

A bilaterális erő kifejtés jellemzőinek mechanikai és idegéletti okai

Doktori tézisek

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

BEVEZETÉS

1961-ben Henry és Smith írták le először, hogy az egyik oldalon működő izom maximális erő kifejtése nagyobb, mint az az erő, amelyet mindkét oldali (bilaterális), ugyanazon izommal egyidejűleg fejtünk ki. Ezt a különbséget bilaterális erődeficitnek nevezték el és sokáig úgy képzelték, hogy ez a jelenség minden esetben fennáll. 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 lehetnek.

A kutatók szerint az alábbi tényezők felelősek a deficit kialakulásáért: (1) a bilaterális kontrakció alkalmazásakor a domináns végtag gyors motoros egységeinek ingerelhetősége csökken; (2) a bilaterális kontrakció alkalmazásakor a nagy, gyors motoros egységek bekapcsolásának nehézsége növekszik, amely fokozódik az izom fáradásakor; (3) a gerincvelői gátlást kiváltó reflexek zavara; (4) csökkent idegi vezérlés, a motoros mezők ingerelhetőségének csökkenése; (5) figyelem megosztás és agyféltekék közötti gátlás, valamint a szinkronizálásuk korlátozása.

Ugyanakkor a vizsgálatok nem terjedtek ki arra, hogy miként változik az izmok aktivitása, amikor az egyik oldali izom különböző módon relaxálódik, vagy kontrahálódik. 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. Csupán van Dieen és mtsai (2003) vizsgálta a jelenséget a kontrakciók összekapcsolásával, de ők is csak a kifejtett erőmaximumok változására koncentráltak. Úgy vélték, 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 kontrakciója 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

átmeneti periódus 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 kutatásunkban a bilaterális és unilaterális átmeneteket vizsgáltuk azon személyek esetében, akiknél nem találtunk bilaterális deficitet és azoknál, akiknél a bilaterális deficit fennállt.

CÉLKITŰZÉSEK

A fent említett hiányosságokat kiküszöbölve a vizsgálatunk első részében arra kerestük a választ, hogy azoknál a személyeknél, akik nem mutattak bilaterális erődeficitet vajon a bilaterálisból unilaterálisba történő átment okoz-e változást az unilaterálisan kontrahálódó izom forgatónyomatékában, és hogy az ellentétes oldali izom relaxációjának időbeli lefolyása különböző hatással van-e a forgatónyomaték változásra. Vizsgálatunk második részében célunk az volt, hogy tanulmányozzuk az unilaterális és bilaterális kontrakciók egymás utáni végrehajtásának hatását az izmok által kifejtett forgatónyomatékokra, valamint az izmok elektromos aktivitásának változására olyan személyeknél, akik bilaterális erődeficitet mutattak.

Az első vizsgálat előtt az alábbi hipotéziseket fogalmaztuk meg:

1.1. Abban az esetben, amikor nem található bilaterális erődeficit az elkülönített kontrakcióknál, a bilaterális kontrakcióból unilaterális erő kifejtésbe történő átváltás rövid idejű tranziens változást 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 válaszát. Nevezetesen, az unilaterális forgatónyomaték nem lesz nagyobb, mint a külön végzett unilaterális és bilaterális kontrakciók alatt mért érték.

A második vizsgálat előtt az alábbi hipotéziseket fogalmaztuk meg:

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.

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 az erőkifejtést. 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.

MÓDSZEREK

Vizsgálati személyek. Semmelweis Egyetem Testnevelési és Sporttudományi Karának nappali tagozatos, testnevelő-edző szakos, másodéves hallgatói vettek részt a vizsgálatunkban. Változatos sportágakban voltak edzettek. Mindenkinek a jobb lába volt a domináns oldali végtagja. Nyolc vizsgált (életkor: $20,9 \pm 4,3$ év; testtömeg: $79,3 \pm 5,2$ kg; testmagasság: $181,5 \pm 4,4$ cm) nem mutatott bilaterális deficitet. Őket választottuk ki az első vizsgálatunkra. Tizenegy hallgató vett részt a második vizsgálatunkban (életkor: $21,78 \pm 1,41$ év; testtömeg: $74,45 \pm 8,81$ kg; testmagasság: $180,45 \pm 6,71$ cm). Náluk bilaterális deficitet találtunk.

