

SZUBMAXIMÁLIS IZOMETRIKUS KONTRAKCIÓ ALATT BEKÖVETKEZŐ FÁRADÁS HATÁSA A MOTOROS EGYSÉGEK AKTIVÁCIÓJÁRA A KÖNYÖKHAJLÍTÓ IZMOKBAN

Hegedüs Ádám, Tuza Kornélia, Katona Péter, Kopper Bence, Tihanyi József

Testnevelési Egyetem

adam.hegedus.tf@gmail.com

DOI: 10.17489/2018/2/06

Absztrakt

Egy adott izom elektromos aktivációs szintje a kontrakció során felületi EMG-vel (sEMG) vizsgálható. A kontrakció közben rögzített adatok frekvencia alapú elemzése lehetővé teszi a különböző izomrost típusok aktivációs szintjének megkülönböztetését. Kutatásunkban arra kerestük a választ, hogy hogyan befolyásolja a közepes mértékű terhelés a különböző tüzelési frekvenciájú motoros egységek aktivációs szintjét. A vizsgálatban a Testnevelési Egyetem II hallgatója vett részt. A vizsgált izom a biceps brachii volt izometriás körülmények között, 90 fokos könyök ízületi szöghelyzetben. Első lépésként ebben a szöghelyzetben felmértük az izometriás maximumukat (MVC), majd meghatároztuk az erő 65%-át és ennek megfelelő súlyzót kellett a személyeknek 90 fokos könyök ízületi szöghelyzetben megtartaniuk teljes kifáradásig. Miután a személyek letették a súlyt, azonnal elvégeztek egy MVC-t 10 másodpercig. A domináns oldali biceps brachii elektromos aktivitását rögzítettük a terhelési protokoll, illetve az azt követő maximális izometriás kontrakció alatt. A Noraxon MyoResearch Master Edition software alkalmazásával 20 Hz-es lépcsőkben határoztuk meg az adatok frekvenciaspektrum intenzitás eloszlását 0-260 Hz között, emellett rögzítettük a frekvenciák átlagát és mediánját. A terhelési protokollból 3 ablak került kivágásra: első 5 mp (A1), középső 5 mp (A2) és utolsó 5 mp (A3), illetve a MVC alatt mért aktivitást (MAX) használtuk a statisztikai analízishez. Eredmények azt mutatják, hogy az idő előrehaladtával, vagyis a fáradás mértékének növekedésével (A1-től a A3-ig) az alacsony frekvenciájú motoros egységek aktivitása szignifikánsan nő (0-20 Hz, 20-40 Hz) míg a magas frekvenciájú motoros egységek aktivitása, meglepő módon (60-80 Hz, 80-100 Hz) szignifikánsan csökken. Az eredmények alapján az a tendencia vonható le, hogy a fáradás izometriás kontrakciónál szubmaximális terhelést alkalmazva az alacsony frekvenciájú motoros egységek aktivációs szintjét megnöveli, míg meglepő módon az aktiváció elején a csak részben bekapcsolt magasabb frekvenciájú motoros egységek aktivitása csökken. Következésképp a teljes kifáradásig végzett aktivitás nem eredményezi a magas tüzelési frekvenciájú rostok magasabb aktivációját a mozgás végén, vagyis amint a fáradtság növekszik az alacsonyabb aktivációs frekvenciájú motoros egységeknél izometriás kontrakció közben, a magasabb aktivációs frekvenciájú motoros egységek nem veszik át a szerepüket, vagy segítik azokat. Ez egy hosszan végzett aerob aktivitás során, például egy hosszabb futó vagy úszó versenyszám végén – nevezzük befutónak vagy hajrának – jelentős szerepet játszhat a végső eredményben. További vizsgálatok szükségesek annak kiderítésére, hogy a magas frekvenciájú motoros egységek aktivitása emelkedik-e a befutó során dinamikus kontrakciók esetén, mint ahogyan azt elvárnánk.

