



Fáradás hatása a combizmok szabályozására ugróteszt során

The effect of fatigue on the control of thigh muscles during countermovement jumps

Katona Péter¹, Soós Ivett²

¹ Testnevelési Egyetem, Kineziológia Tanszék

² Nemzeti Kézilabda Akadémia

.....

Absztrakt - A neuromuszkuláris rendszer aktuális fáradtsági állapotának megfigyelésére a különböző (függőleges) felugrás-tesztek az egyik leggyakrabban alkalmazott vizsgálatok. Ezeket gyakran elektromiográfiás (EMG) mérésekkel is kiegészítik. Leggyakrabban a fáradást izolált terheléssel (egy ízületben megvalósuló terhelés) érik el, így tehát helyi fáradást (izomfáradást) idéznek elő. Vizsgálatunk célja az általános fáradás (izom- és idegrendszeri vagy központi fáradás) hatásának vizsgálata volt. 13 egészséges résztvevő a teszt során a countermovement ugrásokat (CMJ) végzett. Az ugrások magasságát erőplaton vizsgáltuk, továbbá az ugrások során a rectus femoris és a semitendinosus izmok elektromos aktivitását EMG-vel mértük. Ezután következett a fáradási protokoll, amely során a vizsgált személyeknek kerékpár ergométeren kellett elérniük a maximális pulzusszám 85%-át, fokozatosan növekvő ellenállás mellett. A kezdeti ellenállás 50 watt volt, amelyet 2 percenként 25 wattal növeltünk a célpulzusig. A célpulzus elérése után a felugrás teszt újbóli megismétlése következett. A mérés során az ugrás magasságát, továbbá EMG által detektált átlag- és mediánfrekvenciát vizsgáltuk fáradás előtt, illetve után. Nem találtunk szignifikáns eltérést egyik változóban sem a fáradási protokollt megelőző és követő időpontokban végzett mérések esetén. Eredményeink arra utalnak, hogy az általános fáradásnak nagyobb hatása van az ideg-izomrendszertől különböző rendszerekre az emberben, mivel az általunk alkalmazott fáradási protokoll hatására nem volt változás a megfigyelt izmokhoz érkező idegrendszeri jelben illetve a felugrási magasságban.

Kulcsszavak: fáradás, mozgásszabályozás, EMG, CMJ

Abstract - The countermovement jump (CMJ) supplemented by electromyography (EMG) is a common monitoring tool used to observe the status of the neuromuscular system (NMS). The studies usually evoke fatigue during an isolated task (e.g. knee extension-flexion in a weight machine), so they cause local fatigue in the muscles. Our aim was to investigate the effect of a more general state of fatigue on the NMS. Thirteen young subjects performed 6 CMJ on a force plate before and after cycling on an ergometer. The load on the ergometer was 50 W in the beginning and it was raised in every 2 minutes by 25 W. The task was implemented until the individual reached 85% of his/her maximal heart rate. During the CMJs EMG of the rectus femoris and the semitendinosus muscles were also recorded from both lower limbs. The jump heights, mean and median frequencies of the EMG were then calculated and compared for the first and second CMJ trials (pre and post fatigue). We found no significant differences in any examined variables. Our findings suggest that the generalized fatigue has a more potent effect on other systems in the humans than on the neuromotor system, because after our fatigue protocol there was no difference in the neural drive to the observed muscles or the jump height.

Keywords: fatigue, motor control, EMG, CMJ



Bevezetés

Az élsportban kiemelten fontos a magas szintű teljesítmény minél tovább való fenntartása. A fáradás mérése és megjelenésének előrejelzése illetve a fáradás hátterében lévő okok vizsgálata egyre intenzívebb kutatómunka tárgyává vált. Legtöbbször a fáradás mértékét szubjektív értékelés alapján határozták meg, vagy terhelés-élettani vizsgálatok során bizonyos paraméterek határértékei alapján, ezek azonban személyenként nagy eltérést mutathatnak. Biomechanikai mérések segítségével azonban a fáradás mértékét mérve objektív értékekhez kapcsolhatjuk.