Az alkalmazott vizsgáló berendezések. Multi-Cont II Tihanyi System (Mediagnost, Budapest és Mechatronic Kft, Szeged) komputerizált izomvizsgáló dinamométer eszközhárom fő komponense két elektromos szervomotorból (Mavilor Motors, Spanyolország, típus: MA-10) a hajtásból (Lorenz Braren GmbH, Németország, típus: FAD 25), valamint a mérőcellából állt. Az acélkar speciális sínként funkcionált, amelyet a vizsgáltak térdízületükéhez igazítottunk, akik ülő helyzetben foglaltak helyet az eszközön. A rögzítő mandzsetták acélból készültek, belső felületük párnázott, és keresztmetszetük tépőzárral volt állítható. A személyek vállait, a törzsüket, a csípőjüket és a combjukat nagy merevségű, tépőzáras övekkel és egy párnázott fémhengerrel rögzítettük a padhoz. A vázizmok elektromos aktivitásának (EMG) mérése négyszög alakú, bipoláris, víz bázisú géllal töltött, öntapadós, patenttal kapcsolódó ezüst-ezüst klorid anyagú, 32×41 mm nagyságú felszíni elektródákat használtunk (SKINTACT F-RG, Robohardware Kft, Hungary). Az elektródákat a m. vastus lateralis és a m. vastus medialis izmokra helyeztünk fel a SENIAM protokoll alapján. A kezelői software MyoResearch XP, Master Version program szolgált (Noraxon Myoclinical 2.10, Noraxon U.S. Inc., Scottsdale, AZ, USA). A felületi elektródákról érkező analóg jeleket, Telemyo hardware adókészülék továbbította telemetrikusan a jelfogó antennához (Noraxon U.S. Inc., Scottsdale, AZ, USA). Az analóg/digitális átalakító 1 kHz-es frekvenciával vett mintát a jelből és automatikus

beállítású jel felerősítés történt. A nyers EMG jelek rektifikációját követően mozgóátlagolásos simítást, szűrést (high-pass 20 Hz) alkalmaztunk.

A vizsgálat folyamata. 15 perces keringésfokozást és nyújtást követően meghatároztuk minden vizsgálati személynél az optimális szöghelyzetet, ahol térdfesztőikkel a legnagyobb erő kifejtésére voltak képesek koncentrikus kontrakciót alkalmazva, mind a két végtagnál. Az izometriás erő kifejtéseket ebben a szöghelyzetben alkalmaztuk.

Első vizsgálat. Az első vizsgálati beállítás (VB1) elkülönített három másodperces unilaterális és bilaterális izometriás erő kifejtésből állt. Második vizsgálati beállítás (VB2) alatt a három másodperces bilaterális kontrakciót követően a jobb térdfesztőiket lassan, kontrolláltan kellett relaxálniuk, miközben a bal térdfesztőikkel továbbra is maximális erőt kellett kifejteniük. Harmadik vizsgálati beállítás (VB3) abban különbözött VB2-től, hogy bilaterális kontrakciót követően a jobb térdfesztőikkel a lehető leggyorsabban kellett relaxálniuk. VB1, VB2 és VB3 esetében is 3-3 kontrakciót alkalmaztunk random sorrendben. Azta görbét választottuk ki elemzésre, amelyik nagyobb forgatónyomaték értékeket mutatott.

Második vizsgálat. Az első feladat (F1) időben egymástól elkülönülő 3 sec-os unilaterális és bilaterális izometriás térdfesztés volt. Második feladat (F2) alatt 3 sec-os unilaterális kontrakciót követően a kontralaterális térdfesztőket aktiválniuk kellett a vizsgáltaknak, így bilaterális kontrakcióval (4 sec) fejezték be az erő kifejtést. Mind a két oldalra végrehajtották a feladatot (F2a–bal aktív végig, F2b–jobb aktív végig). Harmadik feladat (F3) alatt a vizsgált személyek maximális bilaterális erő kifejtést végeztek, amelyet három másodpercig tartottak fenn, majd a vizsgálatvezető jelére az egyik láb térdfesztő izmait a lehető legrövidebb idő alatt relaxálniuk kellett miközben az ellentétes oldali izmokkal továbbra is maximális erőt kellett kifejteniük. Mind a két végtaggal végrehajtották a relaxációt (F3a–bal aktív végig, F3b–jobb aktív végig). F4 első része megegyezett az F3 feladattal, a bilaterális erő kifejtést követő unilaterális kontrakció négy másodpercig tartott. Ezt követően a vizsgálatvezető jelére a korábban relaxált térdfesztőkkel ismét maximálisan kellett aktiválniuk a lehető legrövidebb idő alatt. A feladat első részében a bal (F4a),

második részében a jobb (F4b) végtagot kellett végig aktiválni. Minden esetben háromszor hajtották végre a feladatokat random sorrendben.