Kulcsszavak: felületi EMG, motoros egység, frekvencia analízis, biomechanika

The effect of submaximal isometric contraction on fatigue and motor unit recruitment in human elbow flexor muscles

Abstract

Motor unit muscle activation can be measured during muscle contraction with the usage of electromyography and frequency analysis of the recorded data. The aim of our study was to determine how motor units behave under a submaximal isometric load executed until total exhaustion. 11 healthy students of the University of Physical Education participated in the study. We measured participants' right elbow flexor muscle's myoelectric activity with surface electromyography (sEMG). Their maximal voluntary contraction (MVC) force and EMG was recorded in a 90 degrees flexion of the elbows. 65% of the MVC was calculated, and with this load participants had to sustain a 90 degrees isometric flexion as long as they could. After a frequency analysis Noraxon MyoResearch Master Edition software made frequency bands of 20 Hz, between 0-260 Hz, and recorded the mean and median frequencies. 3 windows were cut from the fatiguing protocol: first 5 seconds (A1), middle 5 seconds (A2), last 5 seconds (A3). T-test for independent samples was used for determining the differences. The results show, that as the protocol progressed in time and the effect of fatigue increased (from A1 to A3) the activity of low frequency motor units significantly increased (0-40 Hz) while activity of high frequency motor units (60-260 Hz) significantly decreased. Our results show, that as fatigue occurs the lower intensity isometric contractions increase the activation level of the low frequency motor units, while at the beginning of the activation semi-activated higher frequency motor units activation level will decrease. From the practical perspective this means that as fatigue increases in the lower activation level motor units, the higher activation level units will not take over and contribute in the contraction. In long distance aerobic activities, the last part of the race – called the run-in – is an important phase. Further studies should be made whether or not activity of the high frequency motor units increase during the run-in as we would expect.

Keywords: surface EMG, motor unit, frequency analysis, biomechanics

1. Bevezetés

A neuromuszkuláris szabályozási folyamat funkcionális egysége a motoros egység. Egy motoros egységhez egy darab motoneuron tartozik és az izomrostok, amiket innervál. Egy motoneuronhoz lehetséges, hogy csak pár, de akár több száz izomrost is tartozhat. A motoros axon aktivációja stimulálja az összes hozzá tartozó rostot. Az összes rost, ami egy motoros egységhez tartozik szinkronizált, és a „mindent vagy semmit” elv alapján működik.¹ Az erő kifejtés szabályozása az izomban két módon valósulhat meg: toborzás (recruitment) eredményeképp és az ingerlés frekvenciájának változtatásának hatására.² A toborzás az izmon belül a különböző motoros egységek aktiválását jelenti. Élettani kutatások három fontos tulajdonságát különítették el a toborzásnak. A motoros egységeknek van egy olyan tulajdonságuk, hogy csoportokban kapcsolódnak be.¹ Továbbá azt is megmutatták a vizsgálatok, hogy nem teljesen szinkronizált módon kapcsolódnak be. Eltérő motoros egységek más időpillanatban kapcsolódnak be. Egyes vizsgálatok kimutatták, hogy, az erőfelfutás meredekségét befolyásolja, ha szinkronizáljuk a motoros egységeket,³ de ha a szinkronizáció túl nagy mértékű, akkor ez összefüggésbe hozható betegségekkel (Parkinson-kór), vagy teljes kifáradással (az utolsó ismétlés egy nehéz súlyzós gyakorlatban). Valószínűsíthető, hogy a szabályozás ennél sokkal bonyolultabb, mert kereszt irányú kapcsolatok a párhuzamos lefutású izmokban lehetővé teszik, hogy az éppen feszülésben lévő rost megváltoztassa a körülötte levő rostok feszülését.^{4,5} Az erő kifejtés szabályozásában jelentős folyamat a méret elv.^{6,7} A motoros egységek csak egyféle típusú izomrostot idegeznek be, ezért az adott rosttípusnak megfelelően kapcsolódnak be. A magas tüzelési frekvenciájú motoros egységek gyorsan fejtik

ki a feszülést, és magas az erő kifejtésük, miközben gyorsan kifáradnak, ezekhez a frekvenciákhoz rendeli a tudomány a gyors, IIa és IIx típusú rostokat, az alacsony tüzelési frekvenciájú rostok kontrakciós tulajdonságai pedig ennek pont az ellenkezőjét mutatják, ezeket a rostokat nevezik lassú, I-es típusú rostoknak. A méret elv azt állítja, hogy az erő kifejtés nagyságával párhuzamosan egyre több, és magasabb tüzelési frekvenciájú motoros egység kapcsolódik be.⁸⁻¹⁴ Mind a toborzás, mind az ingerlés frekvenciájának változtatása hatással van az erő kifejtés mértékére. Azt találták, hogy a toborzás a maximális erő 50%-ig, utána pedig dominánsan az ingerlés frekvenciájának növelésével érhető el erő növekedés.¹⁵

