

A proprioceptív edzháttér hatása a lábszári izmok stabilizációs stratégiájára instabil leérkezésnél

Bevezetés

A bokát érintő károsodás az egyik legsűrűbben előforduló sérülés a fizikailag aktív életet élő emberek között (Andreoli et al., 2018; Hunt et al., 2017). A bokasérülések leggyakoribb mechanizmusa a bokaízületben létrejövő túlzott plantarflexió és supinatio kombinációja, ami feszülést okoz a ligamentum anterior talofibularban (ATFL), és a ligamentum calcaneofibularban (CFL). Ha ez a feszülés nagyobb, mint a kötőszövetek szakítószilárdsága, akkor a szalagok részleges, vagy teljes szakadása következik be (Moore et al., 2021; Wright et al., 2000). Az ilyen jellegű károsodások rövidtávú következményei közé tartozik a fájdalomérzet, funkcionális deficit kialakulása, és a sportolástól való távolmaradás. Hosszútávú hatása a krónikus bokainstabilitás kialakulása, ami az akut eset 34%-ban be is következik (Doherty et al., 2016; Gribble et al., 2014).

Régóta ismert tény, hogy a laterálisan elhelyezkedő bokaszalagok sérülésének anatómiai hátterében a medial malleolus relatív rövideége áll, valamint az a tény, hogy a bokaízületnek a természetes elmozdulási iránya inkább a pronatio, mintsem a supinatio (Garrick, 1977). A lateralis oldalon található passzív stabilizátorok, az ATFL, a CFL, és a ligamentum posterior talofibular (PTFL) azok, amik a leggyakrabban sérülnek, vagy szélsőséges esetben akár el is szakadnak (Swenson et al., 2013). A struktúrák károsodása leggyakrabban akkor következik be, amikor a bokaízületben túlzott mértékű supinatio és plantarflexió jön létre egyidőben (Chen et al., 2019). Több kutatás is foglalkozott a boka rándulás biomechanikájának feltárásával pl. unilaterális irányváltások (Gehring et al., 2013), és felugrást követő leérkezések során (Terada & Gribble, 2015), hiszen ezek azok a sportmozgások, ami során a leggyakrabban jön létre az akut sérülés. Egyelőre a bokarándulások pontos biomechanikai folyamata még ismeretlen a kutatók számára.

Simpson et al. 2019-es felmérésében a vizsgálati személyeknek egy lábás leérkezéseket kellett végrehajtaniuk az erőplatóra. A leérkezési felület vagy vízszintesen, vagy megdőntve volt elhelyezve, amivel a bokaízület supinatio irányú elmozdulását provokálták ki. A kutatás során két kondíciót vizsgáltak: 1. ismerték előre azt, hogy vízszintes, vagy döntött felületre hajtják végre a leérkezést; 2. nem ismerték az erőplató pozícionálását a leérkezés előtt. A feladat végrehajtása során a gastrocnemius medius (GM), a tibialis anterior (TA), a peroneus longus

(PL), és a peroneus brevis izomcsoportok elektromos aktivitását hasonlították össze a leérkezések előtti 200 ms-os időszakban, felületi elektromyográf (EMG) szenzorok segítségével. Eredményeikből megállapították, hogy magasabb volt az izmok preaktivitása akkor, amikor ismerték az erőplató helyzetét. Továbbá, hogy később aktiválódnak az izmok, amikor nem ismerik a felület helyzetét a leérkezés előtt. A preaktivációs idő csökkenése pedig a motoros egységek bekapcsolódási mintázatának romlását okozza. Függetlenül az aktivációs idő csökkenésének okától, a mintázatban létrejövő változások csökkentik az alsó végtagi izmok káros folyamatok elleni védekező mechanizmusát (Marotta et al., 2020; Santilli et al., 2005).

