

MAGYAR TESTNEVELÉSI ÉS SPORTTUDOMÁNYI EGYETEM



AZ ATLÉTÁK CSÍPŐFESZÍTŐ NYOMATÉKÁNAK ÉS IZOMAKTIVITÁSÁNAK
VÁLTOZÁSA A KONTRAKCIÓ SEBESSÉGÉNEK FÜGGVÉNYÉBEN

Bogdán András, Mezei Luca Eszter

Msc. Humánkineziológia (TF)

Témavezető: Dr. Hegyi András

Országos Tudományos Diákköri Konferencia, 2025.01

Bevezetés

Az atlétika alapját alkotó sprint futás kulcs szerepet játszik a teljesítmény és az eredmények szempontjából, majdnem minden versenyszámban kivéve a dobó számokat. Az elmúlt évtizedekben az atlétika egy nagyon kiélesedett sebesség orientált sport lett, amely eddig is így volt, de a folyamatos technikai, módszertani, eszköz béli, sporttudományi fejlődés rendkívülien sokat növekedett. A csípőfeszítő izmok közé tartozik a Gluteus Maximus (Gmax), valamint a Hamstring izomcsoport tagjai: a semitendinosus (ST), a semimembranosus (SM) és a biceps femoris (BF). A Hamstring izomcsoport nemcsak a térd hajlításában, hanem a csípő feszítésében is jelentős szerepet játszik. Korábbi kutatások kimutatták, hogy a sprintereknél a csípőfeszítő izmok – különösen a gluteus maximus, a semitendinosus és a biceps femoris – jelentősen nagyobb térfogatúak, mint nem sprintereknél, sőt, az izmok térfogata elit és szub elit atléták között is különbséget mutat. Ezzel szemben a Semimembranosus nem különbözött csoportok között. (Handsfield et al. 2016, Miller et al. 2021). Egy keresztmetszeti vizsgálat kimutatta, hogy egy éves sprint specifikus edzésprogram jelentős hatással bír a hamstring izomcsoport térfogatának növekedésére. A bemutatott eredmények alapján a semitendinosusba és a biceps femorisba a hipertrófia szignifikánsan növekedett, ami az edzés által kiváltott adaptációs változásokat tükrözi. ezzel szemben a semimembranosusban nem tapasztaltak változást a térfogatot illetően, ami arra utalhat ez az izom kevésbé reagál a maximális sebességen végrehajtott gyakorlatokra-edzésprogramra. Az eredmények alátámasztják, hogy az egy éves sprintspecifikus edzés, amelyet maximális sebességen vagy szubmaximális (90%) -on hajtanak végre eltérő hatást gyakorol az egyes térdhajlító izmok között (Kawama et al. 2024). Ennek oka feltételezhetően az izmok morfológiájában keresendő. Egy még korábbi vizsgálatban a csípőfeszítő és a térdhajlító izmokat vizsgálták izokinetikus dinamométerben, amelyben izokinetikus koncentrikus kontrakciók által kifejtett forgatónyomaték nagysága és a 60 méteres sprint teljesítmény kapcsolatát figyelték meg. Ebben a vizsgálatban MRI-vel is feltérképezték az izmok térfogatát. eredményül azt kapták, hogy a férfiaknál morfológiai és kinematikai jellemzői erős kapcsolatban állnak a maximális sebességgel a sprintfutás során (Nobuaki Watanabe et al. 2000).

A szóban forgó izmok közül a Semimembranosus rendelkezik a legnagyobb pennációs szöggel és a legrövidebb izomköteg hosszal, míg a semitendinosus párhuzamos rostlefutású. A pennált izmok nagyobb számú izomrostot tartalmaznak egy adott keresztmetszetben, ami lassabb kontrakciót eredményez, de a csúcserő, azaz a maximális erő kifejtési potenciál

jelentősen nagyobb. A párhuzamos rostlefutású izmok ezzel szemben gyorsabb kontrakciókra képesek, azonban kisebb a maximális erő kifejtésük. Az egyes izmok egyedi erő-sebesség profilja összeadódik, így az ízületeket körülvevő izmok összessége határozza meg az ízület nyomaték-szögsebesség profilját (Uchida & Delp 2021). A csípőfeszítő izmok térfogat eloszlása arra enged következtetni, hogy a sprinterek és nem sprinterek között elsődlegesen nagy sebességű kontrakcióknál jelentkezik különbség a csípőízületi nyomatékban. Ezt a feltételezést azonban még egy vizsgálat sem támasztotta alá. Továbbá, nem tisztázott, hogy az esetlegesen eltérő nyomaték-szögsebesség jellemzők összefüggésben állnak-e az izmok elektromos aktivitásával. A tankönyvi példákban szereplő erő-sebesség-teljesítmény összefüggések, amelyek itt is megfigyelhetők, azt feltételezik, hogy az erő kifejtésben részt vevő izmok maximálisan aktiválva vannak. Ez a feltételezés azonban nincs bizonyítva. Az egyes izmok aktivitása eltérő lehet különböző kontrakciós sebességeken. Például a semitendinosus nagy sebességen képes relatíve nagyobb erő kifejtésre képes, így feltételezhető, hogy az izom aktivitása is itt lesz a legnagyobb a többi izomhoz képest. Személyes kapcsolatom a témához igen erős, mivel 1 éve a Magyar Atlétikai Módszertani Központban dolgozom gyakornokként a szövetség berkein belül, amely hatalmas lehetőséget adott, hogy elmélyítsem a tudásomat az atléták teljesítményével kapcsolatos biomechanikai kutatások területén.