2. Célkitűzés

Vizsgálatunk célja, hogy megállapítsa, miképp alakul a különböző tüzelési frekvenciájú rostok aktivációja a terhelési protokoll hatására, miközben célunk az izmok teljes kifárasztása szubmaximális terhelés alkalmazásával.

Feltevésünk szerint mind a magas, mind az alacsony tüzelési frekvenciájú rostok aktivitása nőni fog a fáradás eredményeképp. Feltételezéseink igazolására két hipotézist állítottunk fel: első hipotézisünk szerint alacsony intenzitású (MVC 65%) izometriás terhelés hatására a biceps brachii izomban az alacsony tüzelési frekvenciájú motoros egységek aktivitása szignifikánsan nő a fáradással összhangban.

Második hipotézisünk szerint alacsony intenzitású (MVC 65%) izometriás terhelés hatására a biceps brachii izomban a magas tüzelési frekvenciájú motoros egységek aktivitása szignifikánsan nő a fáradással összhangban.

3. Anyagok és módszerek

3.1. Résztevők

A Testnevelési Egyetem 11 hallgatója vett részt a vizsgálatban (6 férfi, 5 nő, kor: $21,63 \pm 1,6$ év; magasság: $174,81 \pm 5,09$ cm; súly: $69,45 \pm 6,78$ kg). A résztvevők jó fizikai kondícióban voltak, de nem voltak élsportolók, korábbi sérülésük a felső végtagokban nem volt. Az összes résztvevőt tájékoztattuk a vizsgálat menetéről szóban, valamint egy beleegyező nyilatkozatot is aláírtak. Minden vizsgálat a humán vizsgálatokat szabályozó Helsinki Nyilatkozatban leírtakkal összhangban történt, a vizsgálatot a Testnevelési Egyetem Etikai Bizottsága engedélyezte.

3.2. Előkészületek

Az sEMG jeleket a résztvevők jobb biceps brachii izmán rögzítettük. Az EMG jelek méréséhez Telemetry Mini 16 EMG-t használtunk, Skintact F 55 unipoláris felszíni elektródákkal. Első lépésként a bőr felületi feszültségét 5000Ω alá kellett csökkenteni a mérés helyén. Ehhez leborotváltuk a szőrt, majd az elhalt felső hámréteget dörzspapírral távolítottuk el, végül alkohollal mostuk le az érintett bőrterületet.¹⁶ A felületi elektródákat felhelyeztük az izomhasra az ín és a motoros pont közé a SENIAM nemzetközi protokoll ajánlásainak megfelelően a biceps brachii izomra.¹⁷ A föld elektródát a könyökre helyeztük. A jelek regisztrálására és az adatfeldolgozásra Noraxon MyoResearch Master Edition szoftvert használtunk. A MVC 65% terheléshez női olimpiai súlyemelő rudat, illetve 1,25-10 kg közötti súlytárcsákat használtunk.

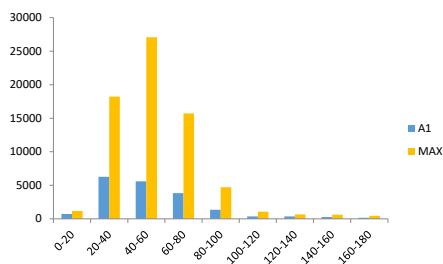
3.3. Protokoll

Azért, hogy kontrollált terhelés alkalmazásával tudjuk vizsgálni a motoros egységek

aktivációját maximálisnál kisebb izometriás terhelés során, első lépésként megmértük a résztvevők könyökhajlító izmainak MVC-ét 90 fokos szöghelyzetben. A vizsgált személyeknek meg kellett fogni egy a talajhoz keletben rögzített rudat, melyet úgy rögzítettük, hogy az alanyok 90 fokos könyök ízületi hajlítással tudják megfogni, kezük supinált helyzetben volt. Arra kértük őket, hogy maximális erő kifejtésre törekedjenek. A kontrakció közben Kistler erőplató alkalmazásával megmértük a személyek MVC-át.

