

GERINCALAK ÉS IZOMAKTIVITÁS EGYÜTTES VÁLTOZÁSA TÖRZSERŐ-TESTEK SORÁN FIATAL KOSÁRLABDÁZÓK KÖRÉBEN

Petró Bálint¹, Gál-Pottyondy Anna², Kiss Rita M.¹

¹ Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Mechatronika, Optika és Gépészeti Informatika Tanszék

² Testnevelési Egyetem

rita.kiss@mogi.bme.hu

DOI: 10.17489/biohun/2019/1/02

Absztrakt

A mindennapi és a sportéletben egyaránt fontos a törzsizmok és más testtartásért felelős izmok megerősítése és egyensúlyának biztosítása. A testtartás izmainak tesztelésére jól alkalmazható a plank-teszt, mely a fekvőtámaszhoz hasonló, csak hajlított alkartámaszban kezdődik és ennek a helyzetnek az egy percre történő megtartása. Előnye, hogy könnyen elvégezhető és nem igényel eszközt, ugyanakkor a teszt kiértékelése leggyakrabban csak szubjektíven, szemrevételezéssel történik. Ezért kialakítottunk egy új mérési protokollt a gerinc alakjának és az izomaktivitás változásának egyidőben való követésére.

A protokoll tesztelésére II. fű kosárlabdázó (13-17 év) részvételével végeztünk méréseket; a feladat egy percre tartó plank-teszt volt. A gerinc alakját tövisnyúlványokra helyezett jelölők optikai követésével állapítottuk meg, melyből a gerincgörbületi szögek (kyphosis és lordosis) számíthatók minden időpontra. Felületi elektromiográfiával mértük II. izom aktivitását; a medián frekvencia csökkenésének számításával megállapítottuk az izomfáradás mértékét.

A gerincszögek változása a gyakorlat első és utolsó 10 másodperce között minden esetben a kyphosis (jellemzően nagymértékű) növekedését mutatta; a lordosis vagy kismértékben csökkent, vagy nagymértékben nőtt. Ez azt mutatja, hogy a plank-teszt során az egyes résztvevők különböző módokon fáradnak el, melyek indikálhatják különböző stabilizáló izmok gyengeségét.

Az EMG medián frekvenciája a gyakorlat során jellemzően vagy közel állandó, vagy egyenesen csökkent volt a vizsgált izmokban (szignifikánsan fáradt a m. gluteus maximus, az erector spinae iliocostalis, a rectus abdominis longus és az obliquus externus abdominis), ám néhány izom mutatott hullámzó aktivitást is. Szignifikáns korrelációt a m. rectus femoris fáradása és a gerincgörbületek növekedése között találtunk. További kutatási lehetőséget ad a protokoll elvégzése homogén életkorú, különböző sportot űző csoportok részvételével.

Kulcsszavak: elektromiográfia, izomfáradás, gerincgörbületek, törzserő, core izmok

CONCURRENT CHANGES IN SPINAL CURVATURES AND MUSCLE ACTIVITIES DURING POSTURAL MUSCLE TESTING AMONG YOUNG BASKETBALL PLAYERS

Abstract

Strengthening postural and core muscles and ensuring their balance is vital in everyday and sports life as well. For functional testing of postural muscles, the plank-test can be used which consists of holding the plank (prone bridge) position for an amount of time, e.g. 1 minute. This test is easy to administer and

requires no equipment; however, evaluation is usually done only visually, in a subjective manner. This motivated the development of a novel measurement protocol simultaneously recording spinal curvatures and muscle activations.

Testing of the protocol was done involving 11 young boy basketball players (aged 13-17 years); the task was holding the plank position for one minute. Spinal curvatures were recorded by placing optical motion capture markers on eleven spinous processes from which the curvature angles (kyphosis and lordosis) could be obtained for each video frame. Surface electromyography was used to measure activities of 11 muscles; muscle fatigue was obtained by calculating the decrease in median frequency of the electric signal.

The changes in curvature comparing the first and last 10 seconds of the tests showed for every participant a (usually large) increase in kyphosis values; lordosis values either decreased to a small extent or increased to a large extent. This shows that during the plank-test, the fatiguing process is can differ among individuals which may indicate the lack in power of different postural muscles.

The median frequencies of EMG signals generally either stayed constant during the test or showed a steady decrease. Significant fatigue was detected for the m. gluteus maximus, the erector spinae iliocostalis, the rectus abdominis longus and the obliquus externus abdominis. Some muscles showed a fluctuation in activity. Comparing muscle fatigue and curvature changes, only the m. rectus femoris showed a significant correlation. Further research should be carried out involving a more homogeneous participant group and participants from other sports as well.

Keywords: electromyography, muscle fatigue, spinal curvatures, core strength, core muscles.

Bevezetés

A törzsizmoknak és a testtartásért felelős egyéb izmoknak szinte minden mozgás közben aktív, stabilizáló szerepük is van. Ezen izmok megfelelő erőállóképessége és izomegyensúlya egyaránt fontos. Elengedhetetlen a törzsizmok megerősítése a helyes testtartás és a magas terhelhetőség érdekében. Erős törzsizmozattal gyorsabban, pontosabban tudják a mozgásokat végrehajtani a sportolók. Magasabb szintű sporteredmény eléréséhez elengedhetetlen a súlyzós edzések edzésprogramba való beépítése. Ennek azonban szigorú előfeltételei és szabályai vannak, mint a csontosodási folyamatok befejeződése, a közel végleges testarányok kialakulása, a gyakorlatok saját testsúllyal történő tökéletes kivitelezése.