Célkitűzések

Kutatásunk célja meghatározni az atléták csípőfeszítőinek nyomaték-szögsebesség profilját egy erőedzett kontrollcsoportéhoz képest. Továbbá célunk, hogy összehasonlítsuk a csoportok közötti izom aktivitást növekvő szögsebesség függvényében. Korábbi vizsgálatok nem mutatták be hogyan változik az elektromos aktivitás a csípőfeszítő izmokban a sebesség függvényében, csak morfológiai és architektúrai és nyomatékbeli különbségeket tártak fel így célunk, hogy a különbségeket feltárhassuk a neuromuszkuláris háttérben.

H1: Az atléták csípőfeszítő nyomatéka a növekvő sebességgel kevésbé csökken, mint a kontroll csoporté.

H2: A növekvő sebesség a Gmax és ST nagyobb EMG aktivitásával jár együtt atlétáknál, míg az SM esetében és a kontroll csoportnál nem várunk jelentős növekedést az EMG aktivitásban.

Módszertan

Résztvevők

A kontrol csoportban tizenöt egészséges, erőnléti edzésben részt vevő önkéntes vett részt a vizsgálatban. A kutatásba való bekerülés minimális feltétele heti legalább 180 perc erőnléti edzés volt. Kizárási kritériumként ismert mozgásszervi rendellenességek, illetve a mért lábon bekövetkezett alsó végtagi sérülések az utóbbi 6 hónapban szerepeltek. A domináns lábat teszteltük, amelyet a hárompontos sprint rajtpozícióban elől lévő lábként határoztunk meg. Amennyiben a domináns lábat érintő közelmúltbeli sérülés volt, az ellenoldali láb került vizsgálatra. Egy résztvevőt kizártunk technikai hiba miatt (azaz koncentrikuskontrakciónál történő előlendítés). A fennmaradó 14 résztvevő között hét nő (életkor: $20,7 \pm 1,6$ év, testmagasság: $1,68 \pm 0,05$ m, testtömeg: $63,5 \pm 6,7$ kg, közülük kettőnek a bal lábuk volt a domináns) és hét férfi (életkor: $21,3 \pm 3,6$ év, testmagasság: $1,78 \pm 0,05$ m, testtömeg: $77,6 \pm 6,6$ kg, közülük háromnak bal láb volt a domináns) szerepelt. Az atléták csoportjában a vizsgálat során, 13 atléta (8 férfi, 5 nő, életkor 22 ± 3 év, testtömeg 72 ± 10 kg, testmagasság $1,77 \pm 0,07$ m) vett részt. Minden résztvevőt tájékoztattunk a vizsgálati eljárásokról, és írásos beleegyezésüket adták a vizsgálat előtt. A kutatás a Helsinkai Nyilatkozattal összhangban zajlott, és az etikai bizottság jóváhagyta.

A csoportok hasonló izometriás maximummal és antropometriai jellemzőkkel való összeállítása biztosítja a vizsgálat megbízhatóságát és összehasonlíthatóságát. Ez minimalizálja a testi adottságokból eredő eltéréseket, így a különbségek elsősorban az izomaktivációban és neuromuszkuláris válaszokban mutatkoznak meg. Az egyező paraméterek csökkentik a zavaró változók hatását, javítják a statisztikai elemzés pontosságát, és lehetővé teszik, hogy a mért eredmények az edzés módszerek és biomechanikai különbségeiből fakadjanak, nem pedig anatómiai eltérésekből.

A sprinterek és távolugrók biomechanikailag hasonló mozgásmintákat mutatnak, ezért egy vizsgálatban homogén csoportként kezelhetők. Maximális sprint során a kinematikai láncokban minimális eltérések figyelhetők meg, különösen az erő kifejtés, mechanikai teljesítmény, nyomaték generálása, és erőátvitel szempontjából. Mindkét sportágban a csípő ízület domináns szerepet játszik a mozgás végrehajtásában, ami biztosítja a biomechanikai folyamatok egyezését. Ez a hasonlóság lehetővé teszi, hogy az atléták egy csoportként legyenek értékelhetők, biztosítva a következtetések megbízhatóságát és relevanciáját a

vizsgálatok során. Hozzáteve, hogy egy távolugró felkészülése rendkívülien hasonló egy sprinteréhez képest és a cél a maximális sebesség fejlesztése.