A kapott adatokból meghatároztuk minden résztvevő személyre szabott MVC 65%-át, majd ezt a súlyt egy súlyemelő rúd és súlytárcsák segítségével állítottuk be. A résztvevőkre felhelyeztük az elektródákat, és arra kértük őket, hogy a rudat 90 fokos könyök ízületi szöghelyzetben tartsák teljes kifáradásig. A domináns oldali biceps brachii izom EMG jeleit rögzítettük. Miután teljes kifáradási protokollt végrehajtották a vizsgálati személyek, azonnal egy MVC-t kellett végrehajtaniuk 90 fokos szöghelyzetben, 10 másodpercig. Az sEMG jeleket a teljes fáradási protokoll, valamint az MVC alatt rögzítettük.

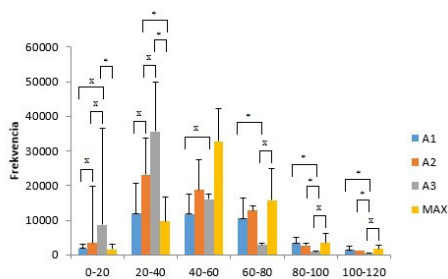
Az sEMG jelek feldolgozásához Noraxon MyoResearch Master Edition szoftvert használtunk. Frekvenciaalapú feldolgozást végeztünk. A 20 Hz alatti és 350 Hz feletti, valamint az 50-60 Hz közötti frekvenciatartományokat szűrtük a jeltisztaság érdekében. A fáradási protokollból három ablakot vágunk ki: első 5 mp (A1), középső 5 mp (A2) és utolsó 5 mp (A3). 20 Hz-es lépcsőkben határoztuk meg az adatok frekvenciaspektrum intenzitás eloszlását 0-260 Hz között, illetve meghatároztuk a fáradási protokoll után azonnal a MVC-nél a frekvenciaeloszlást (MAX), és emellett rögzítettük a frekvenciák átlagát és mediánját (1. ábra).



1. ábra. Tipikus frekvenciaeloszlás egy vizsgálati személy esetén az A1 (kék) és a MAX (sárga) helyzetekben. Megfigyelhető, hogy a MVC 65%-ánál (A1) minden esetben kisebb az aktiváció, mint MVC-nél (MAX), és a spektrum eltolódik MVC-nél a nagyobb frekvenciatartományok irányába

3.4. Statisztikai analízis

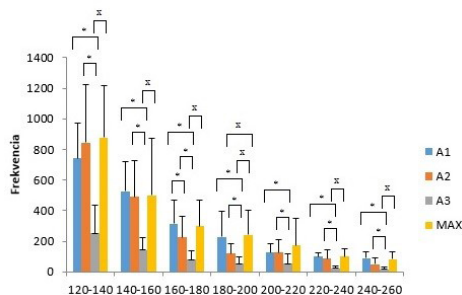
A statisztikai analízishez StatSoft: STATISTICA 12 programot használtunk. Az alapadatokat átlagokkal és szórásokkal jellemeztük. A minta normál eloszlásának eldöntéséhez Shapiro Wilk' W normalitásvizsgálatot végeztünk, majd a normális eloszlású adatok különbségeinek feltárásához egymintás T-próbát használtunk. A szignifikancia-szintet $p < 0,05$ -ben határoztuk meg.



2. ábra A 0-120 Hz közötti tüzelési frekvenciájú motoros egységek aktivitásának frekvenciaeloszlása 20 Hz-es intervallumokban (X – szignifikáns növekedés; * - szignifikáns csökkenés)

4. Eredmények

Szignifikáns növekedést találtunk a motoros egységek aktivitásában a 0-20 Hz intervallumban: A1-A2, A2-A3, A1-A3 között, csökkenést A3-Max között; a 20-40Hz intervallumban: növekedést A1-A2, A2-A3, A1-A3 között, csökkenést A2-MAX, A3-Max között; 40-60 Hz intervallumban: növekedést A1 és A3 között; 60-80 Hz intervallumban: csökkenést A1 és A3 között, növekedést A3-MAX között; 80-100 Hz intervallumban csökkenést A1-A3, A2-A3 között, növekedést A3-MAX között; 100-120 Hz intervallumban csökkenést A1-A3, A2-A3 között, növekedést A3-MAX között, $p < 0,05$ minden összehasonlításban (2. ábra).



