

Az izom aktivációs szintje és az elasztikus energia befolyása a pozitív munkavégzésre

Bevezetés

A maximális aktivációval indított izomkontrakció jelentősen növeli az izom mechanikai munkavégzését és teljesítményét (Cormie et al. 2011). Az izmok aktivációs szintjét, amely az ingererősség jelzője, in vivo vizsgálatokban az izmokról elvezetett elektromos jelekből lehet megítélni (McBride 2008). Az izom integrált elektromos aktivitása és erő kifejtése között pozitív lineáris vagy négyzetes függvény kapcsolatot találtak abban az esetben, ha az izom aktiválása és ezzel együtt izometriás erő kifejtése lassú, folyamatos, vagy lépcsőzetes volt (De Luca 1997, Onish et al. 2000, Lloyd & Besier 2003). Koncentrikus és excentrikus kontrakció alatt, amikor különböző nagyságú külső erőket (súlyokat) alkalmaztak a kapcsolat az EMG és a regisztrált erő vagy forgatónyomaték között szignifikáns is volt, amelyet lineáris vagy nem lineáris regressziós egyenlettel lehetett leírni (Moritani et al. 1988, Herzog et al. 1998).

Az izom aktivációs szintje a bekapcsolt motoros egységek számától, azok tüzelési frekvenciájától és a motoros egységek szinkronizációjától függ. Az eddigi kutatási eredmények megegyeznek abban, hogy az izom erő kifejtésének nagyságát a maximális erő 80-90 százalékáig a bekapcsolt motoros egységek száma határozza meg (Boe et al. 2007), tehát a maximális akaratlagos erő kifejtés 80-90 százalékánál már valamennyi motoros egység bekapcsolásra kerül. Az izom előfeszülésének nagysága, amelyet a bekapcsolt motoros egységek száma határoz meg, befolyásolja a koncentrikus kontrakció alatti izomaktivitást és a kifejtett erő nagyságát (Babault et al 2002, Linnamo et al. 2002). Feltételezhető, hogy nem csak az előfeszülés mértéke, azaz az izom aktivációs szintje befolyásolja a koncentrikus kontrakció nagyságát, hanem az aktivációs szint elérésének ideje is. Nevezetesen minél rövidebb idő alatt éri el az adott aktivációs szintet az izom, annál nagyobb lesz a koncentrikus kontrakció alatti EMG aktivitás, illetve az izom rövidülési sebessége.

Amennyiben az izom előfeszülése izometriás kontrakció alatt valósul meg, akkor a Hill háromkomponenses modelljét alapul véve a kontraktilis elemek megnyújtják a sorba kapcsolt elemeket, amelyekben elasztikus energia tárolódik (Hill 1938). A tárolt elasztikus energia mennyisége feltételezhetően lineárisan növekszik az előfeszülés nagyságával, de nem befolyásolja az aktiváció időtartama. Az izometriás kontrakciót követő koncentrikus kontrakció sebessége és munkavégzése az elasztikus energia felhasználásától (Wilson & Flanagan, 2008) valamint az izom aktivációs szintjétől függ. Bobbert és mtsai. (1996) szerint az izmok aktivációs szintje jelentősebben befolyásolja a mechanikai munkavégzés nagyságát, mint az elasztikus elemekben tárolt energia. A jelentős számú kutatás ellenére nem tisztázott, hogy a kettő befolyásoló tényező milyen arányban járul hozzá a pozitív munka nagyságához. Ennek

meghatározása nehézségekbe ütközik, mivel a két folyamat csaknem egy időben játszódik le. Éppen ezért vizsgálatunkat úgy terveztük meg, hogy a két befolyásoló faktor szétválasztható legyen és megállapíthassuk, hogy az elasztikus energia hány százalékban növeli a koncentrikus kontrakció alatti munkavégzést.

Vizsgálatunkban a térdfesztítő izmokat választottuk célkitűzéseink megvalósítására és hipotéziseink bizonyítására, amely lehetővé teszi a patella ínban tárolt elasztikus energia nagyságának számítását (Reeves et al. 2003, Tihanyi et al. 2004).

Célkitűzés

Vizsgálatunkban azt tűztük ki célul, hogy meghatározzuk az izomaktiváció és az elasztikus energia felhasználás milyen arányban befolyásolja a munkavégzést különböző előfeszülési és aktivációs szinteken.

Anyag és módszer

Vizsgált személyek. Vizsgálatunkban 19 fiatal egyetemi hallgató, 10 nő és 9 férfi (életkor = 21 ± 1.41 év, testtömeg = 68.39 ± 11.47 kg, testmagasság = 176 ± 10.14 cm) vett részt. A személyek a vizsgálat részletes ismertetése után, amely írásban és szóban történt, önként vállalták a vizsgálatban való részvételt, amelyet aláírásukkal erősítettek meg. A vizsgálatra kiválasztott személyek nem szenvedtek sem krónikus, sem akut térd sérüléssel. A vizsgálat megtervezésekor a humánvizsgálatokra vonatkozó Helsink Dekrétumot vettük figyelembe. A kutatási tervet a Semmelweis Egyetem Kutatásetikai Bizottsága hagyta jóvá.