Protokoll

Minden résztvevő három alkalommal látogatta meg a laboratóriumot kivéve az atléták csoportja, mert ők két alkalommal voltak a felmérésen. Az első alkalommal tapasztalt kinezőológus mérte az antropometriai adatokat, és a résztvevők megismerkedtek a tesztelési eljárásokkal, hogy minimalizáljuk a tanulási hatást a fő mérési alkalmak között. A második és harmadik alkalom ugyanazt a protokollt követte, legalább hét nap eltéréssel, azonos napszakban ($XX \pm YY$ nap, medián $\pm$ interkvartilis tartomány). A résztvevőket utasítottuk, hogy kerüljék a megerőltető edzéseket és az alkoholfogyasztást 72 órával a vizsgálatok előtt. A fő mérési napokon először reflexiós markereket helyeztünk fel (részletezve a következő szakaszban), majd statikus kalibrációt végeztünk. Ezt egy standardizált bemelegítés követte, amely 3 x 10 ismétlés mélyguggolást és egyoldalas román felhúzást tartalmazott saját testsúllyal, majd 10 ismétlés csípőnyújtást a dinamométeren $120^\circ/\text{s}$ sebességgel, az intenzitást fokozatosan növelve $\sim 30\%$ -ról 100% -ra, 70° csípőflexiótól -20° csípőnyújtásig (a dinamométer pozíciója szerint). A résztvevők fekvő helyzetben kerültek pozicionálásra a dinamométeren, amely kiváló megbízhatósággal bír ($\text{ICC} = 0,9$) a Contreras-Díaz et al. (2021) metaanalízise szerint. Az érintett oldalon a csípő semleges helyzetbe került, és a térdet $\sim 40^\circ$ -os hajlításban rögzítettük, hogy a sprintelés támaszfázisához hasonló térdszöget biztosítsunk (referencia). Az ellenoldali csípőt és térdet kényelmesen behajlítottuk, a csípőt enyhén abdukáltuk, míg a láb talpa a dinamométer támaszán nyugodott. A medencét párnázott szíjjal rögzítettük az elülső felső csípőtörések alatt. Bemelegítés után lassú ($2^\circ/\text{s}$) passzív próba következett a gravitáció és a passzív nyomaték kompenzálására. A mozgás 70° csípőflexiónál kezdődött és 20° csípőnyújtásnál ért véget (ahol a semleges helyzet 0°). Ezt követően maximális izometriás és koncentrikus kontrakciókat végeztünk véletlenszerű sorrendben. Az izometriás összehúzódásokat 50° -os hajlítási szögben (a dinamométer pozíciója szerint) végeztük, míg a koncentrikus összehúzódások mozgástartománya megegyezett a passzív próbáéval. A résztvevőket arra utasítottuk, hogy a lehető leggyorsabban és legerősebben nyomjanak három másodpercig, majd lazítsanak. Legalább három ismétlést végeztünk, illetve négyet vagy ötöt, ha az utolsó összehúzódás csúcsnyomatéka $>5\%$ -kal nagyobb volt az azt megelőző ismétlésekénél. Az izometriás összehúzódások között legalább 90 másodperc pihenőidőt biztosítottunk. A koncentrikus összehúzódásokat négy különböző feltétel mellett végeztük: 60 , 120 , 180 és $240^\circ/\text{s}$ (Max vel) sebességgel,

amely a dinamométer kar maximális lehetséges szögsebességét képviselte minden feltétel esetén. A résztvevőket arra utasítottuk, hogy ériék el a maximális erőfeszítést a lehető leggyorsabban, és az egész mozgástartományban a lehető legnagyobb erővel nyomjanak. A négy feltétel során rendre három, három, négy és öt sikeres ismétlést rögzítettünk. A feltételek között legalább 90 másodperc pihenőidőt tartottunk, míg az egyes ismétlések között 15–20 másodperc volt a pihenőidő.

Adatgyűjtés

Tizenkilenc reflexiós markert (14 mm átmérőjű) helyeztünk el a medencecsonton és a mért alsó végtagon. Egy egyedi markerelrendezést használtunk, amelyet a CGM 2.3 modellhez igazítottunk (<https://pycgm2.netlify.app/cgm/cgm2.3/>, Leboeuf et al. 2017). Az igazítás magában foglalta két marker hozzáadását a csípőtarék mindkét oldalára. A statikus kalibráció után eltávolítottuk a hátsó elülső csípőtővisek (PSIS), valamint a medialis térd- és boka markereit, míg a csípőtaréjon lévő markereket a PSIS markerek rekonstruálására használtuk az utófeldolgozás során. Továbbá a combon lévő markerek számát hatra növeltük, hogy maximalizáljuk a csípőízületi szög becslésének pontosságát markerpályákat nyolc optoelektromos kamera követte 3D-ben (Vero, Vicon Inc., Oxford, UK) 200 Hz mintavételi frekvenciával a Nexus szoftverben (Vicon Inc.). A dinamométeres vizsgálatok során a nyomaték- és pozícióadatokat a dinamométer (CON-TREX MJ, Physiomed Elektromedizin AG, Németország) mérte, és 2000 Hz mintavételi frekvenciával rögzítette a Nexus szoftverben, szinkronban a markerelmozdulásokkal. Az elektromiográfiás (EMG) méréseket a gluteus maximus (Gmax), a semimembranosus (SM), a semitendinosus (ST) és a biceps femoris hosszú fejének (BF) izmaiban végeztük bipoláris elektródák alkalmazásával.

Az elektromiográfiás (EMG) méréseket a gluteus maximus (Gmax), a semimembranosus (SM), a semitendinosus (ST) és a biceps femoris hosszú fejének (BF) izmaiban végeztük bipoláris elektródák alkalmazásával. Az EMG adatok pontossága és megbízhatósága érdekében az elektródák elhelyezése előtt a bőrfelületet megfelelően előkészítettük. Ennek során a bőr felszínét először leborotváltuk, majd bőrradírral tisztítottuk meg a bőrfelületet, hogy eltávolítsuk a szennyeződések és az elhalt hámsejteket, javítva ezzel az elektródák vezetőképességét. Ezt követően ultrahangos lokalizációt alkalmaztunk az elektródák pontos pozicionálására, hogy minimalizáljuk az áthallás kockázatát a szomszédos izmokból érkező jelek csökkentése érdekében.