A csont- és izomrendszer egészséges fejlődését megtartó, elősegítő edzések tervezéséhez

szükséges a sportolók aktuális fiziológiás állapotának ismerete. A törzsizmok csökkent állóképessége és az alsó végtag fáradásos sérülései szignifikánsan összefüggnek.¹ Ugyanakkor Nesser és munkatársai szignifikáns, de nem erős összefüggést találtak a törzserő és az általános erőt mérő változók között sprintfutás, ingafutás, guggolás és fekvőnyomás gyakorlatokat vizsgálva.² Kiemelik, hogy a törzs izmai egy egységet alkotnak, így egységben, több izomcsoportot együttesen vizsgálva célszerű összehasonlítani azok működését sportspecifikus tesztekkel. A gerinc és az azt körülvevő izmok állapotának felmérése a sérülések rizikójának becsülésénél és az általános terhelhetőség megállapításánál is fontos szerepet játszik.²

A törzsizmok erejének tesztelésére elterjedten használnak statikus, izometrikus terhelést jelentő teszteket, gyakorlatokat.³⁻⁶ Ezen egyszerű tesztek sportéletben használatának gyakor-

lati előnye, hogy könnyen megismételhetők és alacsony eszközigényűek. Sok esetben azonban csak a feladatot végeztető gyógytornász vagy más szakember megtekintése alapján értékelik a tesztet, tehát egyelőre hiányoznak a feladatok objektív, műszeres kiértékelési lehetőségei. Népszerűségük miatt azonban tudományos kutatások is vizsgálták már ezeket a gyakorlatokat. A törzserősítések kiértékelésében a mozgás kinematikai mérése mellett az izomaktivitás felületi elektromiográfiás (EMG) vizsgálatát alkalmazzák. Sportolók törzsizomzatának aktuális állapotának megfelelő és hiteles felmérésére alkalmas például a módosított Matthias-teszt³ vagy a plank-teszt is.⁴⁻⁶ A plank-pozíció egyperces megtartása a core izomcsoportok állóképességi munkáját igénylő saját testsúllyal történő feladat. Ugyanakkor Tillaar és munkatársa a rectus abdominis és az external oblique izmok esetében hasonló aktivitást figyelt meg a hat ismétléses maximális guggolás és az egyperces plank gyakorlatok kivitelezése közben.⁷

Az utánpótlás korú sportolóknak nemcsak a növekvő edzés- és versenyterheléssel kell megküzdeniük, hanem testük gyors ütemű változásával, növekedésével is. Serdülőkorban nagy figyelmet kell szentelni a kondicionális képességek megfelelő fejlesztésére. A hosszútávú és magas szintű sporteredmény eléréséhez elengedhetetlen, hogy a sportágspecifikus erősítések mellett helyet kapjanak a helyes testtartást és izomegyensúlyt elősegítő feladatok is. Jellemzően az aszimmetrikus terheléssel járó sportágak sportolói a veszélyeztetettek, azonban a nem tipikus testalkatot igénylő sportokat is, mint például a kosárlabdát, kiemelten kell kezelni. Lark és munkatársai megmutatták, hogy a plank-teszt alkalmas aktív kosárlabdázók törzsizomzatának felmérésére.⁸ Ezért célul tűztük ki egy vizsgálati protokoll kifejlesztését és tesztelését, amely lehetővé teszi a plank-teszt objektív kiértékelését. A testtartás objektív méréséhez a gerinc alakját, és annak

változását mérjük; emellett vizsgálni szeretnénk a pozíció megtartásában leginkább szerepet játszó izmok fáradását is. Hasonló elrendezésű méréseket nemrégiben kezdtek kutatásokban használni.⁹ A gerinc alakjának folytonos követése lehetséges fényvisszaverő jelölők (markerek) bőrre való felhelyezésével.¹⁰ A csigolyatövisnyúlványokra helyezett jelölők pozícióját optikai mozgáskövető (motion capture, MoCap) rendszerrel meghatározhatjuk minden képkockán; az ezekre illesztett görbe közelíti a gerincoszlop alakját. Ezzel a módszerrel abszolút gerincgörbületi értékek csak bizonytalansággal állapíthatók meg, azonban alkalmas a görbületi szögértékekben történő változások meghatározására.^{10,11} A módszert korábban megvalósítottuk a BME MOGI Tanszék Mozgásvizsgáló Laboratóriumában.¹² A gerincgörbületek mérésével párhuzamosan érdekesek lehetnek az egyes izmok fáradásai is. A fáradás mértékének megállapításához az EMG-jelek megfelelő szűrése¹³ után az elektromos jel medián frekvenciáját számíthatjuk, amelynek csökkenése indikálja az izomfáradást.^{14,15}

Jelen kutatás célja egy olyan vizsgálati módszer kidolgozása, amellyel egyidejűleg meghatározható a gerinc alakjának változása és az ehhez kapcsolódó izmok aktivitása, fáradása. A módszer kiterjeszhető egyéb ízületek szögének változására, így bármilyen mozgás vizsgálatára is. Mostani, előzetes méréseinket fiatal kosárlabdázók körében végeztük el.