A vizsgálat beállítása. A vizsgálati személyek ülő helyzetben foglaltak helyet a komputer vezérelt dinamométeren (Multicont II, Mediagnost, Budapest és Mechatronic Kft, Szeged), amely lehetővé tette a térdfesztítő izmok izometriás és koncentrikus kontrakciójának vizsgálatát. A vizsgált személyek combját a dinamométer ülőfelületéhez rögzítettük az eszközhöz rendszeresített szivaccsal borított hengerrel. A domináns lábát boka felett szivaccsal bélelt fém mandzsettával az erőmérő karhoz rögzítettük és a vizsgált végtag térdízületének forgástengelyét a motor forgástengelyéhez igazítottuk. A törzset a háttámlához rögzítettük, hogy megakadályozzuk a törzs mozgását. Az erő kifejtése alatt a személyek az ülés mellett elhelyezkedő fogantyúkat fogva biztosították a test szilárd megtámasztását (1. ábra). Ezt követően elvégeztük a gravitációs kompenzációt, amely lehetővé tette a lábszár és az erőmérő kar nehézségi erejéből származó forgatónyomaték kiküszöbölését. Ez a megoldás biztosította, hogy csak a térdfesztítők által kifejtett forgatónyomatékokat regisztráljuk.

A személyek dinamométerre helyezése és rögzítése 10 perc bemelegítés után történt, amely 5 perc kerékpár ergométeres hajtást és 5 perc dinamikus nyújtást foglalt magában. A vizsgálati helyzet elfoglalása után a vizsgálat alatt elvégzendő feladatokkal ismertettük meg a személyeket. Egy vizsgálati időpontban két személyt teszteltünk felváltva a fáradás elkerülése végett.

A vizsgálat menete. Először a térdfeszítő izmok optimális szöghelyzetének meghatározása történt lassú (9 fok s^{-1}) maximális akaratos koncentrikus kontrakció során. Az irodalmi adatok szerint 50 és 90 fokos térdízületi szögben képesek az emberek a legnagyobb forgatónyomaték kifejtésére (Smidt 1973, Princivero et al. 2004), így a mozgásterjedelmet is ez alapján határoztuk meg. Három sikeres végrehajtást követően annál a kontrakciónál határoztuk meg az optimális szöghelyzetet, ahol a legnagyobb forgatónyomaték értéket rögzítettük. Az adatvételezés további fázisaiban minden kontrakciót ebből a szöghelyzetből indítottak a vizsgált személyek. Ezután az egyénre meghatározott optimális szöghelyzetben megmértük a maximális izometriás forgatónyomatékot (MIF). Három, négy másodpercig tartó kontrakciót kellett végrehajtani másfél perces pihenőkkel. A maximális erő kifejtés elérésének érdekében a vizsgálatvezető erőteljes verbális biztatást alkalmazott a kontrakciók során. A három kontrakcióból azt vettük figyelembe, ahol a legnagyobb nyomatékot érte el a vizsgált személy. A maximális forgatónyomaték megállapítása után kiszámoltuk a MIF 20, 40, 60 és 80 százalékát, mely feszülési szintek a későbbiekben végrehajtott koncentrikus kontrakciók izometriás előfeszülési szintjeként voltak beállítva. A patella ín hosszának megállapítása is ezeknél a forgatónyomaték szinteknél történt az optimális ízületi szöghelyzetben (módszer leírását lásd később).

A következő lépésben a személyek koncentrikus kontrakciót végeztek a térdfeszítő izomcsoporttal abból a térdszögből indulva, ahol az MIF megállapításra került. Kétféle módon végeztettük a koncentrikus kontrakciókat (térdnyújtást).

1. Előfeszülés nélküli térdnyújtás (0%). Ebben az esetben a személyek azt az utasítást kapták, hogy a térdnyújtást a lehető legnagyobb sebességgel, robbanékonyan hajtsák végre. A térdnyújtás sebességét nem kontrolláltuk, azért a térdfeszítők csak a lábszár, láb és a lábtartó kar tehetetlenségi nyomatékával szemben végeztek munkát.
2. A térd kinyújtása előtt a vizsgálati személyeknek izometriás erő kifejtést kellett végezni, és amikor elérték az előre beállított nyomaték nagyságot (a MIF 20, 40, 60, 80, illetve 100 százaléka), akkor az elektromos motor által biztosított rögzített helyzet azonnal

megszűnt és a térd automatikusan megkezdte kinyúlását. A személyeket arra kértük, hogy a rögzített helyzet megszűnése után maximális sebességgel nyújtsák ki térdízületüket. Az egyes előfeszülési szinteket kétféle módon kellett elérni: *a)* időkorlát nélkül, fokozatosan növelve az izom feszülését és *b)* a lehető legrövidebb idő alatt, azaz maximális sebességgel.

Minden kontrakciót háromszor ismételtettünk meg és azt a kísérletet választottuk ki, amelynél a legnagyobb szögsebességet mértük. Az egyes kontrakciók között 20-30 mp szünetet adtunk. Az egyes kontrakció típusok vizsgálata között a pihenő addig tartott, ameddig a második személy be nem fejezte a vizsgálat adott szakaszát (10-15 perc). Az aktuálisan pihenő személy kerékpár ergométeren 60-as fordulatszámmal és a testtömegnek megfelelően meghatározott ellenállással tekert, mely a regeneráció elősegítését szolgálta és a bemelegedett izom kihűlését előzte meg.

A kontrakciók alatt online regisztráltuk a forgatónyomaték, szög és szögsebesség adatokat 1kHz mintavételi frekvenciával a dinamométer szoftvere segítségével. A tárolt adatokból megállapítottuk az egyes előfeszülési szinteken a valós forgatónyomaték értékeket. A koncentrikus kontrakció alatt meghatároztuk a maximális szögsebességet, azokat a szögértékeket, ahol a legnagyobb volt a szögsebesség, illetve a munkavégzést.

A térdnyújtás alatti mechanikai munkavégzést a forgatónyomaték-szögelfordulás alatti terület integráljával határoztuk meg, a következő képlettel:

$$W = \int_{\theta_1}^{\theta_n} M_{(\theta)} \cdot d\theta$$

ahol W a mechanikai munka, M a forgatónyomaték, $d\theta$ a θ_1 és θ_n szögek közötti különbség.