Bár a boka izmainak preaktivációját leérkezések alatt sokan jellemezték, nem világos, hogy eltérő sportági mozgásformák esetén a sportolók milyen aktivációs stratégiát alkalmaznak instabil felületre történő leérkezéskor. A kosárlabdázók edzésprogramja számos olyan edzésgyakorlatot tartalmaz, amely magas proprioceptív folyamatokat vesz igénybe az alsó végtagi ízületek stabilizációjához. Ez a stabilizáció létrejöhet például az akaratlagos preaktiváció útján, ami az izmok akaratlagos maximális/szubmaximális erősségű aktiválásának képessége. Bár a mindennapi életben ritkán van rá szükség, mégis potenciálisan befolyásolhatja a váratlan nagy izomerőt igénylő helyzeteket. Ilyen többek közt az esés elkerülése járás közben bekövetkező hirtelen egyensúlyvesztéskor (Merton, 1954) .

A kosárlabdázásban, mint nyílt készségű sportban alapvetően gyakoribb a bokasérülések előfordulása, mint a legtöbb sportágban (Fong et al., 2007). Fontos tényező, hogy a játékosoknál az ismeretlen felületre – másik játékos lábfejére – történő leérkezés okozza a lateralis bokaszalagkomplexum sérüléseinek közel 50%-át. Míg csupán a sérülések 10%-a keletkezik az ismert felületre – talajra – történő leérkezés közben (McKay, 2001). Míg az úszás olyan zárt készségű sport, ahol boka a legritkábban sérülő testszegmentum (Atilla et al., 2020) addig az atlétikában magas ennek az aránya (Edouard et al., 2020). Fontos megjegyezni, hogy az atlétáknál ezeknek a sérüléseknek több, mint 50%-a túlterhelésből adódik, nem pedig váratlan inger okozza. Ebből feltételezhető, hogy a zárt készségű sportokban jóval kevesebb proprioceptív inger éri az alsó végtagi izmokat.

A kosárlabdázásban természetes, hogy számos felugrást, leérkezést, gyors unilaterális irányváltást kell végrehajtani, illetve, hogy két játékos között sokszor van testi kontakt, ezért is gyakoriak a bokasérülések (Starkey, 2000). Ahogy említve volt korábban, a kosárlabdajátékosoknál a bokasérülések fele, egy ismeretlen felületre történő leérkezés miatt

következik be. Azonban valószínűsíthető, hogy edzés vagy meccs alatt többször is előfordul, hogy egy másik játékos lábfejeére történik a leérkezés, tehát nem minden esetben okoz sérülést. Ebből arra következtethetünk, hogy a kosárlabda játékosokat nagyon sok váratlan inger éri sportolás közben. A sérülési rizikófaktor megnövekedése mellett számos pozitív hatása van a váratlan ingereknek. Például az instabil felületen végzett guggolás szignifikánsan megnöveli a stabilizáló izmok elektromos aktivitását, a nem instabil felületen végzett a guggoláshoz képest (Lawrence & Carlson, 2015). Továbbá egy korábbi kutatásban a vizsgálati személyek egyensúlyozó gyakorlatokat hajtottak végre azonos, és különböző testhelyzetekben. Az a csoport, amelyik különböző testhelyzetekben hajtotta végre a gyakorlatokat szignifikánsan jobban fejlődött az egyensúlyozó képessége a másik csoporthoz képest (James, 2014). A váratlan ingerekkel teli edzőkörnyezet változatosabb, és hatékonyabb edzésingereket biztosít, ezáltal fokozva a neuromuszkuláris adaptálódást a váratlan helyzetekhez (Kibele & Behm, 2009).

Célkitűzés

A felvetett probléma, valamint a témában megjelent tudományos irodalmak alapján a hipotézisünk a következő: A kosárlabdázóknak szignifikánsan magasabb lesz a bokaízületet stabilizáló izmok EMG aktivitása ismeretlen irányba billenő felületre való egylábas leérkezés során, mint az úszóknak, vagy az atlétáknak. Mivel feltételezésünk szerint a kosárlabdázókat érő váratlan ingerek kialakítanak egy neuromuszkuláris adaptálódást, amely segíti a bokasérülések elkerülését. Valamint, hogy magasabb szintű egyensúlyozó-képességgel rendelkeznek a másik két csoporthoz képest. Hiszen a bokaízület hozzájárul az emberi test mozgatásához, és stabilizáláshoz statikus, és dinamikus helyzetekben egyaránt (Gordon et al., 1980).