Módszerek

Résztvevők

Méréseinken a Szolnoki Kosárlabda Akadémia 11 fiú sportolója vett részt. A résztvevők életkora 13-17 év (átlag 14,6 év), testmagassága 153-199 cm (átlag 181 cm), testtömege 37-81 kg (átlag 63,1 kg). Méréseinket a BME MOGI Tanszékének Mozgásvizsgáló laboratóriumá-

ban végeztük, három alkalomra elosztva. A mérés előtt kikérdeztük a résztvevőket múltbéli és jelenlegi sportolási szokásaikról, aktuális sportterhelésükről, a csapatban betöltött pozíciójukról, valamint aktuális állapotukról: sportoltak-e előző nap, milyen állapotban érzik magukat. Néhány résztvevő enyhe izomlázról számolt be előző napi sportolás miatt.

Mérési protokoll

Az érzékelők és jelölők megfelelő felhelyezése és tesztelése után a résztvevő a MoCap rendszer mérőterében, a padlón elhelyezett polifoam szőnyegen elhelyezkedik. Felveszi a fekvőtámaszhoz hasonló plank-pozíciót (1. ábra), behajlított karokkal, alkarjára támaszkodva; az alkarok párhuzamosak a gerinccel. A test egyenes; a tarkó, a vállak közti háti szakasz, a keresztcsont, a térdek és a bokák egy vonalon helyezkednek el. Az instrukció: A szabályos plank-pozíciót tartsa meg egy percig. A szabályos pozíció felvételével indult a 60 s-os mérés. A feladat megkezdése után már nem kapott további instrukciót a játékos, még abban az esetben se, ha már nem volt szabályos a feladat kivitelezése.



1. ábra. Plank-pozíció, mérési elrendezés

Gerinc alakjának mérése

A gerinc alakjának és a test pozíciójának méréséhez retroreflektív markereket helyeztünk el a résztvevőn. A markerek térbeli pozícióját egy 18 kamerás OptiTrack[®] Motive (NaturalPoint Inc., Oregon, USA) mozgásvizsgáló (MoCap)

rendszerrel követtük nyomon, 100 Hz-es mintavételezéssel. Összesen 10 csigolya processus spinosusait jelöltük meg¹² (lásd 1. ábrán), ezek: C6, T1, T4, T6, T8, T10, T12, L2, L4 és L5. További markereket helyeztünk el a sacrumon, a jobb- és baloldali fültövön, vállcsúcson, könyök és csukló laterális bütykén, a nagytomporokon, a térd és boka laterális oldalain, amelyek a jobb követhetőség biztosították, adataikat nem használtuk fel.

Az adatfeldolgozás során a mért markerpozíciókat aluláteresztő szűrővel, 6 Hz-es vágási frekvenciával simítottuk. A gerincalak meghatározásához a 10 tövisnyúlványon lévő markerre térbeli spline görbét illesztettünk a négyzetes hibaérték minimalizálásával. A lumbális lordózis (LL) és a thorakális kyphosis (TK) szögek definíciószerűen a mért pontokra illesztett görbe T1, T12, L5 processus spinosusokat reprezentáló pontoknál behúzott érintők által bezárt szögek.

Izomaktivitás mérése felületi elektromiográfiával – vizsgált izmok, mérési protokoll, jelfeldolgozás

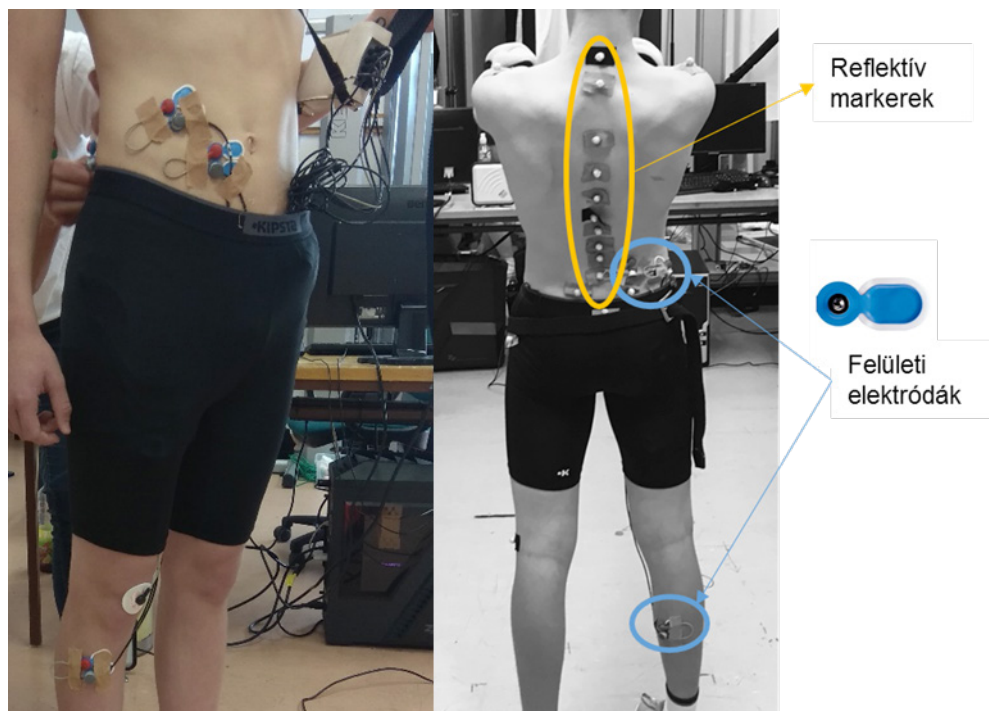
Az izomaktivitás Telemyo típusú felületi, bipoláris EMG adatgyűjtő berendezéssel (Noraxon Inc., Scottsdale, AZ, USA) történt. Az adatgyűjtő 16 vezetékes csatornát használ, valamint elérhető hozzá egy rádiófrekvenciás adóvevő is. Az adóvevő párja egy mobilis felvevő egység, amelyhez 16 csatorna csatlakoztatható. A felvevőben tízszeres erősítés található, a jel/zaj viszony 65 dB-nél nagyobb. A felvevő összegzett szűrési sávja 0-1150 Hz; a mintavételezési frekvencia 2 kHz. Az adatgyűjtő a hozzá tartozó gyári szoftver segítségével kapcsolódik a mérést vezérlő számítógéphez.