Adatfeldolgozás.

Első vizsgálat. VB1 esetében kiszámoltuk a bilaterális deficit indexet (BLDI), meghatároztuk a maximális BL és UL forgatónyomatékot (MBLR és MBLL, MULR és MULL).

VB2 és VB3 forgatónyomaték-idő görbékről leolvastuk a maximális BL izometriás forgatónyomatékot (MBLR, MBLL), a jobb végtag relaxációja megkezdése pillanatában mért értéket (BLL és BLR), 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). Meghatároztuk a jobb térdfesztők teljes relaxációjának pillanatában mérhető forgatónyomatékot (M2) és a relaxáció kezdetétől eltelt időt ($t2$), kiszámítottuk a forgatónyomaték változás nagyságát ($dM2=M2-M1$). A hosszú idejű válasznak (HV) azt tartottuk, amikor a bal térdfesztő izmok elérték a maximális forgatónyomatékot (M3) a jobb térdfesztők teljes relaxációját követően. Kiszámítottuk a változás nagyságát M2 és M3 között ($dM3$). 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 ($1/2RT$).

Második vizsgálat. F1-4 esetében a forgatónyomaték-idő görbékről leolvastuk a maximális UL és BL forgatónyomatékot (MULR és MULL, MBLR és MBLL), valamint kiszámítottuk az átlag forgatónyomatékot jobb és bal lábon F1 és az átmeneti feladatok esetében is (AULR és AULL, ABLL és ABLR). A kontrakciókEMG aktivitásának kezdő- és vég markereit az átlag szakaszoknál rögzítettük.

Bilaterális kontrakciót követő unilaterális erő kifejtéskor (F3) az átmeneti periódus akkor kezdődött, amikor a forgatónyomaték csökkent (BLL, BLR). A relaxált láb forgatónyomaték csökkenésekor a kontralaterális láb visszaesését rögzítettük (M1). Forgatónyomaték csökkenés idejét t_1 -el jelöltük. M_2 -vel jelöltük a kontralaterális láb forgatónyomatékát a másik láb teljes relaxációjának pillanatában. M_1 -től M_2 -ig tartó rész idejét kiszámítottuk (t_2). Leolvastuk a maximális unilaterális forgatónyomatékot (MULL, MULR), kiszámoltuk az átlag forgatónyomatékot (AULL, AULR). M_1 és a kontralaterális láb maximális unilaterális értéke közötti időt t_3 -mal jelöltük. A kontrakció végi erő kifejtés csökkenéséig tartott az UL periódus. Az rmsEMGBL1 a relaxáció kezdeti periódusában, az rmsEMGBL2 a kontralaterális láb teljes relaxációja alatt (t_1+t_2), az rmsEMGUL az M_2 és MULL/MULR közötti intervallumban meghatározott elektromos aktivitás.

F2 és F4 esetében az UL kontrakcióban lévő térd feszítők forgatónyomaték-idő görbéjéről leolvastuk azt az értéket (ULM1), ahol meredeken esni kezdett az erő kifejtés. Ez volt az átmeneti szakasz kezdete. Meghatároztuk a kontralaterális láb erő kifejtésének kezdetén mért értéket (ULM2), az ULM1 és ULM2 közötti különbséget (dM_1). Az eltelt időt (t_1) elektromechanikus késésnek neveztük. 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 (dM_2) jelentette a kezdetben unilaterálisan kontrahálódó izom feszülés csökkenését a BL kontrakció kezdetén. BL kontrakció alatt meghatároztuk a maximális forgatónyomatékot mindkét térd feszítő izomnál (BLM2). Az izmok rmsEMG aktivitását négy időintervallumban rögzítettük, amely ablakok szélessége különböző volt. Az rmsEMGUL, rmsEMGUL1, rmsEMGUL2, rmsEMGBL az UL kontrakció, a t_1 , a t_2 , valamint a BL kontrakció alatti elektromos aktivitásokat mutatja.