Irodalmi adatok alapján elmondható, hogy a fáradás nem egyetlen mechanizmus eredményeként jön létre, hanem több folyamat összessége okozza a teljesítmény romlását (Enoka 1988). A különböző mozgásfeladatok a szervezetben különböző fiziológiai folyamatokra jelentenek megterhelést, ezek közül a legfontosabbak: központi idegrendszeri jel, a motoros egységek aktivitási mintázata, ideg-izom ingerület áttevődés, ingerület-kontrakció áttevődés az izomban, anyagcsere, intracelluláris környezet állapota, kontraktilis elemek állapota és az izom vérellátása. Ezek közül vannak amelyeket igen nehéz vizsgálni non-invazív módon (például az izomsejten belüli folyamatok). A központi idegrendszeri jel és az ideg-izom ingerület áttevődés vizsgálatára jól használható módszer az elektromiográfia (EMG). Fáradásvizsgálatok során az EMG-jel medián- és átlagfrekvenciáját használják leggyakrabban (De Luca és mtsai 1986, Horváth és Fazekas 2003, Wang-Price és mtsai 2017). Gyakran felugrás-teszteket használnak a fáradás mértékének meghatározására, ha nem áll rendelkezésre megfelelő műszer vagy nagy mintán végzik a vizsgálatot (Gathercole és mtsai 2013). Ilyenkor a felugrási magasságot használják, mint a fáradás mértékének jellemzésére használt paramétert. Egy másik gyakori vizsgálati típus a kontrakciót megelőző előfeszülés és az ehhez köthető izom elektromos aktivitás vizsgálata fáradás előtt és után (Kamelska és Kot 2018).

Kutatásunk célja a fáradás mértékének mérése volt, különböző módszerekkel és azok összehasonlítása. A megfelelő terhelési protokoll alatt több eszközzel mértük a vizsgált személyek fáradását, annak érdekében, hogy pontos képet kapjunk a mozgatórendszer fáradásáról. Mérésünk során azt feltételeztük, hogy aerob terhelés hatására

változás figyelhető meg funkcionális (CMJ) és elektromiográfias fáradási mutatókban.

Módszer

Vizsgálati személyek

13 egészséges résztvevő vett részt a vizsgálatban (8 nő), átlagéletkoruk 26,07 év, mindannyian a Testnevelési Egyetem hallgatói. A mérés megkezdése előtt, minden résztvevő szóbeli tájékoztatást kapott a vizsgálat menetéről, továbbá írásban hozzájárultak a kutatás elvégzéséhez és az eredmények felhasználásához.

A vizsgálatban használt mérőműszerek, módszerek

A mérésekre a Testnevelési Egyetem Biomechanikai Laboratóriumában került sor. Az EMG mérések mindkét láb egyenes combizmán és féliginas izmán történtek. A mérések előtt a bőrt szőrtelenítettük, az elhalt hámsejteket eltávolítottuk és a zsírréteget csökkentettük speciális dörzspapírral és a bőrfelület alkoholos letisztításával. Ezt követően felhelyeztük az öntapadó elektródákat a vizsgált izmokra. A vizsgálatot a TelemetryMini 16 EMG készülékkel végeztük el. Az elektróda által detektált jeleket számítógéppel, Noraxon MyoResearch Master Edition 1.08.27 szoftver segítségével rögzítettük. A tiszta jelminőség érdekében kiszűrtük a zavaró környezeti jeleket (sávszűrő és sávzáró-szűrő alkalmazásával). Ezt követően, a szoftver számításai alapján meghatározta az átlag- és mediánfrekvenciát.

KISTLER 3D erőmérő plató

A felugrási magasság meghatározásához az alanyok countermovement-jump (CMJ) gyakorlatot végeztek (Clark és mtsai 2015), ennek mérése a KISTLER 3D erőmérő platót használtuk. A CMJ gyakorlat során a levegőben eltöltött időt határoztuk meg az erőplató segítségével, majd kiszámítottuk az ugrás magasságát méterben.