3. ábra A 120-260 Hz közötti tüzelési frekvenciájú motoros egységek aktivitásának frekvenciaeloszlása 20 Hz-es intervallumokban (X – szignifikáns növekedés; * – szignifikáns csökkenés)

Szignifikáns csökkenést találtunk a motoros egységek aktivitásában 120-140 Hz intervallumban A1-A3, A2-A3 között, növekedést A3-MAX között; 140-160 Hz intervallumban csökkenést A1-A3, A2-A3 között, növekedést A3-MAX között; 160-180 Hz intervallumban csökkenést A1-A2, A1-A3, A2-A3 között, növekedést A3-MAX között; 180-200 Hz intervallumban csökkenést A1-A2, A1-A3, A2-A3 között, növekedést A2-MAX, A3-MAX között; 200-220 Hz intervallumban csökkenést A1-A3, A2-A3 között; 220-240

Hz intervallumban csökkenést A1-A3, A2-A3 között, növekedést A3-MAX között; 240-260 Hz intervallumban csökkenést A1-A3, A2-A3 között, növekedést A3-MAX között $p < 0,05$ minden összehasonlításban (3. ábra).

5. Megbeszélés

5.1. Motoros egységek aktivitása MVC 65% izometriás terhelés alatt

Az eredményeink alapján első számú hipotézisünket, amely szerint az alacsony tüzelési frekvenciájú motoros egységek aktivitása szignifikánsan nőni fog a terhelési protokoll végére, elfogadjuk. Második számú hipotézisünket azonban a mérési eredmények alapján el kell vetnünk, ugyanis a fáradási protokoll végére a magas tüzelési frekvenciájú motoros egységek aktivitása nem nőtt protokoll kezdetén mért értékekhez képest. Vizsgálati eredményeink az alacsony tüzelési frekvenciájú rostok szempontjából összhangban vannak a szakirodalomban talált korábbi eredményekkel^{18,19} korábbi vizsgálatok alapján ismert, hogy a fáradás során a központi idegrendszer az egyre inkább elfáradó izomcsoportoknál a feszülést magasabb aktivációval próbálja fenntartani, miközben valószínűsíthetően új motoros egységeket kapcsol be.¹⁴ Mindemellett feltételezhető, hogy miközben a lassú rostok elfáradnak, és új lassú rostokat tartalmazó korábban még be nem kapcsol motoros egységek bekapcsolása nem kivitelezhető, a gyorsabb, magasabb tüzelési frekvenciájú rostok aktivitása növekszik, és ezzel részben tehermentesítik a már elfáradt lassú rostokat.

Mivel ez a jelenség a protokoll végén várható, feltételezhetően a protokoll végén (A3) lehet számítani a gyorsabb rostok aktivációjának emelkedésére. Meglehető módon azonban az előre remélt eredményhez képest pont az ellenkezőjét tapasztaltuk, vagyis a gyors rostok

aktivációja nemhogy nőtt, hanem tendenciáját tekintve inkább csökkent a kontrakció végére. 60 Hz-től megfigyelhető, hogy a gyors rostok aktivációja nemhogy nő, hanem csökken a fáradás előrehaladtával, és a magasabb tüzelési frekvenciákon az aktiváció nagysága a protokoll végén (A3) lényegesen kisebb, mint a maximális aktivációnál (MAX) mért értékek. Eredményeink azt mutatják, hogy a gyors rostok nem kapcsolódnak be a fáradás végén, de feltételezhetően nem azért, mert a gyors izmrostok elfáradtak, ugyanis valószínűsíthetően a fáradás során ha a gyors rostok aktivációja egyre nagyobb mértékben megtörténik miközben a lassú rostok egyre kevésbé tudják tartani a terhet, a gyors rostoknál egyre magasabb aktivációt mérnénk. Emiatt feltételezhető, hogy a jelenséget nem a gyors rostok fáradásával, hanem valamilyen neurális szintű gátlással lehet magyarázni. Azonban a jelenségre még nem találtunk pontos magyarázatot, ennek tisztázásához további vizsgálatok szükségesek.