Az elektródákat az izmokon három helyen, disztális, mediális és proximális pontokon rögzítettük. A gluteus maximus esetében az elektródákat a proximális és disztális pontokon helyeztük el, hogy a különböző izomrészek aktivitását megbízhatóan rögzítsük. Ez a módszer biztosította, hogy az EMG jelek az adott izom régiójának aktivitását pontosan tükrözzék, miközben minimalizáltuk az interferenciát más izmok jeleivel. Az előkészítési és elhelyezési protokoll megfelelt a szakirodalomban ajánlott gyakorlatoknak (Merletti & Farina, 2016), így biztosítva a mérések validitását és reprodukálhatóságát.

Adatfeldolgozás

A markerpályákat Woltring-keresztvalidációs kvintikus spline algoritmussal szűrtük (Woltring, H.J., 1986. A Fortran package for generalized, cross-validatorspline smoothing and differentiation. Adv. Eng. Softw. 8, 104–113.), majd egy nyílt forráskódú Python csomagot, a pyCGM2-t (<https://github.com/pyCGM2>, Leboeuf, F., Sangeux, M., Baker, R., 2017. An open source implementation of the Conventional Gait Model in Python. Gait Posture 57, 236.) igazítottunk a jelen tanulmány egyedi modelljéhez, és használtunk további adatfeldolgozáshoz. A csípőszöget és csípőszögsebességet kiszámítottuk inverz kinematikai elemzéssel, majd a gluteus maximus (Gmax), a biceps femoris hosszú feje, a semimembranosus és a semitendinosus izom-ín egység (MTU) hosszát az OpenSim szoftverrel számoltuk ki a Gait2393 modell alapján. A Gmax esetében a modell által számított két rekesz hosszát átlagoltuk. További adatfeldolgozást egyedi Matlab-szkriptekkel végeztünk (Mathworks, Inc., Natick, USA). A dinamométer karjának nyomaték- és szögelfordulási adatait XX Hz-es aluláteresztő 3. rendű Butterworth szűrővel szűrtük, és a dinamométer szögsebességét a szögelfordulás deriváltjaként számítottuk. A szögsebességet tovább szűrtük, hogy eltávolítsuk a deriválás okozta zajt. Az aktuális aktív nyomatékot, amelyet a csípőnyújtók termelnek (a továbbiakban csípőnyújtási nyomaték), a passzív nyomaték és a becsült tehetetlenségi nyomaték kivonásával számítottuk ki az adott szögeken mért nyomatékból. A csípőszöget és a csípő szögsebességet minden összehúzóadásra 65° csípőflexió és 15° csípőnyújtás között elemeztük (ahol a semleges csípőszög 0°-nak felel meg). Ebben a mozgástartományban meghatároztuk a legnagyobb közös csípőmozgástartományt a résztvevők és feltételek között a 3D kinematikai elemzés alapján, amely 50° és 20° csípőflexió között helyezkedett el. Ezen mozgástartományon belül az adatokat csípőflexiós szögekre normalizáltuk, hogy az adatpontok száma azonos legyen, különösen a leggyorsabb feltétel esetén, ahol a csípőnyújtási sebesség jelentősen változott. Ezután átlagoltuk

a normalizált csípőnyújtási nyomatékot, csípő szögsebességet, izomhosszakat és az izmok rövidülési sebességét. Hagyományosan a csípő mozgástartományát a dinamométer kar pozíciója alapján határozzák meg. Ezért ugyanezeket a számításokat a dinamométer pozíciója alapján is elvégeztük, amely lehetővé tette, hogy összehasonlítsuk a két módszer eredményeit, azaz a 3D mozgásanalízis és a dinamométer pozíciója alapján meghatározott csípőszögeket.

Végül egy lineáris görbét illesztettünk a nyomaték és csípő szögsebesség adatokra (3D mozgásanalízis alapján) három-öt feltételt figyelembe véve, és kiszámítottuk minden görbe meredekségét.

A nyers EMG jeleket először minőségellenőrzésnek vetettük alá, hogy kizárjuk a zajokat és az esetleges interferenciákat, amelyek a környezeti tényezőkből vagy az izom feletti szövetekből származhatnak. Az adatfeldolgozási folyamat a szakirodalomban elfogadott módszerek szerint történt. Első lépésként spektrum analízist végeztünk a jeleken a 10–450 Hz-es tartományban, hogy feltérképezzük a frekvenciák eloszlását és kiszűrjük a nem kívánt zajokat. Ezt követően egy negyedrendű, fáziseltolás nélküli Butterworth szűrőt alkalmaztunk, amely a frekvenciák kiegyenlítésére és a jelek simítására szolgált, minimalizálva a torzítást. A szűrés következő lépéseként egy aluláteresztő szűrőt használtunk a kiugró értékek eltávolítására és a magas frekvenciájú zaj további csökkentésére, majd egy 10–450 Hz-es sávszűrőt alkalmaztunk, amely a releváns frekvenciatartomány megőrzését és a kívül eső frekvenciák szűrését biztosította. Ezután a jelek rektifikálása következett, amely során minden negatív értéket pozitívrá alakítottunk, hogy az elektromos aktivitás egységes formában legyen ábrázolható. A kontrakció sebességének függvényében módosítottuk a szűrő paramétereit. Izometriás kontrakciók esetében a határfrekvenciát 5 Hz-ben határoztuk meg, míg koncentrikus kontrakciók során, ahogy a sebesség növekedett, a határfrekvencia fokozatosan emelkedett, és elérte a 23 Hz-et a legnagyobb sebességeknél. Ez a dinamikus alkalmazkodás biztosította, hogy a jelek tisztasága és pontossága minden mozgásfázisban optimális legyen. A szűrt EMG jelekből a mozgásterjedelem során vett átlagokat számoltuk ki, majd ezeket a jeleket szöghelyzetekre normalizáltuk, hogy az adatok összehasonlíthatóak legyenek a különböző szögpozíciók között. Dinamikus kontrakciók esetében az elektromos aktiváció mértékét a maximális izometriás kontrakcióhoz viszonyítottuk, amelyeket 500 ms időablakokban értékeltünk. Ez lehetővé tette az izomműködés időbeli mintázatainak részletes elemzését és a különböző mozgásfázisokban megfigyelt aktivációk összehasonlítását.

