás esetében azt kutattuk, hogy azoknál a személyeknél, akik bilaterális erődeficitet mutattak, vajon az unilaterális és bilaterális kontrakciók egymás utáni végrehajtása milyen hatással van a forgatónyomatékra, valamint az izmok elektromos aktivitásának változására. A korábbi elővizsgálatok, illetve a korábbi kutatások alapján döntöttünk a kialakult végleges protokoll mellett mind az első, mind a második vizsgálatnál.

Az első vizsgálat teljesítése nem volt feltétele a kutatásunk második részének. Ez abból is adódik, hogy amíg az első vizsgálatnál a célunk az volt, hogy olyan személyeket válasszunk ki, akiknél nem találtunk bilaterális deficitet, addig a másodiknál a deficit megléte a protokoll feltétele volt. A rögzített deficit, vagy annak hiánya döntötte el, hogy mely vizsgálati csoportba tartozott a személy.

5.1.1. A vizsgálati személyek kiválasztása, a vizsgálatok engedélyeztetése

A kutatásunkban részt vevő személyek a Semmelweis Egyetem Testnevelési és Sporttudományi Karának nappali tagozatos, testnevelő-edző szakos, másodéves hallgatói voltak. Különböző sportágakban voltak edzettek. Az első vizsgálatban 2 kosárlabda, 1 korfbal játékos, 1 középtávfutó atléta, 1 cselgáncs versenyző, 2 tornász és 1 labdarúgó eredményeit elemeztük. A sportágakban eltöltött átlagos éveik száma $6,9 \pm 3,3$ év volt. A második beállítás esetében 1 kajakos, 2-2 labdarúgó és kosárlabda játékos, 2 középtávfutó, 1 triatlonos, 1 kick-boksz, 1 aerobic és 1 kendo sportágban

versenyző hallgató vett részt. A sportágakban eltöltött átlagos éveik száma $8,4 \pm 3,9$ év volt. A személyek sem unilaterális, sem bilaterális erőedzést nem végeztek a vizsgálatok előtt. A személyek kiválasztásánál célunk az volt, hogy ne a sportági adaptáció változása, vagy annak hatása jelenjen meg eredményeinkben. Éppen ezért döntöttünk úgy, hogy a kar nappali tagozatos hallgatói fognak beletartozni a kiválasztott mintába. A felsorolt sportágak közül egyértelműen egyiket sem tekinthetjük kizárólagosan unilaterális vagy bilaterális erő kifejtést igénylőnek.

A vizsgálat előtt jegyzőkönyvben rögzítettük a résztvevő személyes adatait. Itt kérdeztünk rá a domináns végtagra. Minden hallgató a jobb lábát jelölte meg a domináns oldali végtagnak. Így ebből a szempontból homogén csoportot alkottak. A mérések megkezdése előtt az alsóvégtag térdízülete mind a két lábon, minden személynél ép volt, és a kutatási program során nem panaszkodtak ízületi fájdalomra. Azokban az esetekben, ahol a jelentkezők száma meghaladta a tervezett minta nagyságát, véletlenszerűen történt a kiválasztás. A legelső és a legutolsó mérés között eltelt idő másfél hónap volt, azonban egyetlen vizsgálati személy mérése egy nap alatt befejeződött pihenőnap nélkül. A vizsgálat előtt írásban kaptak tájékoztatást a mérés menetéről, emellett szóban elmagyaráztuk a vizsgálati protokollt és felhívtuk a figyelmet az esetleges veszélyekre, valamint választ kaptak a felmerült kérdésekre. Ezt követően aláírásukkal igazolták az önkéntes részvételüket. Az adatfelvételt a Helsinki Dekrétum humán vizsgálatokra vonatkozó előírásainak megfelelően végeztük. A vizsgálatokat a Semmelweis Egyetem Tudományos Etikai Bizottsága hagyta jóvá.

5.1.2. Az alkalmazott vizsgáló berendezések

A vizsgálatra a Semmelweis Egyetem Testnevelési és Sporttudományi Karán működő, Biomechanika, Kineziológia és Informatika Tanszékének izommechanikai vizsgáló laboratóriumában került sor légkondicionáló berendezés által beállított konstans hőmérsékleten (22°C).

Komputerizált izomvizsgáló berendezés

Multi-Cont II Tihanyi System (Mediagnost, Budapest és Mechatronic Kft, Szeged) komputerizált izomvizsgáló dinamométer eszközt használva végeztük az izomkontrakciókat a személyekkel. Az eszköz vezérlésére és az adatok gyűjtésére Windows XP operációs rendszerre megírt program szolgált. A program egy közbeiktatott elektromos hajtáson keresztül két elektromos szervomotort vezérelt szinkron és/vagy aszinkron módon. A motorok vízszintes irányban sínen mozgathatóak voltak a dinamométer állítható padja körül. A függőleges irányú beállítást a tartó oszlopokba beépített pneumatikus emelő rendszer segítette. A motorok haránt irányú tengely körül billenthetőek voltak 90°-os szögtartományban. A motorok forgási síkja, a függőleges és a vízszintes síkok között, bármilyen dőlésszögű ferde sík is lehet. A speciális pad egy mechanikus szerkezet segítségével állítható volt annak érdekében, hogy a mérésekhez szükséges stabil testhelyzetet fenntarthassák a személyek a vizsgálatok alatt. A vállakat, a törzset, a csípőt és a combokat nagy merevségű, tépőzáras övekkel és egy párnázott fémhenger segítségével rögzítettük a padhoz és annak vázához. Az említett elemek mozgathatósága lehetővé tette, hogy a személyek antropometriai méreteihez és térdízületéhez igazítva optimális körülmények között zajlottak le a mérések.

A berendezés mérőegysége három fő komponensből állt. Az első egység két elektromos szervomotorból (Mavilor Motors, Spanyolország, típus: MA-10) állt. Második komponens a hajtás (Lorenz Braren GmbH, Németország, típus: FAD 25), harmadik komponens pedig a mérőcella volt, amelyben két acélkorongot nyolc kis flexibilitású és nagy érzékenységű, radiálisan elhelyezkedő lamella kötött össze. Minden második lamellára nyúlásmérő ellenállás került felragasztásra szimmetrikusan (érzékenység: 0,5 Nm, mérési forgatónyomaték határ: 500 Nm), amely elrendezés következtében csak az erőkar mozgási síkjában kerülhetett sor a forgatónyomaték mérésére. A forgatónyomaték-adatokat a program minden esetben korrigálta a gravitáció (a mozgató szegmens és a motor karjának súlya) következtében fellépő forgatónyomaték értékekkel. Az ízületi pozíció mérését a hajtásba beépített potenciométer végezte 0,01 radián felbontás mellett. A szervomotor sebességét a program a pozíció-idő függvény alapján vezérelte. A motorok a programnak megfelelően mozgatták a dinamométer acélból készült karját (600x50x10 mm) a motor forgástengelye körül. Az acélkar

speciális sínként funkcionált, a végtaghoz rögzített mandzsetták az acélkar teljes hosszában csúsztathatóak és bármely pozícióban stabilan rögzíthetőek voltak. A rögzítő mandzsetták acélból készültek, belső felületük párnázott, és keresztmetszetük tépőzárral állítható volt.

A forgatónyomaték, ízületi szögváltozás és szögsebesség adatok digitális formában kerültek rögzítésre személyi számítógépen. A mintavételi frekvencia 1 kHz volt. Az adatok rögzítése során a forgatónyomaték, az ízületi szög, és az ízületi szögsebesség pillanatnyi értékei oszlop és vonal diagram formátumban jelentek meg a monitoron és kivetítőn. Ez a funkció lehetőséget adott arra, hogy vizuális visszajelzés segítségével motiváljuk a vizsgált személyt nagyobb erő kifejtés elérésére vagy fenntartására a gyakorlat végrehajtása közben. Közvetlenül az adatrögzítés után a program azonnal kijelezte a maximális forgatónyomatékot, az átlag forgatónyomatékot, a kezdeti és végső szöghelyzetet, a mechanikai munkavégzést, a forgatónyomaték időegység alatti növekedésének maximumát ($RTD=dM/dt$) és annak idejét, valamint a forgatónyomaték időegység alatti csökkenésének maximumát ($RTR=dM/dt$) és annak idejét. Az átlag forgatónyomaték (M_m) értéket a program a forgatónyomaték-idő függvényből számolta a következő képlet alapján:

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

ahol, N a kontrakció teljes ideje alatt digitálisan rögzített minták száma, M(i) a mért forgatónyomaték adat az i-edik minta esetében a forgatónyomaték-idő függvényben. A kezelői program analízis funkciója lehetővé tette a tárolt forgatónyomaték-idő, ízületi hajlásszög-idő és szögsebesség-idő függvények grafikus megjelenítését, manuális elemzését, és a tárolt függvények konvertálását txt (text) és xls (Excel) file formátumba.

A vázizmok elektromos aktivitásának (EMG) mérése

Négyszög alakú, bipoláris, víz bázisú géllal töltött, öntapadós, patenettel kapcsolódó ezüst-ezüst klorid összetételű, 32x41 mm nagyságú felszíni elektródákat használtunk (SKINACT F-RG, Robohardware Kft, Hungary). Az elektródákat a m. vastus lateralis (elhelyezés: a spina iliaca anterior superior és a patella laterális oldalának vonalában

2/3-os arányban disztális oldalhoz közelebb) és a m. vastus medialis (elhelyezés: a spina iliaca anterior superior és a medialis oldalszalag, valamint az elülső keresztzalag határa előtti ízületi rés vonalának 80%-os arányában) izmokra helyeztünk fel a SENIAM protokoll [www.seniam.org] alapján (4. ábra). Az elektródák középpontjának távolsága 20 mm volt, amelyek felhelyezése előtt a vizsgálandó terület előkészítése megtörtént. Ennek alapján a tiszta bőrterület szőrzetét leborotváltuk. 400-as jelzésű dörzspapírral távolítottuk el az elhalt hámsejteket az izom elektromos aktivitásának jobb vezetése érdekében. Ezt követően vattával átítatott 60%-os orvosi alkohollal tisztítottuk meg a bőrfelületet. Az elektródákat nem cseréltük a vizsgálat során. Ezt követően megmértük a bőrellenállást. Az előkészületeket akkor ítéltük megfelelőnek, ha a bőrellenállás 10 Ohmnál kisebb volt.



4. ábra. Az elektromiográf elektródák felhelyezése a vizsgált izmaira a vizsgálati helyzetben.

A kezelői software Windows XP operációs rendszerre megírt MyoResearch XP, Master Version program szolgált (Noraxon Myoclinical 2.10, Noraxon U.S. Inc., Scottsdale, AZ, USA). Az elektródajel ellenőrzése és a keresztellenőrzés a SENIAM protokoll alapján történt. Emellett spektrumanalízist alkalmaztunk, hogy kiderítsük, az elektródák jó helyre kerültek felhelyezésre, illetve más elektromos forrás nem zavarta meg a mérést a kibocsájtott elektromos zajjal. Power Spectrum riportot alkalmaztunk, amely a Fast

Fourier Transformation-on alapul (FFP). A kapott értékeket 20-as skálákban táblázat formában rajzoltattuk ki a programmal. Minden izomról vett elektromos aktivitás adathalmazt külön-külön értelmeztünk az analízis alatt [$\mu\text{V} \cdot \mu\text{V} \cdot \text{sec}$]. A felületi elektródákról érkező analóg jeleket, Telemyo hardware adókészülék továbbította telemetrikusan a jelfogó antennához (Noraxon U.S. Inc., Scottsdale, AZ, USA). A méréshez szükséges elektromos berendezéseken kívül minden más eszközt kikapcsoltunk, hogy ne zavarja a jelek továbbítását. Az antenna hatótávolsága körülbelül 200 m. Innen az analóg/digitális átalakító 1 kHz-es frekvenciával vett mintát a jelből és automatikus beállítású jel felerősítés történt. Külső elvezetéssel mind a két motor forgatónyomaték jeleit a Noraxon központi telemetriájához és a hajtáshoz csatlakoztattuk, így egyszerre analizálhattuk a forgatónyomaték-idő, illetve elektromos aktivitás-idő görbéket. A minták feldolgozása a forgatónyomaték-idő görbe alapján manuálisan történt. A nyers EMG jelek rektifikációját követően mozgóátlagolásos simítást, szűrést (high-pass 20 Hz) alkalmaztunk. Az említett mérési eljárások, mérőeszközök és szoftverek (Multi-Cont II Tihanyi System, Noraxon EMG, Seniam protokoll) tudományosan elfogadott adatgyűjtési eljárások.

5.1.3. Elhelyezkedés a dinamométeren

Az erő kifejtéseket a vizsgálati személyek térdfeszítő izmaikkal végezték. A mérések során rövidnadrágot, pólót, illetve sportcipőt viseltek. A vizsgált személyek ülőhelyzetben foglaltak helyet a dinamométeren. Az elektromos szervomotor magasságát úgy állítottuk be, hogy a motor és a térdízület forgástengelye egy vonalba essen. A lábszárat a szervomotor által forgatott acélkarhoz boka fölött rögzítettük (5. *ábra*). A bokamandzsettát úgy állítottuk be, hogy a vizsgálati személyek lábát ne szorítsa, így az erő kifejtés alatt nem érezték a testhelyzetet kényelmetlennek, az esetleges diszkomfort érzés nem befolyásolta a vizsgálatot.



5. ábra. A lábszár rögzítésének módja a szervomotor által forgatott acélkarhoz.

A háttámlát 110° -os dőlésszögbe állítottuk, a csípőízület anatómiai szöge 70 fok volt. A törzs teljes felületével a háttámlára támaszkodott. A femur proximális végét szivaccsal borított hengerrel szorítottuk az ülőfelülethez, hogy kiküszöböljük az elmozdulást a csípőízületben. A vállakat, a törzset, a csípőt és a combot nagy merevségű övek segítségével rögzítettük a padhoz. Az ülőfelületet a vízszintes helyzettől 10 fokos dőlésszögig emeltük. A vizsgálati személyek a berendezés oldalához erősített fém fogódzkodókba kapaszkodtak, amely megkönnyítette az erő kifejtését (6. ábra).



6. ábra. A vizsgált személy elhelyezkedése a Multi-Cont II Tihanyi System izomvizsgáló berendezésen bilaterális térdfeszítés során.

5.1.4. Vizsgálat előtti beállítások

Az elektromos motort a vizsgálati személyek térdízületének anatómiai 0 fokos szöghelyzetéhez igazítottuk (teljesen nyújtott térdízület), így minden egyes mérés során ettől a szögértéktől viszonyított szögváltozás mutatta a valós értékeket. Elektromos goniométer használatával megbizonyosodtunk, hogy a térdízület adott szöghelyzete és a szoftver által beállított valós szöghelyzet megegyeztek.

Az összehangolt mérés során a mintavételi frekvencia 1kHz volt mind a forgatónyomaték, mind az elektromiográfiai jelek adatgyűjtése során. Az izometriás kontrakció minden esetben a szoftverben beállított konstans ideig, 12 sec-ig tartott. Az EMG jelek rögzítését a kontrakció előtt megkezdtük, ugyanis a szervomotorok jeleit analóg-digitális átalakítón rögzítettük a MyoResearch szoftverben, így a külső forgatónyomaték–idő adatsor segítségével ki tudtuk vágni az adatelemzéshez szükséges periódust, illetve rögzíteni tudtuk az izmokból származó jeleket az idő függvényében. A mérések előtt ismertettük a kontrakciók végrehajtásának típusait, metodikáját. Az erőfelfutás és a kontrakciók sebességére nem hívtuk fel a figyelmet, csupán arra kértük a vizsgálati személyeket, hogy az egész mérés alatt maximális erő kifejtésre törekedjenek, ugyanakkor felhívtuk a figyelmet arra, ha csak az egyik lábával kell kifejtenie erőt, akkor a kontralaterális végtagját teljesen relaxálja, az aktív végtagonál pedig maximális erő kifejtésre törekedjen. Ennek ellenőrzésére az elektromiográf jeleket alkalmaztuk. Akkor fogadtuk el az inaktív láb izmait relaxáltaknak, ha a maximális EMG jelek átlagai 10%-nál kisebbek voltak. Két személy fejtett ki erőt akkor, amikor unilaterális erő kifejtést kellett volna végrehajtania a kontralaterális lábával. A hibás mérést megismételtettük. A többi vizsgálatnak nem okozott gondot a feladatok végrehajtása. Bár kétségkívül a személyeknek jelentős koncentrációra volt szükségük a feladatok pontos végrehajtására, vélhetően az edzésben lévő testnevelő tanár-edző hallgatók átlagon felüli fizikai képessége és gyakorlottsága közrejátszott abban, hogy kevés kontrakció volt sikertelen. A mérések adatait, forgatónyomaték-idő adatsorokat, annak grafikus diagramját, maximális forgatónyomaték értékeket minden vizsgálat után Microsoft Excel 2003-as táblázatba mentettük ki külön-külön munkafüzetekbe. A vizsgálat vezetőjét segítette az adott erő kifejtés során egy, a szoftverbe beépített mozgó időtengely, amely során a jobb, illetve a bal oldali erőkarra kifejtett forgatónyomaték értékeket egységnyi idő elteltével lehetett követni. A kivetített képen ugyanez a felület

volt látható, így a vizsgálati személy is láthatta forgatónyomaték-mozgó idő tengelyt. A szoftver tartalmazott még egy 5 másodperces beosztású segédvonalakkal ellátott rácsozatot, amely 5x5 felbontásban 5 másodpercenként automatikus léptetést tett lehetővé.

5.1.5. A vizsgált izomcsoport bemelegítése

A térdfesztő izomcsoport bemelegítését minden vizsgálati személy esetében azonos procedúrát követve végeztettük el. A térdfesztők egyperces mérsékelt nyújtását követően, az izomcsoport megfelelő keringésének biztosítása érdekében 10 perces terhelést kaptak (pulzusszám: 130-140 ütés/perc) kerékpár ergométeren. Ezt követően a térdfesztőket aktív, célzott statikus nyújtó hatású gimnasztikai gyakorlatokkal melegítették be. A negyed óra végére a láb izomzata elérte a maximális kontrakciókhoz szükséges bemelegített állapotot.

5.2. A vizsgálatok részletes leírása

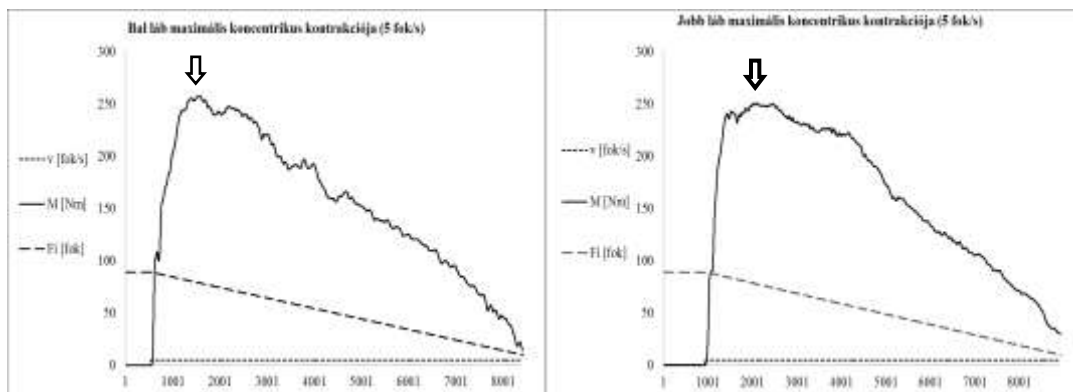
5.2.1. Első vizsgálat

5.2.1.1. Vizsgálati személyek

Huszonkét edzésben lévő vizsgálati személynél mértük a térdfesztők forgatónyomaték értékeit, maximális izometriás unilaterális és bilaterális erő kifejtéseket alkalmaztunk. Közülük tíz vizsgálati személynél (életkor: $20,9 \pm 4,3$ év; testtömeg: $79,3 \pm 5,2$ kg; testmagasság: $181,5 \pm 4,4$ cm) nem találtunk bilaterális deficitet, őket választottuk ki az első vizsgálatunkra. Két személy eredményeit nem vettük figyelembe az értékelésnél, mert az elemzés során derült ki, hogy a feladatokat nem tudták a protokoll szerint előírtaknak megfelelően végrehajtani.

5.2.1.2. Optimális szöghelyzet meghatározása

Az anatómiai 90 fokból 1 fokos szögtartományig (nyújtott térdízület) maximális koncentrikus kontrakciót végeztünk a személyekkel 5 fok/sec-os állandó szögsebességgel, külön a jobb, illetve a bal lábbal. A rögzített forgatónyomaték-idő, illetve a szögváltozás-idő görbékről meghatároztuk azt a szöghelyzetet, ahol a legnagyobb erő kifejtésre voltak képesek (7. ábra). Ezt az értéket rögzítettük külön-külön mind a két lábon. Egyik esetben sem volt nagyobb különbség a két szögérték között, mint 3 fok. Különbségeket átlagoltuk, és egész szögértékekre kerekítettük. Ez alapján a vizsgálati személyek más-más szögtartományban hajtották végre az izometriás térdfeszítéseket. Maximális értékeket átlagolva $71,8 \pm 4,4$ fok szögértéket kaptunk.



7. ábra. Bal, illetve jobb alsó végtag maximális koncentrikus kontrakciójának forgatónyomaték-szögsebesség-szögefördülés-idő görbéje 90 foktól 1 fokos szöghelyzetig, 5 fok/s-os szögsebességgel végrehajtva.

5.2.1.3. Vizsgálati eljárás

Első feladat (első vizsgálati beállítás, VB1): unilaterális és bilaterális izometriás erő kifejtés

Miután meghatároztuk azt a szöghelyzetet, ahol a személyek a legnagyobb erő kifejtésre voltak képesek, arra kértük őket, hogy maximális unilaterális (UL) és bilaterális (BL) izometriás térdfeszítést végezzenek. Térdfeszítőikkel három-három UL és BL erő kifejtést hajtottak végre random sorrendben. A tizenkét másodperces mintavételi beállítás elindítása után a vizsgálati személyek bármikor elkezdhették az akaratlagos

kontrakciót, amelynek ideje minimum öt másodperc volt. Három-négy perces teljes pihenőt alkalmaztunk minden kontrakciót követően. A térdfeszítések alatt szóbeli utasítással ösztönöztük őket maximális erő kifejtésre.

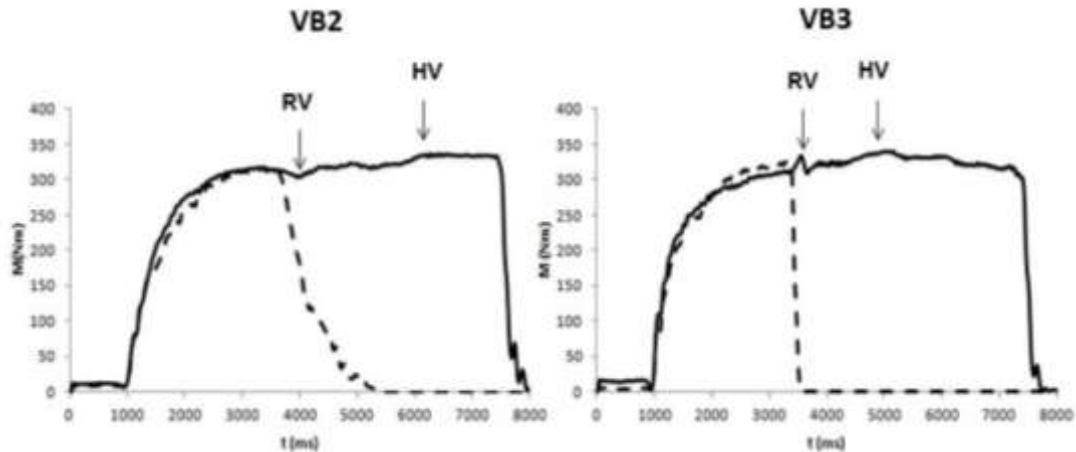
Második feladat (második vizsgálati beállítás, VB2): bilaterális kontrakciót követően a jobb térdfeszítők lassú, kontrollált relaxációja

A vizsgáltak a második feladat során maximális izometriás bilaterális erő kifejtést végeztek a térdfeszítő izmaikkal. A maximális forgatónyomaték 3 sec-os fenntartását követően a vizsgálatvezető jelére a jobb térdfeszítő izmukat a lehető leglassabb ütemben kellett relaxálniuk, miközben a bal térdfeszítő izmokkal továbbra is maximális erőt kellett kifejteniük (8. ábra). Három izometriás térdfeszítést három perc teljes pihenő követett.

Harmadik feladat (harmadik vizsgálati beállítás, VB3): bilaterális kontrakciót követően a jobb térdfeszítők gyors relaxációja

Hasonlóképpen, mint a VB2-nél, a hallgatóknak maximális bilaterális izometriás térdfeszítést kellett fenntartaniuk három másodpercig. Ezt követően relaxálniuk kellett a jobb lábuk térdfeszítő izmait olyan gyorsan, amilyen gyorsan csak tudták, mialatt a kontralaterális végtaggal továbbra is maximálisan forgatónyomatékokat kellett kifejteniük (8. ábra). Három erő kifejtést hajtottak végre, amelyet 3 perc pihenő követett.

A gyors és lassú relaxációs feladatot váltakozva alkalmaztuk. Öt személy kezdte a vizsgálatot a második feladattal, majd folytatták a harmadik feladattal. A többiek ellentétes sorrendben hajtották végre a feladatokat. A merevlemezen tárolt forgatónyomaték-idő görbék közül azt választottuk az elemzésre, amelynél az átlagolt és a maximális forgatónyomaték értékek a legnagyobbak voltak.



8. ábra. VB2 és VB3 jellemző forgatónyomaték-idő görbéi. Bilaterális izometriás erő kifejtést követő jobb térdfesztők relaxációja (szaggatott vonal), valamint a bal oldali térdfesztők által fenntartott (folytonos vonal) maximális forgatónyomaték aktivációja. VB2 során a jobb alsó végtag aktivációját lassan, kontroláltan csökkentették. VB3 során a lehető leggyorsabban kellett relaxálni a jobb térdfesztőket, amelyet jól mutatott a forgatónyomaték meredek visszaesése. RV és HV jelzik a bal oldali térdfesztőkön mért a rövid és hosszú késleltetési választ.

5.2.1.4. Adatfeldolgozás

Első vizsgálati beállítás (VB1)

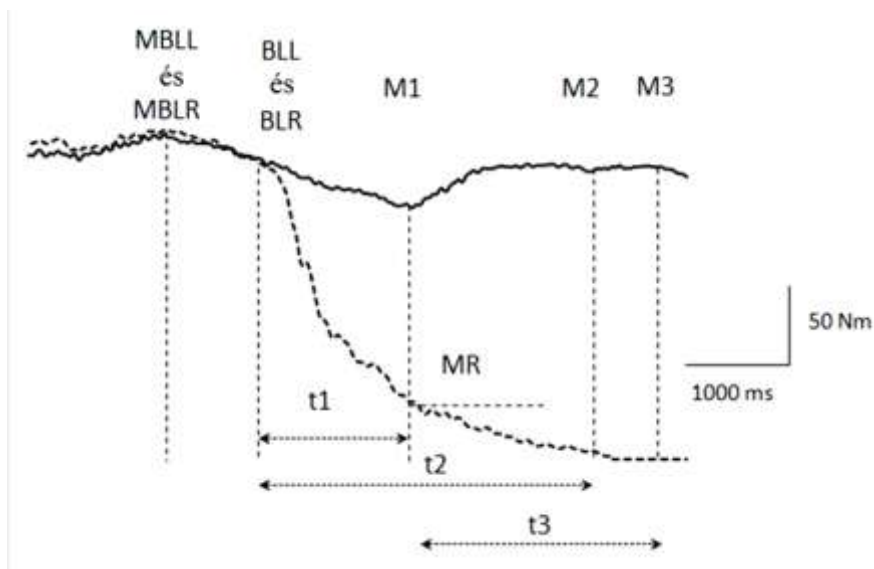
A térdfesztők forgatónyomaték-idő görbéit a dinamométer saját szoftvere által rögzítettük. Maximális UL és BL forgatónyomaték értékek segítségével kiszámoltuk a bilaterális deficit indexet (BLDI), MBLR és MBLL a jobb, illetve a bal lábon mért maximális bilaterális forgatónyomatékot jelentette, MULR és MULL pedig jobb, illetve bal térdfesztők által kifejtett maximális unilaterális forgatónyomaték volt.

Második vizsgálati beállítás (VB2)

A forgatónyomaték-idő görbékről (9. ábra) elsőként a jobb és a bal térdfesztők által egyidejűleg kifejtett maximális izometriás forgatónyomatékot (MBLR, MBLL), és a

jobb végtag relaxációja megkezdése pillanatában mérhető forgatónyomatékokat (BLL és BLR) határoztuk meg. Ezt követően megmértük a bal térdfesztők legkisebb forgatónyomatékát (M1) a jobb térdfesztők relaxációját követően és kiszámítottuk a csökkenés mértékét ($dM1=BLL-M1$), továbbá meghatároztuk az időt, amely alatt a forgatónyomaték visszaesése bekövetkezett ($t1$). Ezt a változást a rövid idejű válasznak neveztük (RV). Ezen kívül meghatároztuk a jobb térdfesztők teljes relaxációjának pillanatában mérhető forgatónyomatékot (M2) és a relaxáció kezdetétől eltelt időt ($t2$), valamint kiszámítottuk a forgatónyomaték változás nagyságát ($dM2=M2-M1$). A hosszú idejű válasznak (HV) azt tartottuk, amikor a bal térdfesztők izmok elérték a maximális forgatónyomatékot (M3) a jobb térdfesztők teljes relaxációját követően, és emellett kiszámítottuk a változás nagyságát M2 és M3 között ($dM3$). Továbbá meghatároztuk M1 és M3 között eltelt időt ($t3$).

A jobb térdfesztők forgatónyomaték-idő görbéjén a relaxációt követően az alábbi változókat határoztuk meg: a forgatónyomatékot (MR) M1-nél és ennek százalékos különbségét (M%) az BLR-hez viszonyítva, a forgatónyomaték csökkenés rátáját ($RTR=dM/dt$), valamint a fél-relaxációs időt ($1/2RT$).

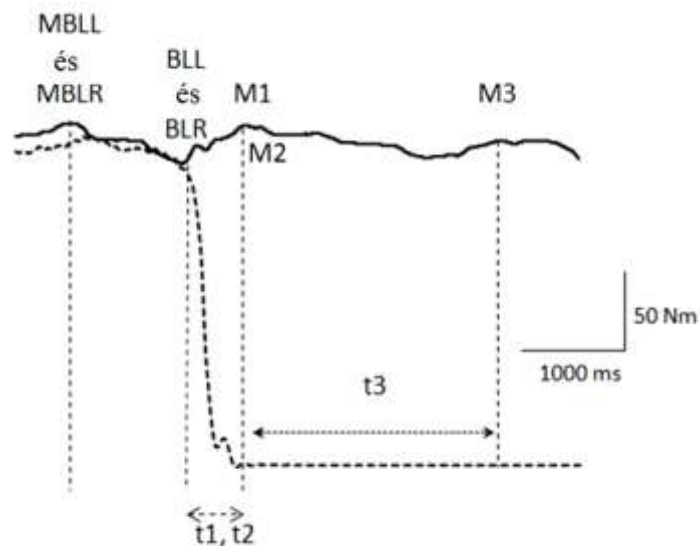


9. ábra. VB2 jellemző forgatónyomaték-idő görbéje. Bilaterális erő kifejtést követő bal unilaterális izometriás forgatónyomaték (folytonos vonal) a jobb alsó végtag kontrollált relaxálásán keresztül (szaggatott vonal). Maximális izometriás forgatónyomaték (MBLR, MBLL), és a jobb láb relaxációja előtti forgatónyomatékok (BLL és BLR), a bal láb forgatónyomatéka jobb

relaxálásakor (M2), rövid (M1) és hosszú (M3) késleltetéskor mért forgatónyomaték, valamint ezek eléréséhez szükséges idő (t_1 , t_2 , t_3).