Azért, hogy vizsgáljuk a feltételezéseinket a vizsgálati személyek egylábas leérkezéseket hajtottak végre az általunk tervezett, és egyedileg legyártatott billenő felületre. A leérkezések végrehajtása során alkalmaztunk ismert, és előre nem ismert billenési irányokat, amivel a bokaízület elmozdulásait provokáltuk ki több irányba is. Ami alatt a TA, PL, GM, a gastrocnemius lateralis (GL), és a soleus (SOL) izomcsoportok EMG aktivitását vizsgáltuk.

Feltételezhetően a váratlan helyzetekhez történő alkalmazkodás és a magasabb izom elektromosaktivitásnak köszönhetően, a kosárlabdázóknak szignifikánsan jobb lesz

egyensúlyozó-képessége. Amit medencecsontra felhelyezett mozgáskövető szenzor segítségével mértük fel. Kutatásunkban férfiak vettek részt, mivel megállapították, hogy a kosárlabdázás során bokasérülések aránya szignifikánsan alacsonyabb volt a nőknél (Tummala et al., 2018).

Anyagok és módszerek

Vizsgálati személyek:

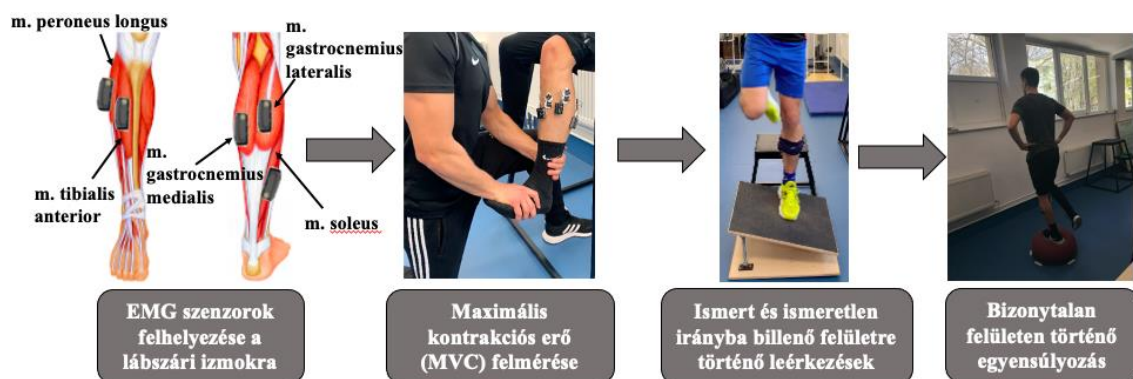
A keresztmetszeti vizsgálatban 27 egészséges férfi sportoló vett részt, 10 fő kosárlabdázó, 7 fő atléta és 7 fő úszó (1. táblázat). A részt vevőknek a vizsgálatot megelőző 6 hónapon belül nem volt semmilyen mozgásszervi sérülésük. A vizsgálati személyek kizárásra kerültek, ha a kórtörténetükben szerepelt korábbi alsóvégtagi műtét vagy vestibularis zavar. Továbbá kizáró ok volt a rendszeresen végzett proprioceptív, vagy a kifejezetten az egyensúlyozó képesség fejlesztését szolgáló edzés. A vizsgálati személyeket a protokollról és a lehetséges veszélyekről szóban és írásban tájékoztattuk, amiket el is fogadtak. A vizsgálatot a regionális etikai bizottság jóváhagyta (ügyiratszám: 7961).

1. táblázat: Vizsgálati személyek alapadatai.

	Életkor (év)	Testmagasság (cm)	Testtömeg (kg)	Edzés (óra/hét)
Kosárlabdázók	21,4±2	191,6±8	85,6±11,5	6,55±1,3
Atléták	22,5±1,2	179,4±6	74±8,4	5,5±3,1
Úszók	20,7±0,7	184±8,4	74,1±9,9	6±1,1