Eredményeinket átlagokkal és szórásokkal jellemeztük. 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 alkalmaztuk. A szignifikancia szintet $p < 0,05$ -nél határoztuk meg.

EREDMÉNYEK

Első vizsgálat. VB1-nél a BL forgatónyomaték 1,4%-kal, illetve 4,6%-kal kisebb volt, mint UL-átlagok (nem szignifikáns). BLD index $-2,9 \pm 5,6$ volt. MBLL és MBLR VB2-nél 8,3%-kal és 6,8%-kal, VB3 esetében 7,2%-kal, és 6,8%-kal kisebb volt, mint VB1-nél (nem szignifikáns). VB2-nél az erőkifejtés kis mértékben csökkent a jobb térdfeszítők relaxálásakor (BLL: -1,4%, BLR: -4,0%), ez tovább csökkent a jobb láb relaxációjával 7,8%-kal (dM1: $-16,9 \pm 8,7$ Nm, nem szignifikáns). Jobb láb teljes relaxálásával a forgatónyomaték növekedett (M2: $232,0 \pm 55,8$ Nm), és elérte BLL szintjét (-0,5%). Bal láb forgatónyomatéka M1-től M3-ig folyamatosan emelkedett, de különböző mértékben (15,7%). BLL és M3 között 7,3% volt a különbség (nem szignifikáns). Nem találtunk szignifikáns korrelációt t1 és t2, valamint t1 és félrelaxációs idő (1/2RT) között. 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.

MBLL és MBLR VB3-nál 5,9%-kal (BLL) és 5,3%-kal (BLR) csökkent a jobb láb relaxációjának kezdetén. Relaxációt követően BLL-hez képest 7,7%-kal (M2) és 13,1%-kal (M3) nőtt az átlag forgatónyomaték (nem szignifikáns). Szignifikánsan rövidebb volt t2, mint t3 ($p = 0,011$), t1 szignifikánsan hosszabb volt, mint 1/2RT ($p = 0,014$). Szignifikáns korrelációt találtunk 1/2RT és dM1 között ($r = 0,856$, $p < 0,001$). dM1 és dM3, valamint t1 és dM1 között nem volt szignifikáns korreláció.

VB2 és VB3 esetében MBL-t és MUL-t összehasonlítva nem találtunk különbséget. VB2-nél dM1 annyit csökkent, mint amennyit a VB3-nál növekedett. M1 és BLL százalékos változását összehasonlítva, szignifikáns különbséget találtunk ($p < 0,001$). VB2-nél t1 és t2 szignifikánsan hosszabbak voltak ($p = 0,019$), mint VB3-nál. VB2-nél MR, MR% és RTR

átlagai szignifikánsan nagyobbak voltak, mint VB3-nál ($p=0,014$, $p=0,008$, $p=0,003$). VB2-nél $1/2RT$ szignifikánsan rövidebb volt ($p<0,001$), mint VB3-nál.

Szignifikáns lineáris kapcsolatot találtunk RTR és a dM1 között (VB2: $r=-0,845$, $p<0,01$; VB3: $r=-0,87$, $p<0,01$), $1/2RT$ és a dM1 között (VB3: $r=-0,86$, $p<0,01$). Lineáris szignifikáns kapcsolatot találtunk RTR és dM1 között (VB2 és VB3; $r=0,95$, $p<0,001$). VB2 és VB3 összesített $1/2RT$ és dM1 átlagai között szignifikáns kapcsolatot találtunk ($r=0,783$, $p<0,001$), az adatsorra logaritmusos függvényt tudunk illeszteni ($y=-21,9\ln(x)+112,2$).

Második vizsgálat. Sem a maximális, (MULL: $273,1\pm 49,7$ Nm, MULR: $265,1\pm 22,1$ Nm) sem az átlag UL (AULL: $257,3\pm 49,1$ Nm, AULR: $250,1\pm 22,2$ Nm) forgatónyomaték esetében nem találtunk szignifikáns különbséget. Maximális BL (MBLL: $226,5\pm 34,3$ Nm; MBLR: $227,9\pm 17,1$ Nm) és átlag erő kifejtések esetében sem találtunk különbséget (ABL: $209,3\pm 32,0$ Nm és $214,7\pm 17,2$ Nm). UL és BL maximális és átlag forgatónyomatéka szignifikánsan különbözött a bal ($p=0,018$ és $p=0,013$) és a jobb térd fesztítőknél is ($p<0,000$, $p=0,002$). BLDI $-15,1\pm 6,2$ és $-15,8\pm 8,1$ volt. ULL esetében a VL és VM rmsEMG értékei szignifikánsan nagyobbak voltak (23,4%, $p=0,036$ és 28,8%, $p=0,015$), mint BLL esetében. ULR erő kifejtésekor a VL és VM rmsEMG értékei is szignifikánsan nagyobbak voltak (24,1%, $p=0,019$ és 14,0%, $p=0,037$), mint BLR esetében.