Harmadik vizsgálati beállítás (VB3)

Ennél a feladatnál a személyeknek a jobb térdfesztők teljes relaxációját a lehető legrövidebb idő alatt kellett elérni. Az előző feladathoz hasonlóan a forgatónyomaték-idő görbékről (10. ábra) meghatároztuk MBLR, MBLL, BLR és BLL forgatónyomatékokat, továbbá ugyanazon változókat a bal, valamint a jobb alsó végtag forgatónyomaték-idő görbéjén.



10. ábra. VB3 jellemző forgatónyomaték-idő görbéje. Bilaterális erő kifejtést követő bal unilaterális izometriás forgatónyomaték (folytonos vonal) a jobb láb gyors relaxálásán keresztül (szaggatott vonal). Maximális izometriás forgatónyomaték (MBLR, MBLL), és a jobb láb relaxációja előtti forgatónyomatékok (BLL és BLR), a bal láb forgatónyomatéka jobb relaxálásakor (M2), rövid (M1) és hosszú (M3) késleltetéskor mért forgatónyomaték, valamint ezek eléréséhez szükséges idők (t_1 , t_2 , t_3).

5.2.2. Második vizsgálat

5.2.2.1. Vizsgálati személyek és az optimális szöghelyzet meghatározása

Erre a vizsgálatra olyan személyeket választottunk ki, akiknél bilaterális deficitet találtunk. Tizenegy, rendszeres edzésben lévő hallgató vett részt a kutatásunkban (életkor: $21,78 \pm 1,41$ év; testtömeg: $74,45 \pm 8,81$ kg; testmagasság: $180,45 \pm 6,71$ cm). Az optimális szöghelyzet meghatározása hasonló módon történt, mint az első vizsgálatnál (6.2.1.2. fejezet).

5.2.2.2. Vizsgálati eljárás

Első feladat (F1): időben egymástól elkülönülő unilaterális és bilaterális izometriás erő kifejtés

A vizsgálati protokoll első lépése az optimális szöghelyzet meghatározása volt, amelyet az első vizsgálatnál ismertetett módon végeztünk. Ezt követően a vizsgálatban résztvevő személyek három-három maximális unilaterális (UL) és bilaterális (BL) izometriás térd feszítést végeztek mindkét térd feszítő izmukkal, random sorrendben. Itt is tizenkét másodperces mintavételi beállítást alkalmaztunk. A személyek a vizsgálatvezető jelét követően bármikor elkezdhették az akaratlagos kontrakciót, amelynek ideje minimum öt másodperc volt. A mérési idő elteltét is a vizsgálat vezetője jelezte, amelyet követően bármikor csökkenthették az erő kifejtést. Három perces teljes pihenőt alkalmaztunk minden kontrakciót követően. A forgatónyomaték növelése érdekében a vizsgálati személyek elé kivetítettük az erő kifejtést mutató diagramokat, emellett itt is szóbeli ösztönzést alkalmaztunk, hogy segítsük a maximális erő kifejtés elérését.

Második feladat (F2): unilaterális kontrakciót követő bilaterális kontrakció

F2a vizsgálati beállítás

A vizsgálati személyek maximális izometriás unilaterális erő kifejtést végeztek a bal láb térd feszítőikkel. A maximális forgatónyomaték minimum három másodperces

fenntartását követően a vizsgálatvezető jelére a kontralaterális láb térdfesztítő izmaival maximális erő kifejtést kellett végezni a lehető legrövidebb idő alatt, miközben a másik, korábban unilaterálisan kontrahálódó térdfesztítőt maximális feszülés alatt kellett tartani (13. ábra). A bilaterális kontrakció 4 másodpercig tartott. Ezt követően a személyek relaxálták izmaikat.

F2b vizsgálati beállítás

Az izomkontrakciók hasonlóak voltak az F2a-ban végrehajtott protokollhoz, de az unilaterális kontrakciót a jobb oldali térdfesztítők kezdték, amelyet a bal láb kontrakciója követett, így a feladat bilaterális kontrakcióval fejeződött be.

Minden esetben a forgatónyomaték diagramokat online kivetítettük azzal a céllal, hogy a személyeket maximális erő kifejtésre készítsük, amelyet szóbeli biztatással is motiváltunk. Mind az F2a-ban, mind az F2b-ben a feladatot háromszor végezték el a személyek. Az egyes végrehajtások között három perc pihenőt tartottunk, de a vizsgálatok kérésére a pihenőidőt megnöveltük.

Harmadik feladat (F3): bilaterálisból unilaterális izometriás erő kifejtés

F3a vizsgálati beállítás

A vizsgált személyek maximális bilaterális erő kifejtést végeztek, amelyet minimum három másodpercig kellett fenntartani, majd a vizsgálatvezető instrukciójára a jobb láb térdfesztítő izmait a lehető legrövidebb idő alatt relaxálniuk kellett miközben a bal oldali térdfesztítőkkel arra kellett törekedniük, hogy az izom feszülése (forgatónyomatéka) ne csökkenjen (14. ábra).

F3b vizsgálati beállítás

Ebben az esetben is bilaterális kontrakcióval kezdődött a vizsgálat, de a bal láb térdfesztítő izmait kellett a lehető leggyorsabban relaxálni a jobb térdfesztítők maximális feszülésének megtartása mellett.

Minden vizsgálati szituációban a feladatot háromszor hajtottuk végre három perces pihenőkkel. A személyek a forgatónyomaték kifejtését online figyelhették és a vizsgálatvezető szóbeli biztatást alkalmazott.

Negyedik feladat (F4): bilaterálisból unilaterális, majd ismételt bilaterális izometriás erő kifejtés

F4a vizsgálati beállítás

A feladat első része megegyezett az F3a-val, vagyis a maximális bilaterális erő kifejtés minimális három másodperces fenntartása után a jobb oldali térd fesztők gyors relaxálása következett. Miközben a bal láb térd fesztőjét maximális aktiváció alatt tartották a személyek, négy másodperc letelte után a vizsgálatvezető jelére a jobb oldali térd fesztőkkel ismét maximális erő kifejtést kellett végezniük a lehető legrövidebb idő alatt (15. ábra).

F4b vizsgálati beállítás

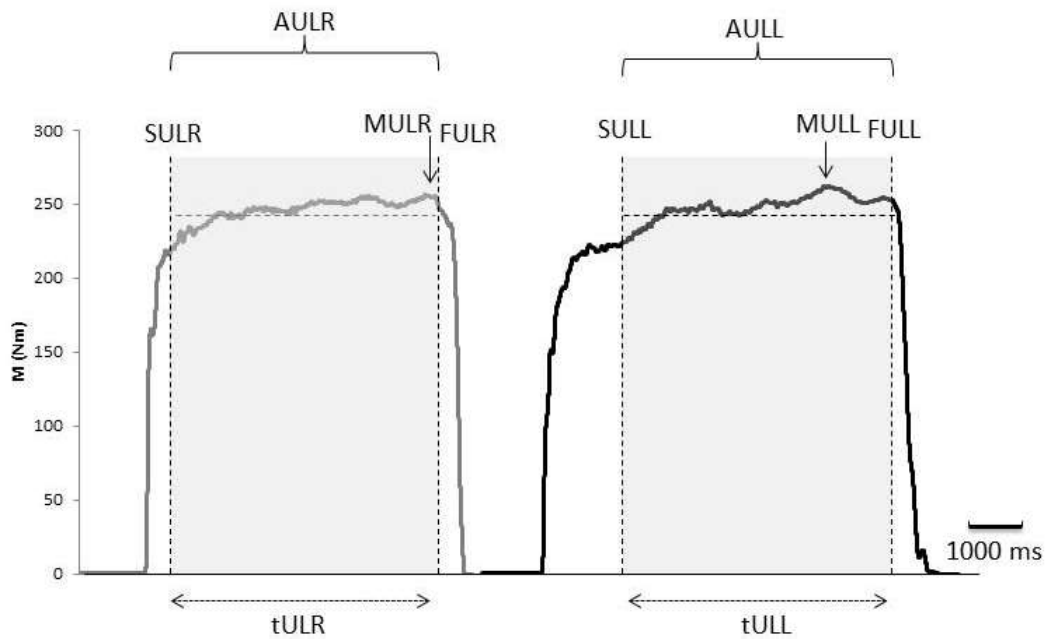
A feladat ugyanaz volt, mint az F4a-nál, de ebben az esetben a bilaterális kontrakciót a bal térd fesztők relaxációja, majd ismételt kontrakciója követte.

A vizsgált személyek informálása és motivációja a feladat végrehajtása alatt hasonló volt az előző feladatok végrehajtása során alkalmazottakéhoz. A pihenőidő itt is három perc volt a feladatok között.

5.2.2.3. Adatfeldolgozás

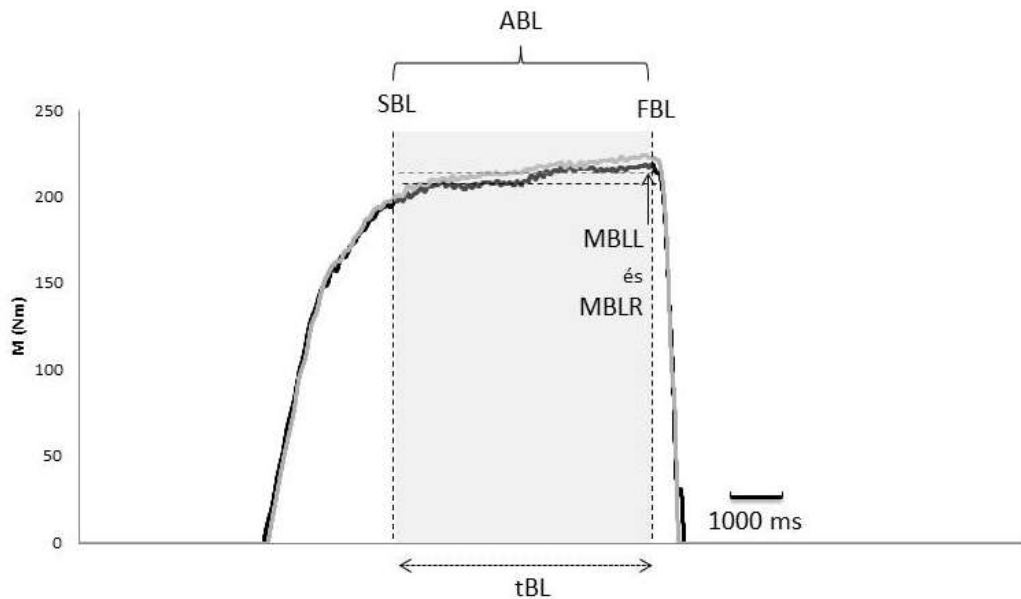
F1 vizsgálati beállítás: időben egymástól elkülönülő unilaterális és bilaterális izometriás erő kifejtés

A forgatónyomaték-idő görbékről leolvastuk a maximális forgatónyomatékot (MULR és MULL), valamint kiszámítottuk az átlag forgatónyomatékot külön a bal, és külön a jobb lábon (AULR és AULL). Ezeknek a kezdő pontját (SULR és SULL) a leolvasott maximális érték 90 százalékánál határoztuk meg és egészen addig tartott (FULR és FULL), amíg a vizsgálati személy a térd fesztők aktivitását csökkenteni nem kezdte. Ez alapján kiszámítottuk az unilaterális erő kifejtés idejét (tULR és tULL) (11. ábra). A kontrakció elektromos aktivitásának kezdő- és végmarkereit is ezeknél a pontoknál rögzítettük, így az átlag forgatónyomaték és az elektromos aktivitás időtartama megegyezett.



11. ábra. Jellemző unilaterális forgatónyomaték-idő görbék. MULR és MULL maximális izometriás forgatónyomatékot mutatja. Kezdő (SULR és SULL) és végső (FULR és FULL) forgatónyomaték közötti átlag forgatónyomatékot (AULR és AULL) és a periódus idejét (tULR, tULL) meghatároztuk. A szürke terület az izmok elektromos aktivitásának mérési időablakát jelöli.

A bilaterális kontrakciók esetében is hasonlóan határoztuk meg a maximális (MBLR és MBLL) és az átlag (ABLl és ABLR) forgatónyomatékot, valamint a bilaterális kontrakció idejét (tBL) (12. ábra). Ebben az esetben is megegyezett az átlag forgatónyomaték és az elektromos aktivitás időtartama.

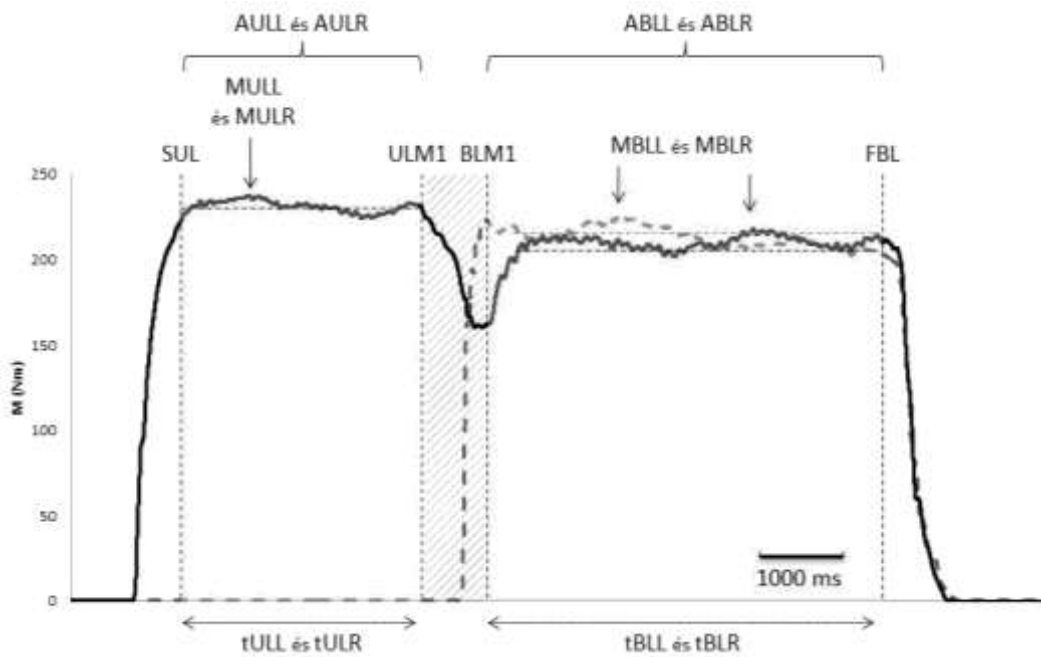


12. ábra. Jellemző bilaterális forgatónyomaték-idő görbe (a szürke a jobb, a fekete a bal térdfesztő görbéje). MBLR és MBLL maximális izometriás forgatónyomatékot jelzi. Kezdő (SBL) és végső (FBL) forgatónyomaték közötti átlag forgatónyomatékot (ABL) és a periódus idejét (tBL) meghatároztuk. A szürke terület az EMG periódusát jelöli.

Az unilaterális és bilaterális forgatónyomatékok ismeretében kiszámoltuk a bilaterális deficit indexet (BLDI).

F2 vizsgálati beállítás: unilaterális kontrakciót követő bilaterális kontrakció

Meghatároztuk a kezdeti unilaterális kontrakció alatt kifejtett maximális forgatónyomatékot (MULL vagy MULR), valamint kiszámítottuk az átlag forgatónyomatékot (AULL vagy AULR). Az unilaterális kontrakció kezdő pontját (SUL) az unilaterális maximum 90 százalékánál határoztuk meg. A periódus végét ott rögzítettük, ahol az erő kifejtést végző láb forgatónyomatéka csökkenni kezdett (ULM2). A kontralaterális láb térdfesztő izmának kontrakcióját követő bilaterális kontrakció alatt hasonlóképpen határoztuk meg a maximális forgatónyomatékot (MBLL és MBLR) és az átlag forgatónyomatékot (ABLL és ABLR), valamint a bilaterális kontrakció idejét (tBLL és tBLR) (13. ábra).

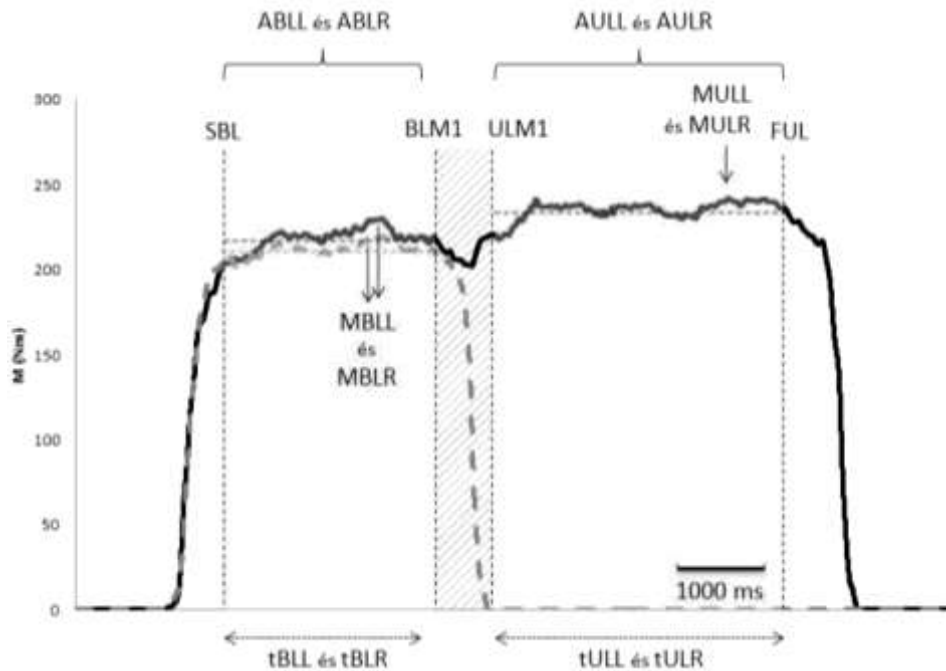


13. *ábra.* Unilaterálisból bilaterális izometriás kontrakció jellemző forgatónyomaték-idő görbe, amely a végig aktivált (folytonos vonal) és később aktivált (szaggatott vonal) láb erő kifejtését mutatja. MULL és MULR, valamint MBLR és MBLL maximális izometriás forgatónyomatékokat jelöli. Kezdő (SUL, valamint BLM1) és végső (ULM1, valamint FBL) forgatónyomaték közötti átlag forgatónyomatékokat (AULL és AULR, valamint ABLL és ABLR) és a periódus idejét (tULL és tULR, valamint tBLL és tBLR) meghatároztuk. A szürke terület az EMG periódusokat jelöli a rögzített markerek között.

F3 vizsgálati beállítás: bilaterális kontrakciót követő unilaterális kontrakció

A forgatónyomaték-idő görbéről leolvastuk a maximális bilaterális forgatónyomatékokat (MBLL és MBLR), valamint kiszámítottuk az átlag forgatónyomatékokat (ABLL és ABLR). A bilaterális periódus kezdő pontját (SBL) a maximális forgatónyomaték 90 százalékánál határoztuk meg. A maximális forgatónyomaték periódus végét az erő kifejtést végző láb forgatónyomaték csökkenésénél rögzítettük (BLM1). Kiszámítottuk a BL kontrakció idejét (tBLL és tBLR). A bilaterális kontrakció befejeződése után hasonló módon határoztuk meg, illetve számítottuk ki a kontrakcióban maradó izom maximális (MULL vagy MULR) és átlag (AULL vagy

AULR) forgatónyomatékát, valamint a maximális forgatónyomaték periódus idejét (tULL vagy tULR) (14. ábra).

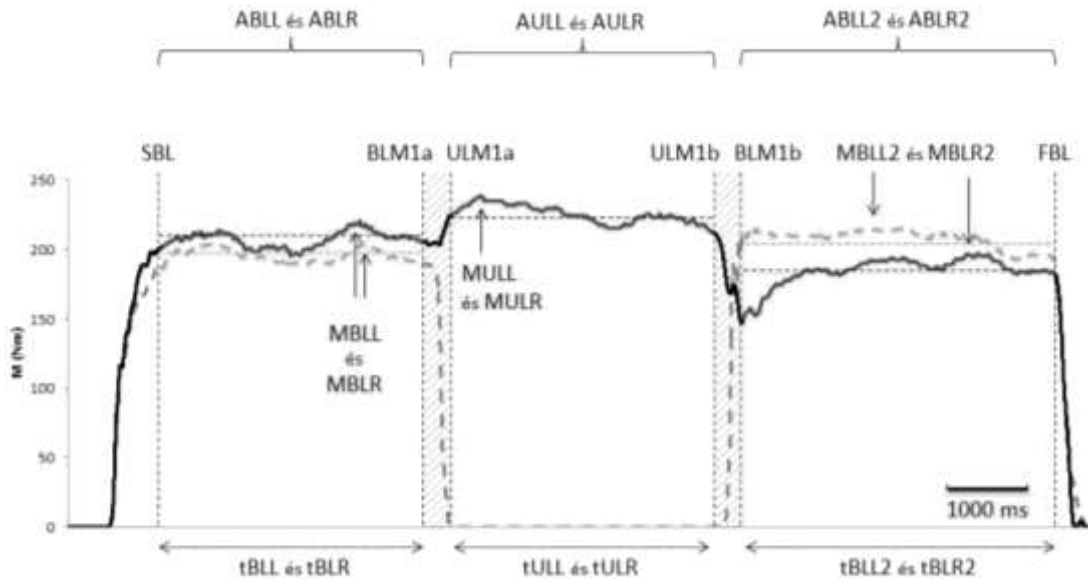


14. ábra. Bilaterálisból unilaterális izometriás kontrakció jellemző forgatónyomaték-ideő görbe, amely a végig aktivált (folytonos vonal) és relaxált (szaggatott vonal) láb erőkifejtését mutatja. MBLL és MBLR, valamint MULR és MULL maximális izometriás forgatónyomatékokat jelöli. Kezdő (SBL és ULM1) és végső (BLM1 és FUL) forgatónyomaték közötti átlag forgatónyomatékokot (ABLL és ABLR, valamint AULL és AULR) és a periódus idejét (tBLL és tBLR, valamint tULL és tULR) meghatároztuk. A szürke terület az EMG periódusokat jelöli a rögzített markerek között.

F4 vizsgálati beállítás: bilaterális kontrakciót követő unilaterális, majd ismételt bilaterális kontrakció

Hasonlóan az előző vizsgálati beállításhoz (F3) meghatároztuk a maximális bilaterális forgatónyomatékokot (MBLL és MBLR), kiszámítottuk az átlag forgatónyomatékokot (ABLL és ABLR). Ezen kívül meghatároztuk a maximális bilaterális forgatónyomaték periódusának idejét (tBLL és tBLR). A bilaterális kontrakciót követő unilaterális kontrakció, valamint a második bilaterális kontrakció alatt is meghatároztuk a

maximális és átlag forgatónyomatékok, valamint a maximális forgatónyomaték periódus idejét (15. ábra).

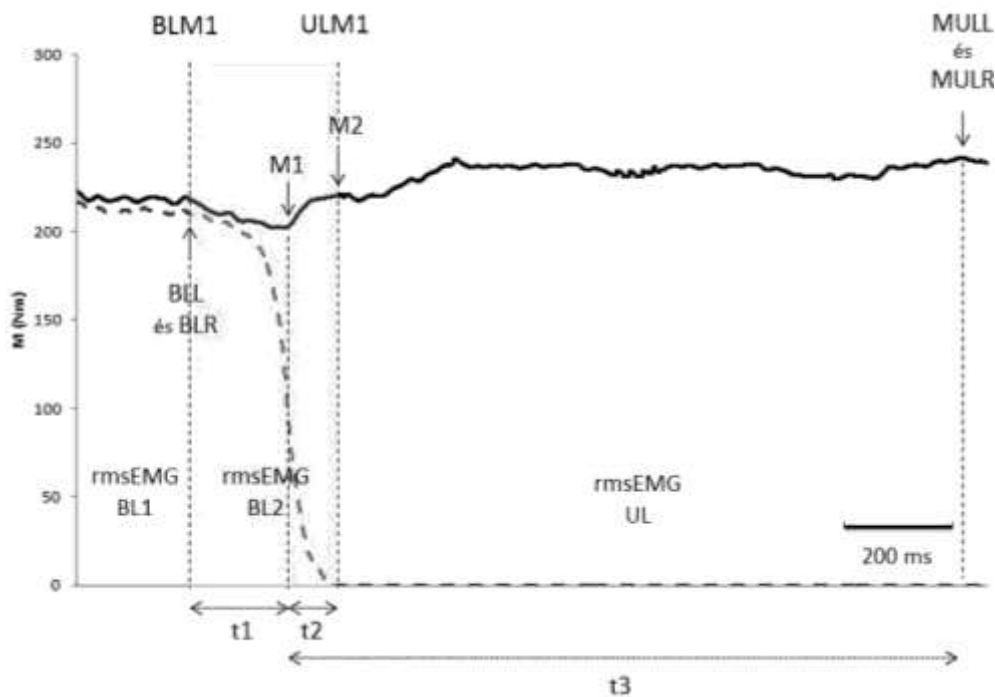


15. ábra. Bilaterálisból unilaterális, majd ismételt bilaterális izometriás kontrakció jellemző forgatónyomaték-idő görbe, amely a végig aktivált (folytonos vonal) és relaxált, majd újraaktivált (szaggatott vonal) láb erő kifejtését mutatja. MBLL és MBLR, továbbá MULR és MULL, valamint MBLL2 és MBLR2 maximális izometriás forgatónyomatékokat jelöli. Kezdő (SBL, ULM1a, BLM1b) és végső (BLM1a, ULM1b, FBL) forgatónyomaték közötti átlag forgatónyomatékokot (ABL és ABLR, AUL és AULR, valamint ABLL2 és ABLR2) és a periódus idejét (tBLL és tBLR, tULL és tULR, valamint tBLL2 és tBLR2) meghatároztuk. A szürke területek az EMG periódusokat jelölik.

Átmeneti periódus változói a bilaterális kontrakciót követő unilaterális kontrakciónál (F3a és F3b vizsgálati beállítás) (16. ábra)

Bilaterális kontrakciót követő unilaterális erő kifejtéskor BLM1 időpillanatától kezdődött az átmeneti periódus, amely kezdő forgatónyomatékát leolvastuk (BLL vagy BLR). A relaxált láb forgatónyomaték csökkenésekor a kontralaterális láb visszaesését

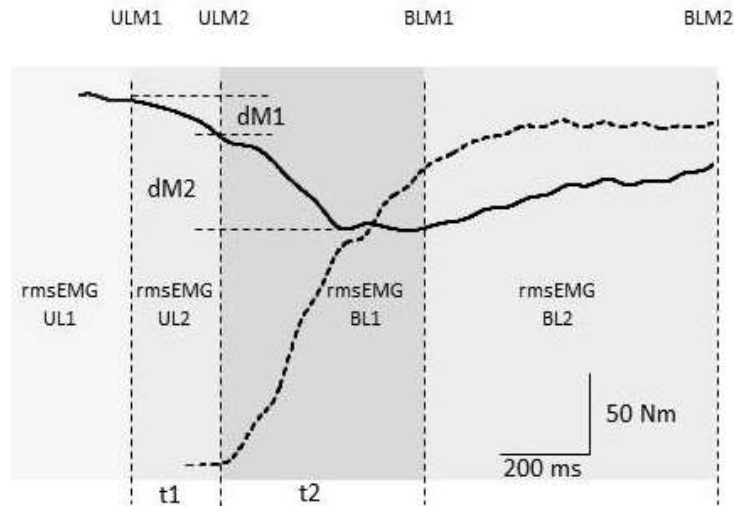
rögzítettük (M1). Forgatónyomaték csökkenés idejét t1-gyel jelöltük. M2-vel jelöltük a kontralaterális láb forgatónyomatékát a másik láb teljes relaxációjának pillanatában. M1-től M2-ig tartó rész idejét kiszámítottuk (t2). Továbbiakban leolvastuk a maximális unilaterális forgatónyomatékot (MULL vagy MULR), valamint kiszámoltuk az átlag forgatónyomatékot (AULL vagy AULR). M1 és a kontralaterális láb maximális unilaterális értéke közötti időt t3-mal jelöltük. A kontrakció végi erő kifejtés csökkenéséig tartott az UL periódus. A kontrakció elektromos aktivitásának kezdő-, és végmarkereit a forgatónyomaték meghatározásánál rögzített pontoknál határoztuk meg (rmsEMG BL1, BL2, UL).



16. ábra. Átmeneti periódus jellemző forgatónyomaték-idő görbe (BL>UL). Bilaterális erő kifejtést követő unilaterális izometriás forgatónyomaték (folytonos vonal) az ellentétes oldali láb gyors relaxálásán keresztül (szaggatott vonal). A relaxáció előtti (BLL és BLR) és teljes relaxáció pillanatában mért forgatónyomaték (M2), rövid (M1) és hosszú (MULL és MULR) késleltetésekor mért forgatónyomaték, valamint ezek eléréséhez szükséges idő (t1, t2, t3). Az rmsEMG BL1 a relaxáció kezdeti periódusában, az rmsEMG BL2 jobb láb teljes relaxációja alatt (t1+t2), az rmsEMG UL bal láb M2 és MULL/MULR közötti intervallumában a meghatározott elektromos aktivitás.

Átmeneti periódus változói az unilaterális kontrakciót követő bilaterális kontrakciónál (F2a,b és F4a,b vizsgálati beállítás) (17. ábra)

Az unilaterális kontrakcióban lévő térdfesztők forgatónyomaték-idő görbéin először azt az értéket határoztuk meg, amikor a forgatónyomaték meredeken esni kezdett (ULM1), amely egybeesett a kontrahálódó izom elektromos aktivitásának kezdetével. A következő értéket abban az időpillanatban határoztuk meg, amikor a kontralaterális láb forgatónyomatékot kezdett kifejteni (ULM2). Az ULM1 és ULM2 között eltelt időt (t_1) elektromechanikus késésnek neveztük a vonatkozó irodalom alapján. Meghatároztuk az ULM1 és az ULM2 közötti különbséget ($dM1$). A kontralaterális izom kontrakciójának kezdetén a másik láb forgatónyomatéka csökkent és bizonyos idő alatt (t_2) elérte a minimumát (BLM1). Az ULM1 és a BLM1 különbsége ($dM2$) jelentette a kezdetben unilaterálisan kontrahálódó izom feszülés csökkenését a bilaterális kontrakció kezdetén. A bilaterális kontrakció alatt meghatároztuk a maximális forgatónyomatékot mindkét térdfesztítő izomnál (BLM2). Az izmok rmsEMG aktivitását négy időintervallumban határoztuk meg, amely ablakok szélessége különböző volt. Az rmsEMGUL, rmsEMGUL1, rmsEMGUL2, rmsEMGBL az unilaterális kontrakció alatti, a t_1 alatti, a t_2 alatti, és a bilaterális kontrakció alatti elektromos aktivitásokat mutatja.



17. ábra. Tipikus forgatónyomaték-idő görbék az átmenet unilaterális kontrakcióból bilaterális kontrakció feladatoknál (F2a,b és F4a,b). Folytonos vonal a bal vagy a jobb láb unilaterális és bilaterális kontrakciója, a szaggatott vonal az időkéssel bekapcsolódó térdfeszítő izom bilaterális kontrakciója. Az ábra forgatónyomaték, idő és az izmok elektromos aktivitás kiválasztott változóit mutatja. Az árnyékolt ablakokban került sor az rmsEMG meghatározásra.