A bipoláris, felületi elektródákat a SENIAM¹⁶ ajánlásait követve helyeztük el. A gerincen eredő izmok közül két felületes izmot vizsgáltunk, ezek a m. erector spinae longissimus és

a m. erector spinae iliocostalis, melyek a gerinc legfőbb feszítő izmai. A hasizmok közül szintén kettőt vizsgáltunk, ezek a m. obliquus externus abdominis és a m. rectus abdominis, melyek fő feladata a hasúri nyomás fenntartása és az alsó és felső testfél izomláncjai közötti kapcsolat kialakítása. A medencefenék izmai közül a m. gluteus maximus és m. gluteus medius izmokat mértük. Előbbi, a maximus a csípőízület feszítője, ezáltal az egyenes testtartás legfőbb biztosítója, míg a medius a comb abductor és belső rotátora, így fekvőtámaszban is rögzítő szerepe van. A térdízület mozgását végző izmok közül a m. rectus femoris-t (csípőízületi flexio), a m. adductor longus-t (comb adductora) és a m. biceps femoris-t (térdízület flexio) mértük. A bokaízület mozgásában részt vevő izmok közül a m. tibialis anterior-t (a lábfejet bokából lábháti irányba hajlítja) és a m. gastrocnemius medialis-t (térd flexio, boka plantarflexio)

mértük. Erről a mérési elrendezésről korábban beszámoltunk.¹⁷ A földpontot a térdkalácson helyeztük el.

A használt elektródák Ambu gyártmányú (Ballerup, Dánia) „BlueSensor N” típusú, egyszer használatos csecsemőkre méretezett EKG-elektrodák voltak, melyek ezüst/ezüstklorid anyagúak. Két egymás mellé helyezett elektróda közt 2 cm távolság volt. Az elektródák felhelyezése előtt a területet frissen leborotváltuk, a legfinomabb dörzspapírral a bőr felületét lecsiszoltuk, majd egy alkoholos bőrfertőtlenítő folyadék és vatta segítségével a bőrön található maradék szennyeződést is eltávolítottuk. Az elektródákat és azokat a felvívvel összekötő kábeleket leukoplaszttal rögzítettük a bőrhöz. A kontaktus ellenőrzésére az egyes izmok megfeszítésére, terhelésre kértük a résztvevőt a SENIAM modellben megadott testhelyzetekben.



2. ábra. Felhelyezett felületi elektródák és reflektív markerek

Az EMG-jelek, mint minden fiziológiás elektromos jel mérése során zajokkal terheltek. Az alacsony frekvenciás zajok (0-20 Hz) az elektróda, a bőr vagy az elektródához csatlakozó kábelek elmozdulásából ered. Ezek a frekvenciakomponensek különösen instabilak, mivel ezeket a motoregységek tüzelési sebességének kvázi-véletlenszerű jellege befolyásolja. A jel összetevőinek instabil jellegéből adódóan tanácsos ezeket zajnak tekinteni és eltávolítani őket a jelből. A helyiségben lévő hálózati 50 Hz-es frekvencia szintén könnyen megjelenik a mért jelben. Az is ismert, hogy 500 Hz fölött már nem számíthatunk izomaktivitás eredetű EMG-jelre, hiszen ennél sűrűbben tipikusan nem fordulnak elő akciós potenciálok. A törzs izmaira tett elektródák sok esetben érzékelik a szívből jövő EKG jeleket, ami az izmok tekintetében szintén zajnak tekinthető, így azok kiszűrése is indokolt. Ennek megfelelően a mért elektromos jeleken szűréseket végeztünk: az EKG-jel kiszűrését, felüláteresztő szűrést 20 Hz-es vágási frekvenciával; sávzáró szűrést 45-55 Hz között, illetve aluláteresztő szűrést 500 Hz-es vágási frekvenciával.

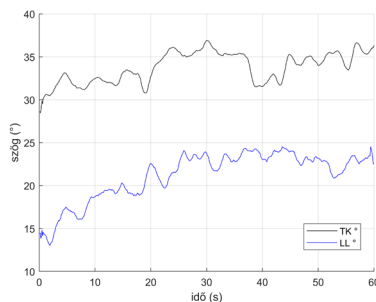
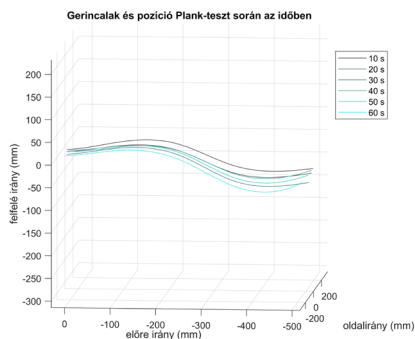
A frekvenciartományi szűrések elvégzése után a mért jel további, túszerű műhibákkal volt terhelt. Ezek ritkán, csak egymástól több másodpercnyi távolságra helyezkedtek el, és mindössze 4-8 minta hosszúak voltak,

azonban amplitúdóban a jel többi részének sokszorosát jelentették és a medián frekvencia számítását irreálisan befolyásolták. Ezeket a túszerűket hibás mért értéknek tekintve, nullával helyettesítettük.