Elektromos aktivitás mérése. Az izmok aktivációs szintjét a vastus laterális és mediálisról elvezetett elektromiográfiás jelek (EMG) alapján határoztuk meg. A térdfeszítők elektromos aktivitását TeleMyo telemetriás EMG készülékkel (Noraxon U. S., Inc., Scottsdale, AZ) mértük bipoláris felületi elektródákat (SKINTACT FS-50, Robohardware kft, Hungary) használva. Az elektródákat a bőrfelület előkészítése után a vastus lateralis (VL) és medialis (VM) izomfejekre helyeztünk fel. A SENIAM ajánlás (Hermens et al 1999) (Hermens HJ 1999) alapján az elülső-felső csípőtővis és a térdkalács laterális oldala közötti távolság 2/3-ára helyeztük az elektródákat VL esetében, valamint az elülső-felső csípőtővis és patella mediális oldala közötti

80%-nál a disztális véghez közelebb VM-ra. Az elektródák közötti távolság 20 mm volt. A referencia elektródát a caput fibulae-ra helyeztük fel. A mintavételi frekvencia 1kHz volt.

EMG jelek analízise. Az izmok elektromos aktivitásának jeleit MATLAB programozási felületen dolgoztuk fel. 20 Hz-es felül áteresztő szűrést alkalmaztunk. Root mean square (EMGrms) módszer segítségével a térdfeszítők elektromos aktivitását a kontrakciók három periódusában határoztuk meg (2. ábra):

1. Az előaktiváció során (25 ms), hogy megtudjuk van-e különbség a gyorsan és lassan végrehajtott kontrakciók között az előaktivációs szintben.
2. Az izometriás kontrakció utolsó 50 ms-ban a rögzített helyzet felszabadítása előtt, amely az előfeszülés és az aktivációs szint kapcsolatának megállapítására szolgál.
3. A koncentrikus kontrakció alatt, 15-35°-ig terjedő foktartományban mivel a mechanikai munkavégzés maximuma ebben a szögtartományban volt a legnagyobb.

Az egyes előfeszülési szinteknél és a koncentrikus kontrakció alatt mért EMG értékeket normalizáltuk a maximális izometriás erő kifejtésénél mért EMG értékekre és annak százalékában fejeztük ki az elektromos aktivitási szintet.

A patella ín hosszváltozásának mérése. A patella ín hosszának mérése ultrahang (UH) készülék segítségével történt (EUB-405 Plus, Hitachi). A szkennert fejt a patella ín fölé helyeztük úgy, hogy a patella csúcsa és a tuberositas tibiae jól kivehető legyen (3. és 4. ábra). Az ínról nyugalmi állapotban és 20, 40, 60, 80 és 100%-os izometriás feszülési szinteknél készítettünk UH képeket. Az előfeszülési szinteket 4-15 mp-ig kellett fenntartani a személyeknek a feszülési szint és a mintavételezés sebességének függvényében, mialatt 3-5 UH képet rögzítettünk.

A patella ín hosszát a patella csúcsa és a tuberositas tibiae proximális pontja közötti legrövidebb távolsággal jellemeztük (4. ábra). Csak azokon a képeken határoztuk meg az ín hosszát, ahol a patella csúcsa és a tuberositas tibiae kezdete jól látható és azonos formátumú volt minden mérésnél. A patella ín hosszváltozását az alkalmazott előfeszülési szinteknél a mért ín és a nyugalmi ín hossz különbségeként határoztuk meg.

A patella ínban tárolt energia számítása. Ahhoz, hogy az elasztikus energia nagyságát ki tudjuk számítani, ki kellett számítani a mért forgatónyomatékokból az izomcsoport által kifejtett erő nagyságát. A patella ín erőkarjának az irodalomban közölt (Tsaopoulos et al. 2006),

az ízületi szögre és nemre vonatkozó átlag méretet (0.045 m) vettük alapul és az alábbi képlet segítségével számítottuk a térdfesztők erő kifejtését.

$$F_i = \frac{M}{0,045}$$

ahol F_i a térdfesztő izom ereje, M a mért forgatónyomaték.

Ezt követően az erő és a hosszváltozás ismeretében az alábbi képlet szerint számítottuk a patella ínban tárolt elasztikus energia nagyságát minden mért feszülési szintre vonatkoztatva:

$$W = \int_{l_1}^{l_n} F_{i(l)} \cdot dl$$

Statisztikai számítások. Átlagot és szórást számoltunk minden változó esetében. A normalitásvizsgálatot követően (Shapiro-Wilk's W teszt) a különböző típusú kontrakcióknál meghatározott változók közötti különbségek meghatározására Mann-Whitney-féle U próbát használtunk. A kontrakciók fázisai közötti különbségek szignifikancia szintjének megállapítását Wilcoxon teszttel végeztük. Az összefüggés vizsgálatokat Spearman-féle rangkorrelációval végeztük. A változók közötti kapcsolatot regresszió analízissel közelítettük. Szignifikánsnak tekintettük a különbségeket, illetve az összefüggést $p < 0.05$ -nél.

Eredmények

A térdnyújtás alatti munkavégzés mind a gyors, mind lassú aktivációnál lineárisan növekedett az előfeszülési szintek függvényében. A lineáris regressziós egyenes meredeksége azonban különböző volt, amely abból fakadt, hogy minden előfeszülési szintnél a lassú aktiváció kisebb munkavégzést eredményezett. A lassú és gyors aktivációnál számított munkát összehasonlítva csak a 20 és 40 %-os előfeszülésnél volt szignifikáns különbség (5. ábra). Az előfeszülés nélküli kontrakciónál számított munka (114.5 ± 14.5 J) szignifikánsan kisebb volt, mint a gyors aktivációnál 80 és 100 %-os előfeszülési szintnél számított munka (139.9 ± 12.8 , illetve 154.1 ± 13.9 J), ($p < 0,05$).

