

ÍZÜLETI SZÖGHELYZET-SPECIFIKUS ERŐDEFICIT ÉS EMG AKTIVITÁS A QUADRICEPS FEMORIS IZOMBAN MIKROSÉRÜLÉST OKOZÓ EDZÉST KÖVETŐEN

Fésüs Ádám¹, Fésüs Viktória², Sebesi Balázs¹, Balázs Bence¹, Gáspár Balázs¹, Varga Mátyás¹, Négyesi János³, Váczi Márk¹

¹ Pécsi Tudományegyetem, Természettudományi Kar, Sporttudományi és Testnevelési Intézet, Sportágak Elmélete és Gyakorlata Tanszék

² Somogy Megyei Kaposi Mór Oktató Kórház, Szülészeti-Nőgyógyászati Osztály

³ Department of Medicine and Science in Sports and Exercise, Tohoku University, Graduate School of Medicine, Sendai, Japan

fesusadii4@gmail.com

DOI: 10.17489/biohun/2022/1/313

Absztrakt

A korábbi kutatások igazolták, hogy a vázizom mikrosérülései erődeficitet és az izom myoelektromos (EMG) aktivitásának módosulását okozhatják.

Vizsgálatunkban feltételeztük, hogy a térdextenzorok erődeficitje, valamint a térdextenzorok és a *biceps femoris* izom EMG aktivitásának módosulása ízületi szöghelyzet-specifikus.

Tizenhét egészséges, fizikailag aktív fiatal férfi esetében vizsgáltuk elektromiográfiát és Multicont II. dinamométer segítségével, hogy miként változik a 30, 50 és 70°-os ízületi szöghelyzetben kifejtett maximális izometrikus forgatónyomaték mértéke, valamint az agonista és antagonisták izmok aktivációja egy maximális intenzitású excentrikus-koncentrikus térdextenzió edzést követően 24 órával.

A térdextenzorok izometriás forgatónyomatéka az edzés után mindhárom ízületi szöghelyzetben csökkent. Az nyomatékdeficit annál nagyobb volt, minél kisebb ízületi szöghelyzetben mértük azt. Az edzés egyetlen ízületi szöghelyzetben sem okozott változást a térdextenzorok EMG aktivitásában izometriás kontrakció alatt. A *biceps femoris* izom ko-aktivitása azonban nőtt izometriás térdextenzió alatt valamennyi ízületi szöghelyzetben. A *biceps femoris/quadriceps femoris* EMG arány nőtt 70 és 50°-os szöghelyzetű izometriás kontrakció alatt. A *quadriceps* EMG/extenziós nyomaték arány az edzés hatására a 30 és 50°-os izometriás extenzióban nőtt, 70°-os ízületi szöghelyzetnél változatlan maradt.

Kutatásunk alapján elmondhatjuk, hogy minél kisebb izomhossznál történik az izometrikus térdextenzió, annál nagyobb forgatónyomatékdeficit következik be mikrosérülést okozó edzést követően. Ugyanakkor az antagonisták *biceps femoris* izom ko-aktiváció nagyobb izomhossznál nagyobb mértékben fokozódik.

Az eredményekből arra következtetünk, hogy intenzív terhelést követően a térdízület stabilitása mind a térdextenzorok forgatónyomatékának, mind pedig az extenzor/flexor aktivitási arány tekintetében ízületi szöghelyzet-specifikusan módosul.

Kulcsszavak: quadriceps femoris, biceps femoris, forgatónyomaték, dinamométer, EMG

KNEE JOINT ANGLE-SPECIFIC STRENGTH DEFICIT AND EMG ACTIVITY IN THE QUADRICEPS FEMORIS MUSCLE FOLLOWING A SINGLE BOUT OF DAMAGING EXERCISE

Abstract

Due to the microdamage, caused by high tension in the muscle, contractile strength decreases along with the modification of the muscle's myoelectric (EMG) activity.

In the present study we hypothesized that strength attenuation of knee extensors as well as the change in knee extensor and *biceps femoris* EMG activity is joint-angle-specific.

Using a dynamometer, maximal voluntary isometric knee extension torque was measured at 30, 50 and 70° knee joint angles in seventeen healthy, physically active male participants. *Quadriceps* and *biceps femoris* EMG activity was measured during the knee extensions. All tests were repeated 24 hours after a single bout of maximal intensity eccentric-concentric knee extension exercise training performed on the same dynamometer.

As a result of the acute exercise, a substantial amount of muscle pain developed, indicating the presence of muscle damage. The isometric knee extensor torque decreased in all 3 joint angles; the smaller the joint angle was, the bigger the torque deficit was. *Quadriceps femoris* EMG activity measured at knee extensions remained unchanged after exercise. However, *biceps femoris* co-activation increased significantly in all joint angles. The *biceps femoris/quadriceps femoris* EMG activity ratio increased only at 70° and 50°. The *quadriceps femoris* EMG activity/knee extension torque ratio increased at 30° and 50° but remained unchanged at 70°.