5.2 Gyakorlati alkalmazások, kitekintés

Vizsgálatunk során izometriás terhelést alkalmaztunk, azonban számos sportágban az izomzat terhelése dinamikus körülmények között történik. A hosszútávú állóképességi dominanciájú versenyszámoknak (pl. hosszútáv futás, evezés) egy nagyon fontos eleme a hajrázás. Amikor a versenyzők fej-fej mellett haladnak ez dönti el, hogy ki lesz a győztes, ezért növelni kell a sebességüket. Ez magasabb intenzitást igényel, tehát feltételezhetjük, hogy a magasabb tüzelési frekvenciájú motoros egységek kapcsolódnak be. Az eredményeink azt mutatják, hogy a terhelés végén a magas tüzelési frekvenciájú rostok aktivitása csökken, ezért érdemes volna megvizsgálni dinamikus körülmények között, illetve a korábban említett hosszútáv futás közben, a lassú és a gyors rostok aktivációjának változásait a fáradás hatására.

IRODALOM

1. *Burke RE.* The control of muscle force: motor unit recruitment and firing patterns. In N. L. Jones, N. McCartney, A. J. McComas editors. Human muscle power. Champaign, IL. Human Kinetics Publishers 1986: 97-106.
2. *Knudson D.* Fundamentals of Biomechanics. 2nd ed. New York. Springer Science Business Media, LLC. 2003.
3. *Semmler JG.* Motor unit synchronization and neuromuscular performance. Exercise and Sport Sciences Reviews 2002 Jan;30(1): 8-14.
4. *Sheard PW.* Tension delivery from short fibres in long muscles. Exercise and Sport Sciences Reviews 2000 Apr 01;28(2): 51-6.
5. *Moore NJ, Bhumbra GS, Foster JD, Beato M.* Synaptic Connectivity between Renshaw Cells and Motoneurons in the Recurrent Inhibitory Circuit of the Spinal Cord. J Neurosci. 2015 Oct 7;35(40): 13673-86.
6. *Denny-Brown D, Pennybacker JB.* Fibrillation and fasciculation in voluntary muscle. Brain 61:311-44.
7. *Henneman E, Somjen G, Carpenter DO.* Excitability and inhibibility of motoneurons of different sizes. Journal of Neurophysiology 1965 May;28(3): 599-620.
8. *Luff AR, Atwood HL.* Membrane properties and contraction of single muscle fibers in the mouse. Am. J. Physiol 1972 Jun 01;222: 1435-40.
9. *Sale D.* Neural adaptation to strength training. In P. Komi (Ed.) Strength and Power in Sport. London: Blackwell Scientific Publications. p. 249-65.
10. *Gerdle B, Karlsson S, Crenshaw AG, Eleri J, Fridén J.* The influences of muscle fibre proportions and areas upon EMG during maximal dynamic knee extensions. Eur. J. Appl. Physiol. 2000 Jan;81(1-2): 2-10.
11. *Wakeling JM, Syme DA.* Wave properties of action potential from fast and slow motor units. Muscle Nerve 2002 Nov;26(5): 659-68.
12. *Hodson-Tole EF, Wakeling JM.* Variations in motor unit recruitment patterns occur within and between muscles in the running rat (*Rattus norvegicus*). J. Exp. Biol. 2007;210: 2333-45.
13. *Lee SSM, Miara MB, Arnold AS, Biewener AA, Wakeling JM.* EMG analysis tuned for determining the timing and level of activation in different motor units. J. Electromyogr. Kinesiol. 2011 Aug;21(4): 557-65.
14. *Enoĝa RM.* Neuromechanical Basis of Kinesiology. 5th ed. Leeds. Humaniknetics; 2015.
15. *Enoĝa RM.* Neuromechanics of Human Movement. 4th ed. Leeds. Humaniknetics; 2008.
16. *Horváth M, Fazekas G.* Mozgáskárosodás felmérése elektromiográfiával – a kineziológiai EMG, Ideggyógyászati Szemle 2003;56(11-12): 360-9.
17. *Hermens HJ, Freriks B, Merletti R, Stegeman D, Blok J, Rau G, Diselhorst-Klug C., et. al.* SENIAM 8 European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy Results of the SENIAM project. the Netherlands, Enschede: Roessingh Research and Development 1999.
18. *Diefenthaeler F, Bini RR, Vaz MA.* Frequency band analysis of muscle activation during cycling to exhaustion. Revista Brasileira de Cinantropometria e Desempenho Humano 14: 243-53.
19. *McManus L, Hu X., Rymer WZ, Lowery MM, Suresh NL.* Changes in motor unit behavior following isometric fatigue of the first dorsal interosseous muscle. J Neurophysiol 2015 May 1;113(9): 3186-96.