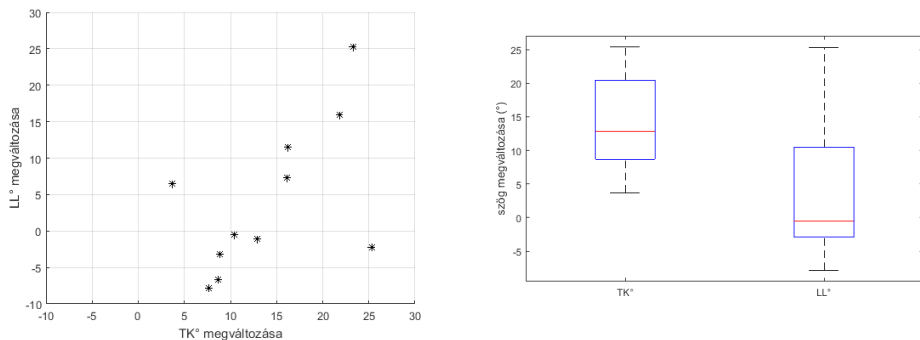
A MoCap rendszerrel való mérés időbeli szinkronizálásához, a mérés kezdetének illesztéséhez a MoCap rendszer megfelelő kezelőszervén lévő szinkronizáló kimenetet vezetékkel összekötöttük az EMG adatgyűjtő egyik csatornájával. A vezetéken alapértelmezésben alacsony feszültségű jel van, mely a MoCap rendszer felvételének indításakor magas szintre ugrik, így ez az él egyértelműen jelöli az indítást.

Vizsgált paraméterek

Az izomfáradás számszerű jellemzésére az EMG-vel mérhető izomaktivitás medián frekvenciájának megváltozását használtuk.¹⁵ Az egyenként 60 másodperces felvételeket 3 s hosszú, egymással 50 %-ban átfedő szakaszokra bontva számítottuk a medián frekvenciát, a szakaszok középpontjához rendelve. A 60 s hosszú felvételekre kapott medián frekvencia értékekre lineáris regressziót illesztettünk. Így a regressziós egyenes meredeksége mutatja a medián frekvencia átlagos csökkenését, esetlegesen növekedését. Ezt a csökkenő meredekség-



3. ábra. Gerincalak változása plank-teszt során egy résztvevőre



4. ábra. Szórásdiagram és dobozábra a TK és LL szögek megváltozásáról a plank-teszt eleje és vége között a csoportban

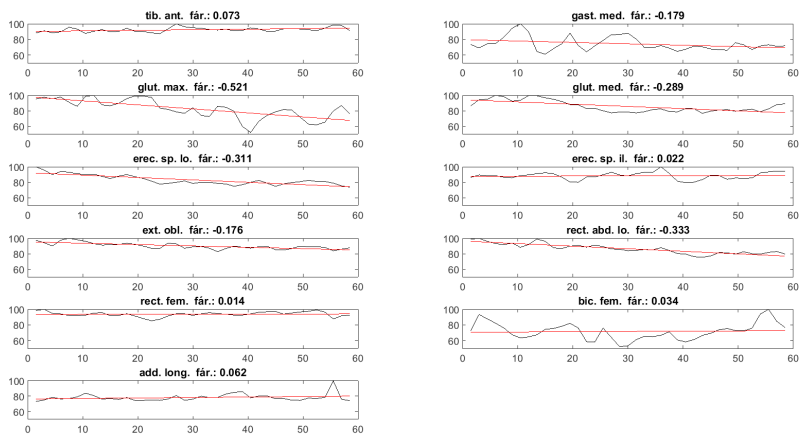
get tekintjük izomfáradásnak. Az egyes izmok összehasonlíthatósága érdekében a medián frekvenciákat azok maximumával normáltuk 0 és 100% közé, így az egyenes meredekségének számértéke is így értelmezendő. Negatívabb meredekség nagyobb mértékű izomfáradásnak felel meg.

A gerincalakot leíró két szög, a TK és LL értékeléséhez a 60 s hosszú plank gyakorlat alatt az első és utolsó 10 s-es szakaszon mért szögek átlagát és szórását hasonlítottuk össze, minden résztvevőt saját magával. A különbség statisztikai

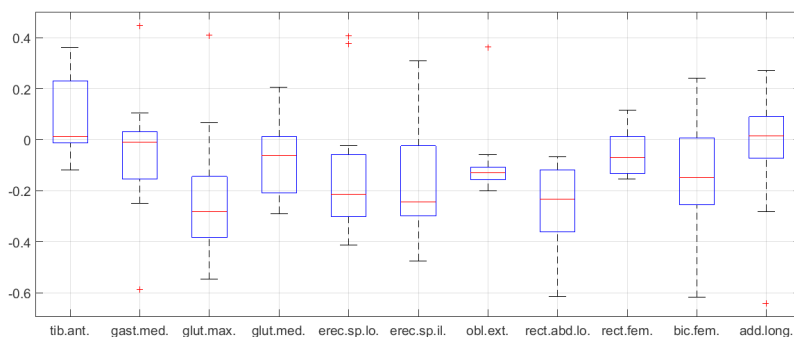
szignifikanciáját Wilcoxon-féle előjeles rang-teszt alkalmazásával vizsgáltuk. Szintén összehasonlítottuk a TK és LL szög gyakorlat során történt megváltozását az egyes izmok fáradásával, itt Spearman-féle korrelációs együtthatót számítottunk.