Our results indicate that, in case of exercise induced muscle damage, the torque deficit is greater at smaller muscle length. At the same time, the antagonist co-activation increases towards when the isometric knee extension test is performed at greater muscle length.

We conclude that an acute bout of knee extensor resistance exercise induces joint-specific alterations in knee stability in terms of changes in torque and agonist-antagonist activation ratio.

Keywords: quadriceps femoris, biceps femoris, rate of torque development, dynamometer, EMG

BEVEZETÉS

Szokatlan mozgás vagy szokatlanul magas intenzitású fizikai aktivitás következtében 24-72 órán belül a vázizmokban jelentős fájdalom keletkezik, melyet I-es típusú izomfájdalomnak nevezünk.¹ A jelenséget széleskörűen dokumentálták, és ma már elfogadott az az álláspont, hogy az izom magas feszülése (első-sorban excentrikus kontrakció) következtében mikroszkopikus sérülések (mikrosérülések) keletkeznek, melyek az izomban gyulladási folyamatok indítanak el.¹

A gyulladás és a fájdalom mellett jelentős lehet az izom kontraktilitási erejének csökkenése,² mely annak tulajdonítható, hogy a sérült motoros egységek ideiglenesen nem vesznek részt a kontrakcióban. A kutatók az antigravitációs izomcsoportok esetében kisebb (~12%), a nem antigravitációs izom esetében azonban extrém (~60%) erődeficitről számoltak be.³ Amennyiben egy izomcsoport mikrosérülést szenved, csökkenhet a fizikai aktivitást végző személy funkcionális teljesítménye vagy mozgáskoordinációja, de az ízület aktív stabilizációja is módosulhat.⁴ Bármely említett módosulás emelheti a sérülések rizikóját.

Amennyiben egy mozgásforma nagy feszüléssel járó excentrikus kontrakciókat tartalmaz (vagyis erő kifejtés közben az izom hossza nő), a szarkomerek túlnyúlnak, aminek következtében az aktív izomhossz-feszülési görbe módosul.⁵ Ennek a módosulásnak a következtében az izom optimális erő kifejtési helyzete nagyobb izomhossznál következik be, vagyis egy mikrosérülést okozó edzés gyakorlat után különböző ízületi szöghelyzetekben eltérő erődeficitet tapasztalhatunk.⁵

A nagy izomfeszüléssel járó edzés gyakorlatok tehát akut erődeficitet okozhatnak, de létezik egy kompenzációs mechanizmus is, mely az erődeficit mértékét redukálhatja. Egyes tanulmányokban beszámolnak arról, hogy a mikrosérülést szenvedett izom elektromos aktivitása fokozódhat maximális erejű akaratlagos kontrakció alatt.⁶ Továbbá bizonyították azt is, hogy az ép izomban az ízületi szöghelyzet (vagyis az izom hossza) befolyásolja az ízületet mozgató izmok maximálisan akaratlagosan elérhető elektromos aktivitását.⁷ Mindezen információk alapján feltételezhető, hogy egy mikrosérülést okozó edzést követően nem csak az izom erődeficitjének mértéke, hanem elektromos aktivitásának (EMG) módosulása is ízületi szöghelyzet-specifikus lesz. Ismeretlen az is, hogy a sérülést szenvedett izom épen maradt antagonistája vajon megváltoztatja-e működését. A Golgi receptoroknak köszönhetően ugyanis egy agonista izom megfeszítésekor az antagonistá izom ko-aktivációt végez. Ha az antagonistá ko-aktiváció, és ennek következtében az agonista/antagonista EMG aktivitási arány az agonista mikrosérülései miatt megváltozik, akkor az az adott ízület stabilizációjának módosulását okozhatja.

Vizsgálatunkban kvantitatív dinamometriai és EMG méréseket végeztünk a térdextenzor és térdflexor izomcsoportoknál egy nagy intenzitású, térdextenzorokra irányuló edzés-

protokoll előtt és után. Feltételeztük, hogy az edzésprotokoll következtében kialakuló térdextenziós forgatónyomaték-deficit, valamint az extenzio agonista és antagonistá EMG aktivitás módosulások ízületi szöghelyzet-specifikusak.