Hegedűs Ádám

Testnevelési Egyetem

H-1123, Budapest, Alkotás u. 44.

Tel.: (+36) 1 487-9200

2017 | 09 | 29.

PREMED PHARMA KFT. ÉS DEBRECENI EGYETEM KONZORCIUMA

SAJTÓKÖZLEMÉNY

HUMÁN SZÖVETPÓTLÁSRA ALKALMAS KÜLÖNBÖZŐ TULAJDONSÁGÚ GÉL ALAPÚ BIOMATRIXOK ÉS AZOK ELŐÁLLÍTÁSÁRA SZOLGÁLÓ TECHNOLÓGIÁK FEJLESZTÉSE

A **PREMED Pharma Kft. és a Debreceni Egyetem konzorciuma egy jelentős, 4 éven áthidaló, szaruhártya és csontszövet mesterséges pótlására irányuló kutatás-fejlesztési projektet indított, amit a Széchenyi 2020 program keretében, 1,000 milliárd forint európai uniós támogatás segítségével valósítanak meg.**

A konzorcium által vállalt feladatokat nagy szakmai tapasztalattal rendelkező vegyészek, orvosok, mérnökök szoros együttműködésben valósítják meg. A kutatási program célja élő szövetek mesterséges pótlására felhasználható, lágy illetve rideg géleken alapuló anyagok előállítására alkalmas kutató laboratóriumi háttér megteremtése, új intelligens anyagok, kísérleti eszközök és alkalmazási protokollok kidolgozása.

A jelenleg népbetegségnek számító egyes szaruhártya rendellenességek kezelése, valamint a csontszöveti hiányok pótlása a mindennapi gyakorlatban komoly kihívás elé állítja az orvosokat, ugyanakkor a használatos anyagok hozzáférhetősége korlátozott, anyagilag pedig esetenként rendkívül magas megterhelést jelentenek az egészségügyi intézetek, vagy a betegek számára.

A konzorciumi tagok olyan technológiákat dolgoznak ki, amelyek segítségével megfelelő optikai tulajdonságú transzparens gélek, illetve különleges tulajdonságú bioaktív aerogélek állíthatók elő. Az aerogéleken alapuló kompozitok nemzetközi viszonylatban is nagy előrelépést jelenthetnek a mesterséges csontpótló anyagok területén.

A fejlesztés eredményeként olyan, eredeti magyar szellemi tőkén és innováción alapuló, különleges laboratóriumi kutató-fejlesztő háttér, valamint kísérletes orvosi fejlesztés jön létre, amely a világban is egyedülálló lehetőséget ad aerogél alapú intelligens szövetpótló anyagok előállítására, azok in vitro és in vivo vizsgálatára, laboratóriumi szintű termelésére, állatkísérletekben történő kipróbálására. A létrejövő kapacitás a jövőben alapot teremthet hazai gyártású, hiánypótlásra alkalmas, egyedülálló tulajdonságú szövetpótló anyagok gazdaságos gyártására.

A jelentős gazdasági haszonnal kecsegtető eredmények legkorábban 2021-ben mutatkozhatnak meg, ugyanis az új, intelligens anyagok kifejlesztése, előállítása, valamint a nélkülözhetetlen állatkísérletek lefolytatása a szükséges vizsgálatok természeténél fogva hosszú időt vesz igénybe.