Eredmények

A MoCap rendszer használatával a gerincalak a gyakorlat végzése során végig meghatározható (példa a 3. ábrán), amelyet videóként megtekintve értékelhető a gerincben bekövet-



5. ábra. A vizsgált izmok mediánfrekvenciája plank-teszt során egy résztvevőre



6. ábra. A vizsgált izmok fáradása a csoportban

kező változás. Ez a gerincszögeket ábrázolva szintén követhető (példa a 3. ábrán). A gerincszögek változása a gyakorlat első és utolsó 10 s-a között minden esetben a TK (jellemzően nagymértékű) növekedését mutatta; az LL szög vagy kismértékben csökkent, vagy nagymértékben nőtt (4. ábra). A TK megváltozása erősen szignifikáns ($p < 0,001$), míg az LL megváltozása a kétféle viselkedés miatt nem szignifikáns ($p = 0,4659$) a csoportban. A TK és LL megváltozása nagymértékben korrelált: $\rho = 0,57$ ($p = 0,07$), két erősen kiugró adatpont mellett (4. ábra).

Az EMG medián frekvenciája a gyakorlat során jellemzően vagy közel állandó, vagy egyenesen csökkenő volt a vizsgált izmokban, ám néhány izom mutatott hullámzó aktivitást is (példa az 5. ábrán). A csoport tagjai közül leggyakrabban ilyen hullámzó aktivitást mutatott rendre a m. gluteus maximus, a m. gluteus medius, a m. gastrocnemius medialis és a m. biceps femoris.

Az egész csoportra vetítve az egyes izmok jellemző fáradását mutatja a 6. ábra; a statisztikai szignifikanciaértékeket az 1. táblázatban foglaltuk össze. Egyöntetűen fáradást mutatott a m. gluteus maximus ($p = 0,032$), az erector spinae iliocostalis ($p = 0,102$) és a rectus abdominis longus ($p = 0,001$), valamint kismértékben a m. obliquus externus abdominis ($p = 0,054$) is.

A gerincszögek megváltozása és az izmok fáradása között kevés szignifikáns korreláció volt felfedezhető (2. táblázat). Szignifikáns korrelációt csak a m. rectus femoris és a m. gastrocnemius medialis mutatott. A m. rectus femoris esetében a korreláció negatív, azaz a nagyobb fáradás (csökkenő aktivitás) nagyobb szögváltozást eredményezett a gerincben. Ezzel szemben a m. gastrocnemius medialis pozitívan korrelált, azaz nagyobb aktivitás esetén a szögváltozás nagyobb volt. Feltételezhetően ez a célzott testtartástól való eltérés miatt egy kompenzációs folyamatot jelez.

izom	tib ant	gast med	glut max	glut med	errec sp lo	errec sp il
p-érték	0.240	0.465	0.032	0.123	0.240	0.102
izom	obl ext	rect abd lo	rect fem	bic fem	add lon	
p-érték	0.054	0.001	0.206	0.123	1.000	

1. táblázat. A vizsgált izmok fáradásának szignifikanciája a csoportban

izom	tib ant	gast med	glut max	glut med	erec sp lo	erec sp il
TK	0.53*	0.77***	-0.02	0.21	0.46	0.45
LL	-0.06	0.55*	-0.16	0.15	0.17	0.45
izom	obl ext	rect abd lo	rect fem	bic fem	add lon	
TK	0.44	-0.35	-0.61**	0.35	-0.15	
LL	0.14	0.11	-0.68**	0.27	0.07	

2. táblázat. Korrelációs együttható a gerincszögek megváltozása és az izmok fáradása között

* $p < 0.1$, ** $p < 0.05$, *** $p < 0.01$

Megbeszélés

Jelen munka célja a a gerincgörbület változásának és a testtartásért felelős izmok fáradásának mérése volt egyperces plank-teszt során. A mozgáselemző rendszer felvételei alapján a processus spinosusok által leírt görbék változásait a két gerincgörbület (kyphosis és lordosis) formájában numerikusan rögzítettük, és a teszt eleje és vége közti pozíciókban lévő különbséget vizsgáltuk. Míg a TK minden esetben megnövekedett, az LL bizonyos résztvevőknél csökkent vagy stagnált, míg másoknál nagymértékben megnőtt. Felületi EMG-vel detektált jelek alapján az izmok aktivációs szintjének változását, illetve a kontrakciók során bekövetkező fáradást is kimutattuk. Szignifikáns fáradást mutatott a csoportot tekintve a m. gluteus maximus, az erector spinae iliocostalis, a rectus abdominis longus és az obliquus externus abdominis. Szignifikáns korrelációt a gerincgörbületek növekedése és az izomfáradás között csak a m. rectus femoris esetében találtunk.