Az alkalmazott feldolgozási módszerek megfeleltek a szakirodalomban ismertetett ajánlásoknak, amelyeket Merletti és Farina (2016), valamint De Luca (1997) részleteztek. Ezek az eljárások biztosították az EMG jelek tisztaságát és megbízhatóságát, lehetővé téve a pontos biomechanikai értékelést és az izomtevékenység összehasonlító elemzését.

Statisztikai elemzés

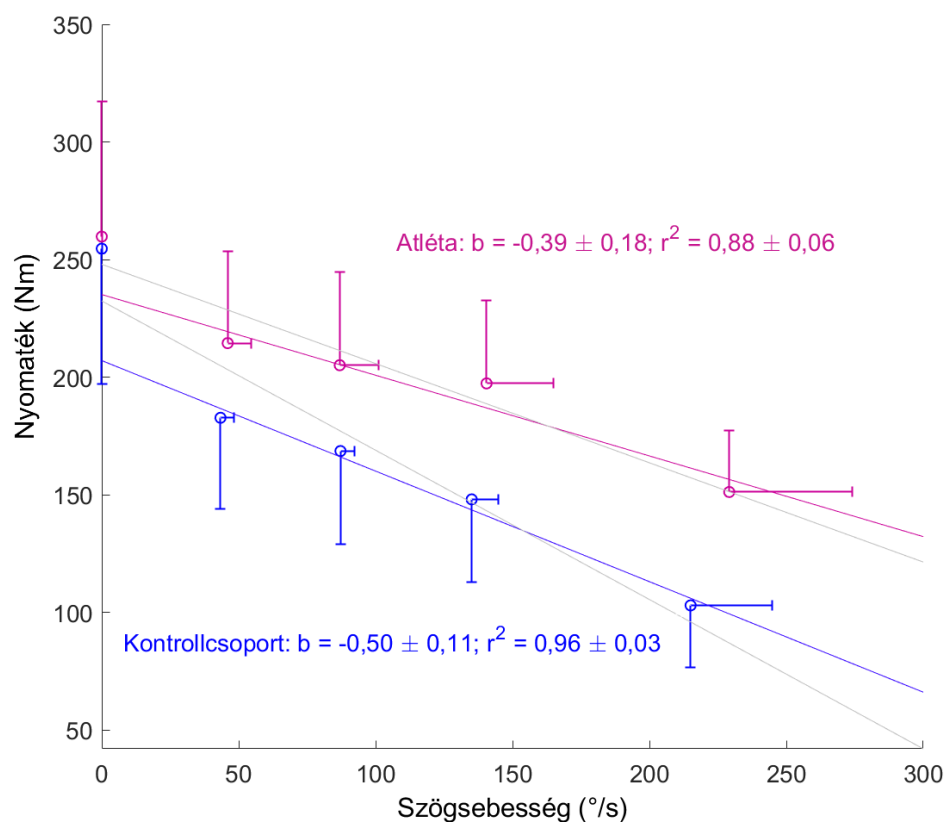
Az $M-\omega$ értékekre lineáris regressziót illesztettünk, hogy megvizsgáljuk a nyomaték és az szögsebesség közötti összefüggést. A csoportok közötti különbségeket Mann-Whitney próbával hasonlítottuk össze, mivel ez a nem-paraméteres teszt alkalmas az eloszlások nem normalitásának kezelésére. Az erő-sebesség profilt elemeztük, különös tekintettel a regressziós egyenes meredekségére, amely az izomképesség és teljesítmény fontos mutatója. A meredekség értéke az izom erő kifejtési potenciálját tükrözi különböző szögsebességek mellett, ami a biomechanikai teljesítmény értékelése szempontjából kiemelt jelentőségű.

Az EMG jeleket kétszemponyos varianciaanalízissel (2-utas ANOVA) elemeztük, figyelembe véve négy különböző kondíciót és a négy vizsgált izom (gluteus maximus, semimembranosus, semitendinosus és biceps femoris hosszú feje) átlagolt EMG adatait. A kondíciókat tovább bontottuk izom-specifikus (kondíció $\times$ izom) és csoport-specifikus (kondíció $\times$ csoport) interakciók elemzésére. A statisztikai elemzés során Bonferroni-korrekción alkalmaztunk a többszörös összehasonlítások miatti hibák minimalizálására, biztosítva, hogy a szignifikanciaszint ($p < 0.05$) megbízható legyen. A főhatások elemzése alapján a csoportok közötti különbségek nem érték el szignifikáns szintet ($p > 0.05$), azonban szignifikáns interakciós hatásokat figyeltünk meg ($p < 0.05$) a kondíciók és izmok között. Ezek az interakciók jelentős befolyást gyakoroltak az eredmények értelmezésére. Az interakciók meglétének kezelésére külön elemzéseket végeztünk az egyes kondíciók és izmok kombinációira, hogy az izomspecifikus eltéréseket részletesebben megértsük. A statisztikai elemzés során konfidencia intervallumokat (95%) számoltunk, hogy a pontbecslések megbízhatóságát szemléltessük. Az ANOVA elemzésekhez alkalmazott Bonferroni-korrekción hatékonyan csökkentette a többszörös összehasonlításból adódó hibalehetőségeket, növelve ezzel az eredmények pontosságát.