MÓDSZEREK

Vizsgálati személyek

Vizsgálatunkban 17 testnevelés szakos férfi hallgató (átlagéletkor: $22,94 \pm 2,19$ év, átlag testmagasság: $181,06 \pm 7$ cm, átlag testtömeg: $80,32 \pm 9,23$ kg) vett részt. A vizsgálatban résztvevők átlagosan $13,12 \pm 4,72$ éve sportolnak különböző sportágakban (labdarúgás: 10 fő, atlétika: 4 fő, kosárlabda: 3 fő). Az egyetemi fizikai aktivitással járó kurzusok mellett átlagosan $3,76 \pm 1,52$ órát töltenek el sportági edzéssel.

A vizsgálati személyeknek sem korábban, sem a vizsgálat alatt nem volt műtétet igénylő térdízületi sérülése, amely a kutatásunkból való kizárását eredményezte volna. A vizsgálati személyek a vizsgálat megkezdése előtt beleegyező nyilatkozatot tettek, amiben nyilatkoztak többek közt arról is, hogy önként vállalkoznak a vizsgálatra. A vizsgálatot a Regionális és Intézményi Kutatás-Etikai Bizottsága engedélyezte (ügyiratszám: 7961-PTE 2019).

Vizsgálati protokoll

A vizsgálat két mérési alkalomból állt, melyek között 24 óra telt el. A mérések alkalomával meghatároztuk a térdextenzorok forgatónyomatékát, illetve a térdextenzorok és a térdflexorok EMG aktivitását. Mindkét mérési alkalom egy standardizált aerob bemelegítéssel kezdődött, ami 5 perc alacsony intenzitású, kerékpár ergométeren történő kerékpározásból (keringésfokozás) és alapos csípőízületi, illetve

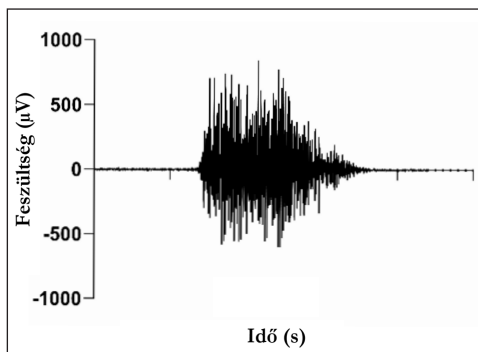
alsóvégtagi nyújtó hatású gimnasztikából állt. Az első mérést követően azonnal a vizsgálati személyek egy dinamometriai térdextenziós edzést végeztek el. Mind a méréseket, mind pedig az edziskontrakciókat csak a domináns végtaggal végezték el. Dominánsnak azt a végtagot tekintettük, amelyet a vizsgálati személyek labdarúgás során „ügyesebbik lábuknak” tekintenek. A vizsgálati személyeket megkértük, hogy a vizsgálatot megelőző 72 órában, illetve a vizsgálat alatt ne végezzenek fizikai aktivitást.

Dinamometria

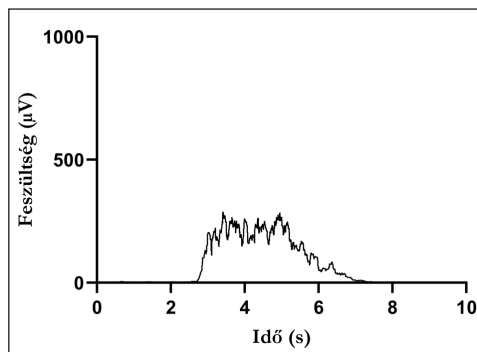
Multicont II. típusú dinamométer (Mechatronic Kft, Szeged, Magyarország) segítségével megmértük a térdextenzorok által kifejtett maximális izometriás forgatónyomatékot ülő helyzetben, 30, 50, illetve 70°-os térdízületi szöghelyzetben. A vizsgálati személyek mindhárom ízületi szöghelyzetben a maximális erő kifejtést megelőzően egy 70%-os és egy 90%-os bemelegítő jellegű próbát végeztek, felkészülve a maximális forgatónyomaték kifejtésére. Szöghelyzetenként 2-2 ismétlés maximális erejű kontrakciót hajtottak végre, melyek között 2 perc pihenőidő telt el. A két ismétlésből kapott értékek közül a magasabb értéket vettük figyelembe.