Az rmsEMG a gyorsan végrehajtott kontrakciók esetében az előaktiváció alatt minden esetben meghaladta a maximális izometriás erő kifejtésnél mért érték 60 százalékát. A lassú aktivációnál ezek az értékek szignifikánsan kisebbek voltak és 12.1 – 13.9 % között változtak (6. ábra). Az izometriás kontrakciót követő koncentrikus kontrakció alatt a lassú aktivációnál az izmok rmsEMG-je lineárisan növekedett az előfeszülési szintek függvényében ($R^2 = 0.94$, $p < 0.001$). A gyors aktivációnál minden előfeszülési szintnél azonos nagyságú és maximális (100%) volt

az izmok elektromos aktivitása (6. ábra). A gyors aktivációnál az rmsEMG átlagok 20, 40, és 60%-os előfeszülési szinteknél szignifikánsan ($p < 0.01$) nagyobbak voltak ($102.4 \pm 20.5\%$; $98.8 \pm 25.2\%$; $100.4 \pm 28.1\%$), mint a lassú aktivációnál ($43.2 \pm 15.2\%$; $48.8 \pm 12.2\%$; $60.0 \pm 13.4\%$) (7. ábra).

A patella ín átlagos nyugalmi hossza 5.05 ± 0.33 cm, a maximális izometriás kontrakciónál 5.73 ± 0.63 cm volt. A patella ín megnyúlása is lineáris növekedést mutatott az előfeszülési szintek függvényében ($R^2 = 0.95$; $p < 0.001$) (8. ábra). Az egyre nagyobb erő kifejtés során a patella ín maximális megnyúlása 0.73 ± 0.23 cm, azaz 13.5% volt.

Amikor a gyors aktivációnál számított összes munkából kivontuk a patella ínban tárolt energiát az egyes előfeszülési szinteknél, akkor a pozitív munka kis eltéréssel azonos volt minden előfeszülési szintnél jelezvén, hogy a kontraktilis elemek által végzett munka az izom aktivációjától függ, amit nem befolyásol az izom előfeszülési szintje (9. ábra).

Megbeszélés

Vizsgálatunk elsődleges célja az volt, hogy meghatározzuk, mennyi elasztikus energia tárolódik a patella ínban különböző előfeszülési szinteken és hogy az izometriás kontrakciót követő koncentrikus kontrakció alatt mennyivel növeli a tárolt elasztikus energia felhasználása a munkavégzés nagyságát. Célul tűztük ki azt is, hogy megvizsgáljuk, az izom aktivációs szintje és a felhasznált elasztikus energia milyen arányban befolyásolja a mechanikai munka nagyságát a térdnyújtás alatt. A két befolyásoló tényező szétválasztása bonyolult feladat és feltehetően ezért nem található kísérletes adat az irodalomban erre vonatkozólag. Ezért vizsgálati célunk elérésére eddig nem alkalmazott vizsgálati beállításokat alkalmaztunk. Nevezetesen a patella ínban tárolt energia mennyiségét izometriás kontrakció alatt határoztuk meg, amikor az izom feszülésének nagysága és a tárolt elasztikus energia mennyisége megközelítőleg lineáris kapcsolatot mutat (Tihanyi et al. 2004). Ugyancsak a növekvő előfeszülési szinteken az izom elektromos aktivitása is megközelítőleg lineárisan növekszik (De Luca 1997, Onish et al. 2000, Lloyd & Besier 2003). Vagyis az előfeszülési szint és az aktivációs szint között is lineáris kapcsolatot lehetett feltételezni. Következésképpen az előfeszülési és az aktivációs szint csaknem ugyanazt jelenti az izom mechanikai és elektrofiziológiai állapotát tekintve. Ez azonban csak akkor igaz, ha az izometriás kontrakció lassú vagy lépcsőzetes.

Vizsgálatunkban feltételezésünknek megfelelően azt találtuk, hogy a térdfeszítő izom elektromos aktivitása (aktivációs szintje) az előfeszülési szintek (20, 40, 60, 80, 100% MIF)

függvényében növekedett és a kapcsolat lineáris regressziós egyenlettel volt leírható. Ez az eredményünk alátámasztja a korábbi vizsgálatok eredményeit (Hof & van den Berg 1977, Babault et al. 2001, Lloyd & Besier 2003). Meg kell azonban jegyeznünk, hogy feltehetőleg a regressziós egyenes meredekebb lett volna, hasonlóan a korábbi vizsgálatok eredményéhez, ha az izometriás erő kifejtés nem folyamatos, hanem lépcsőzetes lett volna. Elővizsgálataink azonban azt mutatták, hogy az egyes előfeszülési szintek fenntartása utáni térdnyújtás esetlegessé tette a térdnyújtás alatti munkavégzést és a térdnyújtás sebességét. Ezért választottuk az előfeszülési szintek lassú fokozatos elérését és térdízület azonnali felszabadítását a rögzített helyzetből.