Az eredmények értelmezésekor kiemeltük az egyes változók közötti kölcsönhatásokat, különösen az izom-specifikus eltérések hatásait a különböző kondíciókban. Ezek az eredmények

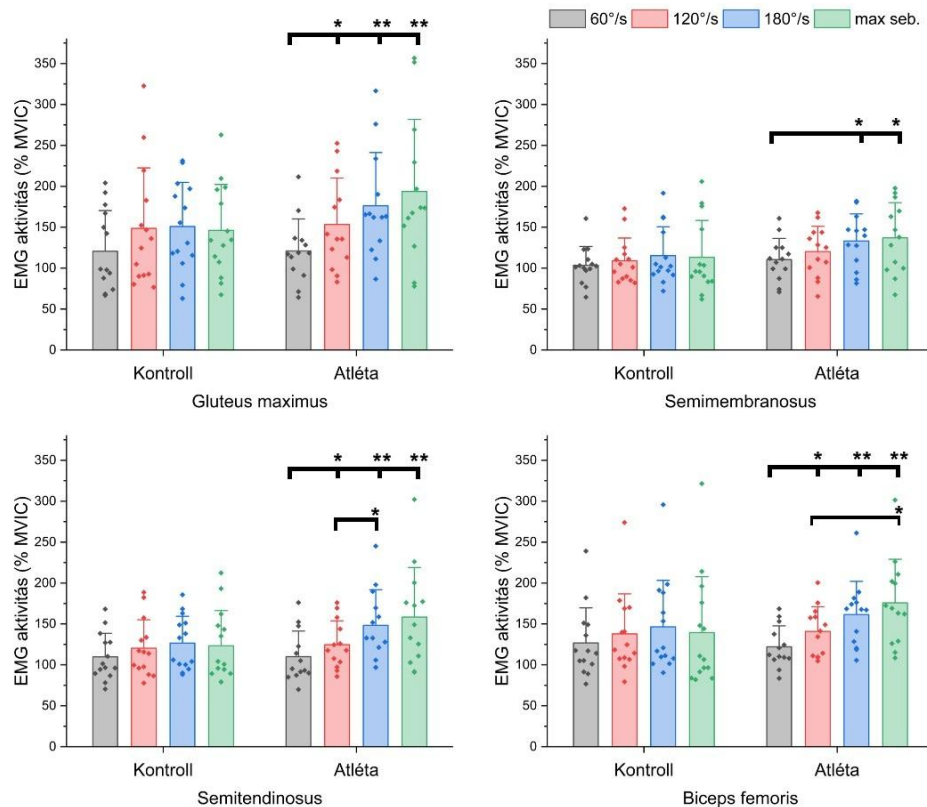
hangsúlyozzák az interakciók alapos elemzésének fontosságát, valamint a többszörös összehasonlítások kezelésének szükségességét az adatok pontos értékelése érdekében. A következőkben bemutatjuk a kutatás eredményeit, amelyek az erő-sebesség kapcsolat és az EMG vizsgálatára összpontosulnak az atléták és nem atléták csoportjai között. Az erő sebesség profilnál a meredekséget elemeztük a szögsebesség és a forgatónyomaték között, ahol az összefüggéseket értékeltük. Az alábbiakban az EMG-aktivitás eredményeit mutatjuk be, amelyek az atléták és nem atléták izomtevékenységének sebességfüggő mintázataira fókuszálnak. Az adatok elemzésére kétirányú ismételt mérések varianciaanalízisét (ismételt mérések ANOVA) alkalmaztuk, amely során a csoport (atléták vs. nem atléták) és a szögsebesség ($^{\circ}/s$) közötti interakciókat vizsgáltuk izmonként. Az interakciók további vizsgálatához egyirányú ismételt mérések ANOVA-t végeztünk a csoportokon belül, Bonferroni-korrekciónal. Az atléták csoportjában kétirányú ismételt mérések ANOVA-t alkalmaztunk az izom x sebesség interakciók feltárására. Az egyes izmokon belüli sebességfüggő változásokat egyirányú ismételt mérések ANOVA segítségével elemeztük, amelyeket szintén Bonferroni-korrekciónal ellátott. Az eredmények ábrák és eredményekkel fogjuk bemutatni, hogy átfogó képet nyújtunk az EMG-aktivításban megfigyelhető mintázatokról és azok eltéréseiről a csoportok és izmok között. Az atléták esetében a két felmérési alkalom végett, azt az alkalmat választottuk ki elemzésre, ahol jobban teljesített. A kontroll csoport esetében három alkalom volt abból az első kettő a megbízhatósági vizsgálat végett, amely máshol kerül bemutatásra, illetve a második és a harmadik alkalom átlagát vettük be a statisztikai elemzésbe.