5.3. Statisztikai számítások

A vizsgálati személyek és a kisebb elemszám miatt a felhasználható adatok korlátozott mennyisége okán Shapiro-Wilk's W normalitás tesztet végeztünk. A kapott eredmények elemzésekor alapstatisztikákat alkalmaztunk, amely során a mért, vagy számított változókat paraméteres statisztikai módszerrel átlagoltuk és szórását számoltunk. A változók közötti különbségek vizsgálatára paraméteres kétmintás T -próba és nem paraméteres Mann-Whitney U próba, illetve egyváltozós varianciaanalízis (post hoc test: Tukey HSD) és nem paraméteres Kruskal-Wallis ANOVA felhasználásával határoztuk meg a szignifikáns eltéréseket. Varianciaanalízist az EMG értékek összevetésénél is alkalmaztunk. Pearson féle korrelációt a kiválasztott változók közötti összefüggés vizsgálatára alkalmaztunk. A számításokat a Statistica 8.0 (Statsoft. Inc.) program felhasználásával végeztük. A szignifikancia szintet $p < 0,05$ -nél határoztuk meg. A táblázatokban a $p < 0,05$ értékhez tartozó szignifikáns eltérést karakterrel vagy betűvel jelöltük.

6. EREDMÉNYEK

6.1. Első vizsgálat

Bilaterális és unilaterális forgatónyomaték változójának összehasonlítása

A bal és jobb oldali térdfesztők által kifejtett bilaterális forgatónyomaték 1,4%-kal, illetve 4,6%-kal kisebb volt, mint az adott láb térdfesztői által kifejtett unilaterális forgatónyomaték, a különbség azonban nem volt szignifikáns (2. táblázat). A bilaterális index $(-2,9 \pm 5,6)$ azt mutatta, hogy nem volt jelentős a különbség az unilaterális és bilaterális forgatónyomatékok között. A második feladatban (VB2) mért maximális bilaterális izometriás forgatónyomaték a bal és a jobb lábon (MBLL és MBLR) 8,3%-kal és 6,8%-kal volt kisebb, mint az első feladatban (VB1). A különbségek nem voltak szignifikánsak (2. táblázat). A harmadik feladatnál (VB3) mért maximális bilaterális izometriás forgatónyomaték a bal és a jobb lábánál (MBLL és MBLR) 7,2%-kal, és 6,8%-kal volt kisebb, mint az első feladatnál. A különbségek itt sem voltak szignifikánsak (2. táblázat).

2. táblázat. A bal (MBLL, MULL), és jobb (MBLR, MULR) térdfesztőknél mért maximális bilaterális és unilaterális izometriás forgatónyomaték értékek (Nm) átlagai és szórásai (zárójelben) VB1-2-3-nál. VB2-nél és VB3-nál rögzített forgatónyomaték alakulása a jobb térdfesztők relaxálása során bal (BLL) és jobb (BLR) lábánál.

[Nm]	VB1	VB2	VB3
MBLL	256,2 (37,8)	236,5 (53,8)	239,1 (41,7)
MBLR	248,2 (40,8)	232,5 (47,2)	232,3 (50,3)
MULL	259,7 (45,3)	250,3 (59,1)	255,3 (52,1)
MULR	259,5 (31,5)		
BLL		233,2 (52,8)	225,7 (49,1)
BLR		223,5 (46,5)	220,7 (55,0)

Forgatónyomaték-idő görbék változói VB2-nél

A maximális bilaterális forgatónyomaték kis mértékben csökkent abban a pillanatban, amikor a jobb térdfesztők relaxálódni kezdtek (BLL: -1,4% és BLR: -4,0%) (2. táblázat). A jobb láb relaxációja a bal térdfesztők által fenntartott forgatónyomaték értéket 7,8%-kal csökkentette, de ez a $16,9 \pm 8,7$ Nm-es (dM1) csökkenés nem volt szignifikáns. A gyors visszaesést követően (t1) (M1) a forgatónyomaték emelkedni kezdett a jobb láb teljes relaxálásig (M2), és azt a szintet elérte, amit BLL-nél mértünk (-0,5%). M2 és a jobb láb BLR értékek között a 3,8% volt a különbség. A bal láb forgatónyomatéka a legalacsonyabbtól (M1) a legmagasabb értékig (M3) szinte folyamatosan emelkedett, de különböző mértékben. A mért unilaterális maximális forgatónyomaték átlaga (M3) 15,7%-kal volt nagyobb, mint a legalacsonyabb nyomaték átlaga (M1). M3-nál 7,3%-kal mértünk nagyobb értéket, mint a jobb térdfesztők relaxációjának pillanatában (BLL). A különbségek nem voltak szignifikánsak egyik esetben sem. Nem találtunk szignifikáns korrelációt t1 és t2, valamint t1 és félrelaxációs idő (1/2RT) között. M3 eléréshez szükséges idő 1,6-szor hosszabb volt, mint t1, de a különbség itt sem volt szignifikáns (3. táblázat).

3. *táblázat.* A bal láb erő kifejtésekor rögzített forgatónyomaték-idő görbéből számolt átlag nyomatékok (Nm) és szórások (zárójelben), valamint idő változói (ms). VB2-ben és VB3-ban rögzített M1, M2 és M3 érték a rövid, valamint hosszú késleltetéses választ mutatja a táblázatban. A dM1, dM2, dM3, valamint t1, t2 és t3 a BLL és M1, M3 és M1, valamint BLL és M2 közötti különbséget mutatja. Az idők BLL és M1, BLL és M2, valamint M1 és M3 között eltelt időt jelentik. A negatív érték forgatónyomaték csökkenését jelenti (BLL-hez viszonyítva). Csillagok jelzik a szignifikáns különbségeket a VB3-nál.

[Nm]	VB2		VB3	
M1	216,3	(55,1)	243,1	(50,4)
dM1	-16,9	(8,7)	17,4	(6,9) *
M2	232,0	(55,8)	240,0	(53,3)
dM2	-1,2	(10,6)	14,3	(8,6) *
M3	250,3	(59,1)	255,3	(52,1)
dM3	13,8	(18,3)	16,1	(15,8)
[ms]	VB2		VB3	
t1	725,4	(562,0)	163,7	(69,0) *
t2	1651,0	(807,3)	214,6	(66,6) *
t3	1750,4	(1615,6)	1216,9	(864,0) *

RTR és a dM1 közötti kapcsolat lineáris és szignifikáns volt ($r=-0,845$, $p<0,01$). Szignifikáns korrelációt találtunk dM1 és t1 között ($r=-0,792$, $p<0,01$), valamint dM1 és dM3 között ($r=0,794$, $p<0,01$). Nem találtunk szignifikáns korrelációt a félrelaxációs idő ($1/2RT$), t2 és dM1 között.

Forgatónyomaték-idő görbék változói VB3-nál

A maximális bilaterális forgatónyomatékhoz képest 5,9%-kal (BLL) és 5,3%-kal (BLR) csökkent a jobb térd feszítők relaxációjának kezdetén az átlag érték (2. *táblázat*). A jobb térd feszítők gyors relaxációja a forgatónyomatékot növelte, amely 7,7%-kal nagyobb volt, mint BLL-nél. A különbségek azonban nem voltak szignifikánsak. Az esetek

többségében a gyors relaxációt követően növekedett a forgatónyomaték, amíg M2-t el nem érte. Ezt követően csak kis mértékben növekedett és M3-nál 13,1%-kal nagyobb volt az átlag forgatónyomaték, mint a BLL-nél, de a különbségek nem voltak szignifikánsak. Szignifikánsan rövidebb volt t_2 , mint t_3 ($p=0,011$) (3. táblázat), és a t_1 szignifikánsan hosszabb volt, mint $1/2RT$ ($p=0,014$).

Szignifikáns korrelációt találtunk RTR és a $dM1$ között ($r=0,866$, $p<0,01$), valamint $1/2RT$ és $dM1$ között ($r=0,856$, $p<0,001$). $dM1$ és $dM3$, valamint t_1 és $dM1$ között nem volt szignifikáns korreláció.

VB2 és VB3 változóinak összehasonlítása

Második és harmadik feladat között (VB2 és VB3) nem találtunk szignifikáns különbséget a hasonló forgatónyomaték változók között (MBL-nél és MUL-nél). A forgatónyomatéka második feladatnál szinte azonos mértékben csökkent ($dM1$), mint amennyit a harmadik feladatnál növekedett. $M1$ és BLL százalékos változását összehasonlítva, szignifikáns különbséget találtunk ($p<0,001$). Az idők, mint változók (t_1 , t_2) szignifikánsan hosszabbak voltak ($p=0,019$) a második feladatnál, mint a harmadik feladatnál (3. táblázat). MR, MR% és RTR átlagai szignifikánsan nagyobbak voltak a második feladatban, mint a harmadik feladatnál, ($p=0,014$, $p=0,008$, $p=0,003$). A második feladatnál a félrelaxációs idő ($1/2RT$) szignifikánsan rövidebb volt ($p<0,001$), mint a harmadik feladatnál (4. táblázat).

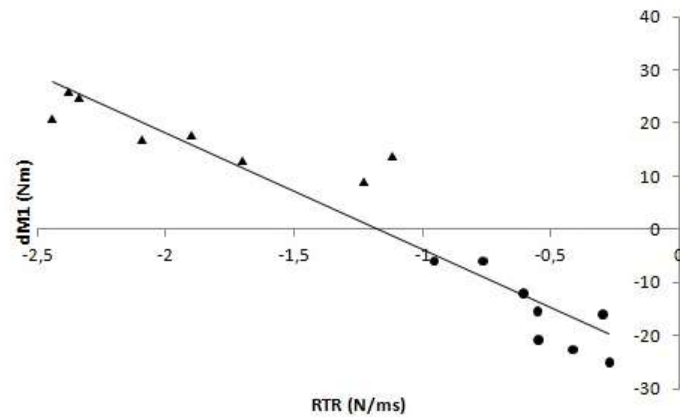
4. táblázat. A jobb láb relaxálásakor kiválasztott forgatónyomaték-idő görbéből kalkulált változók átlagainak, illetve szórásainak (zárójelben) összehasonlítása. MR, M1 időpillanatában leolvasott jobb forgatónyomaték érték (Nm). %MR, MR és BLR átlagának százalékos különbsége. 1/2RT a fél relaxációs időt (ms), RTR pedig a forgatónyomaték csökkenést mutatja (Nm/ms). Csillagok jelzik a szignifikáns különbségeket.

	VB2		VB3	
MR	102,1	(56,6)	35,6	(24,5) *
%MR	45,7	(16,1)	16,1	(13,7) *
1/2RT	330,9	(169,6)	81,3	(16,1) *
RTR	-0,6	(0,2)	-1,9	(0,6) *

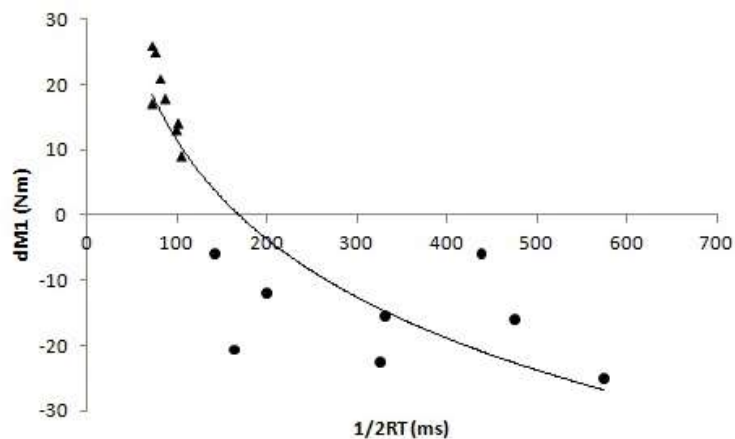
Kijelölt változók közötti kapcsolat

Mind az második, mind a harmadik feladatnál (VB2 és VB3) szignifikáns lineáris kapcsolatot találtunk a forgatónyomaték csökkenésének mértéke (RTR) és a dM1 között (VB2: $r=-0,84$, $p<0,01$; VB3: $r=-0,87$, $p<0,01$). Szignifikáns kapcsolatot találtunk még a félrelaxációs idő (1/2RT) és a dM1 a jobb térd feszítők gyors relaxációjakor (VB3: $r=-0,86$, $p<0,01$), ugyanakkor a második feladatnál a két változó közötti kapcsolat nem volt szignifikáns.

Amikora gyors (VB3) és lassú, kontrollált (VB2) feladat során rögzített forgatónyomaték csökkenésének mértékét (RTR) és a bal láb forgatónyomaték csökkenésekor rögzített rövid késleltetéses válasz (dM1) változóit összesítettük, az azonos változóknál lineáris szignifikáns kapcsolatot találtunk ($r=0,95$, $p<0,001$) (18. ábra). A félrelaxációs idő (1/2RT) és bal térd feszítők által kifejtett forgatónyomaték csökkenés (dM1) között szignifikáns kapcsolatot találtunk, de a kapcsolat nem volt lineáris ($r=0,783$, $p<0,001$), az adatsorra logaritmikus függvényt tudtunk illeszteni ($y=-21,9\ln(x)+112,2$) (19. ábra).



18. *ábra.* Rövid késleltetési válasz (dM1) és a forgatónyomaték csökkenésének mértéke (RTR) közötti kapcsolat. Nullvonal fölötti gyors relaxáció a gyors forgatónyomaték emelkedését, amíg a nullvonal alatti lassú, kontrollált relaxáció a forgatónyomaték csökkenését eredményezte. A körök és háromszögek a második és harmadik feladat változóit jelölik (VB2 és VB3).



19. *ábra.* A rövid késleltetési válasz (dM1) és a félrelaxációs idő (1/2RT) közötti kapcsolat. A körök és háromszögek a második és harmadik feladat változóit jelölik (VB2 és VB3).

6.2. Második vizsgálat

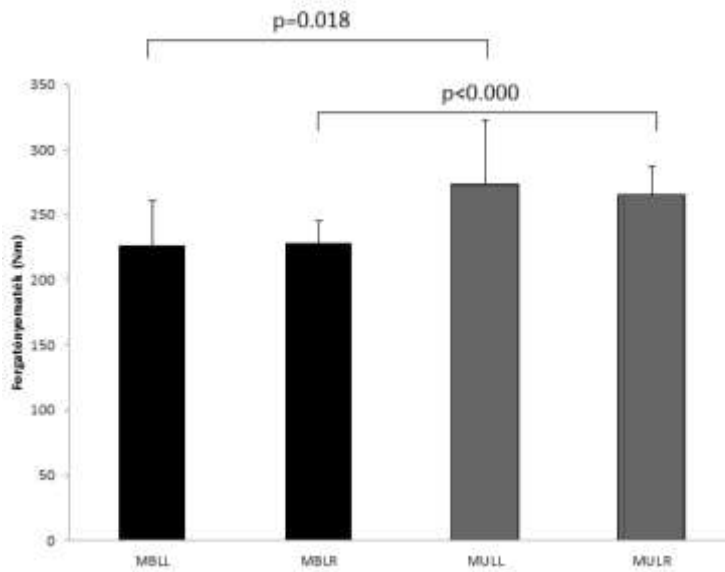
6.2.1. Időben egymástól elkülönülő unilaterális és bilaterális izometriás maximális és átlag forgatónyomaték, valamint elektromos izomaktiváció (F1)

Unilaterális kontrakciók

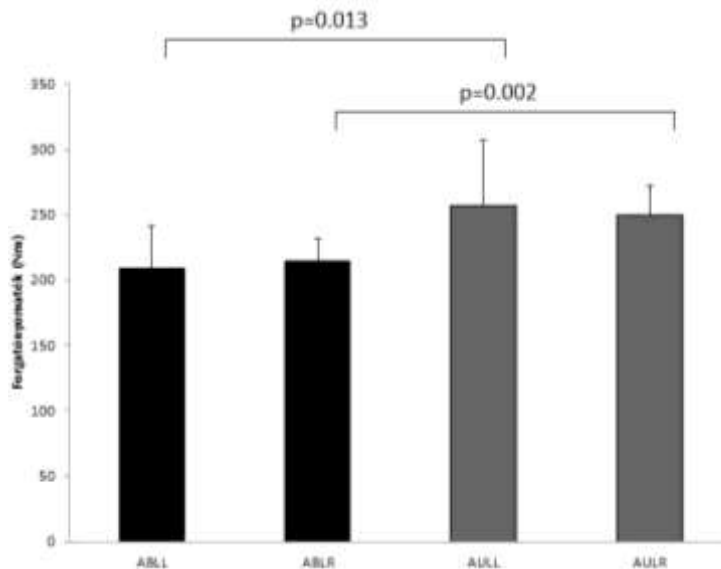
Összehasonlítva a bal, illetve a jobb térdfesztők által kifejtett unilaterális maximális izometriás forgatónyomatékot, nem találtunk szignifikáns különbséget, 3,0 százalékkal nagyobb volt a bal lábon (MULL: $273,1 \pm 49,7$ Nm), mint a jobb oldali térdfesztőknél (MULR: $265,1 \pm 22,1$ Nm) (20. ábra). Az átlag forgatónyomaték esetében sem találtunk szignifikáns különbséget a bal és jobb oldali térdfesztők unilaterális erő kifejtése között. A bal térdfesztők forgatónyomatéka 2,5%-kal nagyobb volt (AULL: $257,3 \pm 49,1$ Nm), mint a jobboldaliaké (AULR: $250,1 \pm 22,2$ Nm) (21. ábra). A tULL ideje $5237,9 \pm 126$ ms volt, amíg tULR $5156,6 \pm 174,7$ ms-ig tartott.

Bilaterális kontrakciók

A bal és jobb oldali térdfesztő izmok maximális forgatónyomaték átlaga csaknem azonos volt (0,6%) (MBLL: $226,5 \pm 34,3$ Nm; MBLR: $227,9 \pm 17,1$ Nm) (20. ábra). Az átlag forgatónyomaték esetében sem találtunk jelentős különbséget a bal és jobb oldal között (2,6%) (ABL: $209,3 \pm 32,0$ Nm és $214,7 \pm 17,2$ Nm) (21. ábra). A tBL $5426,9 \pm 187,3$ ms-ig tartott.



20. ábra. Bal, illetve a jobb térdfesztők által kifejtett maximális bilaterális (MBLL és MBLR) izometriás és unilaterális forgatónyomaték (MULL és MULR). Az azonos oldali BL és UL erő kifejtés között szignifikáns különbséget találtunk ($p=0,0018$ és $p<0,000$).



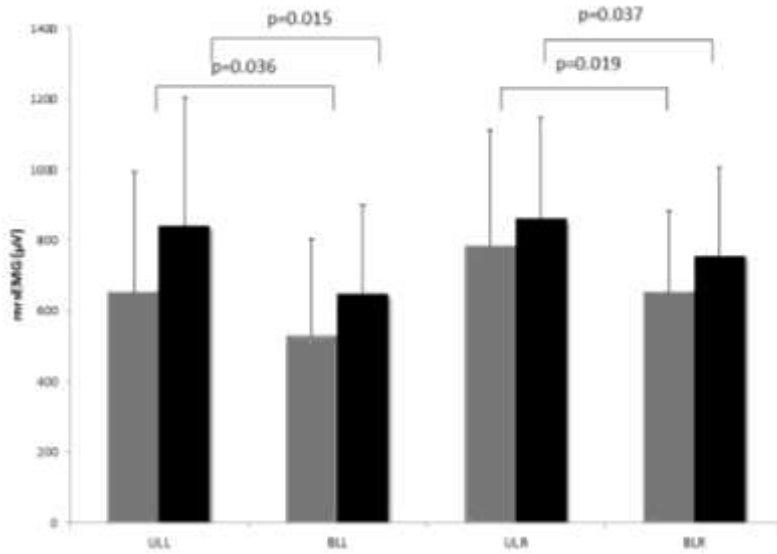
21. ábra. Bal, illetve a jobb térdfesztők által kifejtett átlag bilaterális (ABLL és ABLR) izometriás és unilaterális forgatónyomaték (AULL és AULR). Az azonos oldali BL és UL erő kifejtés között szignifikáns különbséget találtunk ($p=0,013$ és $p=0,002$).

Az unilaterális és bilaterális forgatónyomatékok összehasonlítása

A bal térdfesztők által kifejtett unilaterális és bilaterális maximális és átlag forgatónyomatékokat összehasonlítva szignifikáns különbséget mértünk (M_{\max} : 20,6%, $p=0,018$; $M_{\text{átl}}$: 23,0%; $p=0,013$). A jobb térdfesztők által kifejtett unilaterális és hozzá tartozó bilaterális maximális és átlag forgatónyomatékokat összehasonlítva is szignifikáns különbséget találtunk (M_{\max} : 16,3%, $p<0,000$; $M_{\text{átl}}$: 16,5%; $p=0,002$) (20. és 21. ábra). Bilaterális indexet számoltunk mind a maximális, mind az átlag forgatónyomaték értékek között. Ez alapján mindkét esetben bilaterális deficitet találtunk (BLDI M_{\max} : $-15,1\pm 6,2$; $M_{\text{átl}}$: $-15,8\pm 8,1$).

Elektromiográfia

A bal láb unilaterális (ULL) erő kifejtésekor a vastus lateralis ($653,8\pm 340,8 \mu\text{V}$) és vastus medialis ($841,8\pm 364,5 \mu\text{V}$) rmsEMG értékei szignifikánsan nagyobbak voltak (23,4%, $p=0,036$ és 28,8%, $p=0,015$), mint ugyanazon a lábon végrehajtott bilaterális erő kifejtésekor (BLL) mért elektromos izomaktivitás ($529,8\pm 274,4 \mu\text{V}$ és $653,7\pm 230,9 \mu\text{V}$) (22. ábra). A jobb láb unilaterális (ULR) erő kifejtésekor a vastus lateralis ($793,6\pm 320,0 \mu\text{V}$) és vastus medialis ($861,5\pm 286,5 \mu\text{V}$) rmsEMG értékei szignifikánsan nagyobbak voltak (24,1%, $p=0,019$ és 14,0% $p=0,037$), mint ugyanazon a lábon végrehajtott bilaterális erő kifejtésekor (BLR) mért elektromos aktivitás ($639,2\pm 255,3 \mu\text{V}$ és $755,8\pm 249,3 \mu\text{V}$) (22. ábra).



22. ábra. Bal (ULL, BLL) illetve a jobb (ULR, BLR) térdfesztő izmok elektromos aktivitásának átlaga és szórása. A szürke oszlopok a vastus laterális, a fekete oszlopok a vastus mediális mrsEMG aktivitását jelzik.

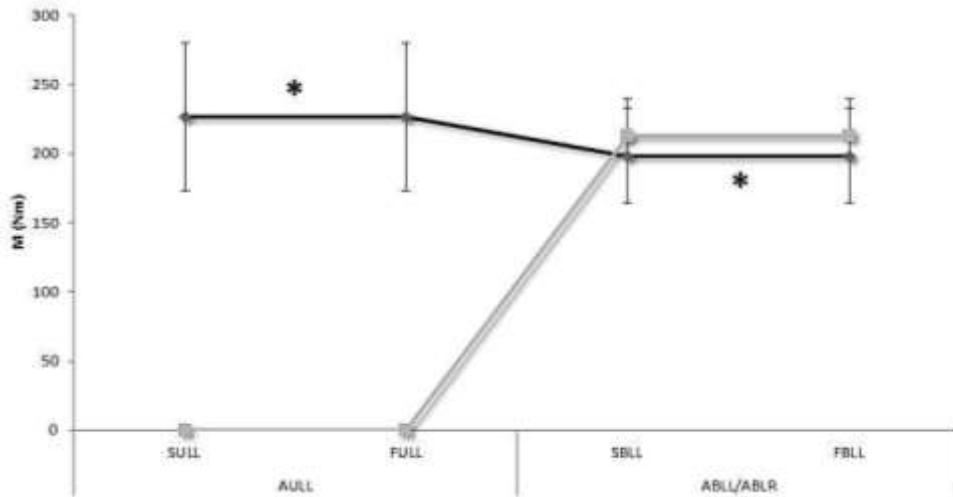
6.2.2. Kombinált unilaterális és bilaterális izometriás maximális és átlag forgatónyomaték, valamint elektromos izomaktiváció

6.2.2.1. Unilaterális kontrakciót követő bilaterális izometriás kontrakció (F2)

Bal oldali térdfesztők unilaterális kontrakcióját követő bilaterális erő kifejtés (F2a)

Átlag forgatónyomaték

A kontrakcióba bekapcsolódó jobb térdfesztők átlag forgatónyomatéka (ABLR: 213,1±26,7 Nm) a bilaterális kontrakció alatt 7,4%-kal nagyobb volt, mint a végig aktivált bal térdfesztő izmoké (ABLL: 198,5±34,5 Nm), a különbség nem volt szignifikáns. A bal oldali térdfesztők átlag unilaterális forgatónyomatéka (AULL: 226,5±53,9 Nm) 14,1%-kal nagyobb volt, mint a kontrakció második felében mért bal bilaterális átlag forgatónyomaték (ABLL). A két átlag közötti különbség szignifikáns volt ($p=0,005$) (23. ábra). A tULL és tULR ideje 3498,6±122,7 ms volt, amíg tBLL és tBLR 4325,1±217,2 ms-ig tartott.

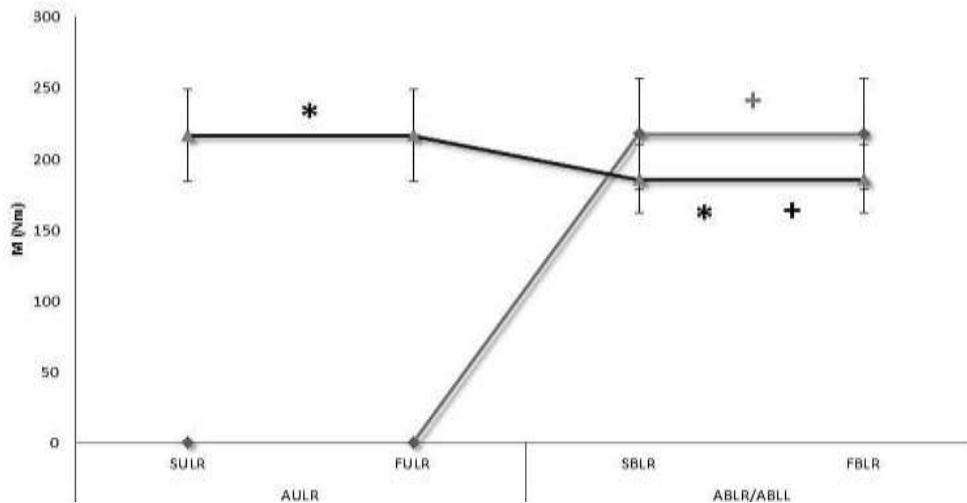


23. *ábra.* Unilaterálisból bilaterális átlag forgatónyomaték (UL>BL) sematikus ábrázolása. Bal oldali (fekete vonal) térdfesztők unilaterális kontrakcióját követően a jobb térdfesztők (szürke vonal) bekapcsolódtak az erő kifejtésbe. Az unilaterális és bilaterális átlagok közötti szignifikáns különbséget jelzik a csillagok.

Jobb oldali térdfesztők unilaterális kontrakcióját követő bilaterális erő kifejtés (F2b)

Átlag forgatónyomaték

A jobb térdfesztők maximális unilaterális kontrakciójába bekapcsolódó bal térdfesztők átlag forgatónyomatéka (ABLL: $217,6 \pm 39,2$ Nm) a bilaterális kontrakció alatt 17,1%-kal nagyobb volt, mint a végig aktivált jobb térdfesztő izmoké (ABLR: $185,9 \pm 24,1$ Nm), a különbség szignifikáns volt ($p=0,03$). A jobb oldali térdfesztők átlag bilaterális forgatónyomatéka 16,4%-kal alacsonyabb volt, mint a kontrakció első felében mért unilaterális átlag forgatónyomaték (AULR: $216,4 \pm 32,3$ Nm). A két átlag közötti különbség szignifikáns volt ($p=0,002$) (24. *ábra*).



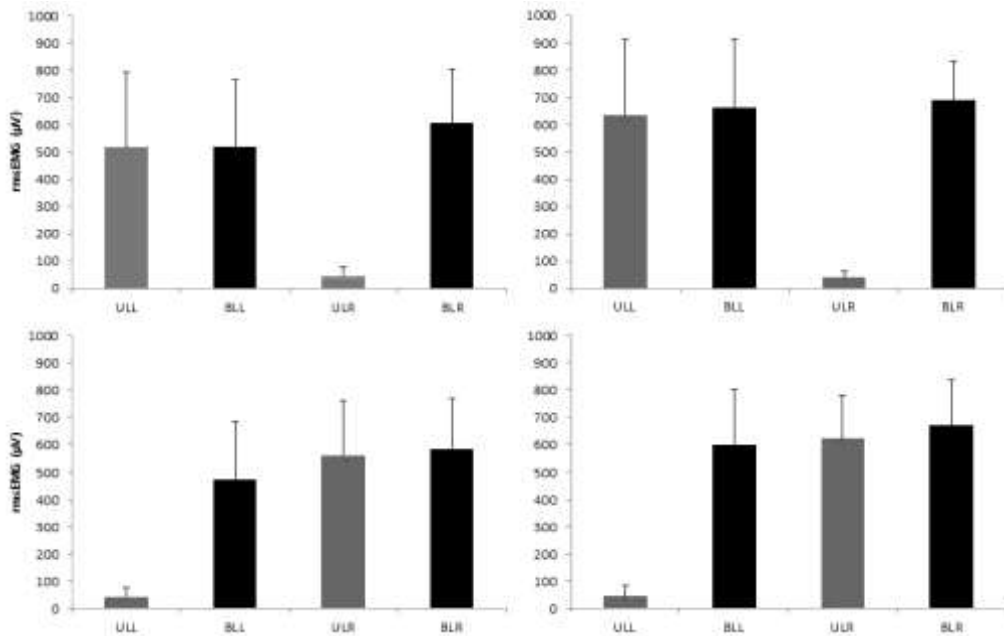
24. ábra. A jobb térdfesztők unilaterális kontrakcióját követő bilaterális kontrakciók alatt számított átlag forgatónyomaték. Fekete vonal a jobb térdfesztőket, szürke vonal bal a térdfesztőket jelenti. Az unilaterális és bilaterális átlagok közötti szignifikáns különbséget jelzik a csillagok, a jobb és bal térdfesztők bilaterális forgatónyomatéka közötti szignifikáns különbséget a plusz jel mutatja.

Elektromiográfia

A bal alsó végtag unilaterális erő kifejtésekor a vastus lateralis elektromos aktivitása ($518,6 \pm 274,3 \mu\text{V}$) a jobb láb kontrakcióját követő bilaterális erő kifejtés alatt nem változott. A jobb térdfesztők EMG aktivitása a bilaterális kontrakció alatt $608,2 \pm 196,0 \mu\text{V}$ volt. Nem találtunk szignifikáns különbséget az unilaterális és bilaterális kontrakciók alatt mért EMG aktivitásban a bal láb vastus lateralis izomnál. A bal láb vastus mediális izmában az EMG aktivitás csaknem azonos volt az unilaterális ($636,1 \pm 278,0 \mu\text{V}$) és bilaterális kontrakció során ($662,1 \pm 278,0 \mu\text{V}$) (25. ábra).

A jobb térdfesztők unilaterális erő kifejtésekor a vastus lateralis elektromos aktivitása ($561,0 \pm 199,0 \mu\text{V}$) 4,0 százalékkal kisebb volt, mint a bilaterális kontrakció alatti EMG aktivitás ($583,3 \pm 187,6 \mu\text{V}$), de a különbség nem volt szignifikáns. A bal vastus lateralis EMG aktivitása a bilaterális kontrakció alatt $471,1 \pm 216,4 \mu\text{V}$ volt. A jobb vastus medialis elektromos aktivitása a bilaterális kontrakció alatt ($671,1 \pm 164,9 \mu\text{V}$) 7,7%-kal

meghaladta a korábbi UL szintet ($623,3 \pm 156,5 \mu\text{V}$) (nem szignifikáns). A bal vastus mediális EMG aktivitása a bilaterális kontrakció alatt $600,0 \pm 200,9 \mu\text{V}$ volt (25. ábra).



25. ábra. Vastus lateralis (bal oldali ábrák) és vastus medialis (jobb oldali ábrák) EMG aktivitása. A felső ábrák a bal láb folyamatos aktivációját, az alsó ábrák a jobb láb folyamatos aktivációját mutatják. A bal UL (ULL) és BL (BLL), valamint a jobb UL (ULR) és BL (BLR) kontrakciók rmsEMG átlaga és szórás értékei láthatók a négy oszlopdiaqramon.