Experimentális protokoll

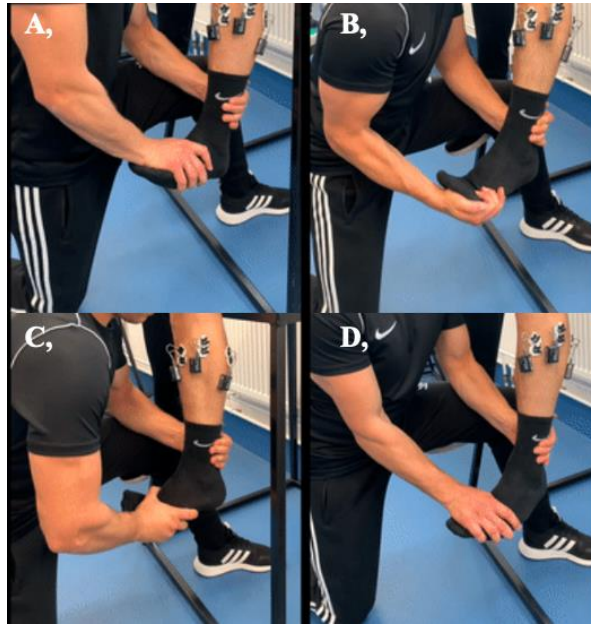
A laboratóriumi vizsgálatok előtt a részt vevők két részből álló bemelegítést végeztek, melynek első fele egy kerékpár ergométeren egyéni tempóban történő 5 perces keringésfokozás volt. A második fele pedig egyénileg választott nyújtóhatású gyakorlatok elvégzése különösen az alsóvégtag felkészítésével. Minden kísérleti személynek a domináns lábát vizsgáltuk. Először a vizsgált izmokra helyeztünk fel felületi EMG elektródákat. Ezután a részt vevők maximális akaratlagos kontrakcióját (maximal voluntary contraction – MVC) mértük fel, amivel megállapítottuk az izmok legmagasabb elektromos aktivitási szintjét (EMGmax). Majd ezután végrehajtották az egylábás leérkezéseket az ismert, vagy ismeretlen irányba billenő felületre. Végül a vizsgálati személyek egyensúlyozó képességét teszteltük egylábás egyensúlyozás közben (1.ábra). Az izmok EMG értékeit az MVC mérés és leérkezések során dokumentáltuk, míg a mozgáskövető szenzor adatait az egyensúlyozó teszt során rögzítettük.



1.ábra: A vizsgálati tesztek sorrendjének folyamatábrája, ahol a különböző propioceptív edzésháttérrel rendelkező csoportok lábszári izmainak a stabilizációs stratégiáját hasonlítottuk össze instabil felületre történő leérkezések során.

Manuális MVC tesztek

Ebben a tesztben minden részt vevőnél felmértük a vizsgált izomcsoportok maximális izomaktivitását (EMGmax). Ezt a maximális akaratlagos kontrakcióval határoztuk meg, ahol Kottink et al. (2008) módszerét vettük alapul. A vizsgálati személyek egy 120 cm magas emelvényen ültek, közben a térdük 90°-ban be volt hajlítva. A részt vevők azt az utasítást kapták, hogy hozzanak létre maximális erejű kontrakciót dorsalflexió irányba a bokaízületükben 5 mp-en keresztül. Ezalatt a kutató egyik kezével a vizsgált lábat a sarok megfogásával rögzítette, míg a másik kezével erőt fejtett ki a lábfej erő kifejtésének irányával ellentétes irányba, ezzel kiegyenesítve azt (2. ábra). Ezzel a TA izom EMGmax értékét vizsgáltuk. Ugyanez a folyamat volt megismételve plantarflexió, supinatio, pronatio irányba, ahol a GM, GL, SOL, PL izmok EMGmax értékét határoztuk meg. A tesztet mind a 4 irányba 2 ismétléssel végezték el, 1 perc pihenőidővel az ismétlések között. Az izmok EMG jelei a teljes 5 mp-es intervallumban rögzítésre kerültek.



2. ábra: A bokaízületet áthidaló izomcsoportok MVC mérése a négy különböző mozgatási irányba: (A) dorsalflexió, (B) plantarflexió, (C) pronatio, (D) supinatio.

Leérkezések instabil felületre

Minden vizsgálati személy egylábas leérkezéseket hajtott végre a billenőfelületre, a leérkezést követően 3 mp-ig kellett megtartaniuk az egyensúlyi helyzetüket. Ebből 16 ismétlést végeztek el, az ismétlések között 1 perces pihenőidővel (Ivusza et al., 2022). A vizsgálati személyek egy 50 cm magas fém állványról hajtották végre a leérkezéseket. A billenőfelület 2 db 0,5 m x 0,5 m-es fadeszkából áll, aminek vastagsága 2 cm. A deszkák az egyik oldalon 2 db fém merevítővel, a másik oldalon 2 db fém rúgóval vannak összekapcsolva, a két deszka közötti távolság pedig 30 cm.