Eredmények



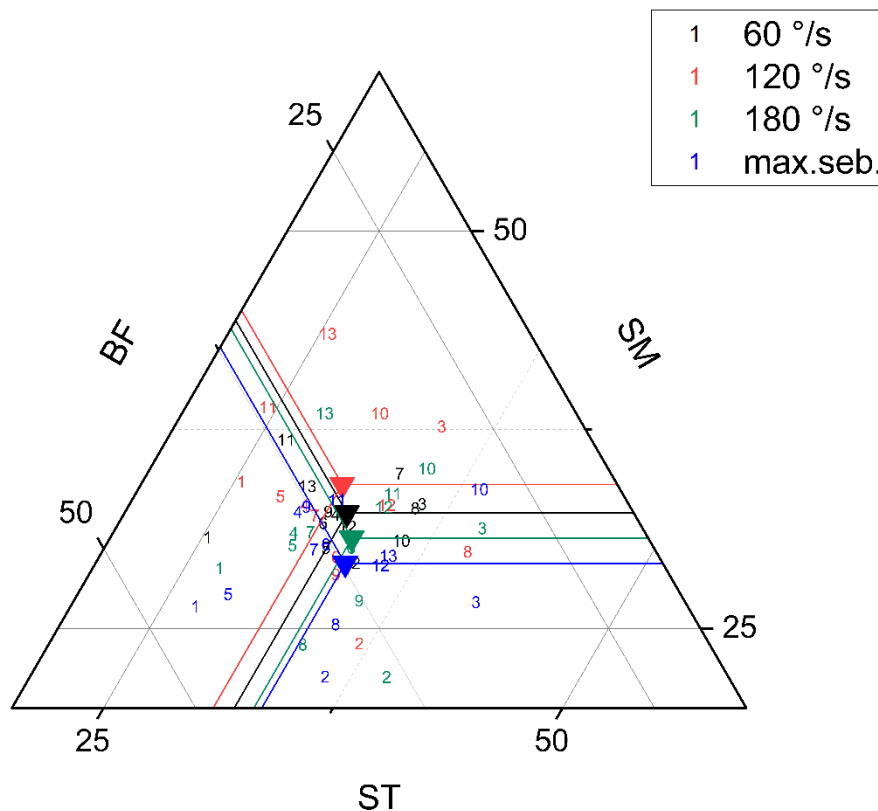
1. ábra: Erő-sebesség profil, késsel jelöltek a kontroll csoport lilával az atléták csoportja.

Az erő sebesség kapcsolat vizsgálata során összehasonlítottuk az atléták és nem atléták erőedzett sportolók csípőfeszítő nyomatékát különböző szögsebességeken (60, 120, 180, 240 (max sebesség) °/s) tartományában. Az atléták csoportjában a nyomaték (Nm) csökkenésének meredeksége $b = -0,39 \pm 0,18$ korrelációs együtthatója $r = 0,88 \pm 0,06$ volt. Ezzel szemben a nem atléták csoportjában a nyomatékcsökkenés meredeksége szignifikánsan nagyobb volt ($b = -0,50 \pm 0,11$), a korrelációs együttható pedig $r = 0,96 \pm 0,03$. Az atléták relatív előnye különösen kisebb szögsebesség tartományokban volt kiemelkedő, ahol a nyomaték értékek szignifikánsabban magasabbak voltak. A szögsebesség növekedésével mindkét csoportban csökkent a forgatónyomaték, de a kontroll csoport esetében a meredekség jóval nagyobb volt. (1. ábra)



2. ábra: EMG aktivitása a sebesség függvényében. Y-tengelyen EMG százalékos értéke, az X-tengelyen pedig a két csoport egy adott izom és a csípő ízületi szögsebesség látható. A csillaggal (*) jelölt oszlopokban véltünk felfedezni jelentős különbséget az EMG aktivitásban a kontrakció sebességének növekedése során. A csillag száma a változás erősségét mutatja.

Az EMG aktivitást tekintve a sebesség és a csoport között szignifikáns interakciót találtunk. Az atlétáknál a Gmax, ST, és BF izmokban a sebesség növelésével nőtt az EMG aktivitás. Ezzel szemben az SM izomban nem változott. Ez a hipotézisünket megerősíti, ugyanis az erősen pennált SM erő-sebesség profilja alapján nagyobb sebességen nem tud jelentősen hozzájárulni az erő kifejtéshez. A kontrollcsoportnál nem változott semelyik izomban sem az EMG aktivitás a sebesség növelésével. A csillaggal jelölt oszlopokon véltünk felfedezni különbséget az EMG aktivitásában. (2. ábra)



3. ábra: Tenáris ábra az atléták csoportjának a hamstring-et alkotó izomcsoporton belül, alul a semitendinosus (ST), jobb oldalán a ábrának a semimembranosus (SM), bal oldalán pedig a biceps femoris láthat. A számok a kísérleti alanyok, a színek a kondíciót a szögsebességet jelölik.

A bemutatott tenáris plot a hamstringet alkotó izmok (biceps femoris, semitendinosus, semimembranosus) közötti EMG aktivitás eloszlását ábrázolja. A fordított háromszögek az egyes izmok aktivitásának relatív arányát mutatják különböző mozgási sebességeknél, lehetővé téve a változásokszemléltetését. Az eredmények mutatják, hogy az izomaktiváció aránya a sebesség növekedésével dinamikusan változik, és bizonyos izmok domináns szerepet töltenek be adott sebességeken. 60°/s-nél nem találtunk, ámbár 120°/s-nél eltolódott a biceps femoris irányában és a nagyobb szögsebességeken pedig a semitendinosus irányában figyelhető meg az eltolódás, amely a hipotézisünket alátámasztja. (3. ábra) A hamstringen belül izom kondíció interakciót találtunk. SM-nél nem volt változás

Megbeszélés

A kutatásunkban a csípőfeszítők nyomatékának és elektromos aktivitásának változását vizsgáltuk a kontrakció sebességének függvényében.