Kettler E7 kerékpár ergométer

Bemelegítés eszközeként, továbbá a dinamikus fáradás elérése érdekében Kettler E7 ergométert használtunk. Az eszközön az ellenállás fokozatosan állítható. Az anaerob zóna elérése a kerékpár ergométeres vizsgálatok tekintetében hamarabb következik be, mint a futószalagos vizsgálatoknál, mivel kisebb izomtömeget mozgósítanak. Előnye

még, hogy a felsőtest mozdulatlansága révén további mérések végezhetőek (Pavlik 2011).

POLAR M400 HRM aktivitásmérő és GPS-es sportóra és H7 pulzusmérő öv

A vizsgálat során a résztvevők a POLAR M400 HRM aktivitásmérő és GPS-es sportórát és a hozzá tartozó H7-es típusú pulzusmérő övet viselték. A pulzusmérő öv és óra lehetővé tette a pulzusszám értékek folyamatos nyomonkövetését, ezáltal a meghatározott célpulzus pontos elérését.

Vizsgálati protokoll

A feladat elvégzésének megkezdése előtt a vizsgálati személyek 15 perces dinamikus bemelegítést végeztek, amely egy öt perces izületi átmozgatásból, valamint egy tíz perces állandó intenzitáson végzett ciklikus mozgásból állt. Ezt követően az alanyok begyakorolták a CMJ mozgásmintát. Ezután az EMG elektródák felhelyezése következett. Ezután a vizsgálati személyt arra kértük, hogy álljon az erőplató mellé, majd vezényszóra lépjen az erőplatóra a megfelelő kalibrálás érdekében. Ezt követően miután újabb szóbeli utasítást kap, végezze el a CMJ felugrást, majd lépjen le a mérőeszköztől. A felugrás nyújtott kiinduló helyzetből indult, csípőre tett kézzel. A súlypont csökkentése egyénileg változó volt, külön nem volt meghatározva annak mélysége. A mérést hat alkalommal végeztük el, a hat felugrás során nyert adatok átlagát használtuk a továbbiakban (Claudino és mtsai 2017). A hat mérés során kértük a vizsgálati személyt, hogy maximális intenzitással végezze el mindegyik ugrást.

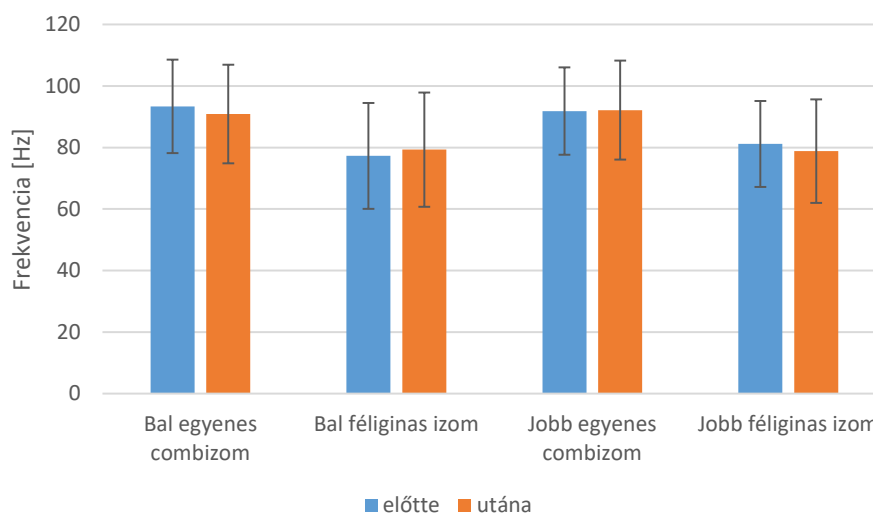
Az első mérést követően a vizsgált személyről eltávolítottuk a vezetékeket. A pulzusmérő öv felvétele után az ergométeren kellett kerékpározniuk a célpulzusig, folyamatosan növekvő ellenállás mellett. Az ellenállás kiinduló értéke 50 watt volt, amelyet két percenként emeltünk 25 wattal addig, amíg a vizsgálati személy el nem érte a célpulzust. A fáradás elérése érdekében célérték a maximális pulzusszám 85 százalékánál határoztuk meg. A célpulzus kiszámításához a Karvonen formulát használtuk $((220 - \text{életkor}) \times 0,85)$, mivel jelenleg is folynak kutatások e képlet különböző változataival kapcsolatban, mi az eredetit alkalmaztuk (She és mtsai 2015). A terhelés után a mérés újbóli megismétlése következett (Clark és mtsai 2015).