EMG

A vizsgálati személyek combjának elülső és hátsó részéről a testszőrzetet eltávolítottuk, majd a bőrfelületet alkohollal tisztítottuk. Ezt követően felületi elektródákat (Ag/AgCl, átmérő: 1 cm, elektródák középpontja közötti távolság: 3 cm) helyzetünk el a *biceps femoris*, valamint a *vastus medialis*, *vastus lateralis* és a *rectus femoris* izmokra, melyek aktivitásának átlagát tekintettük a *quadriceps femoris* izom aktivitásának. Ko-aktivációnak a térdextenzió alatt jelentkező antagonist *biceps femoris* izom EMG aktivitását tekintettük. Az elektródák elhelyezése a SENIAM (Suface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assesment of Muscles, www.seniam.org) által leírt eljárásnak megfelelően történt. Az elektródák helyét megjelöltük, ezáltal biztosítottuk, hogy a következő napon a felhelyezésük azonos helyre történjen. Az EMG jeleket telemetriás készülékkel (Noraxon, Scottsdale, USA) rögzítettük (mintavételi frekvencia: 2000 Hz), a nyers jeleket pedig a négyzetgyök-átlag módszerrel simítottuk (myoRESEARCH 3.18-as szoftver, 50 ms-os mozgó ablak). Valamennyi tesztkontrakció alatt a vizsgált izmokból nyert és simított (1. ábra) EMG csúcsértéket használtuk fel a statisztikai elemzésekhez.



a)



b)

1. ábra. Reprezentatív nyers és simított EMG.

a) Nyers EMG; b) Simított EMG

Intenzív térdextenziós edzés

A vizsgálati személyek 4 sorozat 15 ismétlésből álló térdextenzor izomcsoportot célzó edzést végeztek el, és egy ismétlés egy excentrikus és egy koncentrikus fázisból állt. A kontrakciók kiindulópontja 20°-os térdízületi szöghelyzetben volt. A vizsgálati személyeknek erőt kellett kifejteniük a karra és 50 Nm forgatónyomaték-küszöb elérésekor a dinamométer karja automatikusan elindult és állandó (60 fok/s) szögsebességgel megkezdte a térdízület behajlítását, miközben a vizsgálati személyeknek maximális erővel ellen kellett tartaniuk (excentrikus fázis). 80°-os ízületi szöghelyzet elérésekor a kar mozgásának iránya megfordult, és ugyanakkora szögsebességgel a kiinduló helyzetig mozgott, miközben a vizsgálati személyeknek maximális erőt kellett kifejteniük a dinamométer karjára (koncentrikus fázis). Az ismétlések között 2 másodperc, a sorozatok között 2 perc pihenőidő telt el.

Izomfájdalom meghatározása

Az edzés hatására keletkezett mikrosérülések kialakulásának indirekt igazolása az izomfájdalom meghatározásával történt. A vizsgálati személyeknek a második felmérés alkalmával az erőfejtés közbeni szubjektív fájdalomérzetüket egy 100 mm-es jelöletlen skálán kellett jelölniük.⁸

Statisztikai elemzés

A mért és számolt változókra átlagot és szórást határoztunk meg. A Shapiro-Wilk tesztek alapján valamennyi változó normál eloszlást mutatott. Az egyes változókban az edzés hatására bekövetkező ízületi szöghelyzet-specifikus változásokat kétszemponyos ismétléses varianciaanalízissel határoztunk meg, ahol az egyik faktor az idő (pre és post), a másik faktor pedig a térdízületi szöghelyzet (70°, 50° és 30°) volt. Szignifikáns ízületi szöghelyzet

fő hatás vagy szignifikáns interakció esetén a Bonferroni korrekciót alkalmaztuk a párosított összehasonlításokra. Statisztikai elemzéseink során a szignifikancia szintjét $p = 0,05$ -ben határoztuk meg.

EREDMÉNYEK

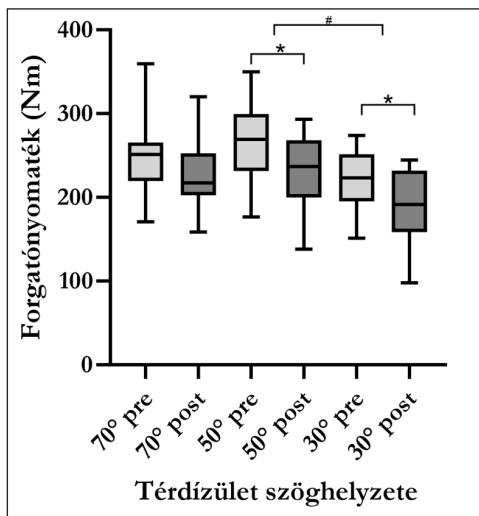
A vizsgálati személyek második tesztnapon mért szubjektív izomfájdalmának értéke $53,6 (\pm 7,2 \text{ SD})$ volt.