A kutatás során 4 különböző billenési irányt alkalmaztunk: DF, PF, SUP, PRON (3.ábra). A bokaízület elmozdulását minden irányba 4 alkalommal provokáltuk ki, ebből 2 előre ismert, 2 ismeretlen irányú billenés volt. Minden ismert irányú leérkezést egy ismeretlen követett, amelynek szekvenciáját a vizsgálat legelején határoztuk (ismertDF1, ismeretlenPF1, ismertDF2, ismeretlenDF1, ismertSUP1, ismeretlenPF2, ismertSUP2, ismeretlenPRON1, ismertPF1, ismeretlenSUP1, ismertPF2, ismeretlenSUP2, ismertPRON1, ismeretlenDF2, ismertPRON2, ismeretlenPRON2) meg online random generátor használatával.

Az ismeretlen irányú billenés során a vizsgálati személyek az állványon háttal álltak a leérkezési felületnek, amíg a kutatók manuálisan elforgatták azt az előre meghatározott

véletlenszerű irányba. Megfordulás után, fentről nézve nem lehetett beazonosítani a billenés irányát. Az EMG amplitúdót a leérkezés előtti 200 ms-os időszakban vizsgáltuk (Simpson et al., 2019). Ehhez referenciapontként a billenőfelület aljára felszerelt mozgáskövető szenzor gyorsulási értékét használtuk fel.



3.ábra: A bokaízület négy különböző irányba billentése az általunk tervezett billenőfelület segítségével: (A) dorsalflexió, (B) plantarflexió, (C) supinatio, (D) pronatio.

Egyensúlyozó teszt:

Az egyensúlyozói képesség méréséhez Laudner & Koschnitzky (2010) által alkalmazott módszertant használtuk. A vizsgálati személyek egy Togu® Jumper® (Togu® GmbH, Prien-Bachham, Germany) domború felére léptek fel a vizsgált lábukkal, és tartották meg az egyensúlyi helyzetüket 10 másodpercen keresztül (4.ábra). Az ellenoldali láb térdízületében 90°-os hajlítást hoztak létre, mialatt a karjaikat a teszt során végig a csípőjükön tartották. Egyensúlyozás közben az előre kihelyezett szemmagasságban lévő pontra kellett összpontosítaniuk. A medencecsont által létrehozott testszegmens kilengések adatainak rögzítése az egész 10 mp-es szakaszban rögzítésre került.



4.ábra: Az egyensúlyozó képessége felmérése Togu® Jumper®-en történő egy lábás állással.

Elektromyográfia

A GM, GL, SOL, TA, PL izmok EMG aktivitását minden vizsgálati személynél bipoláris (Ag/AgCl) öntapadós felületi elektródákkal (Noraxon Dual EMG Electrode, átmérő: 10mm, elektródák közötti távolság: 30mm) mértük. A bőrfelület előkészítéséhez (borotválás, alkoholos fertőtlenítés), és az elektródák felhelyezéséhez a SENIAM (Surface EMG for non-invasive assesment of muscles) projekt hivatalos ajánlását követtük (Hermens et al., 2000). Az MVC mérések és az egy lábás leérkezések során kapott adatok rögzítéséhez Noraxon (Noraxon U.S.A. Inc., Scottsdale, Arizona, U.S.A.) MR3 MyoMUSCLE szoftvert (mintavételi frekvencia: 2000Hz) alkalmaztunk.