Adatfeldolgozás

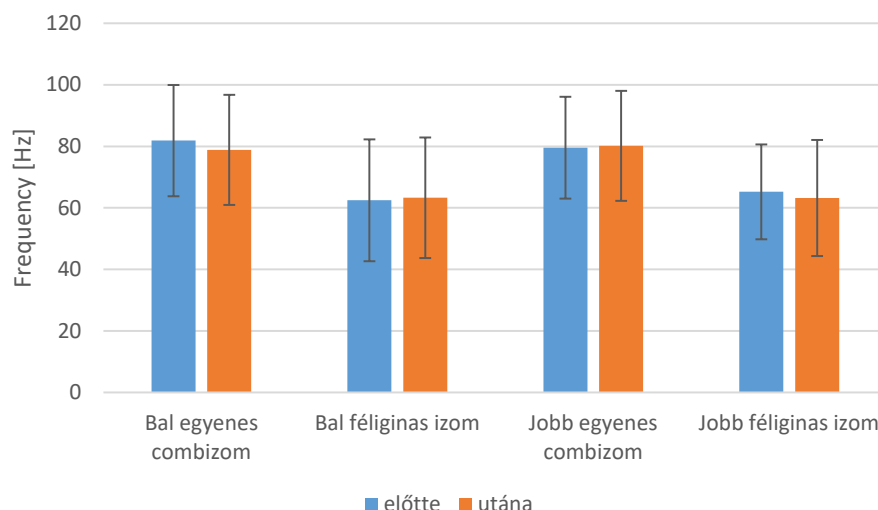
Az EMG szoftver által megadott értékeket, továbbá az általunk kiszámolt funkcionális eredményeket Microsoft Excel táblázatban rögzítettük. A statisztikai vizsgálatokhoz a STATISTICA 12 programot használtuk. Az adatokon normalitásvizsgálatot végeztünk, ami alapján az adatok normális eloszlásúnak bizonyultak, így egymintás t-próbát alkalmaztunk.

Eredmények

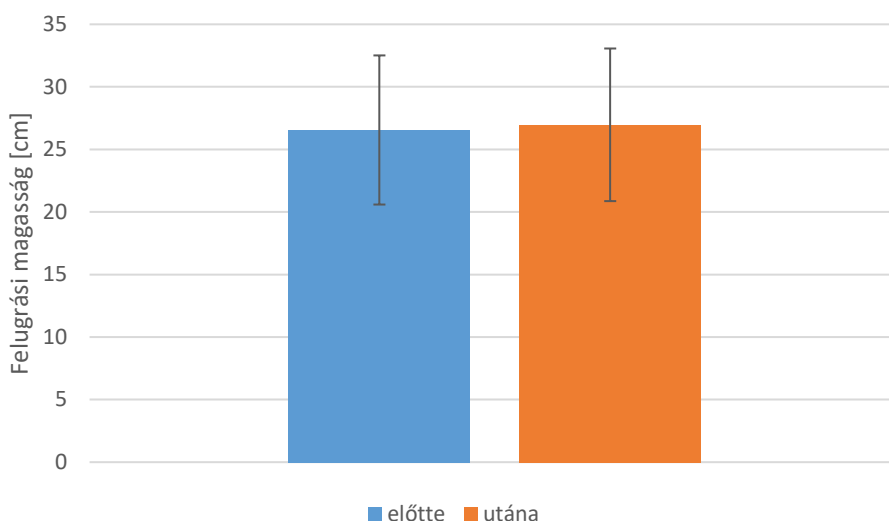
A CMJ teszt során mért felugrási magasságban, továbbá a féliginas és egyenes combizmok EMG átlagfrekvencia és mediánfrekvencia értékei között nem találtunk szignifikáns eltérést az ergométeres terhelés előtt és után.



1. ábra Az egyenes combizom és a féliginas izom átlagfrekvenciák átlaga CMJ alatt a fáradási protokoll előtt és után az összes vizsgálati személyre vonatkozóan (átlag \pm sd).