F2a esetében a bal oldali térd fesztítő átlag UL forgatónyomatéka (AULL: $226,5\pm 53,9$ Nm) 14,1%-kal szignifikánsan nagyobb volt, mint ABLL-nél ($p=0,005$). F2b esetében ez a különbség 17,1% volt ($p=0,03$). A jobb térd fesztítő átlag BL forgatónyomatéka 16,4%-kal kisebb volt ($p=0,002$), mint AULR-nél ($216,4\pm 32,3$ Nm). VM és VL rmsEMG átlagai egyik esetben sem mutattak szignifikáns különbséget.

F3a kontrakció alatt AULL ($239,6\pm 50,3$ Nm) 18,4%-kal szignifikánsan nagyobb volt ($p=0,05$), mint a kontrakció első felében mért BL átlag forgatónyomaték (ABLL). A bal VL rmsEMG-je 21,9%-ot ($p=0,01$) a VM 31,6%-ot emelkedett ($p=0,008$). F3b esetében is hasonló különbséget találtunk AULR ($228,9\pm 30,3$ Nm) és ABLR között (19,5%; $p<0,000$). A jobb VL EMG aktivitása szignifikánsan emelkedett (25,4%; $p=0,001$), csakúgy mint jobb VM esetében (34,6%, $p<0,000$).

F4a esetében a bal térdfesztők átlag UL forgatónyomatéka (AULL: 229,4±39,2 Nm) a jobb térdfesztők relaxációja után 21,8%-kal emelkedett ($p < 0,02$). Mindezt a bal láb VL és VM rmsEMG átlagai is megerősítették ($p = 0,004$, $p = 0,001$). Nem találtunk szignifikáns különbséget ABLL (188,4±38,6 Nm) és ABLL2 (189,6±36,6 Nm) között. Az UL kontrakciót követő második BL forgatónyomaték 21,0%-kal csökkent ($p = 0,02$). A jobb térdfesztők átlag forgatónyomatéka a második BL kontrakció alatt (ABLR2: 203,2±33,3 Nm) szignifikánsan nagyobb volt ($p = 0,01$), mint az első BL kontrakció során (ABLR: 180,8±27,9 Nm). Itt csupán VM rmsEMG átlaga mutatta ezt az eredményt (37,2%, $p < 0,000$). Bal VL (519,2±227,0 μ V) és VM (639,7±263,7 μ V) rmsEMG átlaga a második BL erő kifejtés alatt 20,5%-kal és 28,8%-kal nagyobb volt, mint az első BL kontrakciónál ($p = 0,01$ és $p = 0,001$).

F4b esetében AULR (225,3±22,6 Nm) 19,6%-kal nagyobb volt, mint ABLR-nél ($p = 0,001$). Mindezt a jobb láb VL és VM rmsEMG átlagai is megerősítették (23,2%, $p = 0,01$; 28,7%, $p = 0,001$). Az UL kontrakciót követő BL kontrakció alatt a forgatónyomaték 17,4%-kal csökkent ($p = 0,001$). ABLL (191,6±41,3 Nm) és ABLL2 (211,5±48,4 Nm) szignifikánsan különbözött ($p = 0,04$). BL rmsEMG átlagok mindezt megerősítették (VL: 16,0%, $p = 0,01$; VM: 32,0%, $p < 0,000$). Bal rmsEMG átlagok az BL szakaszhoz képest növekedtek a második BL periódus alatt (VL: 24,6%, $p = 0,01$; VM: 26,7%, $p = 0,001$).