Kinematikai adatok gyűjtése

Az egyensúlyozó teszt során, hogy az egyensúlyozó képességet kvantitatívan képesek legyünk mérni, a testszegmens kilengések nagyságát rögzítettük (Curtis et al., 2015). A részt vevők medence csontjára 3D-s mozgáskövető szenzort helyeztünk fel (Noraxon USA Inc., Scottsdale, U.S.A.), ennek segítségével megtudtuk határozni a függőleges tengelytől való kilengéseket (orientációsszög változásokat). A 0°-os pozíciót tekintettük a függőleges tengelynek, amelyet úgy kalibráltunk be, hogy a vizsgálati személy 20 másodpercen keresztül mozdulatlanul állt mindkét lábán. Az érzékelő felhelyezése és kalibrálása során a gyártó ajánlásait követtük. Mind a kettő ismételts során a medencecsont orientációsszög változásait

rögzítettük mind a frontális, mind a median sagittalis síkban. A vizsgálathoz MyoMOTION hardvert (Noraxon USA Inc., Scottsdale, U.S.A.) használtunk, ami 100 Hz-es mintavételezési frekvenciával dolgozik.

A Togu® Jumper®-en történő egylábas egyensúlyozás során a medencecsont kilengéseit számszerűsítettük. A számítások során a teljes 10 mp-es szakaszt figyelembe vettük. Az idő-orientációsszög változás görbének a hosszát Pitagorasz-tételt alkalmazva számítottuk ki, az alábbi képlet segítségével:

$$\sum_k^n \sqrt{([\alpha(k) - \alpha(k - 1)]^2 + 0,0001)}$$

ahol az, α : a medence orientációsszöge (°) a függőleges tengelyhez (0°) képest, k: az orientációsszög-idő görbén az aktuális adatpont. A 0,0001 értéket pedig 0,01s-os mintavételi időköz négyzetre emelésével kaptuk (100Hz-es mintavételi frekvencia mellett) az orientációsszög-idő görbe vízszintes tengelyén. Minél kisebb az orientációsszög-idő görbe hossza, annál kevesebb az adott testszegmens kilengésének mennyisége, ami a jobb egyensúlyozó képességre utal.

Adatfeldolgozás és statisztikai elemzés

A vizsgálat során kapott változókra leíró statisztikát futtattunk. Shapiro-Wilk teszt segítségével ellenőriztük az adatok normál eloszlását. Az MVC mérés, és a leérkezések során kapott nyers EMG adatokat Root Mean Square módszerrel simítottuk 50 ms-os ablakkal. Az MVC mérések megbízhatóságát az osztályon belüli korrelációs együttható (intraclass correlation coefficient – ICC) számításával ellenőriztük. A leérkezés során kapott EMG adatok normalizálva lettek az MVC mérés során kapott két mérés maximumának átlagához. Egy szempontos varianciaanalízist alkalmaztunk, hogy vizsgáljuk a három csoport normalizált EMG aktivitásának különbségeit. Csoportok közötti interakció esetén Tukey post-hoc tesztet alkalmaztunk a párosított összehasonlításokhoz. A szignifikancia szintjét $p=0,05$ -ben határoztuk meg statisztikai számítások során.

Eredmények

MVC – ICC

Az MVC mérések megbízhatóságát osztályon belüli korrelációs együttható kiszámításával ellenőriztük (2. táblázat), ahol azt vizsgáltuk, hogy az egyéneknek a két MVC

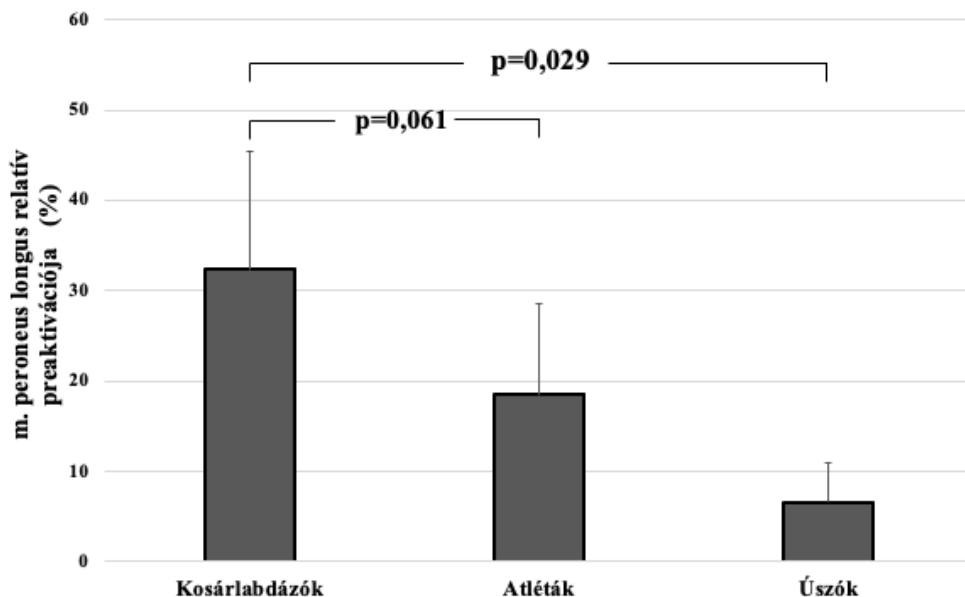
mérés során kapott értékei mennyire hasonlítanak egymáshoz. Koo & Li 2016-os iránymutatása alapján a kapott adatok többsége a „jó” (0,75-0,90) és a „kiváló” (>0,90) megbízhatósági kategóriába tartozik.