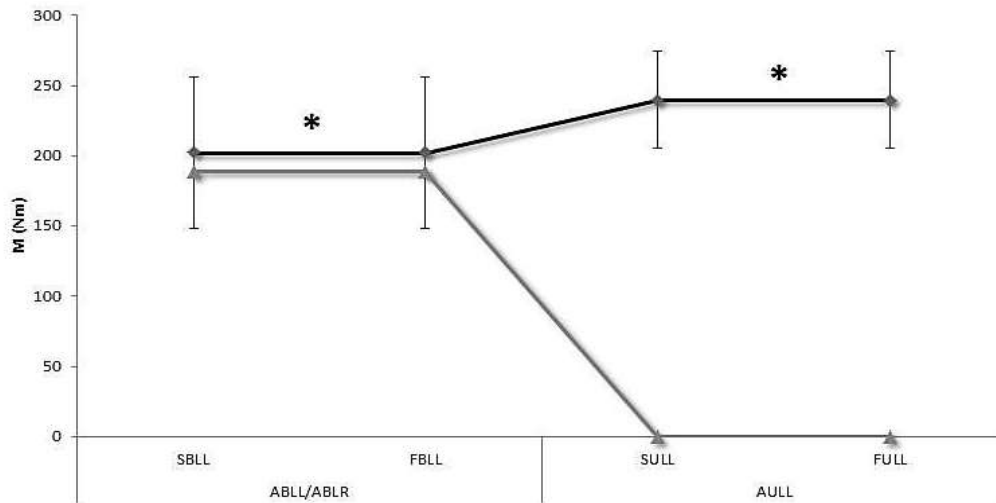
6.2.2.2. Bilaterális kontrakcióból unilaterális izometriás erő kifejtés (F3)

Bilaterális kontrakciót követő bal oldali térdfeszítők unilaterális kontrakciója (F3a)

Átlag forgatónyomatékok

A bal térdfeszítők átlag forgatónyomatéka a bilaterális kontrakció alatt (ABLL: $202,3 \pm 41,3 \text{ Nm}$) 7,0%-kal nagyobb volt, mint a jobb térdfeszítők által kifejtett átlag forgatónyomaték (ABLR: $189,1 \pm 33,6 \text{ Nm}$), a különbség nem volt szignifikáns ($p=0,4$). A bal oldali térdfeszítők átlag unilaterális forgatónyomatéka (AULL: $239,6 \pm 50,3 \text{ Nm}$) 18,4%-kal nagyobb volt, mint a kontrakció első felében mért bilaterális átlag

forgatónyomaték (ABLL). A két átlag közötti különbség szignifikáns volt ($p=0,05$) (26. ábra).

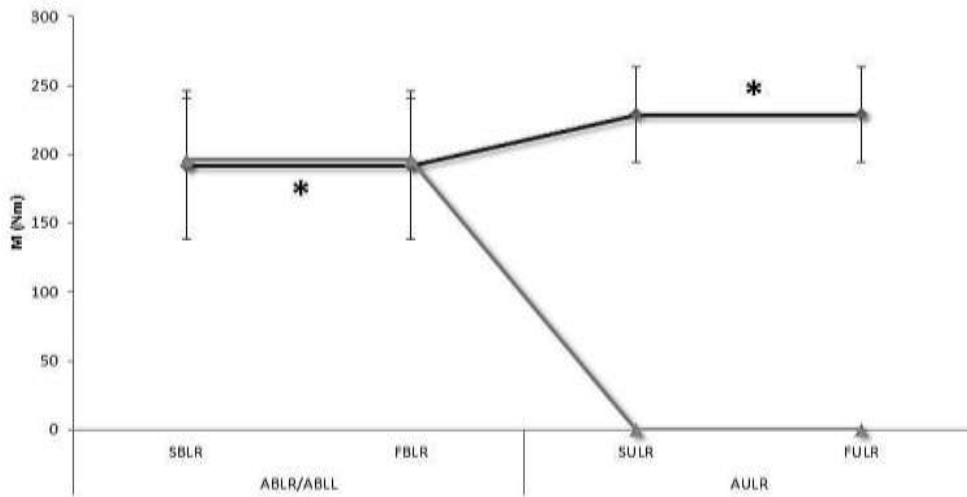


26. ábra. A bilaterális kontrakció és az azt követő jobb térdfesztő unilaterális kontrakciója alatti átlag forgatónyomaték. Fekete vonal a bal térdfesztőket, szürke vonal a jobb térdfesztőket jelenti. Az átlagok közötti szignifikáns különbséget jelzik a csillagok.

Bilaterális kontrakciót követő jobb oldali térdfesztők unilaterális kontrakciója (F3b)

Átlag forgatónyomatékok

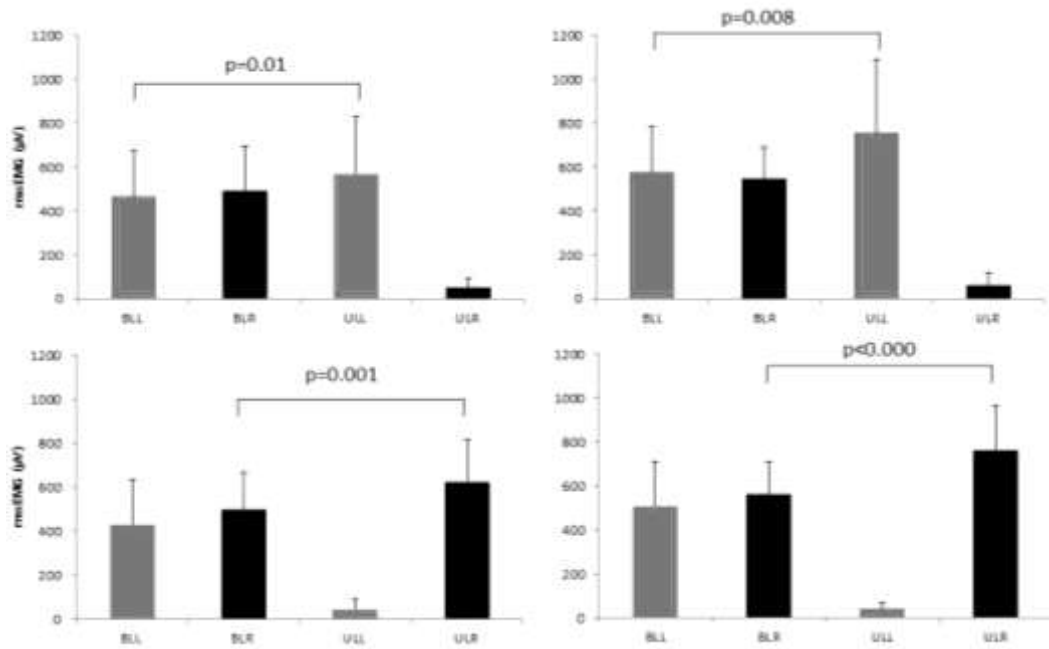
A bal térdfesztők átlag forgatónyomatéka a bilaterális kontrakció alatt (ABLL: $196,2 \pm 44,3$ Nm) 2,4%-kal nagyobb volt, mint a jobb térdfesztők által kifejtett átlag forgatónyomaték (ABLR: $191,6 \pm 26,6$ Nm), a különbség nem volt szignifikáns ($p=0,8$). A jobb oldali térdfesztők átlag unilaterális forgatónyomatéka (AULR: $228,9 \pm 30,3$ Nm) 19,5%-kal magasabb volt, mint a kontrakció első felében mért bilaterális átlag forgatónyomaték (ABLR). A két átlag közötti különbség szignifikáns volt ($p < 0,000$) (27. ábra).



27. *ábra.* A bilaterális kontrakció és az azt követő jobb térdfeszítő unilaterális kontrakciója alatti átlag forgatónyomaték. Fekete vonal a jobb térdfeszítőket, szürke vonal a bal térdfeszítőket mutatja. Az átlagok közötti szignifikáns különbséget jelzik a csillagok.

Elektromiográfia

A bilaterális kontrakciót követően a jobb láb relaxálásakor a bal vastus lateralis rmsEMG-je $467,3 \pm 206,1 \mu\text{V}$ átlagról $569,9 \pm 261,0 \mu\text{V}$ átlagig emelkedett, amely 21,9%-os szignifikáns növekedést jelentett ($p=0,01$). A 31,6%-os rmsEMG növekedés a bal vastus medialisnál szintén szignifikáns változást jelentett ($p=0,008$) (BL: $575,5 \pm 212,2 \mu\text{V}$; UL: $757,6 \pm 333,3 \mu\text{V}$) (28. *ábra*). Amikor a bal láb relaxálódott a jobb vastus lateralis EMG aktivitása szignifikánsan emelkedett ($p=0,001$), amely 25,4%-os növekedést jelentett (BL: $497,2 \pm 167,7 \mu\text{V}$; UL: $623,5 \pm 191,4 \mu\text{V}$). A jobb vastus medialis szintén szignifikáns növekedést mutatott (34,6%, $p<0,000$) (BL: $566,0 \pm 156,4 \mu\text{V}$; UL: $761,7 \pm 206,4 \mu\text{V}$) (28. *ábra*).



28. ábra. Vastus lateralis (bal oldali ábrák) és vastus medialis (jobb oldali ábrák) EMG aktivitása. A felső ábrák a bal láb folyamatos aktivációját, az alsó ábrák a jobb láb folyamatos aktivációját mutatja. A bal UL (ULL) és BL (BLL), valamint a jobb UL (ULR) és BL (BLR) kontrakciók rmsEMG átlagai látható a négy ábrán.

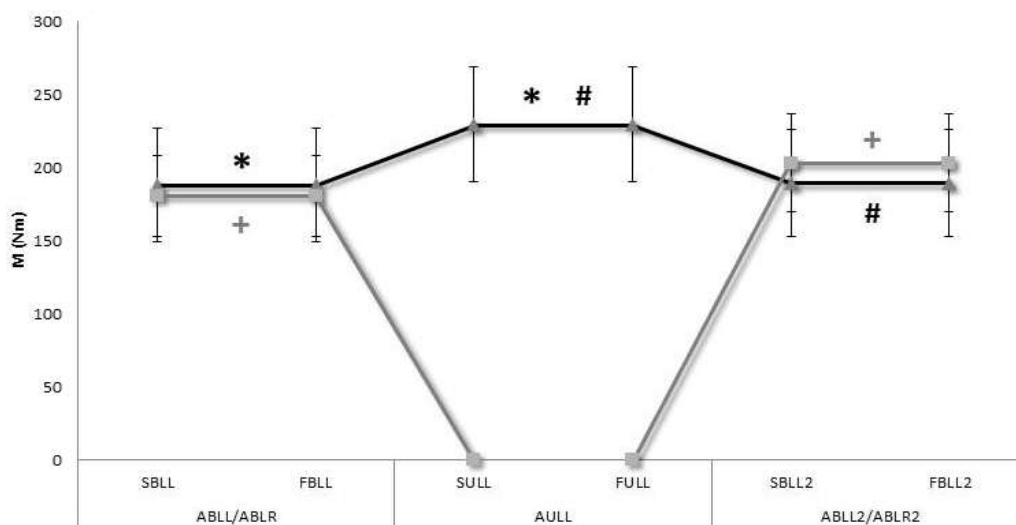
6.2.2.3. Bilaterális kontrakcióból unilaterális, majd ismételt bilaterális izometriás erő kifejtés (F4)

Bilaterális kontrakciót követő bal oldali térdfesztők unilaterális kontrakciója, majd ismételt bilaterális erő kifejtése (F4a)

Átlag forgatónyomaték

A bal térdfesztők átlag forgatónyomatéka az első bilaterális kontrakció kezdetén (ABLL: $188,4 \pm 38,6$ Nm) 4,2%-kal nagyobb volt, mint a jobb térdfesztők által kifejtett átlag forgatónyomaték (ABLR: $180,8 \pm 27,9$ Nm), de a különbség nem volt szignifikáns ($p=0,6$). A bal oldali térdfesztők átlag unilaterális forgatónyomatéka (AULL: $229,4 \pm 39,2$ Nm) a jobb térdfesztők relaxációja után 21,8%-kal emelkedett ($p<0,02$). Nem találtunk szignifikáns különbséget ($p=0,9$) a bal térdfesztők első (ABLL:

188,4±38,6 Nm) és második (ABLL2: 189,6±36,6 Nm) bilaterális átlag forgatónyomatéka között. A bal térdfesztők unilaterális kontrakcióját követő bilaterális erő kifejtés alatt a forgatónyomaték 21,0%-kal csökkent ($p=0,02$). A jobb térdfesztők átlag forgatónyomatéka a második bilaterális kontrakció alatt (ABLR2: 203,2±33,3 Nm) szignifikánsan nagyobb volt ($p=0,01$), mint az első bilaterális kontrakció során (ABLR: 180,8±27,9 Nm). A bal térdfesztők átlag forgatónyomatéka a bilaterális kontrakció alatt (ABLL2) 7,2%-kal kisebb volt, mint a jobb térdfesztők által kifejtett átlag forgatónyomaték (ABLR2), a különbség nem volt szignifikáns ($p=0,4$) (29. ábra).



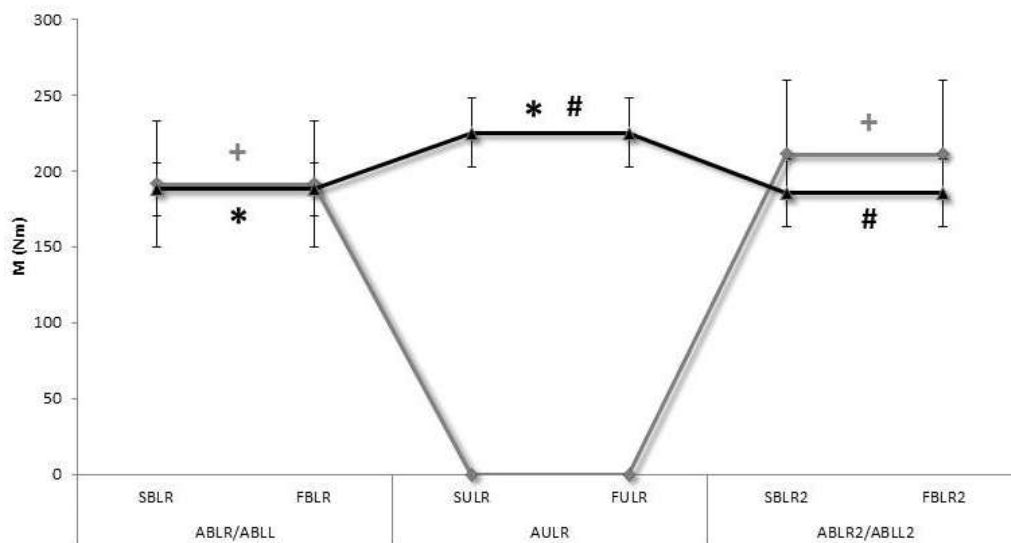
29. ábra. Bilaterálisból unilaterális, majd ismételt bilaterális átlag forgatónyomaték (BL>UL>BL) sematikus ábrája. Bilaterális kontrakciót követően a jobb térdfesztők (szürke vonal) relaxálása, majd újra aktiválása látható, a bal oldali (fekete vonal) térdfesztők folyamatosan fenntartott izometriás kontrakciója mellett. Az átlagok közötti szignifikáns különbséget mutatják a jelek.

Bilaterális kontrakciót követő jobb oldali térdfesztők unilaterális kontrakciója, majd ismételt bilaterális erő kifejtése (F4b)

Átlag forgatónyomaték

A jobb térdfesztők átlag forgatónyomatéka az első bilaterális kontrakció alatt (ABLR: 188,3±17,4 Nm) 1,8%-al kisebb volt, mint a bal térdfesztők által kifejtett átlag

forogatónyomaték (ABLL: $191,6 \pm 41,3$ Nm), a különbség nem volt szignifikáns ($p=0,8$). A jobb oldali térdfesztők átlag unilaterális forogatónyomatéka (AULR: $225,3 \pm 22,6$ Nm) 19,6%-kal nagyobb volt, mint a kontrakció első felében mért bilaterális átlag forogatónyomaték (ABLR: $188,3 \pm 17,4$ Nm). A két átlag között különbség szignifikáns volt ($p=0,001$). Nem találtunk szignifikáns különbséget a jobb térdfesztők első (ABLR: $188,3 \pm 17,4$ Nm) és második (ABLR2: $186,1 \pm 22,4$ Nm) bilaterális átlag forogatónyomatéka között. Az unilaterális kontrakciót követő bilaterális kontrakció alatt a forogatónyomaték 17,4%-kal csökkent ($p=0,001$). A bal térdfesztők átlag forogatónyomatéka az első bilaterális kontrakció (ABLL: $191,6 \pm 41,3$ Nm) alatt szignifikánsan kisebb volt ($p=0,04$), mint a második bilaterális kontrakciónál (ABLL2: $211,5 \pm 48,4$ Nm). A bal térdfesztők átlag forogatónyomatéka a második bilaterális kontrakció alatt (ABLL2) 13,6%-al nagyobb volt, mint a jobb térdfesztők által kifejtett átlag forogatónyomaték (ABLR2), a különbség azonban nem volt szignifikáns (30. ábra).

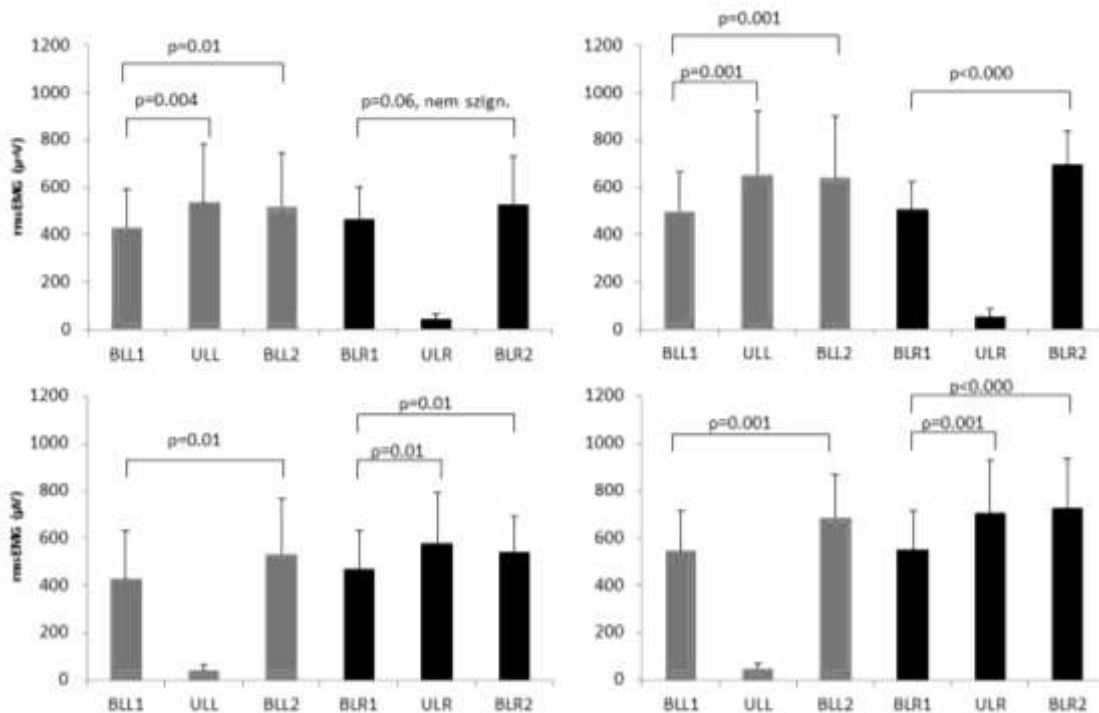


30. ábra. Bilaterális, unilaterális, majd ismételt bilaterális kontrakció alatti átlag forogatónyomaték (BL>UL>BL) sematikus ábrája. Bilaterális kontrakciót követően a bal térdfesztők (szürke vonal) relaxálása, majd újra aktiválása, a jobb oldali (fekete vonal) térdfesztők folyamatosan fenntartott izometriás kontrakciója mellett. Az átlagok közötti szignifikáns különbséget mutatják a jelek.

Elektromiográfia

A negyedik feladatnál a jobb láb relaxálása 24,7%-os és 31,5%-os szignifikáns növekedést eredményezett az elektromos aktivitásban (rmsEMG) a bal láb vastus laterálisnál (BL: $430,8 \pm 160,2 \mu\text{V}$; UL: $537,1 \pm 24,8 \mu\text{V}$). A bal láb vastus medialisnál is hasonló eredményt kaptunk (BL: $496,5 \pm 166,9 \mu\text{V}$) ($p=0,004$ és $p=0,001$). A négy másodperces bal UL kontrakciót követően a jobb térdeszítők a vizsgálati személyek újra aktiváltak és mindez 3,3%-os és 2,0%-os csökkenést eredményezett a bal vastus laterálisnál ($519,2 \pm 227,0 \mu\text{V}$) és vastus medialisnál ($639,7 \pm 263,2 \mu\text{V}$), a csökkenés nem volt szignifikáns. Második BL kontrakció alatt a jobb láb vastus lateralis rmsEMG átlaga ($529,9 \pm 201,1 \mu\text{V}$) és a vastus medialis rmsEMG átlaga ($697,5 \pm 140,7 \mu\text{V}$) 13,8%-kal (nem szignifikáns) és 37,2%-kal ($p < 0,000$) nagyobb volt, mint az első BL kontrakciónál. A bal vastus lateralis rmsEMG átlaga ($519,2 \pm 227,0 \mu\text{V}$) és a bal vastus medialis rmsEMG átlaga ($639,7 \pm 263,7 \mu\text{V}$) a második BL erő kifejtés alatt 20,5%-kal és 28,8%-kal nagyobb volt, mint az első BL kontrakció kezdetén ($p=0,01$ és $p=0,001$) (31. ábra).

A bal láb relaxálása 23,2%-os és 28,7%-os rmsEMG átlag növekedést eredményezett a jobb vastus laterálisnál (BL: $470,3 \pm 160,9 \mu\text{V}$; UL: $579,5 \pm 215,0 \mu\text{V}$) és a jobb vastus medialisnál is (BL: $550,0 \pm 166,9 \mu\text{V}$; UL: $707,9 \pm 203,2 \mu\text{V}$) ($p=0,01$ és $p=0,001$). Amikor a bal térdeszítők újra aktiválódtak, a rmsEMG átlagai a jobb vastus laterálisnál csökkentek 6,6%-kal (BL: $543,5 \pm 152,0 \mu\text{V}$) és 2,5%-kal növekedtek a vastus medialisnál ($725,9 \pm 212,1 \mu\text{V}$). Különbségek nem voltak szignifikánsak. Összehasonlítva az első és a második BL rmsEMG átlagokat a bal vastus lateralis izomnál ($533,8 \pm 233,6 \mu\text{V}$), valamint a vastus mediális izomnál ($688,2 \pm 183,8 \mu\text{V}$) 24,6%-kal, illetve 26,7%-kal volt nagyobb a második BL alatt mért rmsEMG ($p=0,01$ és $p=0,001$). A jobb láb vastus lateralis rmsEMG ($543,5 \pm 152,0 \mu\text{V}$) és vastus medialis ($725,9 \pm 212,1 \mu\text{V}$) rmsEMG átlagai 16,0%-kal és 32,0%-kal nagyobbak voltak a második BL alatt, mint az első BL periódusban ($p=0,01$ és $p < 0,000$) (31. ábra).



31. ábra. Vastus lateralis (bal oldali grafikonok) és vastus medialis (jobb oldali grafikonok) EMG aktivitása. A felső grafikonok a bal láb folyamatos aktivációját (F4a), az alsó grafikonok a jobb láb folyamatos aktivációját mutatja (F4b). A bal UL (ULL) és BL (BLL1, BLL2), valamint a jobb UL (ULR) és BL (BLR1, BLR2) kontrakciók rmsEMG átlagai láthatók a négy ábrán.

6.2.3. A forgatónyomaték-idő görbék és az izmok elektromos aktivitásának változása az unilaterális és bilaterális átmenetek alatt

6.2.3.1. Unilaterális kontrakciót követő bilaterális izometriás kontrakció (F2)

Bal oldali térdfesztők unilaterális kontrakcióját követő bilaterális erő kifejtés (F2a)

Forgatónyomaték

Az unilaterálisan kontrahálódó bal láb forgatónyomatéka ($234,6 \pm 37,8$ Nm) akkor kezdett el csökkenni, amikor a jobb láb kontrakciója még nem kezdődött el. Az időkülönbség a két esemény között $164,5 \pm 22,3$ ms volt. A forgatónyomaték 13,4%-kal volt alacsonyabb ($203,8 \pm 28,0$ Nm) a jobb térdfesztő kontrakciójának kezdetén, mint a bal láb maximális unilaterális forgatónyomatéka. A két forgatónyomaték közötti

különbség ($30,8 \pm 21,9$ Nm) szignifikáns volt ($p=0,046$). A bal láb forgatónyomatéka tovább csökkent a jobb láb kontrakciója alatt elérve a legalacsonyabb szintet ($172,0 \pm 20,4$ Nm), amely 15,1% ($31,8 \pm 21,7$ Nm) visszaesést jelentett. A csökkenés mértéke szignifikáns volt ($p=0,009$). A legalacsonyabb bal láb forgatónyomatéknál a jobb láb forgatónyomatéka ($190,7 \pm 39,9$ Nm) elérte a maximális bilaterális forgatónyomaték ($223,3 \pm 28,5$ Nm) 85,5%-kát. A bal láb maximális bilaterális forgatónyomatéka $209,0 \pm 31,0$ Nm volt. A két láb által kifejtett forgatónyomaték között a különbség nem volt szignifikáns (5. táblázat).

5. táblázat. A bal oldali térdfesztők forgatónyomatéka unilaterális (ULM1, ULM2) és a bal, valamint jobb térdfesztők bilaterális forgatónyomatéka F2a alatt. A felső sor az átlagokat, az alsó sor a szórást (\pm SD) mutatja.

ULM1		ULM2		BLM1		BLM2	
Bal	Jobb	Bal	Jobb	Bal	Jobb	Bal	Jobb
234,6		203,8 ^a		172,0 ^b	190,7	209,0	223,3
37,8		28,0		20,4	39,9	31,0	28,5

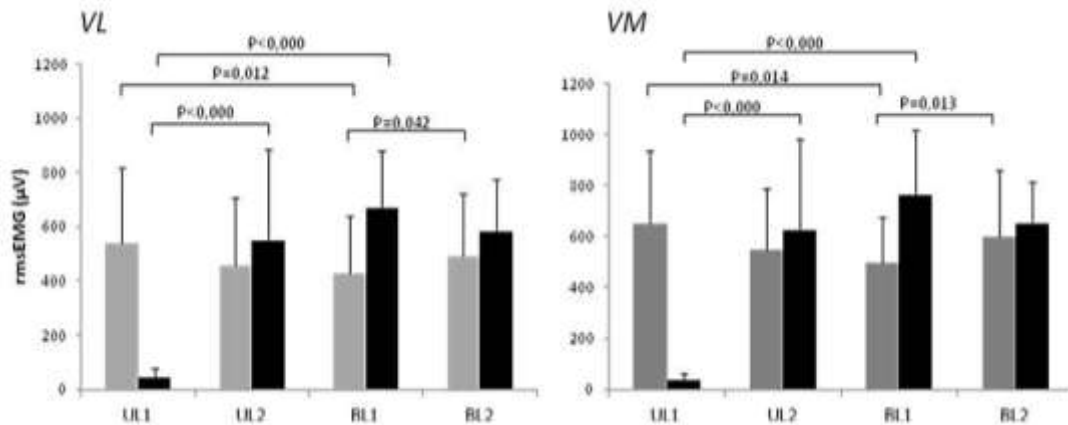
^a szignifikáns különbség ULM1 és ULM2 között

^b szignifikáns különbség ULM2 és BLM1 között

Elektromiográfia

Az unilaterálisan kontrahálódó bal térdfesztők rmsEMG átlagának 14,9% és 15,2% csökkenése t1 időintervallumban a VL és VM izomfejekben nem volt szignifikáns. A visszaesés az összevont t1 és t2 idő alatt 20,0% illetve 23,5% volt a VL és VM izomfejekben ($p=0,012$ és $p=0,014$). A később aktivált jobb láb VL és VM EMG aktivitása a t1 alatt $547,0 \pm 336,5$ μ V, illetve $626,5 \pm 355,6$ μ V volt. Ezek az értékek közelítettek a maximális BL értékekhez (VL: $666,9 \pm 213,6$ μ V ; VM: $761,0 \pm 257,8$ μ V), és amelyeket abban a szakaszban érték el az izomfejek, amikor a bal térdfesztő izmok a legkisebb aktivitást mutatták (VL: $430,2 \pm 210,9$ μ V; VM: $496,1 \pm 178,4$ μ V). A

bilaterális kontrakció második szakaszában (BL2) a bal VL és VM rmsEMG aktivitása 14,1%-kal, illetve 21,2%-kal szignifikánsan növekedett ($p=0,042$ és $p=0,013$). A jobb VL és VM aktivitása csökkent 22,5%-kal illetve 14,5%-kal, de a csökkenés nem volt szignifikáns (32. ábra).



32. ábra. A vastus laterális (VL) és vastus mediális (VM) rmsEMG átlag és szórás értékei az UL>BL átmeneti periódusa alatt F2a-nál. Szürke oszlopok: bal láb, fekete oszlopok: jobb láb. Periódusok jelentése: UL1 – unilaterális kontrakció, maximum EMG átlagok és szórás. UL2 – a bilaterális kontrakciót megelőző rövid időtartam, amikor a másik láb nem fejt ki erőt, de már aktív. BL1 – bilaterális kontrakció, ami alatt a korábban UL erő kifejtésű láb eléri a legalacsonyabb forgatónyomatékot. BL2 – a bilaterális kontrakció második szakasza alatti rmsEMG.

Jobb oldali térdfeszítők unilaterális kontrakcióját követő bilaterális erő kifejtés (F2b)

Forgatónyomaték

Amikor a jobb láb kezdte előbb a kontrakciót a forgatónyomaték ($222,7 \pm 26,6$ Nm) $243,9 \pm 132,2$ ms-mal a bal láb kontrakciója előtt kezdett el $193,6 \pm 23,7$ Nm-re csökkenni. A visszaesés mértéke $29,1 \pm 19,3$ Nm volt (12,7%) és a két forgatónyomaték különbsége szignifikáns volt ($p=0,019$). A jobb láb legalacsonyabb forgatónyomatékát ($162,4 \pm 16,1$ Nm) akkor érte el, amikor bal láb forgatónyomatéka elérte a maximális forgatónyomaték ($201,5 \pm 59,3$ Nm) 89,1%-kát. A visszaesés nagysága $31,2 \pm 22,3$ Nm

(15,4%) volt és a különbség szignifikáns volt ($p=0,003$). A bal láb maximális bilaterális forgatónyomatéka ($233,0\pm 35,7$ Nm) 27,9%-kal meghaladta a jobb láb forgatónyomatékát ($p<0,000$) (6. táblázat). A periódusidők a következők szerint alakult: $383,2\pm 141,8$ ms (t1), $251,8\pm 83,0$ ms (t2).

6. táblázat. A jobb oldali térdfeszítők forgatónyomatéka unilaterális (ULM1, ULM2) és a bal, valamint jobb térdfeszítők bilaterális forgatónyomatéka F2b alatt. A felső sor az átlagokat, az alsó sor a szórást (\pm SD) mutatja.