Ahhoz, hogy az elasztikus energia és az aktivációs szint hatását a pozitív munkavégzésre (koncentrikus kontrakció alatti munka) el tudjuk különíteni, a második feladatban az előfeszülési szinteket a személyeknek a lehető legrövidebb idő alatt kellett elérni. Ebben az esetben feltételezhető volt, hogy az izom minden előfeszülési szintnél már maximálisan aktivált állapotban van. Következésképpen az előfeszülési szint és az aktivációs szint eltér egymástól. Vizsgálati eredményeink alátámasztották ezt a feltételezést. A normalizált EMGrms már a forgatónyomaték megjelenése előtt a maximális aktiváció 60 százalékát mutatta minden előfeszülési szintnél. Az izometriás kontrakciók alatt az előfeszülési szinttől függetlenül az izom aktiváltsága maximális, azaz azonos volt. Ez az eredményünk azt bizonyítja, hogy az izom elektromos aktiválása és az izom által aktuálisan kifejtett erő között nincs összefüggés a gyors izometriás kontrakciók során. Nevezetesen ebben az esetben az izom aktivációs szintje és előfeszülési szintje nem azonos. A gyors és a lassú izometriás kontrakciók során mért rmsEMG a különbség csak a 20, 40 és 60 százalékos előfeszülési szinteknél volt szignifikáns. A 80 és 100 százalékos előfeszülési szinteknél az rmsEMG csaknem azonos volt, ami alátámasztja a korábbi vizsgálatok eredményét (Boe et al. 2007), mely szerint nyolcvan százalékos erő kifejtésnél már valamennyi motoros egység bekapcsolásra kerül. Ugyanakkor vizsgálatunk arra mutat rá, hogy az izmok gyors erő kifejtése alkalmával már a motoros egységek többsége bekapcsolásra kerül az erő kifejtés korai szakaszában. Következésképpen a kis előfeszüléseket követő koncentrikus kontrakció alatt csaknem azonos munkavégzésre képes az izom, mint maximális előfeszülésnél. Eredményeink ezt a feltételezést is igazolták. A gyors izomaktiválásnál ugyan lineárisan növekedett a munkavégzés az előfeszülési szintek függvényében, de a növekedés mértéke döntően a patella ínban tárolt elasztikus energia felhasználásának volt köszönhető. Ugyanis a pozitív munka növekedése csaknem azonos volt a patella ínban tárolt elasztikus energia nagyságával. Amikor kivontuk az összes, térdnyújtás

alatt végzett munkából a patella ínban tárolt energia mennyiséget az egyes előfeszülési szinteknél, akkor a pozitív munka mennyisége csaknem azonos volt minden előfeszülési szintnél. Vagyis az izom kontraktilis elemei által végzett munka azonos volt valamennyi előfeszülési szintnél, ami jó összhangban van azzal a megfigyelésünkkel, hogy az izom rövid idő alatti (maximális gyorsaságú) aktiválásakor minden előfeszülési szintnél azonos volt az izom elektromos aktivitásának (rmsEMG) nagysága.

A fent leírt eredményeinkből levonható az a következtetés, hogy az új vizsgálati beállításunk lehetővé tette a kontraktilis elemekből és a sorba kapcsolt elasztikus elemekből származó munkavégzés elkülönítését. Ebből adódóan lehetővé vált annak az elméleti számításnak az ellenőrzése, mely szerint az izmok megnyújtását követő izomrövidülés alatt mért teljesítménynövekedés 30 százaléka származik csak elasztikus energiából, a többi az izomaktiváció növekedésének köszönhető (Bobbert et al. 1996). A mi számításaink szerint az izom rövidülése során az összes mechanikai munka 22.1 százaléka származott a patella ínban tárolt elasztikus energiából maximális előfeszülést követően.

Vizsgálatunk bizonyította, hogy az elasztikus energia tárolásának és felhasználása mértéke az izomfeszülés nagyságának függvénye és független az izomaktiváció szintjétől, továbbá független attól, hogy külső (excentrikus kontrakció) vagy belső erők (izometriás kontrakció) nyújtják meg a sorba kapcsolt, passzív elasztikus elemeket (ebben az esetben elsődlegesen a patella inat).

Összefoglalás

Eredményeink alapján elmondható, hogy az izom EMG aktivitása jól jellemzi az izom aktivációs szintjét és befolyását a pozitív munkavégzésre. Az izom aktivációjának növekedésével lineárisan növekszik a pozitív munka mennyisége. Az előfeszülési szintek növekedésével pedig lineárisan növekszik a patella ínban tárolt elasztikus energia, amely felhasználásra kerül az izmok rövidülése során növelve a pozitív munka mennyiségét. Amikor az inak megnyúlása kismérvű (alacsony előfeszülési szint), akkor az izom maximális aktiválása kompenzálja a kismérvű elasztikus energia felhasználást.

Vizsgálati eredményeink alátámasztják Bobbert és mtsai. (1996) feltételezését, amely szerint a függőleges felugrás alatti pozitív munkavégzés nagyobb része a kontraktilis elemek energia felhasználásból, kisebb része a passzív elasztikus elemekben tárolt energiából származik.