Második vizsgálat eredményei az átmeneteknél. F2a esetében ULM1 a jobb láb kontrakciója előtt kezdett csökkenni (164,5±22,3 ms). ULM2 13,4%-kal kisebb volt (203,8±28,0 Nm), mint ULM1-nél (-30,8±21,9 Nm, $p = 0,046$). BLM1 tovább csökkent (172,0±20,4 Nm), (-31,8±21,7 Nm, $p = 0,009$). A bal rmsEMG t_1+t_2 idő alatt csökkent (VL: 20,0%, $p = 0,012$; VM: 23,5%, $p = 0,014$). A legalacsonyabb bal láb forgatónyomatéknál a jobb láb (BLM2: 190,7±39,9 Nm) elérte a maximális bilaterális forgatónyomaték (BLM2: 223,3±28,5 Nm) 85,5%-kát. BL2 esetében a bal rmsEMG aktivitása BL1-hez képest növekedett (VL: 14,1%, $p = 0,042$; VM: 21,2%, $p = 0,013$).

F2b esetében az elektromechanikai késés 243,9±132,2 ms volt. ULM1 (222,7±26,6 Nm) 193,6±23,7 Nm-re (ULM2) csökkent ($p = 0,019$). A jobb láb legalacsonyabb forgatónyomatékát (162,4±16,1 Nm) akkor érte el, amikor bal láb forgatónyomatéka a

maximális forgatónyomaték ($201,5 \pm 59,3$ Nm) 89,1%-kát elérte. Az rmsEMG t2 alatt csökkent (VL: 27,3%; $p=0,007$; VM: 31,9%, $p=0,001$). ULM2 és BLM1 szignifikánsan csökkent ($p=0,003$). BLM2 bal lábnál ($233,0 \pm 35,7$ Nm) és jobb lábnál ($182,2 \pm 25,5$ Nm) szignifikánsan különbözött ($p < 0,000$). A jobb VM rmsEMG a legalacsonyabb értékről (BL1) szignifikánsan 21,9%-os növekedést mutatott ($p=0,02$).

F3a esetében bal lábnál BLL, M1 és M2 között nem találtunk szignifikáns különbséget a jobb láb relaxálásakor. Ezt követően a bal láb MUL ($257,7 \pm 47,3$ Nm) maximális forgatónyomatéka szignifikánsan nagyobb volt, mint a MBLL-nél ($p=0,039$), és BLL-nél ($+59,7 \pm 35,7$ Nm, $p=0,003$). Szignifikáns különbséget találtunk még M1 ($190,8 \pm 39,7$ Nm) és MUL között ($p=0,002$). Bal láb rmsEMG átlagai között nem találtunk szignifikáns különbséget.

F3b kontrakciónál jobb láb esetében M1 ($180,6 \pm 27,6$ Nm) és M2 ($220,4 \pm 34,8$ Nm) között szignifikáns növekedést találtunk ($p=0,007$). Mindezt megerősítette az rmsEMG átlag is, ahol VM növekedett ($p=0,017$). BLR ($191,8 \pm 32,5$ Nm) és MUL között ($p=0,018$), valamint MUL és M1 között ($p=0,03$) szignifikáns különbséget találtunk a forgatónyomatékokat vizsgálva.

F4a esetében bal ULM1 átlaga ($231,1 \pm 46,3$ Nm) a jobb láb kontrakcióját $212,4 \pm 75,0$ ms-mal megelőzően, $43,2 \pm 24,9$ Nm-rel (18,4%) esett vissza ($p=0,033$). Ezt alátámasztotta a bal láb rmsEMG átlagának (UL1) visszaesése t1 alatt (VL: 15,5%, $p=0,011$; VM: 14,3%, $p=0,015$). A bal láb forgatónyomatéka akkor kezdett növekedni, amikor a jobb láb (BLM1: $168,8 \pm 30,0$ Nm) elérte a maximális forgatónyomaték (BLM2: $213,4 \pm 38,1$ Nm) 79,1%-kát. A bal VL és VM legalacsonyabb rmsEMG-t elérve szignifikánsan növekedett (18,6%, $p=0,004$; 21,5%, $p=0,004$).

F4b kontrakciónál ULM1 ($221,2 \pm 21,2$ Nm) $35,2 \pm 14,1$ Nm-rel csökkent (15,9%, $p=0,001$) a bal láb kontrakciójának kezdetéig (ULM2) ($t=170,4 \pm 130,7$ ms). A visszaesés tovább folytatódott (BLM1: $156,4 \pm 14,6$ Nm, 15,3%, $p=0,002$). Jobb rmsEMG UL1 és BL1 között szignifikánsan csökkent (VL: 41,1%, $p=0,001$; VM: 32,8%, $p=0,009$), majd BL2 periódusban emelkedett (VL: 37,3%, $p=0,005$; VM: 33,3%, $p=0,009$). BLM2-nél a jobb

(174,4±27,7 Nm) és bal (229,0±47,9 Nm) forgatónyomaték szignifikánsan különbözött (23,8%, p=0,01).