ULM1		ULM2		BLM1		BLM2	
Bal	Jobb	Bal	Jobb	Bal	Jobb	Bal	Jobb
	222,7		193,6 ^a	201,5	162,4 ^b	233,0	182,2 ^c
	26,6		23,7	59,3	16,1	35,7	25,5

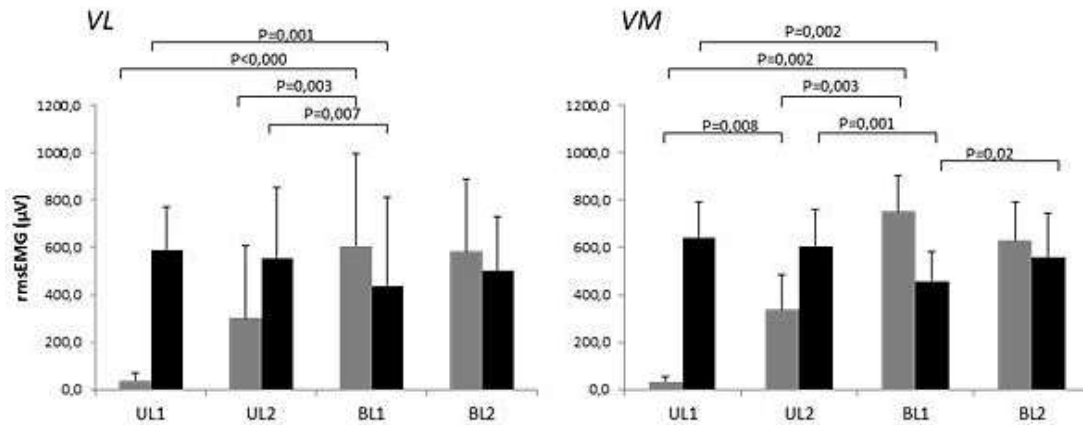
^a szignifikáns különbség ULM1 és ULM2 között

^b szignifikáns különbség ULM2 és BLM1 között

^c szignifikáns különbség a bal és jobb láb között

Elektromiográfia

A maximális unilaterális rmsEMG a jobb oldali VL ($590,7\pm 182,4$ μ V) és VM ($642,1\pm 151,3$ μ V) izmokban 6,9%-kal illetve 6,5%-kal esett vissza a t1 intervallumban (nsz). A visszaesés (VL: 27,3%; VM: 31,9%) tovább folytatódott t2 alatt, elérve a legalacsonyabb értéket (VL: $434,0\pm 376,1$ μ V; VM: $457,1\pm 126,6$ μ V). Változás mértéke mindkét esetben szignifikáns volt ($p=0,007$ és $p=0,001$). A bilaterális kontrakció első szakaszában (BL1) a bal VL ($605,3\pm 391,7$ μ V) rmsEMG-je 3,7%-kal nagyobb volt, mint a BL2 ($583,8\pm 306,7$ μ V), de a különbség nem volt szignifikáns. A VM ($751,8\pm 153,5$ μ V) EMG aktivitás 19,7%-kal volt magasabb, mint a BL2 rmsEMG ($628,3\pm 163,8$ μ V). Különbségek egyik esetben sem voltak szignifikánsak. A jobb VL és VM rmsEMG a legalacsonyabb értékről (BL1) szignifikánsan 15,5%-os illetve 21,9%-os növekedést mutatott. A változás mértéke azonban csak VM-nél volt szignifikáns ($p=0,02$) (33. ábra).



33. ábra. A vastus laterális (VL) és vastus mediális (VM) rmsEMG átlag és szórás értékei az UL>BL átmeneti periódus alatt F2b-nél. A rövidítések ugyanazok, mint 32. ábránál.

6.2.3.2. Bilaterális kontrakciót követő unilaterális izometriás erő kifejtés (F3)

Bilaterális kontrakciót követő bal oldali térdfejtők unilaterális erő kifejtése (F3a)

Forgatónyomaték

A maximális bilaterális forgatónyomaték (MBLL: $215,2 \pm 43,2$ Nm; MBLR: $201,4 \pm 33,5$ Nm) mind a bal, mind a jobb láb esetében csökkent a jobb láb relaxálásakor. A forgatónyomaték csökkenés egyik esetben sem volt szignifikáns (bal láb: $17,2 \pm 21,2$ Nm; jobb láb: $14,8 \pm 19,7$ Nm). Az erő kifejtést fenntartó bal láb forgatónyomatéka tovább csökkent a jobb láb relaxálásával ($198,0 \pm 34,6$ Nm) 3,6%-kal (M1), azonban nem volt szignifikáns a csökkenés ($190,8 \pm 39,7$ Nm). Az időkülönbség a két esemény között $172,5 \pm 45,4$ ms volt. A jobb láb teljes relaxálásakor a bal láb forgatónyomatéka 17,8%-kal emelkedett M1 értékhez képest ($224,8 \pm 59,1$ Nm). M1 időpillanatában a jobb láb forgatónyomatéka $106,4 \pm 35,8$ Nm volt. A két forgatónyomaték közötti különbség ($34,0 \pm 24,1$ Nm) nem volt szignifikáns. Az időkülönbség M1 és M2 között $376,7 \pm 51,2$ ms volt. A bal láb unilaterális forgatónyomatéka tovább emelkedett ($257,7 \pm 47,3$ Nm). A növekedés mértéke ugyan nem volt szignifikáns, de 14,6%-os ($32,9 \pm 21,2$ Nm) növekedést jelentett. A bal láb MUL maximális forgatónyomatéka szignifikánsan nagyobb volt, mint a MBLL-nél ($p=0,039$) és szignifikánsan nagyobb volt, mint BLL-

nél ($59,7 \pm 35,7$ Nm) ($p=0,003$). A bal lábnál szignifikáns különbséget találtunk még M1 és MUL között ($p=0,002$) (7. táblázat). A maximális unilaterális forgatónyomaték elérése $1745,7 \pm 551,4$ ms alatt következett be.

7. táblázat. A bal oldali térdfesztők bilaterális és unilaterális forgatónyomatéka (BLL, M1, M2, MUL), valamint jobb térdfesztők bilaterális forgatónyomatéka (BLR, M1) F3a alatt. A felső sor az átlagokat, az alsó sor a szórást (\pm SD) mutatja.

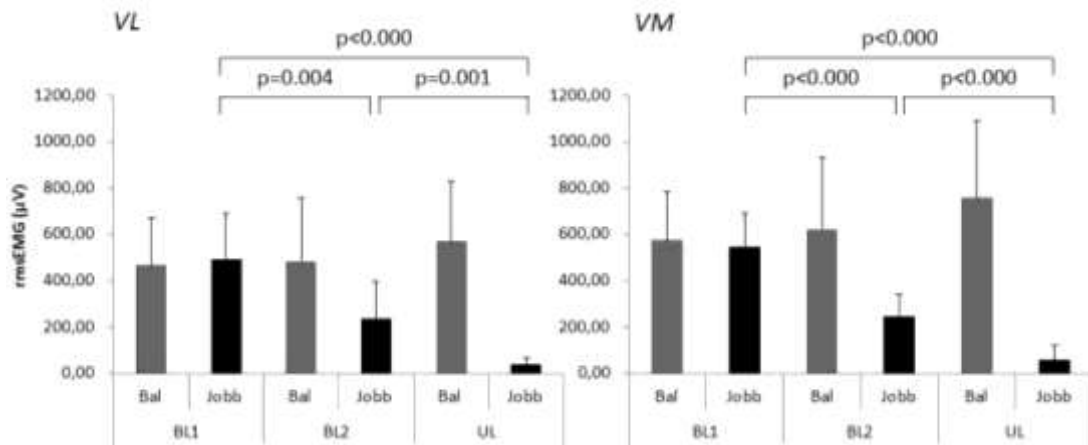
BLL/BLR		M1		M2		MUL	
Bal	Jobb	Bal	Jobb	Bal	Jobb	Bal	Jobb
198,0 ^a	186,6	190,8 ^b	106,4	224,8		257,7	
34,6	30,9	39,7	35,8	59,1		47,3	

^a szignifikáns különbség BLL és MUL között

^b szignifikáns különbség M1 és MUL között

Elektromiográfia

A bilaterális kontrakciót (BL1) (VL: $467,3 \pm 206,1$ μ V; VM: $575,5 \pm 212,2$ μ V) követően a bal végtagonál mind a VL, mind a VM izomfejekben növekedett az EMG aktivitás (BL2), amikor a jobb végtag relaxálódni kezdett (VL: $483,9 \pm 274,0$ μ V; VM: $622,8 \pm 308,8$ μ V). A növekedés azonban nem volt szignifikáns. BL2 periódus alatt a jobb végtag elektromos aktivitásának csökkenése szignifikáns volt ($p=0,004$ és $p<0,000$), amely 51,5%-os (VL), illetve 51,6%-os (VM) csökkenést jelentett. A jobb láb teljes relaxálását követően a bal oldali izomfejek aktivitása tovább növekedett (UL) (VL: $569,9 \pm 261,0$ μ V; VM: $757,6 \pm 333,3$ μ V), de az átlagok nem voltak szignifikánsan nagyobbak, mint BL2 periódus alatt. Bal láb esetében BL1 és UL periódus között sem találtunk szignifikáns különbséget (34. ábra).



34. ábra. A vastus laterális (VL) és vastus mediális (VM) rmsEMG átlag és szórás értékei az BL>UL átmeneti periódus alatt F3a-nál. Szürke oszlopok: bal láb, fekete oszlopok: jobb láb. Periódusok jelentései: BL1 – bilaterális kontrakció, maximum EMG átlagok és szórás. BL2 – a bilaterális kontrakciót követő időtartam, amikor a kontralaterális végtag izmai relaxálódni kezdtek. A periódus a jobb láb teljes relaxálásáig tartott. UL – unilaterális kontrakció alatti rmsEMG.

Bilaterális kontrakciót követő jobb oldali térdfeszítők unilaterális erő kifejtése (F3b)

Forgatónyomaték

A maximális bilaterális forgatónyomaték (MBLL: $213,2 \pm 45,1$ Nm; MBLR: $199,5 \pm 30,7$ Nm) mind a bal, mind a jobb láb esetében csökkent a bal láb relaxálásakor. A forgatónyomaték csökkenés egyik esetben sem volt szignifikáns (bal láb: $-19,9 \pm 20,8$ Nm; jobb láb: $-7,7 \pm 24,4$ Nm). Az erő kifejtést fenntartó jobb láb forgatónyomatéka tovább csökkent a bal láb relaxálásával ($191,8 \pm 32,5$ Nm) 5,8%-kal (M1), azonban nem volt szignifikáns a csökkenés ($180,6 \pm 27,6$ Nm). Az időkülönbség a két esemény között $136,7 \pm 51,3$ ms volt. A bal láb teljes relaxálásakor a jobb láb forgatónyomatéka 22,0%-kal emelkedett M1 értékhez képest ($220,4 \pm 34,8$ Nm). A két forgatónyomaték közötti különbség ($39,8 \pm 23,3$ Nm) szignifikáns volt ($p=0,007$). M1 időpillanatában a bal láb forgatónyomatéka $110,2 \pm 45,9$ Nm volt. Az időkülönbség M1 és M2 között $418,2 \pm 49,0$ ms volt. A jobb láb unilaterális forgatónyomatéka tovább emelkedett ($235,0 \pm 45,3$ Nm). A növekedés mértéke ugyan nem volt szignifikáns, de 6,2%-os ($14,6 \pm 24,2$ Nm) növekedést jelentett. A jobb láb MUL maximális forgatónyomatéka szignifikánsan

nagyobb volt, mint a ($p=0,044$) bilaterális maximális forgatónyomaték a kontrakció kezdetén (MULR) ($35,5\pm 28,5$ Nm). A jobb láb esetében szignifikáns különbséget találtunk BLR és MUL között ($p=0,018$), MUL és M1 között ($p=0,03$) (8. táblázat).

8. táblázat. A jobb oldali térdfesztők bilaterális és unilaterális forgatónyomatéka (BLR, M1, M2, MUL), valamint bal térdfesztők bilaterális forgatónyomatéka (BLL, M1) F3b alatt. A felső sor az átlagokat, az alsó sor a szórást (\pm SD) mutatja.

BLL/BLR		M1		M2		MUL	
Bal	Jobb	Bal	Jobb	Bal	Jobb	Bal	Jobb
193,3	191,8 ^a	110,2	180,6 ^b		220,4		235,0 ^c
41,8	32,5	45,9	27,6		34,8		45,3

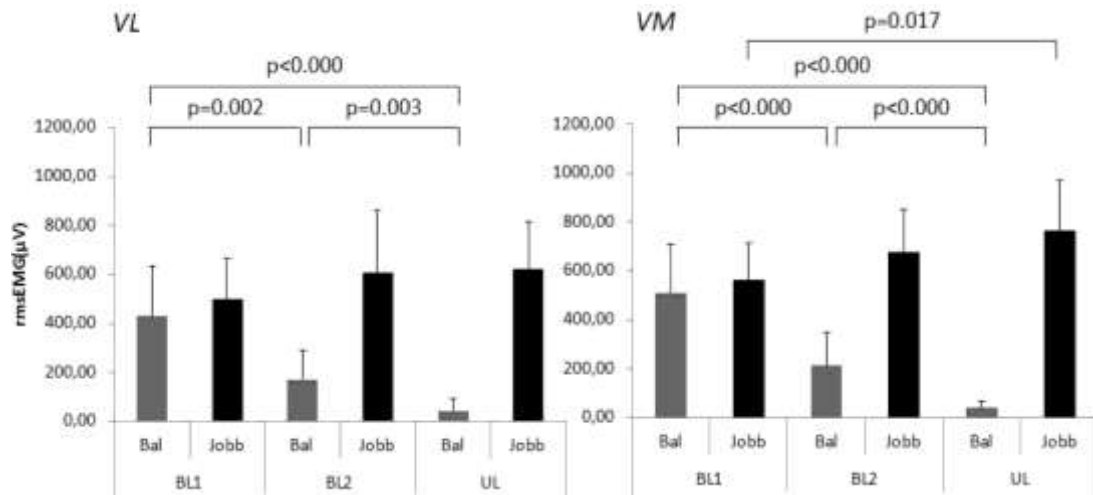
^a szignifikáns különbség BLR és MUL között

^b szignifikáns különbség M1 és M2 között

^c szignifikáns különbség M1 és MUL között

Elektromiográfia

A bilaterális kontrakciót (BL1) (VL: $497,2\pm 167,7$ μ V; VM: $561,0\pm 149,3$ μ V) követően a jobb végtagnál mind a VL, mind a VM izomfejekben növekedett az EMG aktivitás (BL2), amikor a bal végtag relaxálódni kezdett (VL: $605,9\pm 252,6$ μ V; VM: $677,4\pm 174,6$ μ V). A növekedés azonban nem volt szignifikáns. BL2 periódus alatt a bal térdfesztők elektromos aktivitásának csökkenése szignifikáns volt ($p=0,002$ és $p<0,000$), amely 60,0%-os (VL), illetve 58,5%-os (VM) csökkenést jelentett. A bal láb teljes relaxálását követően a jobb izomfejek aktivációja tovább növekedett (UL) (VL: $623,5\pm 191,4$ μ V; VM: $761,8\pm 206,5$ μ V), de az átlagok nem voltak szignifikánsan nagyobbak, mint BL2 periódus alatt. Jobb láb esetében VM-nél BL1 és UL periódus között szignifikáns különbséget találtunk ($p=0,017$) (35. ábra).



35. ábra. A vastus laterális (VL) és vastus mediális (VM) rmsEMG átlag és szórás értékei az BL>UL átmeneti periódus alatt F3b-nél. A rövidítések ugyanazok, mint 34. ábránál.

6.2.3.3. Bilaterális kontrakcióból unilaterális, majd ismételt bilaterális izometriás erő kifejtés (F4)

Bilaterális kontrakciót követő bal oldali térd fesztők unilaterális kontrakciója, majd ismételt bilaterális erő kifejtése (F4a)

Forgatónyomaték

A bal láb unilaterális forgatónyomatéka ($231,1 \pm 46,3$ Nm) a jobb láb kontrakcióját $212,4 \pm 75,0$ ms-mal megelőzően, $43,2 \pm 24,9$ Nm-rel (18,4%) esett vissza ($p=0,033$). A visszaesés tovább folytatódott a bilaterális kontrakció kezdetén $165,4 \pm 75$ ms-on keresztül elérve a legalacsonyabb szintet ($176,2 \pm 26,9$ Nm). A csökkenés mértéke nem volt szignifikáns. A bal láb forgatónyomatéka akkor kezdett növekedni, amikor a jobb láb forgatónyomatéka ($168,8 \pm 30,0$ Nm) elérte a maximális forgatónyomaték ($213,4 \pm 38,1$ Nm) 79,1%-kát. A bal láb bilaterális maximális forgatónyomatéka ($194,6 \pm 37,1$ Nm) 8,8%-kal alacsonyabb volt a jobb lábénál, de a különbség nem volt szignifikáns (9. táblázat). A periódusidők a következők szerint alakultak: $320,1 \pm 137,2$ ms (t1), $219,1 \pm 94,7$ ms (t2).

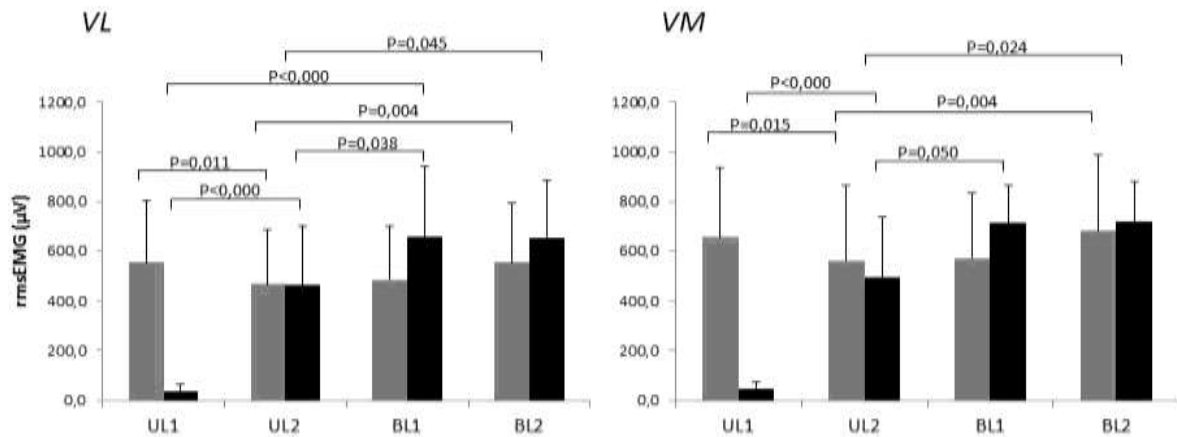
9. táblázat. A bal oldali térdfesztők forgatónyomatéka unilaterális (ULM1, ULM2) és a bal, valamint jobb térdfesztők bilaterális forgatónyomatéka F4a alatt. A felső sor az átlagokat, az alsó sor a szórást (\pm SD) mutatja.

ULM1		ULM2		BLM1		BLM2	
Bal	Jobb	Bal	Jobb	Bal	Jobb	Bal	Jobb
231,1		187,9 ^a		176,2	168,8	194,6	213,4
46,3		57,0		26,9	30,0	37,1	38,1

^a szignifikáns különbség ULM1 és ULM2 között

Elektromiográfia

A bal láb maximális unilaterális kontrakciója alatt (UL1) számított rmsEMG a VL ($554,4 \pm 250,9 \mu\text{V}$) és VM ($656,7 \pm 282,2 \mu\text{V}$) 15,5%-kal illetve 14,3%-kal esett vissza t1 alatt (VL: $468,3 \pm 217,0 \mu\text{V}$; $p=0,011$ illetve VM: $562,5 \pm 304,1 \mu\text{V}$; $p=0,015$). A rmsEMG csaknem azonos maradt a t2 időintervallumban. A bal VL és VM legalacsonyabb rmsEMG-t elérve szignifikánsan 18,6%-kal ($p=0,004$) illetve 21,5%-kal növekedett (VL BL2: $555,2 \pm 239,0 \mu\text{V}$; VM BL2: $633,4 \pm 304,0 \mu\text{V}$). A jobb térdfesztők VL ($464,5 \pm 235,5 \mu\text{V}$) és VM ($497,5 \pm 237,7 \mu\text{V}$) izmainak EMG aktivitása t1 időintervallumban elérte a BL1 rmsEMG 42,0%-kát illetve 43,3%-kát. A változás mértéke szignifikáns volt ($p=0,038$ illetve $p=0,05$). A jobb láb BL1 és BL2 rmsEMG átlagai között nem volt szignifikáns különbség (36. ábra).



36. ábra. A vastus laterális (VL) és vastus mediális (VM) rmsEMG átlag és szórás értékei az UL>BL átmeneti periódus alatt F4a-nál. A rövidítések ugyanazok, mint 32. ábránál.

Bilaterális kontrakciót követő jobb oldali térdfeszítők unilaterális kontrakciója, majd ismételt bilaterális erő kifejtése (F4b)

Forgatónyomaték

Amikor a jobb térdfeszítők unilaterális kontrakcióját követte a bal láb kontrakciója, akkor a jobb láb forgatónyomatéka ($221,2 \pm 21,2$ Nm) $35,2 \pm 14,1$ Nm-rel (15,9%) esett vissza a bal láb kontrakciójának kezdetéig ($t=170,4 \pm 130,7$ ms). A különbség az ULM1 és ULM2 között szignifikáns volt ($p=0,001$). A csökkenés tovább folytatódott elérve a legalacsonyabb szintet ($156,4 \pm 14,6$ Nm). A csökkenés nagysága $29,6 \pm 17,3$ Nm volt (15,3%) ($p=0,002$). Amikor a jobb láb forgatónyomatéka emelkedni kezdett, a bal láb forgatónyomatéka ($199,0 \pm 42,7$ Nm) 86,9%-a volt a maximális bilaterális forgatónyomatéknak ($229,0 \pm 47,9$ Nm). A jobb láb forgatónyomatéka ($174,4 \pm 27,7$ Nm) 23,8%-kal volt alacsonyabb, mint a bal láb forgatónyomatéka ($p=0,01$) (10. táblázat). A periódusidők a következők szerint alakultak: $359,2 \pm 151,7$ ms (t_1), $235,0 \pm 85,4$ ms (t_2).

10. táblázat. A bal oldali térdfesztők forgatónyomatéka unilaterális (ULM1, ULM2) és a bal és jobb térdfesztők forgatónyomatéka bilaterális forgatónyomatéka F4b-ben. A felső sor az átlagokat, az alsó sor a szórást (\pm SD) mutatja.

ULM1		ULM2		BLM1		BLM2	
Bal	Jobb	Bal	Jobb	Bal	Jobb	Bal	Jobb
	221,2		186,0 ^a	199,0	156,4 ^b	229,0	174,4 ^c
	21,2		20,4	42,7	14,6	47,9	27,7

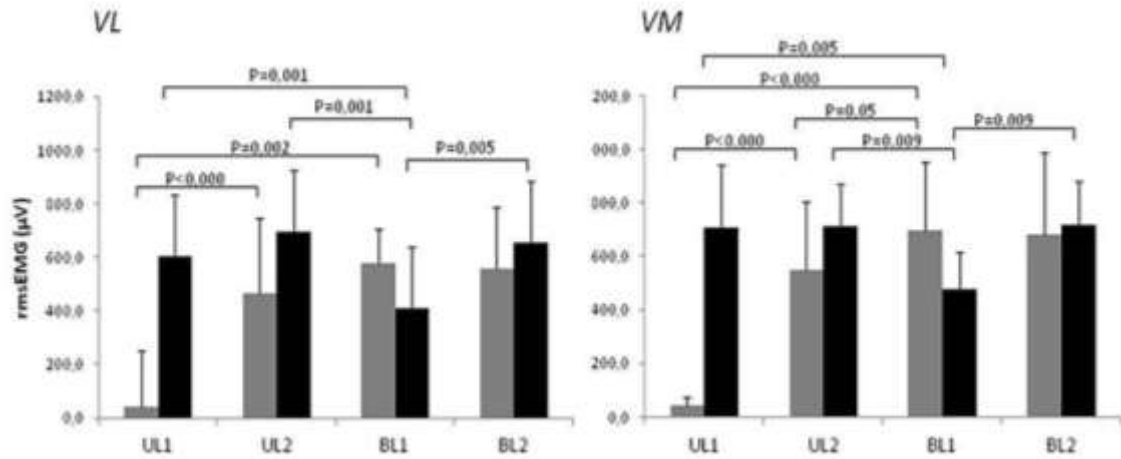
^a szignifikáns különbség ULM1 és ULM2 között

^b szignifikáns különbség ULM2 és BLM1 között

^c szignifikáns különbség a bal és jobb láb között

Elektromiográfia

Az unilaterálisan kontrahálódó (UL1) jobb VL és VM izomfejek rmsEMG átlagai (VL: 602,8 \pm 212,5 μ V; VM: 707,5 \pm 237,1 μ V) t1 alatt nem változtak szignifikánsan (VL: 698,0 \pm 282 μ V; VM: 714,4 \pm 157,3 μ V). BL1 periódus alatt azonban jelentős volt a változás, a rmsEMG 41,1%-kal csökkent a VL-ben (310,9 \pm 131,2 μ V; p=0,001) és 32,8%-kal a VM-ben (479,8 \pm 137,7 μ V; p=0,009). A BL2 rmsEMG átlagai a VL és VM izomban 37,3%-kal és 33,3%-kal nagyobbak voltak (VL: 655,5 \pm 229,9 μ V; VM: 719,2 \pm 062,3 μ V), mint a BL1 átlagok (p=0,005 illetve p=0,009). A bal VL (466,3 \pm 201,5 μ V) és VM (549,9 \pm 253,2 μ V) izomfejek EMG aktivitása a t1 időintervallumban csupán 23,7%-kal illetve 27,3%-kal maradt el a t2 alatti EMG aktivitástól (VL: 576,9 \pm 421,2 μ V; VM: 699,4 \pm 252,5 μ V). Az átlagok közötti különbség csak a VM esetében volt szignifikáns (p=0,05). A BL1 és BL2 rmsEMG átlagok csaknem azonosak voltak a VL-ben és a VM-ben is (37. ábra).



37. ábra. A vastus laterális (VL) és vastus mediális (VM) rmsEMG átlag és szórás értékei az UL>BL átmeneti periódus alatt F4b-nél. A rövidítések ugyanazok, mint 32. ábránál.

7. MEGBESZÉLÉS

Kutatásunk elsődleges célja az volt, hogy közvetett bizonyítékokat találjunk a kétoldali, homológus izmok bilaterális kontrakciója alatti idegi szabályozásra. Az eddigi több évtizedes kutatások eredményeként ma már a legelfogadottabb elmélet szerint a bilaterális kontrakciók szabályozása központi idegrendszer eredetű, és elsősorban a két agyi félteke motoros mezőinek kommunikációja befolyásolja az ellentétes oldali, azonos izmok választ, vagyis azt a változást, amit az unilaterális kontrakció alatti erő kifejtéshez viszonyítanak a kutatók. A kérgi motoros mezők közötti gátló vagy serkentő folyamatok jól letérképezhetők az izmok által kifejtett erővel és az izmok elektromos aktivitásával. Az eddigi vizsgálatok rámutattak arra, hogy a két agyi félteke neurális összeköttetésben van, és mind gátló (Ferbort és mtsai 1992, Oda és Moritani 1996) mind serkentő (Ugawa és mtsai 1993) neuronok megtalálhatók bennük. Felmerül a kérdés, hogy milyen esetekben kerülnek aktiválásra a gátló, illetve a serkentő neuronok. Az eddigi vizsgálatok során csaknem kizárólag az unilaterális és bilaterális kontrakciók maximális erejét hasonlították össze, és ebből vonták le következtetéseiket. Ez vonatkozik van Dieen és mtsai (2003) vizsgálatára is, annak ellenére, hogy egy teljesen új paradigma alkalmazásával kutatták az unilaterális és bilaterális kontrakciók alatt bekövetkező erő és elektromos aktivitás változásokat. Nevezetesen, a bilaterális kontrakciót megelőzte az egyik oldali izom unilaterális kontrakciója, illetve a bilaterális kontrakciót a kontralaterális izom relaxációja követte.

Feltételezésünk szerint a jelentős változások az unilaterális-bilaterális, illetve a bilaterális-unilaterális átmenetek alatt következnek be, amelyek nem minden esetben tükrözik az átmenetek utáni kialakult állapotokat. Vizsgálatainkat elsősorban ezekre az átmenetekre fókuszáltuk, feltételezve, hogy az átmenetek időtartama, dinamikája és a kontrakciók feladat orientáltsága az, amely a gátló vagy serkentő folyamatokat helyezi előtérbe a két motoros mező egymásra hatásában.

7.1. Első vizsgálat

Vizsgálatunk célja az volt, hogy azoknál a vizsgálati személyeknél, akiknél a térdfesztők erő kifejtése során nem találtunk bilaterális deficitet (BLD), megvizsgáljuk a térdfesztő izmok működését szabályozó mechanizmusokat a bilaterális kontrakciót

követő unilaterális kontrakció alatt. Ohtsuki (1983, 1994) feltételezte, hogy két mechanizmus állhat a bilaterális deficit hátterében. Az egyik mechanizmus értelmében a bilaterális deficit a figyelem megosztás következtében jön létre, amikor az egyik oldali izommal a vizsgálati személynek másfajta feladatot kell végrehajtania, mint a másik izommal. A másik mechanizmus, amely a bilaterális deficitet kiválthatja, az agyi féltekék közötti gátló hatás. A figyelem megosztáson alapuló feltételezést Howald és Enoka (1991) nem tartotta elfogadhatónak, arra alapozva véleményüket, hogy a figyelem megosztás nem okoz bilaterális deficitet abban az esetben, amikor az ellentétes oldalon elhelyezkedő, de nem homológus izmok egyidejűleg fejtenek ki erőt. Annak eldöntésére, hogy melyik mechanizmus felelős a bilaterális deficit kiváltásáért további vizsgálatokat végeztek. Taniguchi és mtsai (2001) az agyi elektrofiziológia folyamatokat vizsgálva (EEG) szinkronizálási kényszer során arra a következtetésre jutott, hogy mindkét agyi féltekéhez érkező parancs lelassítja a vezérlési folyamatokat mindkét oldalon.

Vizsgálatunk megtervezésekor úgy gondoltuk, hogy abban az esetben, ha nincs bilaterális deficit, de amennyiben a két izomra vonatkozó különböző feladat hatására bekövetkező átmeneti változásokat tapasztalunk, akkor közvetett bizonyítékot szolgáltatunk arra, hogy a változásokat a figyelem megosztás is okozhatja. Feltételezhető volt, hogy az egyik izom maximális erő kifejtésének fenntartása és a másik izom relaxációja más feladatot jelent a jobb és a baloldali izmok vezérlésében, ezért a bilaterális kontrakcióból unilaterális kontrakcióba átmenetnél rövid ideig tartó, átmeneti hatások mutathatók ki.

Van Dieen és mtsai (2003) arra az eredményre jutott, hogy a térd feszítő izmok esetében, amennyiben a bilaterális kontrakciót az egyik izom relaxációja követi, miközben a másik izmot továbbra is maximálisan aktivált állapotban kell tartani, akkor az unilaterálisan kontrahálódó izom erő kifejtése szignifikánsan növekszik. A kutatók azonban nem vizsgálták a kéttípusú kontrakció átmeneti szakaszát, másrészt a vizsgálati személyek mindegyike bilaterális deficitet mutatott.

Mielőtt a relaxációs vizsgálatot elvégeztük volna, megmértük a jobb és baloldali izmok maximális bilaterális és unilaterális forgatónyomatékát a vizsgálati személyek optimális térdszögében hagyományos módon (egymástól elkülönítve a bilaterális és unilaterális kontrakciókat). Ebben a vizsgálati beállításban (VB1) nem találtunk szignifikáns különbséget a térd feszítők által kifejtett bilaterális és unilaterális forgatónyomaték érték

között, amelyet az alacsonyabb bilaterális deficit index is mutatott (BLDI: -2.9). Ezzel az eredménnyel teljesült az első vizsgálatunk alapfeltétele. Emellett a korábbi feltételezésünk is helyesnek bizonyult, hiszen a második és harmadik (VB2, VB3) protokoll során sem találtunk szignifikáns különbséget a bilaterális és unilaterális forgatónyomatékok között.