Hipotézisek értékelése

H1: Az atléták csípőfeszítő nyomatéka a növekvő sebességgel kevésbé csökken, mint a kontroll csoporté.

Értékelés: A kapott eredmények megerősítik hipotézisünket. Megállapításunk szerint a kapott eredmények alapján az atléták csípőfeszítő nyomatékának a meredeksége jóval alacsonyabb volt, mint az erőedzett kontrollcsoporté. A statisztikai vizsgálat megerősítette ($b = -0,39 \pm 0,18$), ($r = 0,88 \pm 0,06$) az atléták esetében. A kontrollcsoport esetében ($b = -0,50 \pm 0,11$), ($r = 0,96 \pm 0,03$) volt.

Következtetés: A H1-es hipotézisünknek igazoltnak tekinthetjük, mivel az atléták csípőfeszítő nyomatéka magasabb és a meredeksége kisebb, mint a kontroll csoporté.

H2: A növekvő sebesség a Gmax és ST nagyobb EMG aktivitásával jár együtt atlétáknál, míg az SM esetében és a kontroll csoportnál nem várunk jelentős növekedést az EMG aktivitásban.

Értékelés: A kutatásban kapott eredmények megerősítik hipotézisünket, ami szerint a csípőfeszítő izmokon belül a semimembranosus, amelyben szinte nem volt éppen, hogy csak minimális változás az EMG aktivitásának növekedésében a maximális szögsebességben a 60 szögsebességhez képest. A semimembranosusban 60-ról 240 (MAX) *p-bonf*: 0,038. Továbbá a hipotézisünkben szereplő izmokban (ST, Gmax) jóval nagyobb aktivitást mutattak a gluteus maximus esetében 60-ról 240 (MAX) szögsebességre *p-bonf*: 0,008 volt. A semitendinosus izmon belül 60-ról 240 (MAX) szögsebességre *p-bonf*: 0,007 volt. A biceps femorisban 60-ról 240 (MAX) *p-bonf*: 0,002. A kapott eredmények megerősítik, hogy a semimembranosus izom

nem játszik szerepet jelentéktelen mértékben a maximális sebességen végzett gyakorlatok közben.

Összefoglalás

Az atléták nagyobb sebességen relatíve nagyobb erőt tudtak kifejteni a kontroll csoporthoz viszonyítva a lassú sebességhez képest. Ez részben magyarázható a korábbi vizsgálatokban talált nagyobb gluteus maximus és semitendinosus méretnek, melyek felépítése nagyobb sebességen előnyt biztosít a pennáltabb izmokhoz képest. Továbbá, vizsgálatunk alapján a gluteus maximus, semitendinosus és biceps femoris izmok nagyobb EMG aktivitása is hozzájárul a nagy sebességen történő erőfejtéshez az atléták esetében. A csípőfeszítők hatékonyságának fejlesztése, különösen a kontrakció sebességéhez igazított edzésprogramok és eszközök, feladatok révén kulcsfontosságú lehet az atléták teljesítményének fejlesztésében, sérülések megelőzésében és a biomechanikai hatékonyság növelésében.

Irodalomjegyzék

1. Handsfield, G. G., Meyer, C. H., Abel, M. F., Blemker, S. S., & Higginson, J. S. (2016). *Relationships of 35 lower limb muscles to height and body mass quantified using MRI*. Journal of Biomechanics, 49(9), 2040–2046.
DOI: 10.1016/j.jbiomech.2016.04.027
2. Miller, R. H., Brandon, S. C., & Delp, S. L. (2021). *Predicting muscle contributions to sprinting performance*. Medicine & Science in Sports & Exercise, 53(2), 371–379.
DOI:10.1249/MSS.0000000000002477
3. Kawama, K., Ishida, A., Tamura, Y., & Tanaka, K. (2024). *Effect of sprint-specific training on hamstring muscle hypertrophy and performance*. Journal of Sports Science & Medicine, 23(1), 10–20.
4. Nobuaki Watanabe, K., & Ishikawa, T. (2000). *Relationship between isokinetic strength and sprint performance in male athletes*. Journal of Applied Biomechanics, 16(3), 203–210.
5. Uchida, T., & Delp, S. L. (2021). *Understanding muscle architecture: How fiber length and pennation angle affect force generation*. Journal of Anatomy, 238(2), 301–314. DOI:10.1111/joa.13429
6. Merletti, R., & Farina, D. (2016). *Surface Electromyography: Physiology, Engineering, and Applications*. IEEE Press.
7. De Luca, C. J. (1997). *The use of surface electromyography in biomechanics*. Journal of Applied Biomechanics, 13(2), 135–163.
Link: DOI:10.1123/jab.13.2.135
8. Leboeuf, F., Sangeux, M., & Baker, R. (2017). *An open source implementation of the Conventional Gait Model in Python*. Gait & Posture, 57, 236–240.
Link: [GitHub Repository - pyCGM2](#)
9. Woltring, H. J. (1986). *A Fortran package for generalized, cross-validatory spline smoothing and differentiation*. Advances in Engineering Software, 8(2), 104–113.
10. Contreras-Díaz, F., Rico-González, M., & Marín-Cascales, E. (2021). *Reliability of isokinetic dynamometry for assessing hip strength*. Sports Medicine, 51(1), 25–36.
DOI:10.1007/s40279-020-01308-8