Irodalomjegyzék

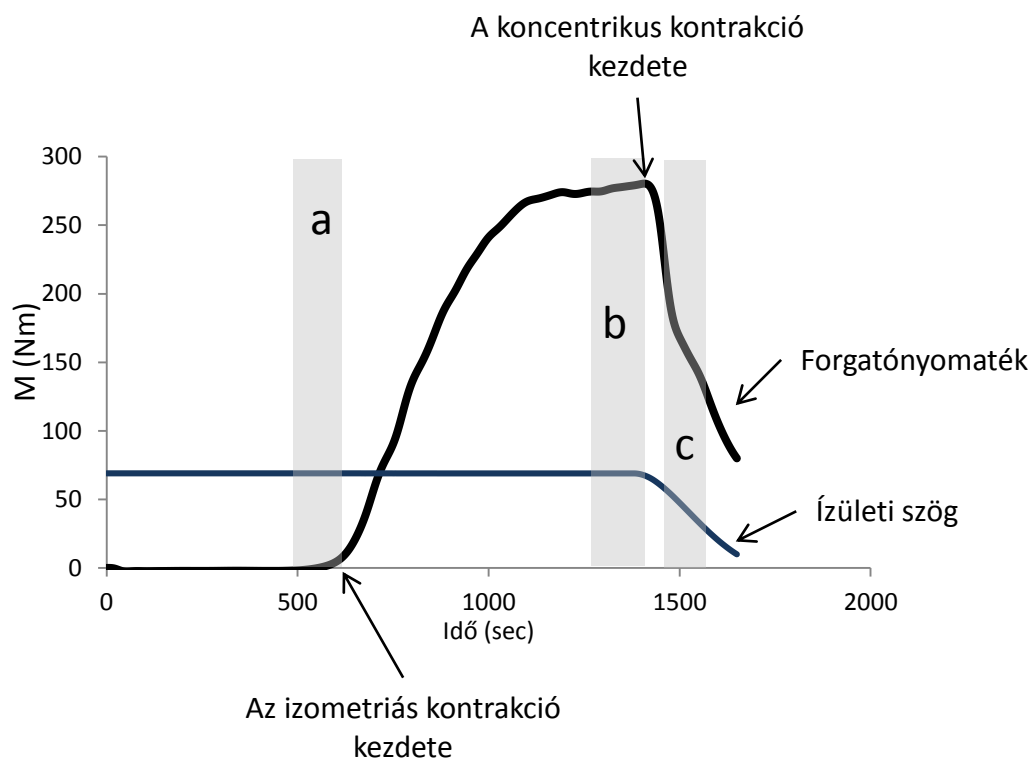
- Babault N, Pousson CM, Michaut CA, Ballay Y, Van Hoecke CJ. (2002) EMG activity and voluntary activation during knee-extensor concentric torque generation. *European Journal of Applied Physiology*, 86: 541–547
- Bobbert MF, Gerritsen KGM, Litjens MCA, van Soest AJ. (1996) Why is countermovement jump height greater than squat jump height? *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 28:1402-1412.
- Boe SG, Stashuk DW, Doherty TJ (2007) Motor unit number estimates and quantitative motor unit analysis in healthy subjects and patients with amyotrophic lateral sclerosis. *Muscle Nerve*, 36:62–70.
- Cormie P1, McGuigan MR, Newton RU. (2011) Developing maximal neuromuscular power: Part 1--biological basis of maximal power production. *Sports Medicine*, 1;41(1):17-38.
- De Luca, CJ. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, Vol.13, No.2, May. 1997, pp.135-163
- Guimarães AC, Herzog W, Hulliger M, Zhang YT, Day S (1994). EMG-force relationship of the cat soleus muscle studied with distributed and non-periodic stimulation of ventral root filaments. *Journal of Experimental Biology*, 186(1):75-93
- Hermens HJ, Merletti R, Stegeman D, Blok J, Rau G, Disselhorst-Klug C, Hägg G (1999). *European Recommendations for Surface Electromyography*. Enschede, The Netherlands, Roessingh Research and Development.
- Herzog W, Sokolosky J, Zhang YT, Guimaraes ACS (1998). EMG-force relation in dynamically contracting cat plantaris muscle. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 8(3):147-155
- Hill, A.V. (1938). "The heat of shortening and dynamics constants of muscles". *Proc. R. Soc. Lond. B (London: Royal Society)* 126 (843): 136–195.
- Hof AL & van den Berg J. (1977) Linearity between the weighted sum of the EMGs of the human triceps surae and the total torque. *Journal of Biomechanics*, 10: 529-539.
- Lloyd, DG.; Besier, TF. (2003). An EMG-driven musculoskeletal model to estimate muscle forces and knee joint moments in vivo. *Journal of Biomechanics*, 36(6):765-776.
- Moritani T, Muramatsu S, Muro M (1988). Activity of motor units during concentric and eccentric contractions. *American Journal of Physical Medicine*, 66(6):338–50.
- Onishi H, Yagi R, Akasaka K, Momose K, Ihasi K, Handa Y (2000). Relationship between EMG signals and force in human vastus lateralis muscle using multiple bipolar wire electrodes. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10(1):59-67

- Pincivero DM, Yuliya Salfetnikov Y, Robert M. Campy RM, Alan J, Coelho AJ (2004) Angle- and gender-specific quadriceps femoris muscle recruitment and knee extensor torque. *Journal of Biomechanics* 37: 1689–1697
- Reeves ND, Maganaris CN, Narici MV (2003) Effect of strength training on human patella tendon mechanical properties of older individuals. *Journal of Physiology* 548:971-981
- Smidt GL (1973). Biomechanical analysis of knee flexion and extension. *Journal of Biomechanics*. 6, 79–92.
- Tihanyi, J. , Bogner, P., Esztergályos, J., Rácz, L. (2004) In vivo mechanical characteristics of the human patellar tendon. In: First Hungarian Conference on Biomechanics, Eds: Bojtár, I. pp. 472-479
- Tsaopoulos DE, Baltzopoulos V, Maganaris CN (2006) Human patellar tendon moment arm length: Measurement considerations and clinical implications for joint loading assessment. *Clinical Biomechanics* 21:657–667
- Wilson, JM, & Flanagan, EP (2008). The role of elastic energy in activities with high force and power requirements: a brief review. *Journal of Strength and Conditioning Research* 22, 1705–1715

Függelék



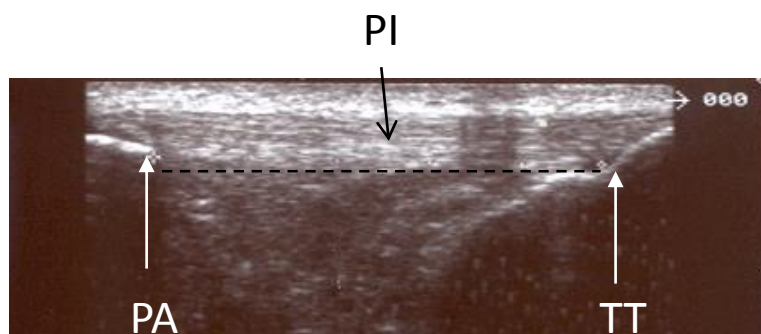
1. ábra. A vizsgált személy elhelyezkedése a Multicont II dinamométeren.