2. ábra Az egyenes combizom és a féliginas izom mediánfrekvenciák átlaga CMJ alatt a fáradási protokoll előtt és után az összes vizsgálati személyre vonatkozóan (átlag ± sd).



3. ábra Felugrási magasság a CMJ-teszt alatt a fáradási protokollt megelőzően és azután (átlag ± sd).

Megbeszélés

A szakirodalomban a függőleges felugrás magasságának csökkenése a fáradás megjelenésének egyik leggyakrabban használt mutatójaként ismert (Claudino és mtsai 2017), azonban ez a változó sok esetben önmagában nem releváns a fáradás változásának meghatározásához. Ezt bizonyítja például Gathercole és munkatársai (2013) által végzett vizsgálat, amely során a viszonyítási pontként használt CMJ változók megmérése után minimum 3 nappal anaerob (20 méteres sprintek) fáradási protokollt alkalmaztak a megismételt CMJ teszt előtt. A felugrási magasságban kis eltérés volt

megfigyelhető fáradás hatására (10% csökkenés) és arra következtettek, hogy több változó figyelembe vétele javasolt a fáradás meghatározásához, a fáradás mértékének pontosabb megismerése érdekében, ha a CMJ tesztet használják ehhez. Vizsgálatunk során mi aerob terhelést alkalmaztunk (folyamatos kerékpározás a maximális pulzusszám 85%-áig), a vizsgálati személyek közvetlenül a fáradási protokoll előtt és után végezték a CMJ tesztet. Feltételezésünk szerint legalább két különböző okra vezethető vissza, hogy nem találtunk változást a felugrási magasságban. Egyrészt az általunk alkalmazott fáradási protokoll aerob terhelés volt, döntően nem a vizsgált izmok szintjén okozott az

izmok teljesítményét korlátozó hatást, hanem a terhelés az egész testben zajló folyamatok működését befolyásolta, így kiváltva a fáradást. Másrészt a vizsgálati személyek nem voltak gyakorlottak a CMJ teszt kivitelezését illetően (ellentétben a Gathrecole és munkatársai által elvégzett vizsgálat esetében). Előbbi ok egyben célunk is volt. Ha egy mozdulatot (például CMJ) egymás után sokszor elvégzünk maximális akaratos intenzitással, bizonyos idő után csökkeni fog a mozdulat során leadott teljesítmény (emiatt például a CMJ felugrási magassága), ez a résztvevő izmok fáradásának következménye. Azonban ha egy teljesen más mozdulatot végzünk (például térdhajlítás ülésben, ellenállással szemben) maximális teljesítményünket legfeljebb kis mértékben korlátozza a korábbi gyakorlat. Hasonlóan kis eltérést tapasztalhatunk a maximális teljesítményt illetően, ha a fáradást nem maximális akaratos aktiváció(k) által érzük el, ahogy ez vizsgálatunkból kiderült. Mindezek alapján, ha ki szeretnénk mutatni a fáradást, ami nem lokális, a vizsgálat során alkalmazott mozgásformában résztvevő izmok szintjén jelentkezik, meg kell fontolni, hogy milyen protokollt alkalmazunk. Vizsgálatunk és az irodalmi adatok alapján arra következtetünk, hogy a CMJ felugrási magasságának (és egyéb paramétereinek) változása csak abban az esetben használhatóak a fáradás detektálására, ha a fáradás is hasonló mozgásforma (az alsó végtag extenzorait érintő anaerob munka) hatására jelentkezik, mivel aerob kerékpározó terhelés hatására nem változott a CMJ során mért felugrási magasság.