Korábbi tanulmányokban, vizsgálatokban arra a következtetésre jutottak, hogy a bilaterális deficit (BLD) hiánya a két agyi félteke közötti gátlás hiányának tudható be (Vandervoort és mtsai 1987, Secher és mtsai 1988, Howard és Enoka 1991, Bobbert és mtsai 1996, Häkkinen és mtsai 1997). Ha ezt a koncepciót elfogadjuk, amely azon a feltételezésen alapul, hogy a gátlás szupraspinális szinten jön létre, akkor elképzelhető, hogy a motoros kéreg gátló neuronjai beavatkoznak valamilyen módon a két agyfélteke közötti kommunikációba (Daskalakis és mtsai 2002). Ebből fakadóan vagy megmarad a központok ingerelhetőségének gátlása, jobban mondva azok ingerelhetőségének csökkenése (Vandervoort és mtsai 1984, Kawakami és mtsai 1998) vagy valamilyen eddig nem ismert mechanizmus által kikapcsolják a kontralaterális oldali efferens aktivációt (Daskalakis és mtsai 2002). Tehát feltételezhető, hogy a két agyi félteke modulációs mechanizmusa akkor is létezik, amikor nem mérhető bilaterális deficit. Feltételezésünk szerint, ha a homológusz izmok egyidejű bilaterális kontrakciója létrejön, és azt követően unilaterális erő kifejtést végez a vizsgálati személy az egyik végtagjával a másik oldali végtag izomzatának relaxálásakor, akkor rövid és hosszú késleltetéses választ eredményez az unilaterális forgatónyomaték fenntartása. Emellett azt is feltételeztük, hogy a gyors és lassú relaxáció a homológusz izomzatban különböző válaszokat fog eredményezni.

Feltételezéseink igazolására vizsgálatunkban a vizsgálati személyeknek a bilaterális erő kifejtést követően kétféleképpen kellett relaxálniuk jobb térdfesztítő izmukat: (1) a lehető leghosszabban, végig kontrollálva a forgatónyomaték csökkenését (VB2), vagy (2) a lehető legrövidebb idő alatt mintegy kikapcsolva az izom feszülésének kontrollját (VB3). A jobb láb relaxációja alatt a vizsgált személyeknek a bal térdfesztítővel továbbra is maximális erő kifejtésre kellett törekedniük.

A lassú, kontrollált relaxáció hatása

A jobb térdfesztők akaratlagos, kontrollált, lassú relaxációja alatt (VB2) 7,8%-os forgatónyomaték csökkenést eredményezett a bal lábnál a jobboldali izom relaxációjának kezdeti szakaszában. A forgatónyomaték csökkenése nem volt szignifikáns. Valószínűsíthető, hogy ez a vizsgálati személyek egyénileg változó végrehajtási variációinak tudható be. Azt tapasztaltuk, hogy szinte minden vizsgálati személy számára a lassú izomaktiváció csökkentése, az izom relaxációjának folyamatosan kontrollálása, nehezebb feladatnak bizonyult a kontralaterális végtag fenntartása mellett, mint a harmadik feladatban az izmok aktivációjának azonnali megszüntetésekor. Feltételezhetően egyes személyek számára könnyebb, mások számára nehezebb volt a kontrakció kontrollálása, ez magyarázhatja a nagy válaszbeli különbségeket. Hogy bizonyítást nyerjen elképzelésünk, korrelációs vizsgálatot végeztünk a t_1 , a félrelaxációs idő ($1/2RT$), a teljes relaxáció ideje (t_2), a forgatónyomaték csökkenésének mértéke (RTR) és a $dM1$ között. Szignifikáns korrelációt találtunk a t_1 , az RTD és a $dM1$ között. Ez azt jelenti, hogy minél hosszabb a kezdeti relaxáció ideje, illetve minél kisebb a relaxációs ráta, annál nagyobb a forgatónyomaték visszaesésének mértéke a bal oldali izomnál.

Eredményeinkből első látásra úgy tűnik, hogy valóban kettős feladatnak bizonyult a vizsgálati személyek számára az egyik végtag homológusz izomzatának a relaxációja és a kontralaterális végtagi izom maximális aktivációjának fenntartása. A relaxáció kezdetén a gyors motoros egységek aktivitásának domináns megszűnése feltételezhető. Ezeknek a motoros egységeknek a működése a két oldalon nehezebben szétválasztható, mint a később kikapcsolásra kerülő alacsonyabb ingerküszöbű, lassú és kis motor egységeké. Van Dieen és mtsai (2003) nem tapasztalhatták ezt a jelenséget, mivel esetükben a relaxáció mértékét nem kellett kontrollálniuk a vizsgált személyeknek, vagyis esetükben nem beszélhetünk kettős feladat végrehajtásából fakadó figyelemmegoszlásról. Az új vizsgálati beállításunkból származó új felismerés egyben rámutat elképzelésünk helyességére. Eredményeink egyértelműen jelzik, hogy az egyik izom relaxációjának kontrollálása hasonló folyamatot indít meg a másik oldalon is, amely rövid idejű lefolyású. Az ezt követő forgatónyomaték növekedésjelzi, hogy ez a hatás megszűnik és az aktivációban maradó izom hasonló nagyságú forgatónyomatékot fejt ki, mint az elkülönült unilaterális kontrakciók során. Következésképpen a lassú,

kontrollált relaxációnak nincs hosszú lefolyású hatása a kontralaterális izom erőkifejtésére.

A gyors relaxáció hatása

A forgatónyomaték-idő görbe eredményeinek elemzése során azt találtuk, hogy a jobboldali izom gyors relaxációja 7,7%-os azonnali forgatónyomaték növekedést eredményezett a bal térdfeszítőknél. Ezt a jelenséget rövid késleltetési válasznak neveztük el. A jobb láb gyors relaxációját követően a fenntartott kontralaterális (bal) láb a forgatónyomaték első csúcsát (M1) $163,7 \pm 69,0$ ms alatt érte el, amely idő szignifikánsan hosszabb volt, mint a félrelaxációs idő ($1/2RT$) és majdnem egyenlő volt a jobb láb teljes relaxációs idejével (t_2). A változásokat a %MR-ből kiindulva számoltuk ki. Hasonló eredményeket kaptak van Dieen és mtsai (2003) az unilaterális erőkifejtést végző izomzat vizsgálata során. Azonban a tanulmányukban nem számoltak a maximális unilaterális erőkifejtés eléréséhez szükséges idővel, mint kiválasztott változóval. Valójában nem vizsgálták a relaxáció okozta forgatónyomaték változás időbeli lefolyását, ez a szempont nem szerepelt vizsgálati protokolljukban.

Eredményeink azt mutatták, hogy a forgatónyomaték növekedés ($dM1$ és $dM3$) nem volt szignifikáns, ellentétben van Dieen és munkatársai által publikált tanulmányban (2003). Ennek az eltérésnek két oka lehet: (1) van Dieen és mtsai (2003) kontrakcióját végrehajtó vizsgálati személyeknél más volt a bilaterális deficit (7,0%) mértéke, valamint (2) nem határozták meg a kontralaterális végtag relaxációjának mértékét és módját. Habár eredményeink azt mutatták, hogy a forgatónyomaték növekedés nem volt szignifikáns a rövid késleltetési válasznál, de az RTR és a $dM1$ közötti szignifikáns kapcsolat azt mutatta, hogy a jobb térdfeszítők relaxációs ideje szignifikánsan befolyásolja az átmeneti, rövid idejű választ a kontralaterális izomban. Nevezetesen, minél gyorsabb a homológus izmok relaxációja, annál nagyobb a rövid késleltetési válasz a kontralaterális végtagnál. Érdekes, hogy a félrelaxációs idő ($1/2RT$) és $dM1$ szignifikáns korrelációt mutatott, de az $M1$ -ig eltelt idő (t_1) és a teljes relaxációs idő (t_3) nem korrelált a $dM1$ értékkel. Ezek az eredmények azt támasztják alá, hogy a relaxálódó izom forgatónyomaték visszaesésének rátája (RTR), ami a relaxáció első

felében volt a legnagyobb, a legjelentősebb faktor a két homológusz izom erő kifejtésének központi szabályozásában.

A bilaterális kontrakciók alatti idegrendszeri szabályozást kutatók többsége arra a következtetésre jutottak, hogy a bilaterális deficitet a gyors motoros egységek bekapcsolásának nehézsége okozza (Vandervoort és mtsai 1987, Koh és mtsai 1993, Oda és Moritani 1994, Kawakami és mtsai 1998). Ha elfogadjuk ezt a feltételezést, akkor az alábbi mechanizmus játszódhat le: a jobb térd fesztők gyors motoros egységei kikapcsolt állapotba kerülnek, azonnali válaszként pedig bekapcsolódnak a kontralaterális bal oldali térd fesztők gyors motoros egységei. Mivel a vizsgált személyek nem mutattak bilaterális deficitet, a bal térd fesztők forgatónyomaték növekedése nem magyarázható a gyors motoros egységek gátolt működésével. Ugyanakkor a gyors, rövididejű forgatónyomaték növekedés azt sugallja, hogy a két félteke közötti kapcsolat akkor is fennáll, ha nincs is gátló hatás közöttük. A gyors forgatónyomaték növekedést feltehetően egy másik mechanizmus okozza, amely lehet a működő gyors motoros egységek tüzelési frekvenciájának növekedése is. Ennek a feltételezésnek a bizonyítására további vizsgálatok szükségesek.

Minthogy a relaxációs ráta (RTR) és a kontralaterális izom rövid idő alatti forgatónyomaték növekedése között szignifikáns volt a kapcsolat, a bilaterális kontrakció megszűnésének ideje jelentősen befolyásolja a kontralaterális oldal választát. Mindezt alátámasztja a forgatónyomaték növekedés és a félrelaxációs idő közötti szignifikáns kapcsolat. Nevezetesen, azok a személyek, akik gyorsabban tudják relaxálni izmukat, azaz rövidebb idő alatt tudják kikapcsolni a motoros egységek aktivációját, azoknál a kontralaterális izom erő kifejtés növekedése nagyobb lesz. Erre a vizsgálati beállításhoz is érvényes az a megállapítás, hogy a kontralaterális izom gyors relaxációja nem befolyásolja a két félteke egymást gátló vagy serkető hatását, hiszen a kontralaterális izom teljes relaxációja után a kontrakcióban maradó izom unilaterális forgatónyomatéka nem lett nagyobb, mint az egyszerű (bilaterális kontrakcióval nem kombinált) unilaterális kontrakciónál. Továbbá az unilaterális és a bilaterális forgatónyomaték nagyságának aránya nem változott. Szignifikáns különbséget találtunk számos változó között második és a harmadik feladatnál. A bal lábnál mért maximális rövid késleltetéses választ a jobb láb nyomaték csökkenése másként befolyásolta a különböző típusú feladat végrehajtásánál. MR és %MR szignifikánsan nagyobb volt a

lassú, kontrollált relaxációnál, mint a gyors erő kifejtés csökkentésénél. Mindebből arra következtethetünk, hogy a rövid késleltetéses válasz megközelítőleg a félrelaxációs idő ($1/2RT$) alatt történt, amíg a gyors relaxálásnál a bal láb az M1 értéket a jobb térd feszítők teljes relaxációjakor érte el. Mindez azt támasztja alá, hogy az unilaterális kontrakciót végző izomzat válaszáinak összege nem függ a relaxálódó kontralaterális izom által kifejtett forgatónyomaték csökkenésének összegétől, de ezzel szemben szorosan összefügg a forgatónyomaték csökkentésének mértékétől, vagyis a relaxáció idejétől.

Amikor a VB2 és VB3 protokollban rögzített forgatónyomaték és időbeli változókat egy csoportba vontuk, és regresszió analízist végeztünk, az eredmények egyértelműen azt mutatták, hogy relaxáció mértéke (RTR) a legjelentősebb, legfontosabb (szignifikáns) tényező, amely változatos rövid késleltetéses választ eredményez. Nevezetesen, amikor RTR meghaladta a $-1,0$ Nm/ms értéket, az a másik láb erő kifejtésére serkentő hatással volt. Amikor $-1,0$ Nm/ms alatti értéket számoltunk, akkor átmeneti gátló hatás érvényesült. A dM1 és a félrelaxációs idő ($1/2RT$) közötti kapcsolat nem volt lineáris, amely azt mutatta, hogy a félrelaxációs idő másképpen befolyásolja az izom rövid késleltetéses választ és feltételezhetően a két agyfélteke kérgi területének kommunikációját. Nevezetesen, a gyors relaxáció alatti forgatónyomaték emelkedésének összege befolyásolja a félrelaxációs idő hosszát ($1/2RT$), de abban az esetben, amikor a vizsgálati személyeknek lassan, kontrolláltan kell végrehajtaniuk a forgatónyomaték csökkentését, az nem befolyásolja a félrelaxációs időt ($1/2RT$), és gátló hatás alakulhat ki a motoros kérgi szinten. A nem lineáris kapcsolat azt jelzi, hogy ha a félrelaxációs idő hosszabb, mint 150 ms, a jobboldali izom relaxációja a két agyfélteke közötti interakció facilitációjából gátlásba kapcsol át, de a gátlás mértéke (forgatónyomaték csökkentésének összege) nem függ az azt követő félrelaxációs idő növekedésétől.

Összefoglalóan, bár azt feltételeztük, hogy az egyik izom fenntartott kontrakcióját és a másik oldali izom relaxációját a központi idegrendszer két feladatnak tekinti és rövididejű, átmeneti választ eredményez a kontrakcióban maradó izom erő kifejtésében, a nem szignifikáns változások (csökkenés és növekedés) nem engedik meg annak a következtetésnek a levonását, hogy a feladat megosztás lenne az elsődleges oka a bilaterális deficitnek. Ugyanakkor a relaxáció dinamizmusát jelző RTR és a rövid idejű, átmeneti válasz (forgatónyomaték csökkenés és növekedés) közötti kapcsolat arra enged

következtetni, hogy a végtagokon működő homológus izmok erő kifejtésébe beálló változásokat elsősorban az agyi féltekék közötti gátló és serkentő mechanizmusok befolyásolják.

7.2 Második vizsgálat

Ebben a négy különböző beállítást magába foglaló vizsgálatban van Dieen és mtsai (2003) vizsgálati protokollját követtük azzal a különbséggel, hogy nem csupán a maximális unilaterális és bilaterális forgatónyomatékot és EMG aktivitást hasonlítottuk össze, hanem kielemeztük a bilaterálisból unilaterális, valamint az unilaterálisból bilaterális kontrakcióba történő átmenet időbeli történéseit is. Feltételeztük, hogy ezzel a módszerrel pontosabb és részletesebb információt kapunk az idegrendszeri szabályozásról, a domináns és nem-domináns oldal egymásra hatásáról. Egy új vizsgálati beállítást is alkalmaztunk, ahol a bilaterális kontrakciót váltó unilaterális kontrakciót egy második bilaterális kontrakció követett. Azt feltételeztük, hogy az első bilaterális kontrakciónak, illetve az azt követő unilaterális kontrakciónak hatása lesz az agyi központokra, a különbség az unilaterális és bilaterális erő kifejtés között csökken, amit a kiválasztott izomfejek elektromos aktivitása is alátámaszt. Ez a vizsgálat abban is különbözött az első vizsgálatától, hogy olyan személyeket választottunk ki, akik bilaterális forgatónyomaték deficitet mutattak, továbbá a vizsgálati protokollokat mindkét oldali izommal is végrehajtották.

Az unilaterális és bilaterális kontrakciók hagyományos, azaz elkülönülő módszerrel történő vizsgálata

Amint a vizsgálat céljában megfogalmaztuk, erre a vizsgálati beállításra azért volt szükség, hogy meggyőződjünk arról, hogy olyan személyek kerültek kiválasztásra, akiknél bilaterális deficit kimutatható, és ez mind a maximális forgatónyomatékokra, mind a VL és VM izomfejek EMG aktivitására is igaz. Amennyiben a forgatónyomatékok változása kapcsolatban van akkor feltételezhető, hogy deficitet okozó gátlás idegrendszeri eredetű (Ohtsuki 1981, 1983, Vandervoort és mtsai 1984, Rube és Secher

1990, Koh és mtsai 1993, Oda és Moritani 1994, Steger és Denoth 1996, Kawakami és mtsai 1998, Kurungati és Murphy 2008). Bár, többségében összefüggést találtak az izmok bilaterális deficitje és a csökkent EMG aktivitás között, Khodiguián és mtsai (2003) azt mutatták ki, hogy ez a kapcsolat izometriás kontrakciók során nem áll fenn. Minthogy mi izometriás kontrakciókat alkalmaztunk, célszerű volt ennek a vizsgálatnak az elvégzése.

Vizsgálatunkban a bal és jobb oldali térdfesztők maximális, illetve átlag forgatónyomatékát is meghatároztuk, illetve kiszámoltuk annak ellenőrzésére, hogy a két változó különbözik-e egymástól. Nem találtunk szignifikáns különbséget, a két változó között szignifikáns kapcsolat volt, az átlag forgatónyomatékokat vettük a későbbi összehasonlítás alapjául. Az átlag forgatónyomatékok kiválasztása azért volt célszerűbb, mert az EMG aktivitások meghatározása azokban az időintervallumokban történt, amikor a fenntartott kontrakciók során a forgatónyomaték csaknem állandó volt.

Az átlag bilaterális forgatónyomaték szignifikánsan kisebb volt mindkét oldali izmot tekintve. A bilaterális deficit index $-15,8$ volt, ami azon határértékek közé esett, amelyeket korábban az irodalomban is közöltek (Koh és mtsai 1993, Kawakami és mtsai 1998, Cresswell és Ovendal 2002), de jelentősen nagyobb, mint van Dieen és mtsai (2003) által leírtak. A VL és VM izomfejek EMG aktivitása hasonló mértékben alacsonyabb volt mindkét oldalon, mint a forgatónyomatékok. Ezzel az eredménnyel az a feltétel is megvalósult, hogy a bilaterális és unilaterális kontrakciók közötti átmenetnél beállt változások a forgatónyomatékban idegrendszeri eredetűnek tekinthetők.

Az unilaterális kontrakció összekapcsolása a bilaterális kontrakcióval

Ebben a vizsgálati beállításban az egyik oldali maximális izometriás unilaterális kontrakciót a másik oldali izom kontrakciója követett, amely bilaterális kontrakciót eredményezett. Feltételezésünk szerint az unilaterális kontrakcióból bilaterális kontrakcióba váltásnál a bilaterális forgatónyomaték kisebb lesz, mint a hagyományos módon megállapított bilaterális-unilaterális forgatónyomaték különbség van Dieen és mtsai (2003) vizsgálati eredményeivel összhangban.

Feltételezésünknek megfelelően és összhangban van Dieen és mtsai (2003) vizsgálati eredményeivel a jobb oldali térdfesztő izom aktiválása, amely bilaterális kontrakciót

eredményezett, a korábban unilaterálisan kontrahálódó bal térdfesztők forgatónyomatékának visszaesését okozta. A visszaesés mértéke csaknem 14 százalékkal kisebb volt (14,1%), mint az elkülönülten vizsgált bilaterális kontrakciónál. Érdekes módon a később kontrahálódó jobb térdfesztők bilaterális forgatónyomatéka 7,4 százalékkal nagyobb volt, mint a bal lábé. Bár a különbség nem szignifikáns, de jelentősen nagyobb volt, mint az elkülönülten mért kontrakciók során, amely csak 0,8 százalékos volt.

A jobb térdfesztők unilaterális kontrakciójához kapcsolódó bal térdfesztők kontrakciója során a jobb láb forgatónyomatéka hasonló mértékben csökkent (16,4%), mint az F2a-ban és megközelítően azonos volt azzal. A 16,4 százalékos alacsonyabb bilaterális forgatónyomaték azonos volt az elkülönült kontrakciók vizsgálatnál számított értékkel. Az előző vizsgálati beállításhoz (F2a) hasonlóan a később kontrahálódott láb, azaz a bal térdfesztő izmok bilaterális forgatónyomatéka, nagyobb volt a végig aktív jobb térdfesztők bilaterális forgatónyomatékánál. A jobb és bal térdfesztők bilaterális forgatónyomatéka közötti különbség szignifikáns volt. A 17,1 százalékos különbség, több mint a duplája annak, amit a F2a esetben mértünk. Ebből a vizsgálati eredményből úgy tűnik, hogy a később kontrahálódó bal oldali izom számára előnyös volt a bilaterális kontrakcióba történő átmenet, amely feltehetően csökkentette a domináns oldali izom mozgató központjának gátló hatását a kontralaterális oldalon (Liepert és mtsai 2000, Ziemann és mtsai 2001). Minthogy a jobb láb esetében nem találtunk szignifikánsan nagyobb forgatónyomatékot, feltételezhető, hogy a nem-domináns oldali izom motoros központja továbbra is gátló hatást fejtett ki a kontralaterális oldalon. Eredményeink jó összhangban vannak azokkal a vizsgálatokkal, ahol a domináns oldalt a bilaterális kontrakció erőteljesebben befolyásolta, mint a nem-domináns oldalt (Ohtsuki 1983, Vandervoort és mtsai 1984, Oda és Moritani 1995a, 1995b, Weir és mtsai 1995, Herbert és Gandevia 1996).

A vastus laterális és mediális izom elektromos aktivitása a bal láb esetében nem mutatott szignifikáns különbséget az unilaterális és bilaterális kontrakcióban, noha a jobb láb kontrakciójának kezdetén jelentős visszaesés következett be, majd ezt követően hasonló nagyságú növekedést mértünk a fenntartott bilaterális kontrakció alatt. Ez a vizsgálati eredményünk is rámutat arra, hogy nem elegendő az unilaterális és bilaterális maximumok összehasonlítása. Az átmenet alatti változások megismerése új

megvilágításba helyezheti a bilaterális deficit jelenségét és magyarázatot kaphatunk az agyi vezérlés időbeliségére, valamint a két agyi félteke között lejátszódó folyamatokra.

Mindazonáltal ez a vizsgálati eredményünk ellentmond van Dieen és mtsai (2003) eredményeinek, akik az unilaterális kontrakciót követő bilaterális kontrakció alatt a forgatónyomaték csökkenésével azonos mértékű EMG csökkenést találtak. Mindez megegyezett a korábbi vizsgálatok eredményével, amit az elkülönült unilaterális és bilaterális kontrakcióknál írtak le (Ohtsuki 1981, 1983, Vandervoort és mtsai 1984, Rube és Secher 1990, Koh és mtsai 1993, Oda és Moritani 1994, Steger és Denoth 1996, Kawakami és mtsai 1998, Kurungati és Murphy 2008). A korábbi vizsgálati eredmények és mi eredményeink különbözőségének feltehetően két oka lehet. (1) Az elkülönített és az egybekapcsolt unilaterális és bilaterális kontrakciók más vezérlési feladatot rónak a központi idegrendszerre. A feladatváltás az unilaterális kontrakcióból a bilaterális kontrakcióba a két agyi félteke interakciójában másképpen jelentkezik és feltehetően a gátlás kisebb mértékű lesz. (2) A mi vizsgálati protokollunkban a személyeknek az eredetileg relaxált állapotban lévő izmot a lehető leggyorsabban kellett aktiválni, azaz a lehető legrövidebb idő alatt kellett elérni a maximális forgatónyomatékot. Ez nem volt feltétel van Dieen és mtsai (2003) vizsgálatában.

Bilaterális kontrakcióból átmenet unilaterális kontrakcióba

Ebben a vizsgálati beállításban a maximális bilaterális erő kifejtés 3-4 másodperces fenntartását követően az egyik oldali térd feszítő izom a lehető leggyorsabban relaxálódott a másik oldali izom unilaterális kontrakcióját eredményezve. Feltételeztük, hogy a bilaterális kontrakcióból unilaterális kontrakcióba váltás esetén az unilaterális forgatónyomaték nem nagyobb, mint a hagyományos vizsgálati beállításhoz mért unilaterális-bilaterális forgatónyomaték különbség.

Az F3 vizsgálatunkban arra voltunk kíváncsiak, hogy a bilaterális kontrakciót követő domináns, vagy nem-domináns láb relaxációja vajon növeli-e és milyen módon a kontrakcióban maradó izom erő kifejtését. Korábbi vizsgálatunkban van Dieen és mtsai (2003) kimutatták, hogy a bilaterális kontrakciót követően az egyik láb relaxációja megnöveli a másik láb erő kifejtésének nagyságát, és a bilaterális deficit megközelítően azonos az elkülönített kontrakcióknál mért értékekhez képest. Vizsgálatunkban hasonló

eredményt kaptunk. A bal térdfesztő izom forgatónyomatéka a jobb térdfesztő izom relaxációját követően szignifikánsan, 18,4 százalékkal növekedett, ami 20 százalékkal kisebb volt, mint az elkülönített kontrakciónál (F1) mért különbség. A bilaterális kontrakciót követő bal oldali izom relaxációja 19,5 százalékos forgatónyomaték növekedést eredményezett jobb oldali térdfesztő izomban. Következésképpen a kontralaterális izom relaxációja azonos forgatónyomaték növekedést eredményezett mind a domináns mind a nem-domináns oldalon. Ez az eredmény arra enged következtetni, hogy az unilaterálisból bilaterálisba történő átváltás más központi idegrendszeri szabályozással megy végbe, mint a bilaterálisból unilaterálisba történő váltás. Mint ahogy az első vizsgálatunk eredményei mutatták, a kontralaterális izom lehető leggyorsabb relaxálása azonnali forgatónyomaték emelkedést eredményezett. Ebben az esetben is a kontralaterális mozgató központ gyors kikapcsolása, a másik oldali izom kontrakcióját szabályozó motoros központra serkentő hatással volt. Úgy tűnik, hogy ez a serkentő hatás független attól, hogy melyik oldali izom aktivációja kerül kikapcsolásra.

Az izmok elektromos aktivitását tekintve mindkét oldali vastus laterális és vastus mediális izomban, és mindkét vizsgálati beállításban a növekedés mértéke megközelítőleg azonos volt a jobb vagy bal térdfesztő izom relaxációját követően. A bilaterális forgatónyomaték és EMG deficit megközelítően azonos mértékű volt. Az elkülönített kontrakciókkal összehasonlítva sem találtunk szignifikáns különbséget. Eredményeink a bilaterális deficitet illetően teljes összhangban vannak a korábbi vizsgálatok eredményeivel (Vandervoort és mtsai 1984, Kawakami és mtsai 1998, van Dieen és mtsai 2003).

Összefoglalásképpen levonható az a következtetés, hogy a bilaterális kontrakciót követő egyik oldali izom gyors relaxációja feltételezett növekedést eredményez a kontrakciót szabályozó szupraspinális központokban és a féltekék közötti gátlás azonos mértékben szűnik meg mindkét féltekében. Úgy tűnik, hogy az egyik kontralaterális homologus izom relaxációja másfajta változásokat okoz a központi vezérlésben, mint az unilaterális kontrakciót követő másik oldali izom kapcsolódó kontrakciója.

Bilaterális- unilaterális – bilaterális kontrakciós modell

Ebben a vizsgálati beállításban a maximális bilaterális kontrakció 3-4 másodperces fenntartása után az egyik oldali térfeszítő izom gyors relaxációja következett be, amelyet a kontralaterális izom 3-4 másodperces unilaterális kontrakciója követett, amelyhez ismételt a korábbi relaxált izom újabb kontrakciója társult, kialakítva ezzel a második bilaterális kontrakciót. Feltételeztük, hogy a második bilaterális kontrakció során nagyobb forgatónyomatékok mérünk, mint az egyszeri unilaterális-bilaterális kontrakciók alatt, de a különbségek a reakciókban megmaradnak a domináns és nem-domináns oldal között.

Ebben a vizsgálati beállításban a kérdés az volt, hogy a bilaterális kontrakciót követő kontralaterális izom relaxációja növeli-e az újra kontrahálódó izom erő kifejtését az újbóli bilaterális kontrakció során, illetve a megismételt bilaterális kontrakció kiváltja-e az úgynevezett „cross education” hatást. Stinear és Byblow (2002) a jobb és bal oldali csukló egymást követő, egyidejű feszítő, hajlító mozgása során azt tapasztalta, hogy a bimanuális mozgás modulálta az interkortikális gátlást. Ennek a kérdésfelvetésnek alapjául az szolgált, hogy a megismételt sorozatos kontrakciók vajon csökkentik a kontralaterális félteke, illetve izom erő kifejtésének gátlását, valamint növelik-e ugyanazon (ipsilaterális) félteke ingerelhetőségét.

Ennek a vizsgálati beállításnak a protokolljában az első bilaterális kontrakció alatt a jobb-, és bal oldali izmok forgatónyomatéka 8-10 százalékkal kisebb volt, mint az első vizsgálati beállításnál (elkülönített uni-, és bilaterális kontrakciók), de a különbségek statisztikailag nem voltak szignifikánsak, kivéve a jobb térdfeszítő izmot, ahol a különbség 15,4% volt ($p=0,003$). Feltételezhetően a mért különbségek a figyelem csökkenéséből, valamint fáradásából adódtak.

A jobb láb relaxációját követően a bal térdfeszítő izom forgatónyomatéka 21,8%-kal megemelkedett, jelezvén a másik oldali izom teljes relaxációját, illetve feltehetően az idegrendszer (motoros kortex) gátlásának megszűnését, amelyet a bal vastus laterális és vastus mediális izmok elektromos aktivitásának növekedése is mutatott. A két izomcsoport EMG aktivitása valamivel nagyobb mértékben nőtt (24,7% és 28,6%), mint a forgatónyomaték.

A jobb láb relaxációját követő újabb kontrakció a bal térdfeszítők forgatónyomatékában megközelítőn ugyanakkora csökkenést eredményezett, mint amennyi emelkedést a

korábbi relaxációt követően. A jobb térdfesztő izom forgatónyomatéka a második bilaterális kontrakció alatt 12,5 százalékkal meghaladta az első bilaterális kontrakció alatti értéket. Ez a változás feltehetően idegrendszeri vezérlésben beállt modulációnak köszönhető, amelyet a vastus mediális izom EMG aktivitásában bekövetkező különbség támaszt alá. A VM EMG aktivitása 37,2 százalékkal meghaladta az első bilaterális kontrakció alatti értéket és csak 19,4 százalékkal volt kisebb, mint az F1 protokollban mért unilaterális kontrakció alatti EMG aktivitás. Ebből az eredményből úgy tűnik, hogy **a kontrakciók egymásutánisága csökkenti a központi idegrendszeri gátlást, vagy növeli az újra kontrahálódó izom ingerelhetőségét.** Feltehetőleg az utóbbi a valószínűbb, mert a kontralaterális izom forgatónyomatéka és EMG aktivitása visszaesett az első bilaterális kontrakció szintjére.

Az F4b protokollban a bilaterális kontrakciót a bal láb relaxációja követte. Az izom relaxációja 19,6 százalékos emelkedést eredményezett a jobb térdfesztők forgatónyomatékában, ami hasonló nagyságú, mint a jobb térdfesztő forgatónyomatékának növekedése az F4a protokollban. Ezzel összefüggésben a jobb vastus laterális és mediális izom EMG aktivitása is megnövekedett 23,2 illetve 28,7 százalékkal, jelezvén a gátló interakció megszűnését vagy csökkenését a két agyi félteke között.

A bal térdfesztő izom relaxációját követő ismételt kontrakciója a jobb térdfesztő izom forgatónyomatékát az első bilaterális kontrakció alatt mért forgatónyomaték szintjére csökkentette (17,4% visszaesés az unilaterális forgatónyomatékhoz képest), ami megközelítően ugyanakkora, mint az F4a protokollban a bal térdfesztők forgatónyomatékának csökkenése. Az újra kontrahálódó bal térdfesztők forgatónyomatéka a második bilaterális kontrakció alatt 13,6%-kal nagyobb volt, mint az első bilaterális kontrakció alatt, ami hasonló nagyságú változás, mint amit az F4a protokollban megállapítottunk a bal térdfesztők vonatkozásában.