A térdextenzorok maximális izometriás forgatónyomatéka

A térdízület izmok maximális forgatónyomatékában szignifikáns ízületi szöghelyzet ($F = 35,4$, $p = 0,0001$) fő hatást találtunk. A 30°-ban mért forgatónyomaték mind a 70°-ban, mind pedig az 50°-ban mért forgatónyomatéktól különbözött ($p < 0,001$), függetlenül az időtől. Az idő fő hatása is szignifikáns volt ($F = 35,0$, $p = 0,0001$), vagyis az edzés forgatónyomaték-deficitet eredményezett, függetlenül az ízületi szöghelyzettől. Az idő és ízületi szöghelyzet interakciója éppen szignifikáns volt ($F = 3,6$, $p = 0,050$) (2. ábra). A post-hoc elemzések alapján a 30° és 50°-ban mért forgatónyomaték az edzés hatására jelentősen csökkent ($p < 0,05$), míg a 70°-ban mért forgatónyomaték csökkenése nem volt szignifikáns.

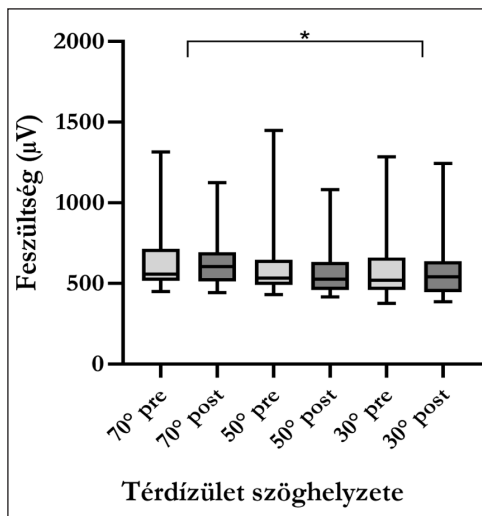
A quadriceps femoris izom EMG aktivitása

A quadriceps femoris EMG aktivitásában szignifikáns ízületi szög fő hatást találtunk ($F = 4,4$, $p = 0,020$). A post-hoc elemzés szerint a 30°-ban mért EMG aktivitás kisebb volt, mint 70°-ban ($p = 0,042$) és 50°-ban, de ez utóbbi csak megközelítette a szignifikancia értékét ($p = 0,076$) (3. ábra). Sem az idő fő hatása, sem az idő-ízületi szöghelyzet interakció nem volt szignifikáns.



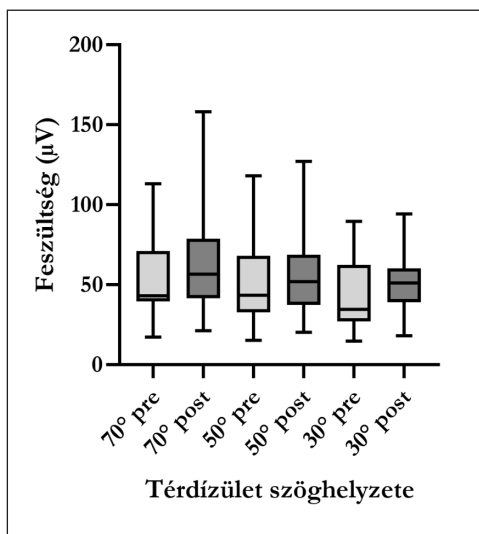
2. ábra. A térdextenzor izmok által kifejtett maximális izometriás forgatónyomaték 70, 50 és 30°-os ízületi szöghelyzetben a mikrosérülést okozó edzés előtt (pre) és után (post).
#: 30°-ban mért forgatónyomaték mind a 70°-ban, mind pedig az 50°-ban mért forgatónyomatéktól szignifikánsan különbözött

*: az edzés forgatónyomaték deficitet eredményezett 50- és 70°-ban

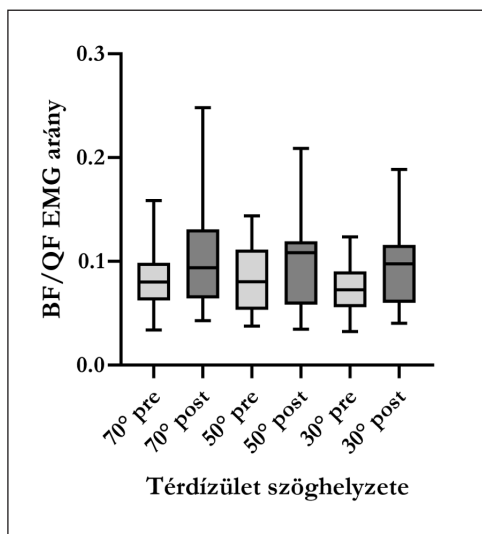


3. ábra. A quadriceps femoris izom EMG aktivitása 70, 50 és 30°-os ízületi szöghelyzetben a mikrosérülést okozó edzés előtt (pre) és után (post).