2. táblázat: A három csoport MVC méréseinek ICC értékei izomcsoportokra bontva.

	TA	GM	GL	SOL	PL
Kosárlabdázók	0,91	0,51	0,97	0,96	0,81
Atléták	0,78	0,95	0,65	0,93	0,89
Úszók	0,78	0,82	0,75	0,94	0,64

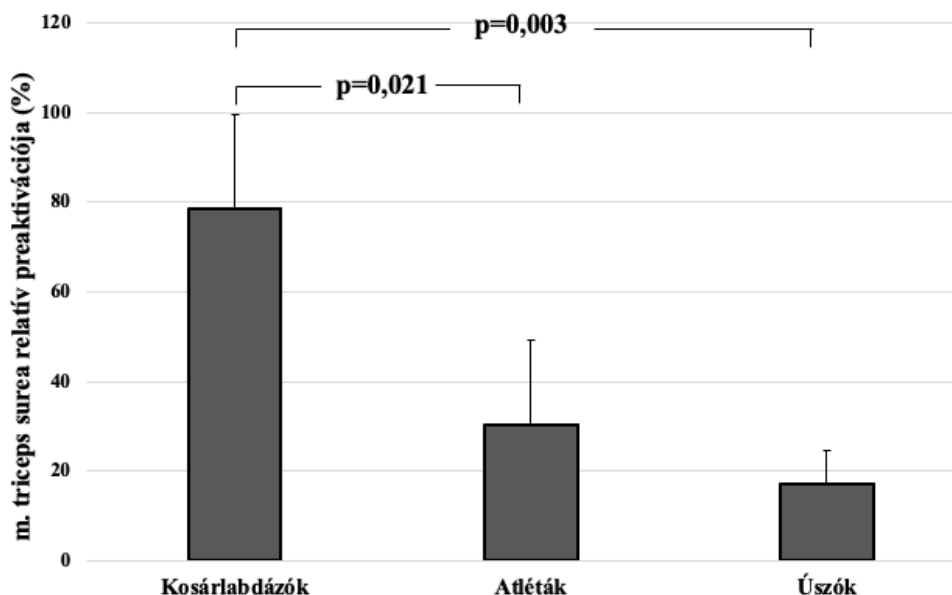
Leérkezések

A bokaízületben SUP irányú elmozdulást előidéző ismeretlen leérkezések során a kosárlabdázók PL izma szignifikánsan magasabb relatív preaktivációs szinttel ($32 \pm 13\%$) rendelkezett, mint az úszóké ($7 \pm 4\%$) és közel szignifikánsan magasabbal, mint az atlétáké ($19 \pm 10\%$) (5. ábra).