Az izomfejek EMG aktivitása hasonló irányban és mértékben változott, mint a forgatónyomaték. A jobb térdfesztők EMG aktivitása 16,0%-kal (VL) és 32,0%-kal (VM) volt magasabb, mint az első bilaterális kontrakció során. A végig aktív állapotban maradt bal térdfesztőknél az EMG aktivitás szignifikánsan csökkent, de 24,7%-kal (VL) és 26,0%-kal (VM) magasabb volt, mint az első bilaterális kontrakció alatt.

Vizsgálati eredményeink azt sugallják, hogy a második bilaterális kontrakció mindkét oldalon növelte a szabályozó központok ingerlékenységét. Bár azt feltételezhattük volna, hogy a megközelítően 12 másodperces kontrakció a figyelem csökkenését és ennek következtében az erő kifejtés csökkenését okozhatja, vizsgálati eredményeink azt mutatják, hogy a fáradás nem jött létre és ez nem is lehet a bilaterális deficit okozója. Következésképpen eredményeink ellentétesek Vandervoort és mtsai (1984) valamint Oda és Moritani (1995a) feltételezésével. Úgy tűnik, hogy a bilaterális kontrakciót követő unilaterális kontrakció serkentő hatással van a második bilaterális kontrakcióra, amit az izmok nagyobb elektromos aktivitása jelez.

A forgatónyomaték-idő görbék és az izmok elektromos aktivitásának változása az unilaterális és bilaterális átmenetek alatt

Feltételezésünk szerint az átlag forgatónyomaték és EMG adatok bár jól jellemzik az unilaterális és bilaterális erő kifejtések különbségét, de nem adnak lehetőséget az egész folyamat vizsgálatára. Nevezetesen arra, hogy a bilaterális kontrakciót követő egyik láb relaxációja vagy az unilaterális kontrakcióhoz kapcsolódó kontralaterális izom kontrakciója hogyan és milyen mértékben befolyásolja a másik izom forgatónyomatékát és elektromos aktivitását az idő függvényében. Meggyőződésünk, hogy az átmeneti idő alatt lejátszódó folyamatok pontosíthatják ismereteinket az idegrendszerben lejátszódó folyamatokról.

Az unilaterális kontrakcióból bilaterális kontrakcióba átváltást két kísérleti beállítás alatt vizsgáltuk: egyszeri bilaterális kontrakció és két, egymást követő unilaterális kontrakcióval szeparált bilaterális kontrakció alatt. Emellett a bilaterális kontrakciót követő unilaterális kontrakció alatti periódus átmenet volt az erre vonatkozó harmadik vizsgálati beállítás.

Unilaterális kontrakciót követő bilaterális kontrakció alatti átmenet

A F2a vizsgálati helyzetben a bal térd fesztítő izom unilaterális kontrakciójához kapcsolódó jobb oldali térd fesztítő izom kontrakciójának megkezdése előtt 164,5 ms-mal a bal térd fesztítő forgatónyomatéka és a VL és VM izom EMG aktivitása csökkenni kezdett. Feltehetően ennek az volt az elsődleges oka, hogy a személyek a bal oldali izom feszülésének fenntartására koncentráltak, de figyelmük az új feladat, nevezetesen a

jobb oldali izom kontrakciójának megkezdésére tevődött át, vagyis a feladat vezérelt figyelem megosztása lehetett a kiváltó oka a forgatónyomaték visszaesésnek (Wyke 1969, Ohtsuki 1981a, 1981b, 1983, Oda és Moritani 1994, 1995b, Pashler 1994, Taniguchi és mtsai 2001). Következésképpen, a kétoldali mozgatóközpontok közötti kommunikáció zavara lehet a kiváltó ok.

A bal oldali izom forgatónyomatéka mindaddig csökkent, míg a jobb térfeszítő izom elérte a maximális forgatónyomatékának 85,5 százalékát, illetve az izomfejek EMG aktivitása elérte a maximumot. Ezt követően a bal oldali izom forgatónyomatéka és EMG aktivitása tovább nőtt elérve a maximumát. A jobb és bal térfeszítő izom növekedési üteme megközelítőleg azonos volt. Bár a jobb oldali térfeszítő forgatónyomatéka 6,8 százalékkal magasabb volt, mint a bal oldalié, de a különbség statisztikailag nem volt szignifikáns.

Vizsgálati eredményünk jól mutatja a két izom működésének különbözőségét, amely az eltérő feladat végrehajtásból származik. Minthogy akaratlagos kontrakciókról van szó az izmok aktiválását végző motoros mezők közötti interakciónak változását tükrözik vissza a forgatónyomatékok és az izmok elektromos aktivitásának változásai.

Az F2b vizsgálati beállításban is hasonló módosulásokat tapasztaltunk, de néhány esetben a változások mértéke és aránya különböző volt. A jobb térfeszítő izom forgatónyomatékának csökkenése jelentősen korábban elkezdődött (243,9 ms), mint az F2a protokollban és a visszaesés mértéke is nagyobb volt. A forgatónyomaték legalacsonyabb szintje ebben az esetben is akkor volt mérhető, amikor a kontralaterális izom elérte forgatónyomaték maximumának több mint 80 százalékát (89,1%). Ezt követően a jobb oldali izom forgatónyomatéka növekedni kezdett, de jelentősen kisebb maximális forgatónyomatékot ért el a bilaterális kontrakció végére, mint a bal térfeszítő izom az F2a-ban. Nevezetesen, a jobb térfeszítő izom unilaterális erő kifejtéséhez kapcsolódó bal térfeszítő erő kifejtése jelentősen, 27,9 százalékkal nagyobb volt, mint a jobb oldalié, amely során az unilaterális kontrakcióból bilaterális kontrakció lett. A két térfeszítő izom forgatónyomatékának különbsége nem volt szignifikáns az azonos periódusban. Ebből a vizsgálati eredményünkből arra következtethetünk, hogy különbség van a domináns és nem domináns oldal kontrakciójának egymásra hatásában. **Feltehetően a nem-domináns oldali izom bekapcsolódása a domináns oldali izom kontrakciójába gátló hatást fejt ki a domináns oldalon, amely fenn marad a teljes bilaterális kontrakció alatt is.**

A jobb VL és VM elektromos aktivitása a forgatónyomaték visszaesésével párhuzamosan csökkent, de ennek mértéke csak akkor vált jelentőssé, amikor megjelent a bal oldali térd feszítő izom aktiválását jelző EMG jel a VL és VM izmokban, illetve a bal térd feszítő izom elkezdett forgatónyomatékot kifejteni. Mindkét izom és mindkét izomfej a maximális EMG aktivitását a forgatónyomaték növekedésének szakaszában érte el.

Összehasonlítva az F2a és F2b hasonló periódusát a százalékos EMG aktivitási arány $[(F2a/F2b)*100]$ a bal oldali térd feszítőknél szignifikánsan magasabb volt, mint a jobb térd feszítőknél mindkét izomfejet tekintve. Ez az eredményünk alátámasztja azt a feltételezést, hogy az unilaterálisból bilaterális kontrakcióba átmenet alatt a domináns oldalon zajlik le gátlás a nem domináns oldali mezők aktivációjának köszönhetően. Ez azonban a másik oldalra nem érvényes. Vizsgálati eredményünk megegyezett Oda és Moritani (1994) által közöltekkel, akik azt mutatták ki, hogy a könyökhajlító izmok elkülönített unilaterális és bilaterális kontrakciónál az erő kifejtés kezdeti szakaszában a jobb oldalon nagyobb volt a deficit, mint az ellenkező oldalon. Minthogy Oda és Moritani (1994) az EMG jelek frekvenciáját is vizsgálták - amely alacsonyabb volt a jobb, mint a baloldalon, - azt a következtetést vonták le, hogy a jobb oldali izmokban a gátlás a gyors motoros egységekre terjedt ki. Vizsgálatunkból ezt az eredményt nem tudjuk megerősíteni.

A bilaterális kontrakciót követő unilaterális kontrakció alatti átmenet

Ennek a vizsgálati beállításhoz az volt a célja, hogy kimutassuk a különbséget az egyik láb bilaterális kontrakciót követő relaxáció hatásában azon személyek esetében, akiknél bilaterális deficit volt kimutatható, szemben azokkal, akiknél nem volt bilaterális deficit (VB1). Mindkét esetben a feladat az volt, hogy a bilaterális kontrakció maximumát követően a lehető legrövidebb idő alatt relaxálják az egyik oldali izmot. Ebben a vizsgálati beállításban azonban mind a jobb, mind a bal oldali izmot külön beállítással (F3a, F3b) kellett relaxálniuk a személyeknek.

Feltételezésünk szerint amennyiben a bilaterálisból az unilaterális átmenetnél a bal oldali térd feszítő izmok bekapcsolódása a jobb oldali térd feszítő kontrakciójába gátlást hoz létre a jobb oldali izmok vezérlésében, akkor a bilaterális kontrakciót követő bal oldali izmok relaxációja a gátlás megszűnésével a jobb oldali izmokban nagyobb forgatónyomaték és EMG növekedést okoz, mint a jobb láb relaxációja a baloldalon.

A bilaterális deficitet mutató személyeknél a jobb láb relaxációjának első szakaszában a bal láb forgatónyomatéka is csökkent, bár a mértéke nem volt szignifikáns. A forgatónyomaték visszaesésének időtartama 172,5 ms volt, amely csaknem megegyezett az első vizsgálatban mért időtartammal jelezvén, hogy a két oldal közötti gátlás megléte vagy hiánya nem befolyásolja a két félteke közötti interakciót. Ezt követően a bal oldali izom forgatónyomatéka akkor kezdett növekedni, amikor a jobb oldali izom forgatónyomatéka megközelítően 50 százalékra esett vissza. A jobb láb teljes relaxációjánál a bal láb forgatónyomatéka még nem érte el a maximumot. Ehhez további 1745,7 ms-ra volt szükség.

Az elkülönült unilaterális maximális forgatónyomaték (273,1 Nm) bár 6,0 százalékkal nagyobb volt, mint ebben a vizsgálati beállításban, de a különbség nem tekinthető jelentősnek, annál inkább sem, mert a bilaterális forgatónyomatékok hasonló különbséget mutattak. Hasonlóan az első vizsgálat eredményéhez a jobb (domináns) oldali izom gyors relaxálása nem változtatja meg a bilaterális deficit mértékét. Ez az eredményünk arra enged következtetni, hogy a bilaterális és unilaterális kontrakciók során kifejtett erő közötti különbség vagy azonosság nem a figyelemmegoszlásból adódik, hanem a kétoldali, azonos izmok szabályozását végző szupraspinalis központok közötti kapcsolat gátló és serkentő hatásának arányából eredhet. A kérgi mezők elektromos vizsgálata megerősíti ezt a feltételezést miszerint a bilaterális kontrakciók alatt csökken a neurális aktiváció (Oda és Moritani 1996), amely megjelenik a callosum szinten is, a két félteke közötti kapcsolatot biztosító idegpályák szintjén is (Ferber és mtsai 1992).

A fenti feltételezést támasztja alá az izmok elektromos aktivitásában beállt változás. A VL és VM elektromos aktivitása a forgatónyomaték változásokkal azonos mértékben és irányban változott. A bal oldali izomfejek aktivitásában a legnagyobb százalékos növekedése a jobb láb relaxációja alatt következett be. Az unilaterális kontrakció alatt bár az EMG aktivitás nőtt, de a változás már nem volt szignifikáns. Ebből az eredményünkből arra következtethetünk, hogy a neurális szabályozásban beálló lényegi változások az unilaterális és bilaterális kontrakciók átmeneti szakaszában játszódnak le.

Abban az esetben, amikor a bal oldali térfeszítők relaxálódtak, akkor a forgatónyomaték változások hasonló mértékűek voltak, mint a jobb térdfeszítő izom relaxálásakor és az időbeli változásokat tekintve sem volt szignifikáns különbség. A jobb oldali izmok forgatónyomatéka jelentősen növekedett ugyan a bal láb teljes relaxációja után, de

12,7%-kal alacsonyabb maradt, mint az elkülönített unilaterális kontrakció során (F1), amely különbség közel kétszer akkora volt, mint a bal lábnál. Bár a különbségek nem voltak szignifikánsak, mégis azt lehet feltételezni, ha a bilaterális deficit nagyobb lett volna, akkor a domináns oldal gátlása szignifikáns lenne.

A VL és VM EMG aktivitása ebben az esetben is azonos mértékű és irányú volt, mint az előző vizsgálati beállításban (F3a). Az elkülönített és az egybekapcsolt bilaterális és unilaterális kontrakciók alatt mért EMG aktivitást összehasonlítva azt figyeltük meg, hogy a bal oldali VL és VM izom EMG aktivitása 11,4 és 11,1 százalékkal volt kisebb, mint az F1-ben, a jobb oldali VL és VM izmok elektromos aktivitása viszont 13,1 és 27,3 százalékkal voltak alacsonyabbak. A különbség csak a VM esetében volt szignifikáns, aminek magyarázatára vizsgálati eredményeink nincsenek és irodalmi adatokra sem tudunk támaszkodni.

Ennek a vizsgálatnak az eredményei arra utalnak, hogy az egyik izom relaxációjának hasonló hatása van, mint az izom kapcsolódó kontrakciójának. A gátlás ebben az esetben is mutat oldal dominanciát. Nevezetesen a bal oldali izmok kontrakciója vagy relaxációja megközelítően hasonló gátlást eredményez a domináns oldalon, ami feltehetően a féltekék közötti serkentő és gátló mechanizmusának arányától függ, amely feltehetően genetikus eredetű, de nem megváltoztathatatlan (Enoka 1997).

Átmenet az unilaterális kontrakcióból a második bilaterális kontrakcióba

A bal oldali térdfesztő izom unilaterális kontrakciójának második szakaszában a forgatónyomaték szignifikánsan csökkent 212,4 ms-mal azelőtt, hogy a jobb oldali izom erő kifejtése megkezdődött volna. Bal térdfesztők forgatónyomatékának visszaesése addig folytatódott, amíg jobb térdfesztők elérték a maximális forgatónyomaték 79,1%-át. A bal oldali VL és VM izomfejek EMG aktivitása hasonló mértékben csökkent és a legalacsonyabb értéküket akkor érték el, amikor a jobb VL és VM EMG aktivitása megközelítően 40 százaléka volt a bilaterális maximumnak. A baloldali izom kontrakciójához kapcsolódó jobb oldali izom maximális bilaterális forgatónyomatéka 8,8 százalékkal nagyobb volt, mint a baloldalnál mért érték. Statisztikai szempontból a két érték azonosnak tekinthető. A maximális mrsEMG-t mindkét izomnál és izomfejnél a jobb oldali izom kontrakciójának felfutó ágában lehetett mérni, ami már nem változott szignifikánsan. A bilaterális kontrakcióban a baloldali VL és VM izomfejek EMG aktivitása azonos volt az unilaterális kontrakció alatt mért értékekkel. Ez az eredmény

arra utal, hogy a második bilaterális kontrakció alatt már nem volt bilaterális deficit. Feltételezhető, hogy a kontralaterális izmok kontrakciójának egymást zavaró hatása „felfüggesztődött”. Ennek a feltevésnek azonban ellentmond a bal térdfesztők maximális forgatónyomatéka, amely 16,2%-kal elmaradt az unilaterális maximumtól, ami megközelítően azonos különbséget jelent, mint a hagyományosan módon végrehajtott kontrakcióknál tapasztaltunk.

A jobb térdfesztő izom unilaterális kontrakciójának végén, amely a bal térdfesztő relaxációja által jött létre, a forgatónyomaték 170,4 ms-mal a bal térdfesztő kontrakciója előtt kezdett csökkenni, amely szignifikánsan rövidebb, mint az előző protokollban, ugyanakkor a forgatónyomaték csökkenése nem volt szignifikáns. A jobb térdfesztő forgatónyomaték visszaesése mindaddig tartott, míg a baloldali izom el nem érte a maximális forgatónyomatékának 86,9%-kát, ami megközelítően azonos azzal, mint amit az előző (F4a) vizsgálati beállításban találtunk. A bal térdfesztők bilaterális maximum forgatónyomatéka 23,8 százalékkal volt nagyobb, mint a jobb térdfesztőké, amely jelentősen nagyobb, mint amikor a jobb oldali izom kontrakciója kapcsolódott a bal láb unilaterális kontrakciójához, ahol ez a különbség 8,8% volt. A jobb VL és VM izomfejek EMG aktivitása a baloldali izom kontrakcióját megelőzően meglepő módon sem a VL sem a VM izomfejen nem csökkent. A visszaesés mértéke 15,5 és 14,3 százalék volt, ami hasonló mértékű volt, mint az F4a-ban. Ennek a vizsgálati beállításnak leglényegesebb eredménye az, hogy a baloldali izom maximális bilaterális forgatónyomatéka, és ezzel összhangban a VL és VM maximális EMG aktivitása megegyezett az unilaterális kontrakció maximumaival.

Ha összevetjük a bilaterális forgatónyomaték maximumokat az F4a és F4b protokollban, akkor két jelentős különbséget találunk:

1. A baloldali izom kontrakciója a bilaterális kontrakció első 200-300 ms-a alatt jelentősebb forgatónyomaték csökkenést eredményezett a jobboldali térdfesztők forgatónyomatékában és EMG aktivitásában, mint a baloldali izom forgatónyomatékában és EMG aktivitásában, amikor a jobb oldali izom kapcsolódott a baloldali izom unilaterális kontrakciójához.

2. Amikor a bilaterális erő kifejtés a baloldali izom újbóli kontrakciójával kezdődött, akkor a baloldali izom maximális unilaterális és bilaterális forgatónyomatéka és EMG aktivitása között nem volt különbség. Nevezetesen, a bilaterális deficit nem lehet fel a nem-domináns oldalon.

Ez a vizsgálati eredményünk megegyezik a korábbi vizsgálati eredményekkel, amelyekben azt figyelték meg, hogy a domináns oldalon a bilaterális deficit nagyobb, mint a nem-domináns oldalon, vagyis a bilaterális kontrakciók alatt a nem-domináns oldali gátlás a kontralaterális oldalon nagyobb, mint amit a domináns oldal kifejt a nem-domináns oldalra (Oda és Moritani 1995a, 1995b, Weir és mtsai 1995, Herbert és Gandevia 1996). Az új vizsgálati protokollnak és a kiértékelésének köszönhetően kimutatható volt, hogy a nem-domináns oldalon a bilaterális deficit megszűnik, ha azt megelőzi a domináns oldali unilaterális kontrakció.

Forgatónyomaték és EMG változások összevetése az átmeneti szakaszban, valamint az unilaterális és bilaterális kontrakciók alatt

Feltételezésünk szerint az unilaterális és bilaterális kontrakciók átmenetének vizsgálata bővebb információt szolgáltat az izmok aktivációjáról és erő kifejtés szabályozásában résztvevő agyi féltekék közötti kapcsolatáról, mint az unilaterális és bilaterális kontrakciók alatt mért forgatónyomatékok összehasonlítása. Vizsgálati eredményeink azt mutatták, hogy amikor az unilaterális és bilaterális kontrakciók alatti átlag forgatónyomatékot és rmsEMG-t választottuk az összehasonlítás alapjául, akkor bilaterális forgatónyomaték deficitet azokban az izmokban találtunk, amelyeknél az unilaterális kontrakciót a bilaterális kontrakció követte. Felvetődik a kérdés, hogy ez a különbség a fáradásból adódik-e. Különösen abban az esetben látszik relevánsnak a kérdés, ahol az unilaterális kontrakciót megelőzte az első bilaterális erő kifejtés. Sem a forgatónyomatékok, sem az EMG aktivitás eredmények nem igazolják a fáradás jelenlétét, mert a második bilaterális kontrakciók során az forgatónyomatékok ugyanakkorák voltak, mint az első bilaterális kontrakciók során, az EMG aktivitás pedig csaknem azonos volt az unilaterális kontrakciók alatt mérttel. Ezek az eredmények hasonlóak van Dieen és mtsai (2003) által találtakkal, azzal a különbséggel, hogy a mi vizsgálatunkban a forgatónyomaték mind a jobb, mind a bal térfeszítők esetében annál az izomnál volt a nagyobb, amely később (F2) vagy az unilaterális kontrakció után (F4) kapcsolódott a kontralaterális izom kontrakciójához.

Vizsgálatunkban a bilaterális kontrakciók alatt bár a forgatónyomaték szignifikánsan csökkent, az EMG aktivitás csaknem azonos szinten maradt, mint az unilaterális kontrakció alatt. Ez az eredményünk megegyezik Howard és Enoka (1991), valamint Schantz és mtsai (1989) közlésével, továbbá részben egyezik több vizsgálat eredményével (Ohtsuki 1981b, 1983, van Dieen és mtsai 2003), akik kismérvű

kapcsolatot találtak az erő és az EMG aktivitás csökkenése között a bilaterális kontrakciók alatt. Ugyanakkor az unilaterális kontrakcióból bilaterális kontrakcióba történő átmeneteknél az unilaterálisan kontrahálódó izom forgatónyomatéka jelentős visszaesést mutatott, amikor a másik izom elkezdte a kontrakciót. Az EMG aktivitásban a csökkenés mértéke is azonos volt ebben a vizsgálati beállításban. Ezek az eredmények bizonyítják, hogy az átmenet vizsgálata pontosabb információkat nyújt, mint az unilaterális és bilaterális kontrakciók alatt meghatározott forgatónyomaték és EMG aktivitás nagyságának összehasonlítása. Eredményeink arra világítanak rá, hogy az unilaterális kontrakcióból bilaterálisba váltás alatt a forgatónyomaték és EMG aktivitás visszaesést a figyelem megoszlás okozhatja. Feltételezhetően a kontralaterális izom aktiválása elvonja a figyelmet a kontrakcióban lévő izom maximális aktivációban tartásáról, amely akkor szűnik meg, amikor a késleltetéssel aktivált izom eléri maximális EMG aktivitását és a bilaterális erő kifejtésének 80-90 százalékát. Ezt követően a bilaterális erő kifejtés maximumát és a bilaterális deficit nagyságát feltehetően a két agyi félteke közötti gátlás vagy serkentés dominanciája befolyásolja. Azt a feltételezést erősítik meg az eredményeink, hogy a bal oldali izom késleltetett aktiválása jelentősen nagyobb bilaterális forgatónyomatékot eredményez a bal oldali izomban, mint a jobb (domináns) oldalnál. Feltehetően ebben az esetben a serkentési folyamat van túlsúlyban, mert a baloldali izom bilaterális forgatónyomatéka csaknem azonos az unilaterális kontrakció alatti forgatónyomatékkal, miközben a jobb oldali izom forgatónyomatéka szignifikánsan kisebb, mint az unilaterális forgatónyomaték.

A fenti összevetésből arra következtethetünk, hogy amennyiben az unilaterális bilaterális kontrakciók egymást követik, akkor a váltás következtében a féltekék közötti egymásra hatásban egyfajta moduláció jön létre, vagy a motoros egységek ingerelhetősége növekszik meg. Van Dieen és mtsai (2003) vizsgálati eredményeiből levont következtetésekkel csak részben tudunk egyetérteni. Nevezetesen, elfogadható ugyan az az állítás, hogy a bilaterális deficit egyik oka a csökkent neurális ingerlés, vagy a központok csökkent ingerelhetősége lehet, de mindezt megváltoztathatja a domináns és nem-domináns oldal egymásra gyakorolt hatása. Másrészt a figyelem megosztás egyik jelentős oka lehet a szabályozásban beállt változásoknak, amit a tranziens változások elemzésével lehet csak kimutatni.

8. KÖVETKEZTETÉSEK

8.1. Hipotézisek bevalásának vizsgálata

Eredményeink alapján az alábbi megállapításokat tehetjük a hipotéziseket illetően:

1. vizsgálat

1.1. Abban az esetben, amikor nem található bilaterális erődeficit az elkülönített kontrakciónál, a bilaterális kontrakcióból unilaterális erő kifejtésbe történő átváltás rövid idejű tranzienst okoz az átmeneti periódus alatt.

A hipotézist bizonyítottnak tekintjük, mert mindkét vizsgálati beállításkor rövididejű és átmeneti változást figyeltünk meg.

1.2. A kontralaterális izom relaxációjának időbeli lefolyása különböző rövididejű átmeneti változást okoz a bilaterális kontrakciót követő unilaterális forgatónyomatékban.

A hipotézist bizonyítottnak tekintjük.

A jobb térd feszítő izom lassú, kontrollált relaxációja átmeneti forgatónyomaték csökkenést eredményezett a kontrakcióban maradó kontralaterális izomban. A visszaesés mértékét a relaxáció időtartama befolyásolta.

A maximális izometriás bilaterális erő kifejtését követő jobb oldali térd feszítő izom gyors relaxálása az unilaterálisan kontraháló bal térd feszítő izom forgatónyomatékának átmeneti, gyors emelkedését okozta. A forgatónyomaték emelkedésének nagysága a relaxáció időbeli lefolyásának függvényében változott.

1.3. A bilaterális kontrakcióból unilaterális kontrakcióba váltás időbeli lefolyása nem befolyásolja a kontrakcióban maradó izom hosszú idejű választ. Nevezetesen, az unilaterális forgatónyomaték nem lesz nagyobb, mint a külön vett unilaterális és bilaterális kontrakciók alatt mért érték.

A hipotézist bizonyítottnak tekintjük. A lassú relaxáció okozta forgatónyomaték csökkenés után a kontralaterális izom forgatónyomatéka az unilaterális szintre tért vissza. A gyors relaxációnál a forgatónyomaték emelkedése után visszatért az unilaterális szintre. Mindkét esetben a bilaterális deficit megegyezett az elkülönített kontrakciónál számított értékkel.

2. vizsgálat

2.1. A bilaterális forgatónyomaték deficit összefügg a térdfesztítő izmok EMG deficitjével. A forgatónyomaték és EMG változások az összekapcsolt unilaterális-bilaterális kontrakcióknál és az átmeneti periódusoknál azonos irányúak és mértékűek, ezzel jelezvén a neurális szabályozást.

A hipotézist bizonyítottnak tekintjük, mert a hagyományos vizsgálati eljárással (elkülönített kontrakciók) végzett vizsgálatnál a bilaterális térdfesztítések alatt az EMG aktivitás, hasonlóan a forgatónyomatékhoz, jelentősen kisebb volt, mint az unilaterális kontrakciók során.

Az EMG aktivitás változása az összekapcsolt unilaterális-bilaterális vizsgálatokban azonos irányú volt a forgatónyomatékkal. A változás mértéke az esetek többségében is hasonló volt.

2.2. Azoknál a vizsgálati személyeknél, akiknél bilaterális erődeficit a hagyományos vizsgálati eljárással kimutatható, az összevont, egymást váltó bilaterális, illetve unilaterális kontrakcióknál a bilaterális és unilaterális forgatónyomaték különbség megmarad, amely az izom elektromos aktivitásának függvényében változik.

A hipotézis csak abban az esetben fogadható el, amikor a bilaterális kontrakciót az unilaterális kontrakció követte. Az unilaterális kontrakciót követő bilaterális kontrakcióknál a nem domináns oldalon megváltozott a bilaterális/unilaterális arány elsősorban a nem-domináns oldali izmok esetében.

2.3. A bilaterális kontrakcióból unilaterális kontrakcióba váltás esetén az unilaterális forgatónyomaték nem nagyobb, mint a hagyományos vizsgálati eljárással mért unilaterális és bilaterális forgatónyomaték közötti különbség. Az átmeneti periódusban bekövetkező forgatónyomaték és EMG változások nem mutatnak nem-domináns és domináns oldali különbséget.

A hipotézist bizonyítottnak tekintjük. A bilaterális kontrakciót követő kontralaterális izom relaxációja mindkét izom esetében forgatónyomaték emelkedést eredményezett elérve az elkülönített kontrakciók alatt mért értékeket.

Az EMG aktivitás a forgatónyomatékhoz hasonló irányú és mértékű növekedést mutatott. A fenntartott unilaterális kontrakciók alatt az EMG aktivitás mindkét izomfejnél közel azonos volt az elkülönített kontrakciók alatt mérttel. A változások a domináns (jobb) és nem-domináns (bal) oldali izmokban azonosak voltak.

2.4. Az unilaterális kontrakciót követő bilaterális kontrakciónál a bilaterális kontrakcióban annak az izomnak lesz nagyobb a forgatónyomatéka, amely később kezdte a kontrakciót. Az unilaterálisan kontrahálódó domináns oldali izom forgatónyomatékában és EMG aktivitásában a csökkenés nagyobb lesz a bilaterális átmenetet követően, mint a nem-domináns oldalon.

A hipotézist részben bizonyítottak tekintjük.

Amikor a domináns oldali térdfesztők kapcsolódtak a nem-domináns oldali unilaterális kontrakcióhoz, akkor bár a maximális bilaterális forgatónyomaték nagyobb volt, mint a kontralaterális oldalon, de a különbség nem volt szignifikáns. Ezzel ellentétben a nem-domináns oldali térdfesztők bilaterális kontrakció alatti forgatónyomatéka szignifikánsan nagyobb volt, mint a domináns oldali izomé.

Feltételezésünkkel ellentétben mindkét oldali izom esetében a forgatónyomaték azonos mértékben csökkent, amikor a kontralaterális izom bekapcsolódott a kontrakcióba.

A nem-domináns oldali izom maximális bilaterális forgatónyomatéka olyan mértékben növekedett, hogy azonos volt az unilaterális forgatónyomatékkal, vagyis ezen az oldalon megszűnt a bilaterális deficit. A nem-domináns oldali VL és VM izomfejek EMG aktivitása is hasonlóképpen megnövekedett és azonos volt az unilaterális kontrakció alatti aktivitással. Következésképpen a domináns oldali izom fennmaradó aktív állapota serkentő hatással volt a nem domináns oldali izom aktivációs szintjére és erő kifejtésére.

2.5. A bilaterális–unilaterális–bilaterális kontrakciós modellben a második bilaterális kontrakció alatt a forgatónyomaték és az izmok elektromos aktivitása nagyobb lesz, mint az első bilaterális periódusban. A nem-domináns oldalon a változások mértéke mind a forgatónyomatékban, mind az EMG aktivitásban nagyobb lesz, mint a domináns oldalon.

Hipotézisünket részben fogadhatjuk el.

A második bilaterális kontrakciókban forgatónyomaték csak abban az esetben volt szignifikánsan nagyobb, amikor a relaxált izom kontrahálódott újra. Nevezetesen, amikor a jobboldali térdfesztő izom aktiválódott a relaxációt követően, akkor a második bilaterális forgatónyomatéka nagyobb volt, mint az első bilaterális forgatónyomaték, míg a kontralaterális bal térdfesztők forgatónyomatéka azonos volt az elsőjével. Hasonló eredményt kaptunk, amikor a baloldali izom aktiválódott újra a relaxációt követően.

A VL és VM izmok elektromos aktivitása viszont az esetek többségében szignifikánsan magasabb volt a második bilaterális kontrakciók során, mint az elsőben. Az eredmények azt sugallják, hogy a bilaterális kontrakcióból relaxálódott, majd újra kontrahálódott domináns oldali izom ingerelhetőség kisebb mértékben vagy egyáltalán nem befolyásolta az egyidejűleg kontrahálódó nem-domináns izmot.

2.6. Az unilaterálisból bilaterális kontrakcióba átmenetnél az unilaterális kontrakcióban lévő izom forgatónyomatékának és EMG aktivitásának visszaesése azelőtt megkezdődik, mielőtt a kontralaterális izom aktiválódna, illetve forgatónyomatékot fejtene ki.

Hipotézisünket bizonyítottnak tekintjük. Mind a négy vizsgálati beállításban (F2a,b és F4a,b) az unilaterális kontrakcióban lévő izom forgatónyomatékának és EMG aktivitásának visszaesése 150-300 ms-mal a kontralaterális izom aktiválása előtt megkezdődött.

2.7. Az unilaterálisból bilaterális kontrakció átmenetnél az unilaterálisan kontrahálódó izom forgatónyomaték és EMG aktivitás csökkenése mindaddig tart, ameddig a kontralaterális izom forgatónyomatéka és elektromos aktivitása el nem éri a maximumát.