*: a quadriceps femoris izom EMG aktivitása függetlenül az időtől kisebb volt 30°-os ízületi szöghelyzetben, mint 70°-os ízületi szöghelyzetben



4. ábra. A biceps femoris izom ko-aktiváció 70, 50 és 30°-os ízületi szöghelyzetben a mikrosérülést okozó edzés előtt (pre) és után (post)



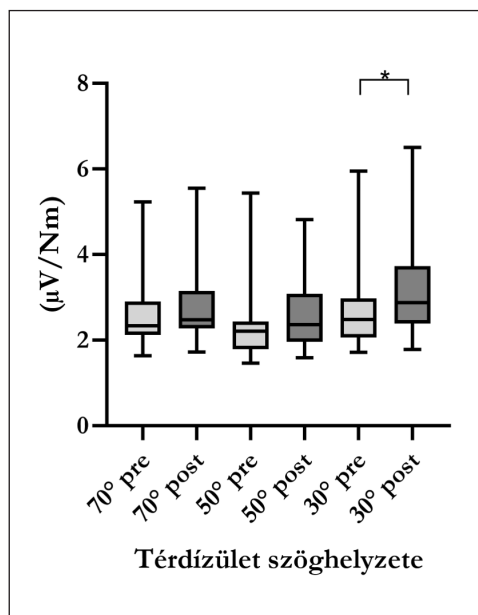
5. ábra. A m. biceps femoris / quadriceps femoris EMG aktivitás aránya 70, 50 és 30°-os ízületi szöghelyzetben a mikrosérülést okozó edzés előtt (pre) és után (post)

Biceps femoris izom ko-aktivációja

A maximális erejű térdextenziók alatt a *biceps femoris* izom ko-aktivációjában az ízületi szöghelyzet fő hatás megközelítette a szignifikancia értéket ($p = 0,084$). Sem az idő fő hatása, sem az idő-ízületi szöghelyzet interakció nem volt szignifikáns (4. ábra).

Biceps femoris / quadriceps femoris EMG aktivitás arány

A maximális erejű térdextenziók alatt mért *biceps femoris* / *quadriceps femoris* EMG aktivitás arányában szignifikáns idő fő hatás találtunk ($F = 5,47$, $p = 0,033$). Sem az ízületi szöghelyzet sem az idő-ízületi szöghelyzet interakció nem volt szignifikáns (5. ábra).



6. ábra. A *m. quadriceps femoris* EMG aktivitás / térdextenziós forgatónyomaték aránya 70, 50 és 30°-os ízületi szöghelyzetben a mikrosérülést okozó edzés előtt (pre) és után (post).

*: az edzés hatására 30 fokos ízületi szöghelyzetben szignifikánsan növekedett a *m. quadriceps femoris* EMG aktivitás / térdextenziós forgatónyomaték aránya

Quadriceps femoris EMG aktivitás / térdextenzor forgatónyomaték arány

A maximális térdextenziók alatt mért *quadriceps femoris* EMG aktivitás / térdextenzor forgatónyomaték arányban mind az ízületi szöghelyzet ($F = 65,5$, $p = 0,0001$), mind pedig az idő ($F = 11,3$, $p = 0,003$) fő hatása szignifikáns volt. Szignifikáns volt továbbá az idő és az ízületi szöghelyzet interakciója is ($F = 3,0$, $p = 0,047$).

A post-hoc elemzés szerint az edzés hatására ez a mutató szignifikánsan nőtt a 30°-os ízületi szöghelyzetben ($p = 0,005$), a másik két szöghelyzetben azonban a növekedés nem volt szignifikáns (6. ábra).

MEGBESZÉLÉS

Vizsgálatunk eredményei azt mutatják, hogy a mikrosérülések következtében a térdextenzor izmokban kisebb térdízületi szöghelyzetben, tehát nagyobb izomhossznál nagyobb forgatónyomaték deficit alakult ki (2. ábra). A deficit mellett nőtt a *biceps femoris* / *quadriceps femoris* EMG aktivitás aránya (5. ábra), ez a változás azonban nem volt ízületi szöghelyzetspecifikus. Mindkét fő eredményünk azt mutatja, hogy a *quadriceps femoris* izom sérülése következtében a térdízület aktív stabilitása megváltozott maximális térdextenzió alatt.