Eredményeink alapján az elektromiográfiás fáradási mutatókban sem történt változás. Az EMG medián (és átlag) frekvencia értéke (főleg nagy erejű) izommunka során, fáradás megjelenésekor csökkenést mutat (De Luca és mtsai 1986), ezért ezeket szokták használni izomelektromos vizsgálatok során a fáradás detektálására. Wang-Price és társai (2017) derékfájdalommal küzdők körében vizsgálták a lumbális izmok fáradását törzsextenzió alatt. Kutatásukban a vizsgálati személy alsótestét rögzítették és arra kérték, hogy addig tartsák felsőtestüket megfeszítve, míg el nem fáradnak. A hosszan fenntartott izom kontrakció változást eredményezett a fáradási indexben, a medián- illetve átlagfrekvenciában. Saját vizsgálatunkban rövid (1 másodpercnél rövidebb ideig tartó) kontrakciók alatt mért EMG adatok medián és átlagfrekvenciáját vizsgáltuk, és nem találtunk különbséget

ezekben aerob terhelés hatására jelentkező fáradást megelőzően és ez után. Eredményeink és az irodalmi ismeretek alapján arra a feltételezésre jutottunk, hogy amennyiben a kontrakció időtartalma rövid (<1 másodperc), akkor az elektromiográfiás fáradási mutatókban nincs szignifikáns eltérés, míg hosszabb izom kontrakció alatt megfigyelhető a változás, azonban ennek bizonyítása további méréseket igényel. Ezek alapján arra következtetünk, hogy a hosszantartó kontrakciók során megfigyelt változás az EMG mediánfrekvenciájában azért nem figyelhető meg saját adatainkban, mivel ez a fenntartott kontrakciót végző izmokban lezajló változások okozta teljesítménycsökkenést kompenzálni szándékozó idegrendszeri szabályozás megváltozásának mérhető eredménye. Ha a fáradás nem lokálisan, a vizsgált izmokban jelentkezik, akkor az ezeket az izmokat elérő idegi jel átlag- illetve mediánfrekvenciája nem változik, így a fáradás kimutatására ilyenkor ezek a mutatók nem használhatóak.

Összefoglalásképpen elmondhatjuk, hogy a jelenleg használt objektív biomechanikai paraméterek, melyekkel detektálható a fáradás, csak pontosan meghatározott körülmények közt használhatóak. További kutatás szükséges egy olyan módszer kidolgozásához, amivel nem csak lokálisan, az izmok szintjén, hanem általánosságban is megállapítható a neuro-motoros rendszer fáradtsági állapota, melynek segítségével kiegészíthetővé válnak a jelenleg is használt élettani (spirometriás) mérések során nyert ismeretek.

Irodalomjegyzék

1. Enoka R. M. (1988): *Neuromechanical Basis of Kinesiology*. Human Kinetics Publishers, Champaign,
2. Clark M., Lucett S., Kirkendall D.T. (2010): *NASM's Essentials of Sports Performance Training*. Jones and Bartlett Publishers, Burlington, ISBN: 0781768039
3. Claudino J. G., Cronin J., Mezenico B., McMaster D. T., McGuigan M., Tricoli V., Amadino A. C., Serrao J. C. (2017) *Journal of Science and Medicine in Sport*, 20, 397-402.
4. De Luca C. J., Sabbahi M. A., Roy S. H. (1986): Median frequency of the myoelectric signal. *European Journal of Applied Physiology*, 55, 457-464
5. Gathercole R., Sporer B., Stellingwerff T., Sleivert G. (2013): *Alternative*

- Countermovement-Jump Analysis to Quantify Acute Neuromuscular Fatigue. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 10, 84-92.
6. Horváth M, Fazekas G. (2003): Assesment of Motor Impairment with Electromyography – The Kinesiological EMG. *Journal of Clinical Neuroscience*, 56, 360-369.
 7. Kamelska A. M., Kot B. (2018): The effect of motor learning and fatigue on pre-activation of the lower extremity muscles during different jumps. *The Journal Of Sports Medicine And Physical Fitness*, 58, 1592-1601.
 8. Pavlik G. (2011): Élettan-sportélettan. Medicina Könyvkiadó Zrt., Budapest, ISBN: 9789632263410
 9. She J., Nakamura H., Makino K., Ohyama Y., Hashimoto H. (2015): Selection of suitable maximum-heart-rate formulas for use with Karvonen formula to calculate exercise intensity. *International Journal of Automation an Computing*, 12, 62-69.
 10. Wang-Price S., Almadan M., Stoddard C., Moore D. (2017): Recovery of Hip and Back Muscle Fatigue Following a Back Extension Endurance Test. *International Journal of Exercise Science*, 10, 213-224.