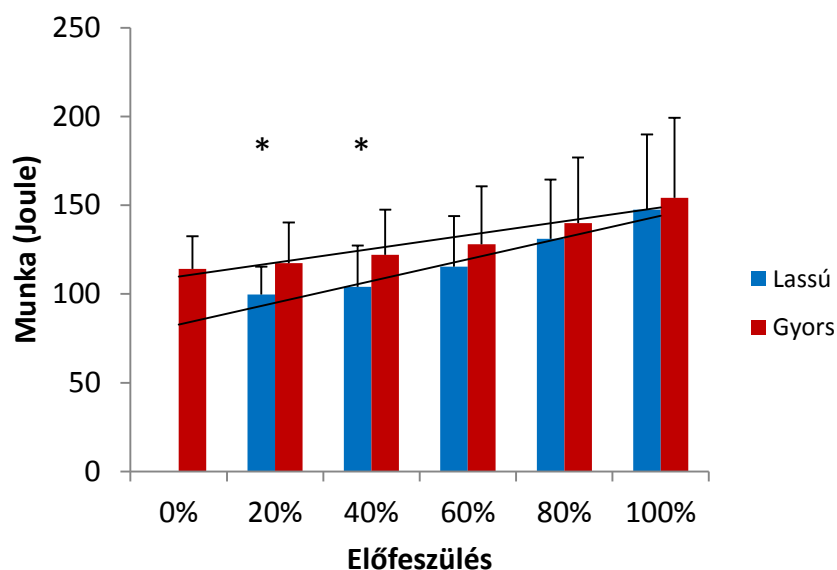
2. ábra. Forgatónyomaték-szög-idő görbék izometriás kontrakciót követő koncentrikus kontrakció során. A térdfeszítő izom aktivációs szintjének (rmsEMG) meghatározásának periódusai: a - előaktiváció, b – izometriás kontrakció vége, c - 15-35° szögtartományban a koncentrikus kontrakció alatt.



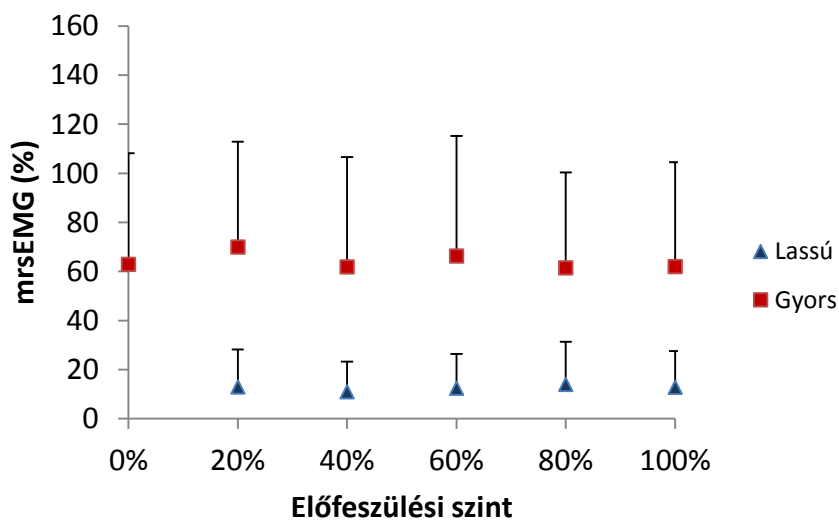
3. ábra. A patella ín hosszának mérése



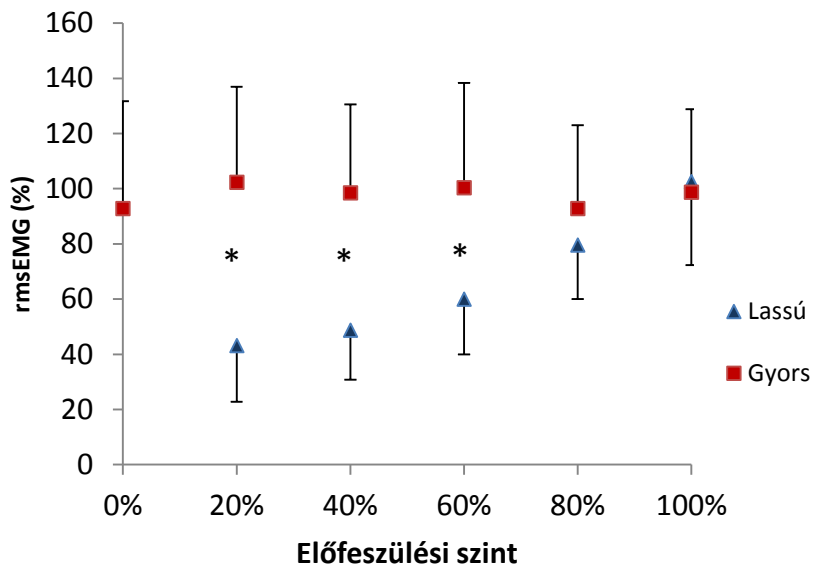
4. ábra. A patella ín (PI) ultrahang képe. PA a patella csúcsát, a TT a tuberositas tibiae kezdőpontját jelzi. A patella ín hosszának a PA és a TT közötti távolságát vettük