A térdízületet feszítő izmok által produkált maximális forgatónyomaték eltér a különböző ízületi szöghelyzetekben, függetlenül a mikrosérülések jelenlététől (2. ábra). Vizsgálatunkban nagyobb forgatónyomaték nagyobb ízületi szöghelyzetben, tehát nagyobb izomhossznál következett be (2. ábra), ami megfelel korábbi vizsgálatok eredményeinek.⁵ Gordon és munkatársai szerint nagyobb izomhossznál az aktin és miozin filamentumok optimális

átfedettsége és a nagyobb számú kereszthíd okozza a magasabb forgatónyomaték kifejtés lehetőségét a térdízületben.⁹

Sorozatos excentrikus kontrakciók során az izomban nagy feszülés keletkezik és a szarkomerek túlnyúlnak, ami az izomhosszfeszülés görbe módosulásához vezethet.⁵ Így a szarkomerek túlnyúlását követően az optimális nyomaték kifejtési helyzet nagyobb izomhossz irányába tolódik el. Ezek alapján úgy gondoltuk, hogy az edzésprotokoll hatására az erődeficit eltérő lesz különböző ízületi szöghelyzetekben. 24 órával a vizsgálatunkban alkalmazott edzésprotokollt követően 30° és 50°-ban csökkent a maximális forgatónyomaték, míg 70°-ban nem változott (2. ábra). Tehát elmondható, hogy az ízületi szöghelyzet (izomhossz) befolyásolja az edzés hatására kialakuló forgatónyomaték deficit mértékét, igazolva első hipotézisünket és Morgan⁵ elméletét.

Az ép izomzatban korábban azt is megfigyelték, hogy eltérő hossznál az izom eltérő maximális EMG aktivitást képes produkálni akaratlagos kontrakciók alatt.⁷ Ezt a mi eredményeink is alátámasztják, ugyanis az edzés előtti *quadriceps* EMG aktivitás nagyobb ízületi szöghelyzetben, vagyis nagyobb izomhossznál valóban magasabb volt (3. ábra). Ebből a megállapításból vetettük fel második hipotézisünket, vagyis, hogy a mikrosérülést szenvedett izom EMG aktivitásának módosulása is ízületi szöghelyzetspecifikus. Vizsgálatunk eredményei azonban azt mutatják, hogy bár a forgatónyomaték a kisebb ízületi szöghelyzetekben csökkent, a *quadriceps femoris* izom aktivitása valamennyi szöghelyzetben változatlan maradt (3. ábra). A két jelenség együtt azt mutatja, hogy az idegrendszeri aktivitás fennmaradt és a nyomatékdeficit egyedül miofibrilláris sérüléseknek köszönhető.

A maximális térdextenzió alatt megfigyeltük az antagonista (*biceps femoris* izom) viselkedését is. Az antagonista izom ko-aktivációja az agonista megfeszítésekor a Golgi receptroknak köszönhető, és fontos markere az érintett ízület stabilizációjának. Vizsgálatunkban feltételeztük, hogy az agonista izom mikrosérüléseivel nemcsak az agonista izom aktivitása, hanem az antagonista izmok ko-aktivitása is módosul. Bár a *biceps femoris* izom EMG aktivitás átlagai mindhárom ízületi szöghelyzetben növekedést mutatnak, ez a növekedés nem volt szignifikáns (4. ábra). Mindazok ellenére tehát, hogy sem a *quadriceps femoris* izomban sem a *biceps femoris* izomban nem történt változás a mikrosérülést provokáló edzést követően, a *biceps femoris* / *quadriceps femoris* EMG aktivitás arányában mégis szignifikáns növekedést figyelhetünk meg (5. ábra), bár ez független volt az ízületi szöghelyzettől. Mivel a két izom aktivitásának aránya meghatározza a térdízület stabilizációját, elmondható, hogy a térdízület stabilizációs mechanizmusa módosult. Ez az aktivitás növekedés meglepő, ugyanis korábbi vizsgálatok szerint általában csökkenés történik mindkét izom esetében,¹¹ melyet állatkísérletek eredményei is igazolnak. Az izomorsók érzékenységet különféle gyulladásal kapcsolatos anyagcseretermékek is előidézhetik.¹⁰

A *quadriceps femoris* izom EMG aktivitása változatlan maradt, azonban a térdextenzióban kifejtett maximális forgatónyomaték csökkent. Ez azt jelenti, hogy bár mikrosérülés jelenlétében a vázizmot érő idegi impulzusok erőssége nem változik, mégis ugyanakkora ellenállás legyőzésére képtelen, mint ép állapotban. Ezt a jelenséget vizsgálatunkban az egységnyi forgatónyomatéokra eső EMG aktivitás mértékével fejeztük ki (*m. quadriceps femoris* EMG/ térdextenziós forgatónyomaték arány). Ez az arány az edzés hatására szöghelyzet specifikusan változott: 30°-os ízületi szöghelyzetben nőtt, míg a másik két szöghelyzetben nem

változott (6. ábra). Ez természetesen annak az eredménye, hogy a kisebb ízületi szöghelyzetben (30°) volt a legnagyobb a forgatónyomaték erődeficit mértéke, a három felmért szöghelyzet esetében. Mindenesetre úgy tűnik, hogy a vizsgálatunkban alkalmazott edzésprotokoll által kiváltott csekély mikrosérülés és fájdalom nem módosította az izmot érő idegi impulzusok erejét.