KÖVETKEZTETÉSEK

Első vizsgálat. Bár azt feltételeztük, hogy az egyik izom fenntartott kontrakcióját és a másik oldali izom relaxációját a központi idegrendszer kettős 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. 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. Korábban 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 növekedés jelzi, 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 erő kifejtésére.

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.

Második vizsgálat. F2 vizsgálat eredményei ellentmondanak van Dieen és mtsai (2003) eredményeinek, akik az unilaterális kontrakciót követő bilaterális kontrakció alatt a

forogatónyomaték csökkenésével azonos mértékű EMG csökkenést találtak. 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 forogatónyomatékot. Ez nem volt feltétel van Dieen és mtsai (2003) vizsgálatában.

F3 esetében levonható az a következtetés, hogy a BL kontrakciót követő egyik oldali izom gyors relaxációja feltételezett növekedést eredményez a kontrakciót szabályozó szupraspinalis 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 UL kontrakciót követő másik oldali izom kapcsolódó kontrakciója.

F4 feladat eredményei azt sugallják, hogy a második BL 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. Úgy tűnik, hogy a bilaterális kontrakciót követő unilaterális kontrakció serkentő hatással van a második bilaterális kontrakcióra, amit az izmok nagyobb elektromos aktivitása is jelez.

Második vizsgálat következtetései az átmenetknél. Eredményeinkből 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. Csak részben tudunk egyetértenivan Dieen és mtsai (2003) vizsgálati eredményeiből levont következtetésekkel. 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. Másrésről a figyelem megosztás egyik jelentős oka lehet a szabályozásban beállt változásoknak, amit a tranziens változások elemzésével lehet csak kimutatni.

Eredményeink alapján a megfogalmazott hipotézisekről az alábbi döntéseket tudjuk megfogalmazni:

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

1.2. A hipotézist bizonyítottnak tekintjük.

A jobb térdfesztő 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 kifejtést követő jobb oldali térdfesztők gyors relaxálása az unilaterálisan kontrahálódó bal térdfesztő izom forgatónyomatékának átmeneti, gyors emelkedését okozta. A forgatónyomaték emelkedésének nagysága a relaxáció időbeli lefolyásának függvényében változott.

1.3. 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 kontrakcióknál számított értékkel.

2.1. A hipotézist bizonyítottnak tekintjük, mert a hagyományos vizsgálati eljárással (elkülönített kontrakciók) végzett vizsgálatnál a bilaterális térdfesztések 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. A hipotézis csak abban az esetben fogadható el, amikor a bilaterális kontrakciót az unilaterális kontrakció követte. Az unilaterális kontrakciót követő bilaterális kontrakciónál

a nem domináns oldalon megváltozott a bilaterális/unilaterális arány elsősorban a nem-domináns oldali izmok esetében.

2.3. A hipotézist bizonyítottanak 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. A hipotézist részben bizonyítottanak 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. 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 jobb oldali 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 bal oldali 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. Hipotézisünket bizonyítottunk 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. 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.

ÖSSZEFOGLALÁS

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 kifejtését 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 gátló hatását a másik oldalra akkor fejezi be, amikor aktivációs szintje csaknem eléri a maximumot.

SAJÁT PUBLIKÁCIÓK

Az értekezés témájában megjelent eredeti közlemények:

Sáfár S, Kopper B, Szakács V, Tihanyi J. (2013) Short and longlatencyresponse duetotransitionfrombilateral to unilateral contraction. *ActaPhysiolHung*, 100:1-12.

Kopper B, Csende Z, **Sáfár S**, Hortobágyi T, Tihanyi J. (2013) Musclevactivationhistoryatdifferentverticaljumps and itsinfluenceonverticalvelocity. *J ElectromyogrKinesiol*, 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 vibrationonexplosive and reactivestrengthwithdifferentresonancefrequencies. *J SportsSci*,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 tacticdifferencesbetweenEast-African and Caucasianmale 800m runnersexecutedininternationalchampionshipfinals. *Magyar Sporttudományi Szemle*, 52:12-15.

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

Tihanyi J, Costa A, Váczi 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.