Hipotézisünket elfogadjuk azzal a pontosítással, hogy a kontralaterális izom 80-90 százalékos aktiváltsági állapotánál kezdődik a másik izom forgatónyomatékának és EMG aktivitásának a növekedése. A domináns és nem-domináns oldal között nem volt különbség ebben a tekintetben.

8.2. Következtetések összefoglalása

A kutatásunkban négy új vizsgálati beállítást alkalmaztunk az unilaterális és bilaterális kontrakciók vizsgálatára, amelyet ez idáig mások még nem alkalmaztak:

1. A bilaterálisból unilaterális kontrakcióba történő átmeneti vizsgálatot bilaterális deficitet mutató és nem mutató személyeknél alkalmaztuk.

2. A bilaterális kontrakciót követő domináns láb két fajta (gyors és kontrollált) relaxációja és időbeli lefolyása bilaterális deficitet mutató személyeknél.

3. Bilaterális deficitet mutató személyeknél a bilaterális erő kifejtést követő unilaterális kontrakció átmeneteinek, valamint az unilaterális kontrakciót követő bilaterális kontrakció átmeneteinek átfogó vizsgálata.

4. A bilaterális kontrakciót követő unilaterális kontrakciót egy ismételt bilaterális kontrakció követte.

Az új vizsgálati protokollok alkalmazása az alábbi felismeréseket tette lehetővé:

1. Az interakció a két kontralaterális izom és kontrakciójukat szabályozó motoros központok között abban az esetben is működik, amikor bilaterális deficit nem mutatható ki. A vizsgálati eredményekből arra lehet következtetni, hogy a két agyi félteke közötti kommunikációban résztvevő gátló neuronok működése és hatása feladat, illetve időfüggő. A hatás azonban csak rövid idejű és átmeneti. Fennálló bilaterális deficit hiányát vagy annak meglétét, illetve annak mértékét nem befolyásolja.

2. Az egymást követő, összekapcsolt unilaterális-bilaterális kontrakciók alkalmasabbak annak a kimutatására, hogy létezik-e különbség a bilaterális deficit tekintetében a domináns és nem-domináns oldalon, mint a hagyományos, egymástól külön vizsgált unilaterális és bilaterális kontrakciók.

3. A domináns oldali izmok unilaterális kontrakciója stimuláló hatással bírnak a nem domináns oldali izmok bilaterális kontrakciójára, amelyet az az eredményünk jelez, hogy megszűnt a bilaterális deficit a nem-domináns oldalon, amikor a jobboldali térdfesztítő izom unilaterális kontrakcióját követte a baloldali izom bilaterális kontrakciója. Az izmok elektromos aktivitásának változása arra enged következtetni,

hogy ezt a folyamatot központi idegrendszeri szabályozásban beálló módosulások okozzák.

4. A bilaterális kontrakciót követő unilaterális kontrakció utáni ismételt bilaterális kontrakciónál a domináns oldalon is megjelenik a facilitáció, amely abban mutatkozik meg, hogy a domináns oldalon is megszűnik a bilaterális deficit a második bilaterális kontrakció során. Az idegi szabályozásban beálló módosulásokat jelzi a jobboldali izmok EMG aktivitásának növekedése, illetve az, hogy az EMG aktivitás nagysága ugyanakkora, mint az unilaterális kontrakciók alatt. Úgy tűnik, hogy az összekapcsolt és ismételt unilaterális-bilaterális kontrakciók csökkentik az agyi féltekék közötti gátló neuronok tevékenységét.

5. Bilaterális deficit esetén a bilaterális kontrakciót követő kontralaterális izom gyors relaxációja kezdetben a másik oldali izomnál feszülés csökkenést eredményezett, ellentétben azzal az esettel, amikor nem volt bilaterális gátlás. Az együttes feszülés csökkenés feltehetően annak tudható be, hogy a közös feladat szétválasztásához a két agyi féltekének bizonyos időre van szüksége.

6. Az unilaterális és bilaterális kontrakciók közötti átmenet alatti forgatónyomaték és EMG aktivitásváltozások elemzése új információkat szolgáltat a kontralaterális, azonos végtagi izmok közötti idegrendszeri kommunikációjáról és egymásra hatásáról. Ennek alapján megállapítható volt, hogy a gátló hatás a kontralaterális oldalon 150-300 ms-mal előbb megjelenik, mint ahogy a másik oldali izom aktiválása megkezdődött volna.

7. Ugyancsak az új vizsgálat és elemző eljárásnak köszönhetően megállapítható volt, hogy az unilaterális kontrakcióba kapcsolódó kontralaterális izom kontrakciójának gátlóhatását a másik oldalra akkor fejezi be, amikor aktivációs szintje csaknem eléri a maximumot.

9. ÖSSZEFOGLALÁS

Ma már csaknem teljes az egyetértés a kutatók között abban, hogy a bilaterális deficitnek (BLD) elsősorban neurális okai vannak. A korábbi vizsgálatok szerint a kétoldali, ugyanazon izomsoport együttes kontrakciói során tapasztalható csökkent erő kifejtés oka a neurális gátlás, amelyek kortikális, szubkortikális, szupraspinális, spinális eredetűek lehetnek. Az unilaterális és bilaterális kontrakciók átmeneti periódusát korábban még nem vizsgálták. Feltételezéseink szerint a periódus vizsgálata segíthet a két agyi félteke közötti kapcsolat megismerésében. Nyolc jobblábás vizsgálati személynem mutatott bilaterális deficitet. Őket választottuk ki az első vizsgálatunkra. Tizenegy jobblábás személynél bilaterális deficitet találtunk. Ők a második vizsgálatban vettek részt. Multi-Cont II Tihanyi System izomvizsgáló dinamométeren a térdfesztők forgatónyomatékát és elektromos aktivitását mértük (m. vastus lateralis; m. vastus medialis). Az első vizsgálat során elkülönített unilaterális (UL) és bilaterális (BL) izometriás erő kifejtést alkalmaztunk, majd ezt követően három másodperces bilaterális kontrakciót követően a jobb térdfesztőiket lassan kellett relaxálniuk, miközben a bal térdfesztőikkel továbbra is maximális erőt kellett kifejteniük. Harmadik beállítás hasonló volt, de a térdfesztőiket a lehető leggyorsabban kellett relaxálniuk. Második vizsgálat első mérése hasonló volt, mint az első esetben. Ezt követően a személyek UL-BL, BL-UL, BL-UL-BL kontrakciós modellt hajtottak végre mind a két oldalra. Eredményeinkből arra következtettünk, hogy az interakció a két kontralaterális izom és kontrakciójukat szabályozó motoros központok között abban az esetben is működött, amikor bilaterális deficitet nem találtunk. A két agyi félteke közötti kommunikációban résztvevő gátló neuronok működése és hatása feladat-, és időfüggő, amely rövid idejű és átmeneti. A domináns oldali izmok UL kontrakciója stimuláló hatással bírnak a nem domináns oldali izmok BL kontrakciójára, ugyanis megszűnt a BLD a nem-domináns oldalon. Az összekapcsolt és ismételt UL-BL kontrakciók csökkentették az agyi féltekék közötti gátló neuronok tevékenységét. BLD esetén a BL kontrakciót követő kontralaterális izom gyors relaxációja kezdetben a másik oldali izomnál feszülés csökkenést eredményezett, ellentétben azzal az esettel, amikor nem volt bilaterális gátlás. UL és BL kontrakciók átmeneténél a gátló hatás a kontralaterális oldalon 150-300 ms-mal előbb megjelent, mint ahogy a másik oldali izom aktiválása megkezdődött volna. Az átmeneti gátló hatás a másik oldalra akkor fejeződött be, amikor a végig aktív végtag aktivációs szintje elérte a maximális forgatónyomaték 80-90%-át.

10. SUMMARY

Nowadays, it is almost completely accepted that bilateral deficit (BLD) has mainly neural causes. It is thought that neural inhibition is in the background of decreased force during bilateral simultaneous contraction of the same muscle group. We suggest that analysing the changes during the transition period brings us closer to solving the problem and can provide new evidence in understanding the connection between the two cerebral hemispheres. Therefore, in our study BL and UL transitions were investigated in subjects (right leg was dominant) with no BLD and in subjects with BLD. The deficit was not present in eight subjects. These subjects were selected for our first study. Eleven students participated in our second study. BLD was present in these subjects. Multi-Cont II Tihanyi System muscle examining dynamometer we used. The EMG electrodes were placed on the m. vastus lateralis and vastus medialis. The setting for the first study consisted of separate three-second unilateral and bilateral isometric forces. The setting for the second study consisted of a three-second BL contraction, then a slow relaxation had to be performed in the right knee extensors, while maximal force had to be maintained in the left knee extensors. The setting for the third study used a relaxation as fast as possible in the right knee extensors. The setting for the second study consisted UL-BL, BL-UL, BL-UL-BL model at both sides. Our results showed that, the interaction between the two contralateral muscles and the motor centre regulating their contractions exist even when the BLD cannot be demonstrated. The conclusion is that the activity and the effects of inhibition neurons participating in the communication between the two hemispheres of the brain is task or time dependent. The UL contraction of muscles on the dominant side has a facilitate effect on the BL contraction of muscles on the non-dominant side, which is proven by the fact that a BLD ceased to exist on the non-dominant side when the UL contraction of the right knee extensor muscles were followed by the bilateral contraction of the muscle on the left side. The linked and repeated UL-BL contractions decrease the activity of the inhibition neurons between the hemispheres of the brain. For the BLD, the fast relaxation of the contralateral muscle following a BL contraction results in a decrease in muscle contraction on the other side compared to the situation in which there was no BL inhibition. At the UL-BL model, it can be stated that the inhibition effect appears 150-300 milliseconds earlier on the contralateral side, before the activation of the muscles on the other side (finishes when nearly reaching its 80-90 of maximum activity).

11. IRODALOMJEGYZÉK

Archontides C, Fazey JA. (1993) Inter-limb interactions and constraints in the expression of maximum force: a review, some implications and suggested underlying mechanisms. *J Sports Sci*, 11:145-158.

Bigland-Ritchie B. (1981) EMG/force relations and fatigue of human voluntary contractions. In DI Miller (ed), *Exercise and sport sciences reviews*. Philadelphia, Franklin Institute, 9:75-117.

Bobbert MF, Gerritsen KG, Litjens MC, Van Soest AJ. (1996) Why is countermovement jump height greater than squat jump height? *Med Sci Sports Exerc*, 28:1402-1412.

Bobbert MF, Casius LJ. (2005) Is the effect of a countermovement on jump height due to active state development? *Med Sci Sports Exerc*, 37:440-446.

Bobbert FM, de Graaf WW, Jonk JN, Casius LJR. (2005) Explanation of the bilateral deficit in human vertical squat jumping. *J Appl Physiol*, 100:493-499.

Bobbert MF, Casius LJ, Sijpkens IW, Jaspers RT. (2008) Humans adjust control to initial squat depth in vertical squat jumping. *J Appl Physiol*, 105:1428-1440.

Bubanj S, Stanković R, Bubanj R, Dimić A, Bednarik J, Kolar E. (2010) One-leg vs two-leg vertical jumping performance. *Physical Education and Sport*, 8:89-95.

Carson RG, Riek S, Shahbazzpour N. (2002) Central and peripheral mediation of human force sensation following eccentric or concentric contractions. *J Physiol*, 539:913-925.

Challis JH. (1998) An investigation of the influence of bi-lateral deficit on human jumping. *Hum Mov Sci*, 17:307-325.

Coyle EF, Feiring DC, Rotkis RC, Cote RW 3rd, Roby FB, Lee W, Wilmore JH. (1981) Specificity of power improvements through slow and fast isokinetic training. *J Appl Physiol*, 51:1437-1442.

Cresswell AG, Ovendal AH. (2002) Muscle activation and torque development during maximal unilateral and bilateral isokinetic knee extensions. *J Sports Med Phys Fitness*, 42:19-25.

- Daskalakis ZJ, Christensen BK, Fitzgerald PB, Chen R. (2002) Transcranial magnetic stimulation: a new investigational and treatment tool in psychiatry. *J Neuropsychiatry Clin Neurosci*, 14:406-415.
- Debaere F, Swinnen SP, Beatse E, Sunaert S, Van Hecke P, Duysens J. (2001) Brain areas involved in interlimb coordination: a distributed network. *NeuroImage*, 14:947-958.
- Deecke L, Scheid P, Kornhuber HH. (1969) Distribution of readiness potential, pre-movement positivity, and motor potential of the human cerebral cortex preceding voluntary finger movements. *Exp Brain Res*, 7:158-168.
- Dickin DC, Too D. (2006) Effects of movement velocity and maximal concentric and eccentric actions on the bilateral deficit. *Res Q Exercise Sport*, 77:296-303.
- Donchin O, Gribova A, Steinberg O, Bergman H, Cardoso de Oliveira S, Vaadia E. (2001) Local field potentials related to bimanual movements in the primary and supplementary motor cortices. *Exp Brain Res*, 140:46-55.
- Enoka RM. (1997) Neural adaptations with chronic physical activity. *J Biomech*, 30:447-455.
- Farthing JP, Krentz JR, Magnus CR, Barss TS, Lanovaz JL, Cummine J, Esopenko C, Sarty GE, Borowsky R. (2011) Changes in functional magnetic resonance imaging cortical activation with cross education to an immobilized limb. *Med Sci Sports Exerc*, 43:1394-1405.
- Ferbert A, Priori A, Rothwell JC, Day BL, Colebatch JG, Marsden CD. (1992) Interhemispheric inhibition of the human motor cortex. *J Physiol*, 453:525-546.
- Fuhr P, Agostino R, Hallett M. (1991) Spinal motor neuron excitability during the silent period after cortical stimulation. *Electroen Clin Neuro*, 81:257-262.
- Gandevia SC, McCloskey DI. (1977) Sensations of heaviness. *Brain*, 100:345-354.
- Gerbrandt LK, Goff WR, Smith DB. (1973) Distribution of the human average movement potential. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 34:461-474.
- Häkkinen K, Pastinen UM, Karsikas R, Lignum V. (1995) Neuromuscular performance in voluntary bilateral and unilateral contraction and during electrical stimulation in men at different ages. *Eur J Appl Physiol*, 70:518-527.

- Häkkinen K, Kallinen M, Linnamo V, Pastinen UM, Newton RU, Kraemer WJ. (1996a) Neuromuscular adaptations during bilateral versus unilateral strength training in middle-aged and elderly men and women. *Acta Physiol Scand*, 158:77-88.
- Häkkinen K, Craigmiles WJ, Cheloni M, Linnamo V, Pastinen UM, Newton RU. (1996b) Bilateral and unilateral neuromuscular function and muscle cross-sectional area in middle-aged and elderly men and women. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 51:21-29.
- Häkkinen K, Kraemer WJ, Newton RU. (1997) Muscle activation and force production during bilateral and unilateral concentric and isometric contractions of the knee extensors in men and women at different ages. *Electromyogr Clin Neurophysiol*, 37:131-142.
- Hay D, de Souza VA, Fukashiro S. (2006) Human bilateral deficit during a dynamic multi-joint leg press movement. *Hum Mov Sci*, 25:181-191.
- Henry FM, Smith LE. (1961) Simultaneous vs. Separate bilateral muscular contractions in relation to neural overflow theory and neuromotor specificity. *Res Quart Exercise Sport*, 32:42-46.
- Herbert RD, Gandevia SC. (1996) Muscle activation in unilateral and bilateral efforts assessed by motor nerve and cortical stimulation. *J Appl Physiol*, 80:1351-1356.
- Hernandez JP, Nelson-Whalen NL, Franke WD, McLean SP. (2003) Bilateral index expressions and iEMG activity in older versus young adults. *J Gerontol*, 58:536-541.
- Housh TJ, Housh DJ, Weir JP, Weir LL. (1996) Effects of eccentric-only resistance training and detraining. *Int J Sports Med*, 17:145-148.
- Howard JD, Enoka RM. (1991) Maximum bilateral contractions are modified by neurally mediated interlimb effects. *J Appl Physiol*, 70:306-316.
- Jakobi JM, Cafarelli E. (1998) Neuromuscular drive and force production are not altered during bilateral contractions. *J Appl Physiol*, 84:200-206.
- Jakobi JM, Chilibeck PD. (2001) Bilateral and unilateral contractions: possible differences in maximal voluntary force. *Can J Appl Physiol*, 26:12-33.
- Janzen CL, Chilibeck PD, Davison SK. (2006) The effect of unilateral and bilateral strength training on the bilateral deficit and lean tissue mass in post-menopausal women. *Eur J Appl Physiol*, 97:253-260.

Kawakami Y, Sale DG, MacDougall JD, Moroz JS. (1995) Bilateral deficit in plantarflexor muscles during isometric contractions. *Can J Appl Physiol*, 20:26.

Kawakami Y, Sale DG, MacDougall JD, Moroz JS. (1998) Bilateral deficit in plantar flexion: relation to knee joint position, muscle activation, and reflex excitability. *Eur J Appl Physiol*, 77:212-216.

Khodiguian N, Cornwell A, Lares E, DiCaprio PA, Hawkins SA. (2003) Expression of the bilateral deficit during reflexively evoked contractions. *J Appl Physiol*, 94:171-178.

Koeneke S, Lutz K, Wüstenberg T, Jäncke L. (2004) Bimanual versus unimanual coordination: What makes the difference? *NeuroImage*, 22:1336-1350.

Koh TJ, Grabiner MD, Clough CA. (1993) Bilateral deficits are larger for step than for ramp isometric contractions. *J Appl Physiol*, 74:1200-1205.

Kopper B, Csende Z, Sáfár S, Hortobágyi T, Tihanyi J. (2013) Muscle activation history at different vertical jumps and its influence on vertical velocity. *J Electromyogr Kinesiol*, 23:132-139.

Kristeva R, Keller E, Deecke L, Kornhuber HH. (1979) Cerebral potentials preceding unilateral and simultaneous bilateral finger movements. *Electroen Clin Neuro*, 47:229-238.

Kristeva R, Cheyne D, Lang W, Lindengen G, Deecke L. (1990) Movement-related potentials accompanying unilateral and bilateral finger movements with different inertial loads. *Electroen Clin Neuro*, 75:410-418.

Kristeva R, Cheyne D, Deecke L. (1991) Neuromagnetic fields accompanying unilateral and bilateral voluntary movements: topography and analysis of cortical sources. *Electroen Clin Neuro*, 81:284-298.

Kroll W. (1965) Isometric cross-transfer effects under conditions of central facilitation. *J Appl Physiol*, 20:297-300.

Kuruganti U, Parker P, Rickards J, Tingley M, Sexsmith J. (2005) Bilateral isokinetic training reduces the bilateral leg strength deficit for both old and young adults. *Eur J Appl Physiol*, 94:175-179.

Kuruganti U, Seaman K. (2006) The bilateral leg strength deficit is present in old, young and adolescent females during isokinetic knee extension and flexion. *Eur J Appl Physiol*, 97:322-326.

- Kuruganti U, Murphy T. (2008) Bilateral deficit expressions and myoelectric signal activity during submaximal and maximal isometric knee extensions in young, athletic males. *J Appl Physiol*, 102:721-726.
- Lawson BR, Stephens TM, Devoe DE, Reiser RF. (2006) Lower-extremity bilateral differences during step-close and no-step countermovement jumps with concern for gender. *J Strength Cond Res*, 20:608-619.
- Lewis GN, Byblow WD, Carson, RG. (2001) Phasic modulation of corticomotor excitability during passive movement of the upper limb: effects of movement frequency and muscle specificity. *Brain Res*, 900:282-294.
- Lexell J. (1993) Ageing and human muscle: observations from Sweden. *Can J Appl Physiol*, 18:2-18.
- Li S, Danion F, Latash ML, Li ZM, Zatsiorsky VM. (2001) Bilateral deficit and symmetry in finger force production during two-hand multifinger tasks. *Exp Brain Res*, 141:530-540.
- Liepert J, Storch P, Fritsch A, Weiller C. (2000) Motor cortex disinhibition in acute stroke. *Clin Neurophysiol*, 111:671-676.
- Makaruk H, Winchester JB, Sadowski J, Czaplicki A, Sacewicz T. (2011) Effects of unilateral and bilateral plyometric training on power and jumping ability in women. *J Strength Cond Res*, 25:3311-3318.
- McBride JM, Mccauley GO, Cormie P. (2008) Influency of pre-activity and eccentric muscle activity on concentric performance during vertical jumping. *J Strength Cond Res*, 22:750-757.
- McCloskey DI, Ebeling P, Goodwin GM. (1974) Estimation of weights and tensions and apparent involvement of a "sense of effort". *Exp Neurol*, 42:220-232.
- McLean SP, Vint PF, Stember AJ. (2006) Submaximal expression of the bilateral deficit. *Res Q Exercise Sport*, 77:340-350.
- Neshige R, Lüders H, Shibasaki H. (1988) Recording of movement related potentials from scalp and cortex in man. *Brain*, 111:719-736.
- Newton RU, Gerber A, Nimphius S, Shim JK, Doan BK, Robertson M, Pearson DR, Craig BW, Häkkinen K, Kraemer WJ. (2006) Determination of functional strength imbalance of the lower extremities. *J Strength Cond Res*, 20:971-977.

- Oda S, Moritani T. (1994) Maximal isometric force and neural activity during bilateral and unilateral elbow flexion in humans. *Eur J Appl Physiol*, 69:240-243.
- Oda S, Moritani T. (1995a) Cross-correlation of bilateral differences in fatigue during sustained maximal voluntary contraction. *Eur J Appl Physiol*, 70:305-310.
- Oda S, Moritani T. (1995b) Movement related cortical potential during handgrip contractions with special reference to force and electromyogram bilateral deficit. *Eur J Appl Physiol*, 72:1-5.
- Oda S, Moritani T. (1996) Cross-correlation studies of movement-related cortical potentials during unilateral and bilateral muscle contractions in humans. *Eur J Appl Physiol*, 74:29-35.
- Ohtsuki T. (1981a) Inhibition of individual fingers during grip strength exertion. *Ergonomics* 24:21-36.
- Ohtsuki T. (1981b) Decrease in grip strength induced by simultaneous bilateral exertion with reference to finger strength. *Ergonomics*, 24:37-48.
- Ohtsuki T. (1983) Decrease in human voluntary isometric arm strength induced by simultaneous bilateral exertion. *Behav Brain Res*, 7:165-178.
- Ohtsuki T. Change in strength, speed, and reaction time induced by simultaneous bilateral muscular activity. In: Swinnen S, Heuer H, Massion J, Casaer P (szerk.) *Interlimb coordination: neural, dynamical, and cognitive constraints*. Academic Press, New York, 1994:259-274.
- Owings T, Grabiner M. (1998) Normally aging older adults demonstrate the bilateral deficit during ramp and hold contractions. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 53:425-429.
- Pashler H. (1994) Dual-task interference in simple tasks: data and theory. *Psychol Bull*, 116:220-244.
- Post M, van Duinen H, Steens A, Renken R, Kuipers B, Maurits N, Zijdwind I. (2007) Reduced cortical activity during maximal bilateral contractions of the index finger. *NeuroImage*, 35:16-27.
- Rothmuller C, Cafarelli E. (1995) Effect of vibration on antagonist muscle coactivation during progressive fatigue in humans. *J Physiol*, 485:857-864.
- Rube N, Secher NH. (1990) Effect of training on central factors in fatigue following two-and one-leg static exercise in man. *Acta Physiol Scand*, 141:87-95.

Schantz PG, Moritani T, Karlson E, Johansson E. (1989) Maximal voluntary force of bilateral and unilateral leg extension. *Acta Physiol Scand*, 136:185-192.

Secher NH. (1975) Isometric rowing strength of experienced and inexperienced oarsmen. *Med Sci Sport Exerc*, 7:280-284.

Secher NH, Rorsgaards S, Secher O. (1978) Contralateral influence on recruitment of curarized muscle fibres during maximal voluntary extension of the legs. *Acta Physiol Scand*, 103:456-462.

Secher NH, Rube N, Ellers J. (1988) Strength of two- and one leg extension in man. *Acta Physiol Scand*, 134:333-339.

Seki T, Ohtsuki T. (1990) Influence of simultaneous bilateral exertion on muscle strength during voluntary submaximal isometric contraction. *Ergonomics*, 33:1131-1142.

Shibasaki H, Kato M. (1975) Movement-associated cortical potentials with unilateral and bilateral simultaneous hand movement. *J Neurol*, 208:191-199.

Shibasaki H, Barrett G, Halliday E, Halliday AM. (1980) Components of the movement-related cortical potential and their scalp topography. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 49:213-226.

Simon AM, Ferris DP. (2008) Lower limb force production and bilateral force asymmetries are based on sense of effort. *Exp Brain Res*, 187:129-138.

Singh J, Knight RT. (1990) Frontal lobe contribution to voluntary movements in humans. *Brain Res*, 531:45-54.

Sohn YH, Kang SY, Hallett M. (2005) Corticospinal disinhibition during dual action. *Exp Brain Res*, 162:95-99.

Sperry RW. (1950) Neural basis of the spontaneous optokinetic response produced by visual inversion. *J Comp Physiol Psychol*, 43:482-489.

Steger J, Denoth J. (1996) Das Bilaterale Defizit: Analysen anhand von Kraft, EMG und EEG Messungen. *Schweizerische Zeitschrift fuer Medizin und Trammatologie/Revue suisse pour medecine et traumatologie (Bern)* 44:155-159.

Stinear JW, Byblow WD. (2002) Disinhibition in the human motor cortex is enhanced by synchronous upper limb movements. *J Physiol*, 543:307-316.

- Swinnen SP. (2002) Intermanual coordination: from behavioural principles to neural-network interactions. *Nat Rev Neurosci*, 3:348-359.
- Taniguchi Y. (1997) Lateral specificity in resistance training: the effect of bilateral and unilateral training. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 75:144-150.
- Taniguchi Y, Burle B, Vidal F, Bonnet M. (2001) Deficit in motor cortical activity for simultaneous bimanual responses. *Exp Brain Res*, 137:259-268.
- Taylor MJ. (1978) Bereitschaftspotential during the acquisition of a skilled motor task. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 45:568-576.
- Triggs WJ, Cros D, Macdonell RA, Chiappa KH, Fang J, Day BJ. (1993) Cortical and spinal motor excitability during the transcranial magnetic stimulation silent period in humans. *Brain Res*, 628:39-48.
- Ugawa Y, Hanajima R, Kanazawa I. (1993) Interhemispheric facilitation of the hand area of the human motor cortex. *Neurosci Lett*, 160:153-155.
- Vandervoort AA, Sale DG, Moroz JR. (1984) Comparison of motor unit activation during unilateral and bilateral leg extension. *J Appl Physiol*, 56:46-51.
- Vandervoort AA, Sale DG, Moroz JR. (1987) Strength-velocity relationship and fatiguability of unilateral versus bilateral arm extension. *Eur J Appl Physiol*, 56:201-205.
- van Dieen JH, Ogita F, De Haan A. (2003) Reduced neural drive in bilateral exertions: a performance-limiting factor? *Med Sci Sport Exerc*, 35:111-118.
- van Soest AJ, Roebroek ME, Bobbert MJ, Huijing P, Van Ingen Schenau GJ. (1985) A comparison of one-legged and two-legged countermovement jumps. *Med Sci Sport Exerc*, 17:635-639.
- Vint PF, Hinrichs RN. (1996) Differences between one-foot and two-foot vertical jump performances. *J Appl Biomech*, 12:338-358.
- Weir JP, Housh DJ, Housh TJ, Weir LL. (1995) The effect of unilateral eccentric weight training and detraining on joint angle specificity, cross-training, and the bilateral deficit. *J Orthop Sports Phys Ther*, 22:207-215.
- Weir JP, Housh DJ, Housh TJ, Weir LL. (1997) The effect of unilateral concentric weight training and detraining on joint angle specificity, cross-training, and the bilateral deficit. *J Orthop Sports Phys Ther*, 25:264-270.

Woldag H, Lukhaup S, Renner C, Hummelsheim H. (2004) Enhanced motor cortex excitability during ipsilateral voluntary hand activation in healthy subjects and stroke patients. *Stroke*, 35:2556-2559.

Wyke M. (1969) Influence of direction on the rapidity of bilateral arm movements. *Neuropsychology*, 7:189-194.

Yamauchi J, Mishima C, Nakayama S, Ishii N. (2009) Force-velocity, force-power relationships of bilateral and unilateral leg multi-joint movements in young and elderly women. *J Biomech*, 42:2151-2157.

Ziemann U, Muellbacher W, Hallett M, Cohen LG. (2001) Modulation of practice-dependent plasticity in human motor cortex. *Brain*, 124:1171-1181.

Zijdewind I, Kernell D. (2001) Bilateral interactions during contractions of intrinsic hand muscles. *J Neurophysiol*, 85:1907-1913.

12. SAJÁT PUBLIKÁCIÓK JEGYZÉKE

Az értekezés témájában megjelent eredeti közlemények:

Sáfár S, Kopper B, Szakács V, Tihanyi J. (2013) Short and long latency response due to transition from bilateral to unilateral contraction. *Acta Physiol Hung*, 100:1-12.

Kopper B, Csende Z, **Sáfár S**, Hortobágyi T, Tihanyi J. (2013) Muscle activation history at different vertical jumps and its influence on vertical velocity. *J Electromyogr Kinesiol*, 23(1):132-9.

Egyéb – nem az értekezés témájában megjelent – eredeti közlemények:

Di Giminiani R, Tihanyi J, **Safar S**, Scrimaglio R. (2009) The effects of vibration on explosive and reactive strength with different resonance frequencies. *J Sports Sci*,27(2):169-77.

Gyimes Zs, Takács D, Benczenleitner O, Vágó B, **Sáfár S**, Szalma L. (2012) Világversenyek döntőiben mutatott taktikai különbségek kelet-afrikai és kaukázusi férfi 800m-es futóknál: Race tactic differences between East-African and Caucasian male 800m runners executed in international championship finals. *Magyar Sporttudományi Szemle*, 52:12-15.

Kopper B, Rácz L, Szilágyi T, **Sáfár S**, Gyulai G, Tihanyi J. (2009) Elasztikus energiafelhasználás függőleges felugrás során: Elastic energy utilization during vertical jumps. *Magyar Sporttudományi Szemle*, 10:10-16.

Tihanyi J, Costa A, Vácsi M, **Sáfár S**, Rácz L. (2008) Aktív forgatónyomaték növekedés akaratlagos excentrikus izomkontrakció alatt: Active torque enhancement during voluntary eccentric contraction. *Magyar Sporttudományi Szemle*, 34:15-25.

13. KÖSZÖNETNYILVÁNÍTÁS

Egy hosszú utazás végén az vándor megpihen, elégedetten tekint vissza a megtett útra és a fel-felvillanó képeket, az utazása legfontosabb emlékeit, élményeit örökre elméjébe vési. Egy disszertáció elkészítése „emberes munka”. Sokaknak hálával tartozom, akik az utazásom alatt mindig segítő kezet nyújtottak. Óriási köszönettel tartozom témavezetőmnek Tihanyi József egyetemi tanárnak, MTA Doktorának, aki hosszú-hosszú évek alatt nem csak szakmailag, hanem emberileg is támogatott, biztatott. Bízom benne, hogy barátságunk további utazásunk során is elkísér. Köszönettel tartozom a rengeteg szakmai észrevételért és támogatásért Rácz Levente, Kopper Bence, Bretz Károly és Łukasz Trzaskoma barátaimnak. Sokat segítettek továbbá a Biomechanika, az Atlétika, valamint a Testnevelés-elmélet és Pedagógia Tanszék munkatársai. Köszönöm az „együtt gondolkodás” és az együttműködés lehetőségét a Semmelweis Egyetem Neurológiai Klinika dolgozóinak, valamint azoknak a kollegáknak, munkatársaknak, akik a disszertációm elkészítésében aktívan szerepet vállaltak. Nem utolsósorban köszönetet szeretnék mondani családomnak a rengeteg türelemért, elképesztő támogatásukért.

...most pedig felveszem bakancsom, újabb útra indulok...