Vizsgálatunkban fontos limitáció, hogy a térdflexorok maximális forgatónyomatékát és a térdflexió alatti EMG aktivitását nem mértük, és érdekes lehet annak megállapítása, hogy a térdextenzorok sérülése kialakít-e neurális gátlást a hajlítók akaratlagos erő kifejtésekor. Vizsgálatunkban továbbá nem mértünk molekuláris mikrosérülés markereket, bár az izom szubjektív fájdalomérzete önmagában mutatja, hogy az izomban gyulladásai folyamatok indultak el

mikrostrukturális változások következtében. Erőkifejtés közben egy ízület stabilitását olyan markerekkel határozhatjuk meg, mint az ízületet működtető izmok ereje, aktivitása és ko-aktivitása. Jelen vizsgálatban igazoltuk, hogy a térdextenzor izomcsoport mikrosérülése következtében, a fenti markerek tükrében a térdízület stabilitása módosul. Ez a módosulás kétféleképpen értelmezhető. Egyrészt az épen maradt térdflexor izomcsoport mellett ízületi szöghelyzet-specifikusan csökkent a térdextenzorok forgatónyomatéka annak ellenére, hogy ez utóbbi EMG aktivitása változatlan maradt. Másrészt maximális térdextenzió mellett a térdflexorok ko-aktivitása nőtt amelle, hogy a térdextenzorok aktivitása változatlan maradt. Mivel az agonista és antagonista izmok működése miatt az ízület normális stabilizációs mechanizmusa módosul, ezért az érintett ízület sérülésének kockázata fokozódhat.

IRODALOM

- Hotfiel T, Freiwald J, Hoppe MW, Lutter C, Forst R, Grim C, et al. Advances in Delayed-Onset Muscle Soreness (DOMS): Part I: Pathogenesis and Diagnostics. *Sportverletz Sportschaden Organ Ges Orthopadisch-Traumatol Sportmed.* 2018;32(4):243–50.
- Warren GL, Lowe DA, Armstrong RB. Measurement tools used in the study of eccentric contraction-induced injury. *Sports Med Auckland NZ.* 1999;27(1):43–59.
- Váczai M, Tihanyi J, Hortobágyi T, Rácz L, Csende Z, Costa A, et al. Mechanical, biochemical, and electromyographic responses to short-term eccentric-concentric knee extensor training in humans. *J Strength Cond Res.* 2011;25(4):922–32.
- Byrne C, Twist C, Eston R. Neuromuscular function after exercise-induced muscle damage: theoretical and applied implications. *Sports Med Auckland NZ.* 2004;34(1):49–69.
- Morgan DL. New insights into the behavior of muscle during active lengthening. *Biophys J.* 1990;57(2):209–21.
- Váczai M, Río-Rodríguez D, Négyesi J, Fernández Del Olmo M. Acute neuromechanical modifications and 24-h recovery in quadriceps muscle after maximal stretch-shortening cycle exercise. *J Electromyogr Kinesiol.* 2018 Jun;40:64–71.
- Arampatzis A, Karamanidis K, Stafilidis S, Morey-Klapsing G, DeMonte G, Brüggemann GP. Effect of different ankle- and knee-joint positions on gastrocnemius medialis fascicle length and EMG activity during isometric plantar flexion. *J Biomech.* 2006;39(10):1891–902.
- Lau WY, Blazevich AJ, Newton MJ, Wu SSX, Nosaka K. Assessment of Muscle Pain Induced by Elbow-Flexor Eccentric Exercise. *J Athl Train.* 2015;50(11):1140–8.

-
9. Gordon AM, Huxley AF, Julian FJ. The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibres. *J Physiol.* 1966;184(1):170–92.
 10. Pedersen J, Ljubisavljevic M, Bergenheim M, Johansson H. Alterations in information transmission in ensembles of primary muscle spindle afferents after muscle fatigue in heteronymous muscle. *Neuroscience.* 1998 Jun;84(3):953–9.
 11. Hassanlouci H, Arendt-Nielsen L, Kersting UG, Falla D. Effect of exercise-induced fatigue on postural control of the knee. *J Electromyogr Kinesiol* 2012 Jun;22(3):342-7.
-

A közlemény a Hallgatói Kiválósági Pályázat, illetve a Kriszbacher Ildikó ösztöndíj támogatásával készült.

Fésüs Ádám

Pécsi Tudományegyetem, Természettudományi Kar, Sporttudományi és Testnevelési Intézet,
Sportágak Elmélete és Gyakorlata Tanszék

H-7624 Pécs, Ifjúság útja 6.

Tel.: (+36) 70 314-7119