Az egyperces plank-teszt során minden esetben észlelhető volt jelentősebb testtartásbeli változás (4. ábra), tipikusan a TK nagymértékű növekedése. A gyakorlat során az LL esetében egyénenként változóan előfordult a lágyéki hátszakasz kiegyenesedése, valamint a medence beejtésével a nagyfokú görbületes növekedés is (4. ábra). Ez azt mutatja, hogy a plank-teszt során az egyes résztvevők különböző módokon fáradnak el, melyek indikálhat-

ják különböző stabilizáló izmok gyengeségét. Bohannon és munkatársai szintén kifáradásig végzett plank-teszt során a fáradás többféle megjelenését figyelték meg.¹⁸ A vizsgálati személyek (n=103) saját elmondás alapján 11 féle módon indokolták a gyakorlat abbahagyását. Első helyen szerepelt a remegés, második helyen a hátfájás, de megjelent többek között a has és a comb fáradása is. Ezért plank-teszt során a gerincgörbület műszeres regisztrálása segítség lehet a törzsizmok állapotfelmérésében. Czaprowski és munkatársai plank-teszt során a m. rectus abdominis, m. obliquus externus, m. internal oblique/m. transversus abdominis izmok EMG aktivitását vizsgálták.¹⁹ Vizsgálataik során az m. obliquus externus izomnál figyelték meg a legnagyobb (42.3 ± 19.5 %MVC) aktivitást. A m. rectus abdominis és a m. internal oblique/m. transversus abdominis esetében jóval alacsonyabb izomaktivitást mértek (18.1 ± 9.1 és 18.5 ± 12.2 %MVC). Ez az eredmény a mi eredményeinktől különbözik, mivel a m. rectus abdominis-nél egyértelmű fáradást figyeltünk meg míg az m. obliquus externus izomnál csak kismértékben jelent meg a mediánfrekvencia csökkenése. Escamilla és munkatársai az m. rectus abdominis alsó részén (40 ± 10 %MVC) és a m. obliquus externus esetében (40 ± 20 %MVC) viszont közel azonos izom aktivitást figyeltek meg.²⁰ Ezek alapján arra következtethetünk, hogy a fent említett izmok mindenképpen jelentős szerepet játszanak a plank testhelyzet megtartásában. Pontos szerepük és jelentőségük felmérése a gyakorlatban még további vizsgálatot igényel.

Az eredmények alapján a statikus gyakorlat alatt a gerinc helyzetének és görbületeinek, valamint az izmok aktiváció szintjének időbeli változása, azaz a fáradás, mind kinematikailag, mind izom aktivációs oldalról kimutatható. A gerincszögek és az izmok medián frekvenciájának összevetése alapján például a 3. ábrán látható 40 s körüli TK billenés a m. gluteus maximus és a m. erector spinae iliocostalis hirtelen aktivitáscsökkenésével indokolható (5. ábra).

A teljes gyakorlat alatti izomfáradást a gerincgörbület változásával összevetve megállapítható, hogy érdekes módon csak a m. rectus femoris mutatott szignifikáns, nagymértékű korrelációt. Feltételezhető, hogy egy ilyen hosszúságú gyakorlat során többször cserélődnek a jobban aktivált és éppen pihenő izmok, így is csökkentve a fáradást. Lehetséges, hogy az izmokat funkció szerint csoportosítva, ezen csoportok összegzett aktivitása már mutatna korrelációt a testtartás változásával.

Mivel a vizsgálat célja a mérési eljárás ellenőrzése volt, amelyet széles célcsoporttal kívántunk megtenni, a vizsgálat elsődleges korlátja az alacsony létszámú, erősen inhomogén résztvevői csoport. További korlátot nyújtott, hogy csak felületi elektrodákat használhattunk, így a mélyebb tartóiz-

mok fáradását nem regisztrálhattuk.

A kutatás következő lépésében a létszámot növelve, homogén életkorú csoportokban folytatnánk a vizsgálatot. A vizsgálódás kiterjeszhető más törzserőt mérő tesztekre is, mint például a Matthias-teszt. Fontos feladat az EMG regisztrátumon megjelenő, nem a motoros egységekből jövő jelek zajszűrési eljárásának tökéletesítése. További lehetőség a gerincalak folytonos megváltozása és az izomfáradás közötti kapcsolat meghatározásához keresztkorreláció számítása a gerincszögek és az mediánfrekvencia adatok között. Az analízis kiterjeszhető oly módon, hogy az izmokat funkcionális csoportonként vizsgáljuk, így kimutathatóvá válhat az akaratlagos és akarat nélküli terhelésmegosztás az egyes tartóizmok között. Kiemelendő, hogy a módszer tovább fejleszhető tetszőleges ízületi szögek megváltozásának követésére is.

Összefoglalva megállapíthatjuk, hogy az izomfáradás elemzése kimutatta azon főbb testtartásért felelős izmok fáradását, amelyeket a plank-teszt megcélöz, míg a gerincgörbületi eredmények arra utalnak, hogy a lumbális gerincszakasz tartásának megváltozása lehet a teszt sikeres vagy sikertelen elvégzésének mutatója.