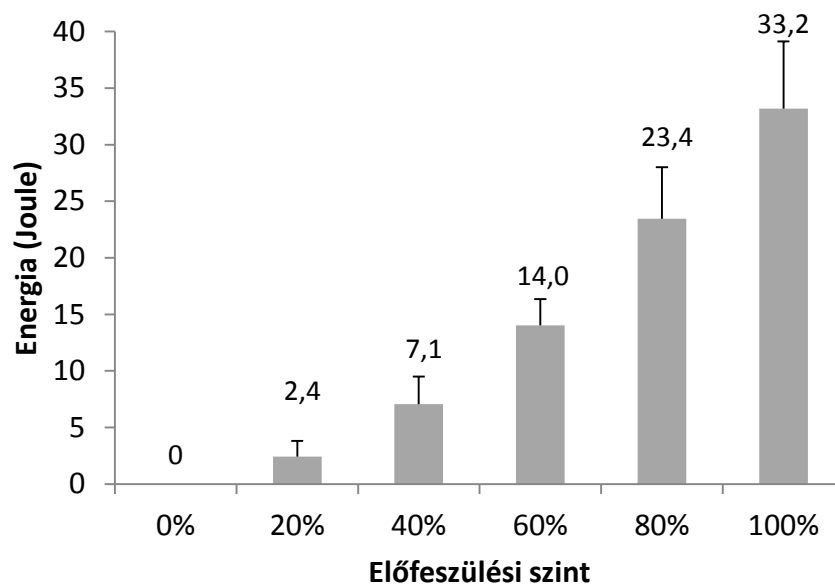
5. ábra. A térdfesztők munkavégzése térdnyújtás alatt. A piros oszlopok az előfeszülés szint gyors, a kék oszlopok az előfeszülési szint lassú elérésével kiváltott munkavégzését jelölik. A csillagok a szignifikáns különbséget jelzik a piros és kék színnel jelzett átlagok között.



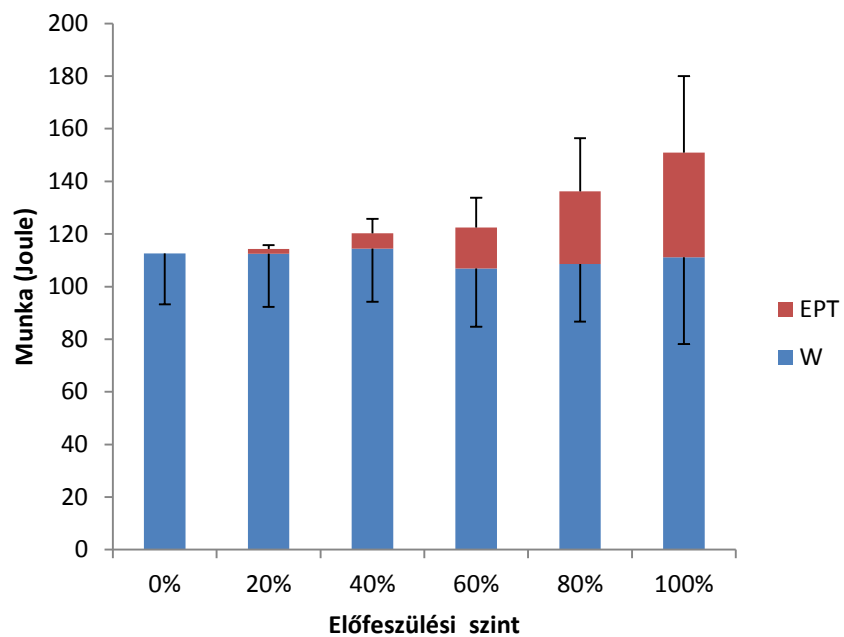
6. ábra. A térdfesztő izom (VL) rmsEMG átlag és szórás értékei az előaktiváció alatt, amikor az előfeszülési szinteket gyorsan (piros jelek) vagy lassan (kék jelek) kellett elérni. A lassú és gyors aktiváció alatti rmsEMG között minden esetben szignifikáns volt a különbség.



7. ábra. A térdfesztő izom (VL) aktivációs szintje az izometriás kontrakció alatt. A csillagok a szignifikáns különbséget jeleznek gyors aktiváció (piros jelek) vagy lassú aktiváció okozta rmsEMG átlagok között.



8. ábra. A patella ínban tárolt elasztikus energia átlag és szórás értékei a különböző előfeszülési szinteknél.



9. ábra. A patella ínban tárolt energia hozzájárulása a térdfesztők munkavégzéséhez különböző előfeszülési szinteknél az izom maximális aktiválása során. EPT – a patella ínban tárolt elasztikus energia, W – az izom kontraktilis elemei által végzett munka.

Köszönetnyilvánítás

Ezúton szeretnék köszönetet mondani kedves tanáromnak és témavezetőmnek, Prof. Dr. Tihanyi Józsefnek, aki óráin segített megalapozni a szükséges tudást, biztatott és átsegített a holtpontokon, amikor az ismeretlen feladatoktól megriadtam. Sikerült megszerettetnie velem a biomechanikát. Köszönet illeti konzulenseimet, Péter Annamária és Hegyi András PhD hallgatókat, a velük folytatott beszélgetések indították el bennem a kíváncsiságot a kutatás iránt. Együtt végeztük el a méréseket, megosztották velem tapasztalataikat, segítettek, ha kérdésem volt. Végül, de nem utolsó sorban köszönöm a barátaimnak, és évfolyamtársaimnak, hogy részt vettek a méréseken, és időt szakítottak rá, komolyan vették a dolgot.

Nyilatkozat a pályázó egyéni hozzájárulásáról a pályaműben leírt eredményekhez

Alulírott Bartha Kincső (an.: Klein Marianna, szül.: Budapest, 1991.09.13, lakcím: 2623, Kismaros, Zrínyi utca 15, szig. szám:662478MA) nyilatkozom, hogy az általam bemutatott vizsgálati eredmények saját munka eredményei, melyet még semmilyen formában nem közöltem, csak és kizárólag a TDK konferenciák keretein belül.