IRODALOMJEGYZÉK

1. *De Blaiser C, De Ridder R, Willems T, Vanden Bossche L, Danneels L, Roosen P.* Impaired Core Stability as a Risk Factor for the Development of Lower Extremity Overuse Injuries: A Prospective Cohort Study. *Am J Sports Med.* 2019;1–9.
2. *Nesser TW, Huxel KC, Tincher JL, Okaada T.* The relationship between core stability and performance in division I football players. *J Strength Cond Res.* 2008;22(6):1750–4.
3. *Betsch M, Wild M, Jungbluth P, Thelen S, Hakimi M, Windolf J, et al.* The rasterstereographic-dynamic analysis of posture in adolescents using a modified Matthias test. *Eur Spine J.* 2010;19(10):1735–9.
4. *Ektstrom RA, Donatelli RA, Carp KC.* Electromyographic Analysis of Core Trunk, Hip, and Thigh Muscles During 9 Rehabilitation Exercises. *J Orthop Sport Phys Ther.* 2007;37(12):754–62.
5. *Tong TK, Wu S, Nie J.* Sport-specific endurance plank test for evaluation of global core muscle function. *Phys Ther Sport.* 2014;15(1):58–63.
6. *De Blaiser C, De Ridder R, Willems T, Danneels L, Vanden Bossche L, Palmans T, et al.* Evaluating abdominal core muscle fatigue: As-

- essment of the validity and reliability of the prone bridging test. *Scand J Med Sci Sport*. 2018;28(2):391–9.
7. *Van den Tillaar R, Saeterbakken AH*. Comparison of Core Muscle Activation Between a Prone Bridge and 6-RM Back Squats. *J Hum Kinet*. 2018;62(1):43–53.
 8. *Larč SD, Dickie JA, Faulkner JA, Barnes MJ*. Muscle activation and local muscular fatigue during a 12-minute rotational bridge. *Sport Biomech* [Internet]. 2018;3141:1–12. Available from: <http://doi.org/10.1080/14763141.2018.1433870>
 9. *Schellenberg F, Schmid N, Häberle R, Hörterer N, Taylor WR, Lorenzetti S*. Loading conditions in the spine, hip and knee during different executions of back extension exercises. *BMC Sports Sci Med Rehabil*. 2017;9(1):5–8.
 10. *Zemp R, List R, Gulay T, Elsig JP, Naxera J, Taylor WR, et al*. Soft tissue artefacts of the human back: Comparison of the sagittal curvature of the spine measured using skin markers and an open upright MRI. *PLoS One*. 2014;9(4):1–8.
 11. *Schmid S, Studer D, Hasler CC, Romkes J, Taylor WR, Brunner R, et al*. Using skin markers for spinal curvature quantification in main thoracic adolescent idiopathic scoliosis: An explorative radiographic study. *PLoS One*. 2015;10(8):1–12.
 12. *Takács M, Gál-Pottyondy A, Petró B, Rudner E, Váradi A, Kiss RM*. Ultrahangalapú gerincvizsgáló eszközzel és optikailapú mozgáskövető rendszerrel végzett gerincvizsgálatok eredményeinek összevetése. In: *A Magyar Gerincgyógyászati Társaság 2019 évi Tudományos Ülése*. 2019. p. 17–8.
 13. *Horváth M, Fazekas G*. Metodikai összefoglaló mozgáskárosodás felmérése elektro-
miográfiával – a kineziológiai emg. *Ideggyogy Sz.* 2003;56(11–12):360–9.
 14. *Yoshitake Y, Ue H, Miyazaki M, Moritani T*. Assessment of lower-back muscle fatigue using electromyography, mechanomyography, and near-infrared spectroscopy. *Eur J Appl Physiol*. 2001;84(3):174–9.
 15. *Cifrek M, Medved V, Tonković S, Ostojić S*. Surface EMG based muscle fatigue evaluation in biomechanics. *Clin Biomech*. 2009;24(4):327–40.
 16. *Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G*. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol* [Internet]. 2000 [cited 2018 Aug 13];10(5):361–74. Available from: www.elsevier.com/locate/jelekin
 17. *Gál-Pottyondy A, Takács M, Petró B, Kisrákói A, Kiss D, Kiss RM*. Egyperces statikus gyakorlatok alatt, optikai mozgáskövető rendszerrel végzett gerincvizsgálatok kineziológiai elektro-miográfiával egybekötve. In 2019. p. 5–6.
 18. *Bohannon RW, Steffl M, Glenney SS, Green M, Cashwell L, Prajerova K, et al*. The prone bridge test: Performance, validity, and reliability among older and younger adults. *J Bodyw Mov Ther*. 2018;22(2):385–9.
 19. *Czaprowski D, Afeltowicz A, Gebicka A, Pawłowska P, Kedra A, Barrios C, et al*. Abdominal muscle EMG-activity during bridge exercises on stable and unstable surfaces. *Phys Ther Sport*. 2014;15(3):162–8.
 20. *Escamilla RF, Lewis C, Pecson A, Imamura R, Andrews JR*. Muscle Activation Among Supine, Prone, and Side Position Exercises With and Without a Swiss Ball. *Sports Health*. 2016;8(4):372–9.

Hálásan köszönjük Dr. Takács Mária, Kisrákói Andrea és Kiss Dóra segítségét a mérések kivitelezésében. A kutatást az OTKA 115894 és a BME FIKP-BIO támogatta. Petró Bálintot jelen munka során az Emberi Erőforrások Minisztériuma, Új Nemzeti Kiválóság Program 18-3-I-BME-158 ösztöndíja támogatta.

Dr. Kiss Rita M.

Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Mechatronika, Optika és Gépészeti Informatika Tanszék

H-1111, Budapest, Bertalan Lajos u. 4-6.

Tel.:(+36)1 463-1738