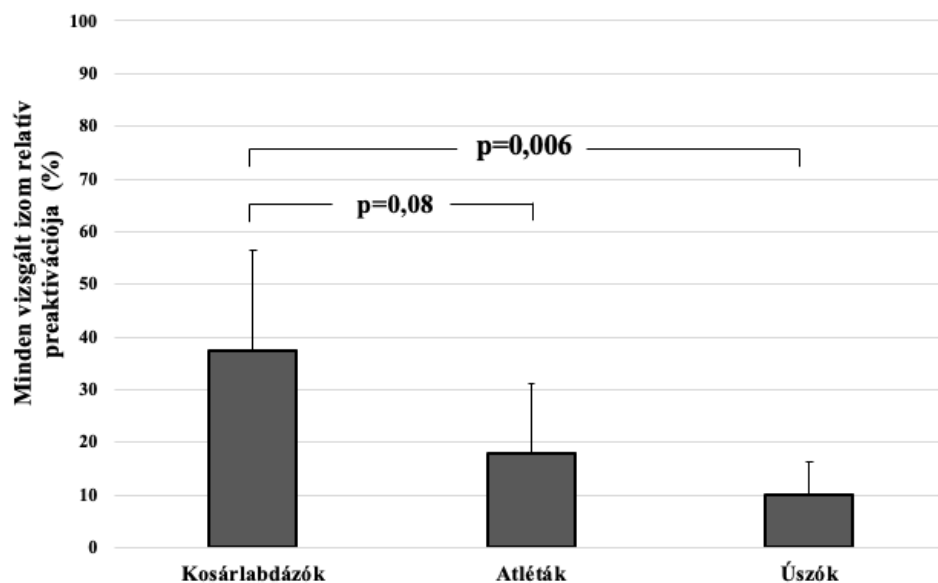
5. ábra: Ismeretlen irányba billenő felületre történő leérkezések előtt (200 ms) a m. peroneus longus relatív preaktivációjának szintje, amikor a bokaízületben supinatio irányú elmozdulás jött létre.

Amikor a leérkezés ismeretlen DF irányú elmozdulást hozott létre a bokaízületben, akkor a leérkezést megelőző 200 ms-os időintervallumban a kosárlabdázók csoportja szignifikánsan magasabb m. triceps surea izom relatív preaktivációval ($78 \pm 21\%$) rendelkezett, mint az atléták ($30 \pm 19\%$), vagy mint az úszók ($17 \pm 7\%$) (6. ábra).



6. ábra: Ismeretlen irányba billenő felületre történő leérkezések előtt (200 ms) a m. triceps surea relatív preaktivációjának szintje, amikor a bokaízületben dorsalflexió irányú elmozdulás jött létre.

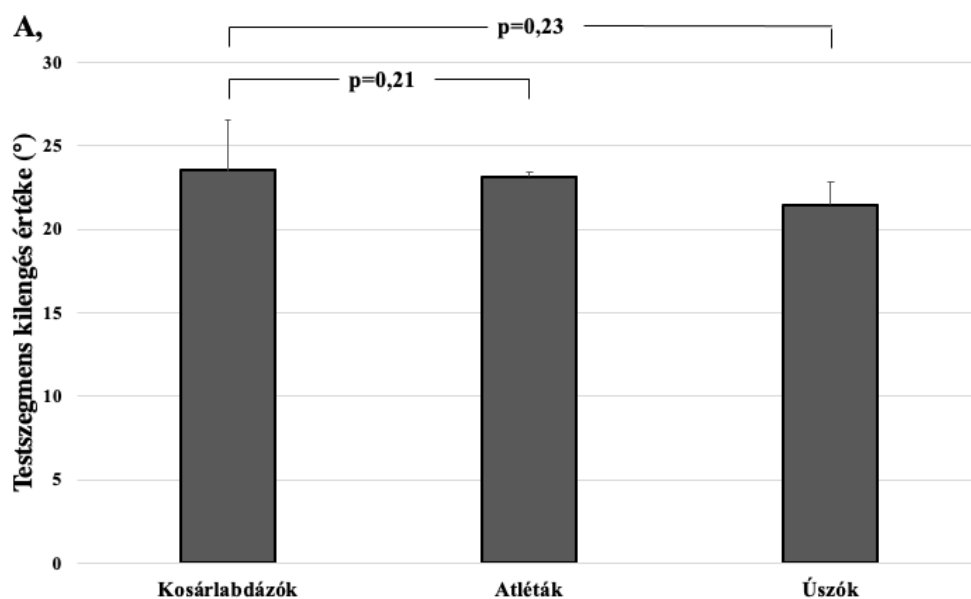
Az összes vizsgált izomcsoportot, és mind a 8 db ismeretlen irányba elmozduló felületre történő egylábas leérkezést figyelembe véve a kosárlabdázók csoportja szignifikánsan magasabb relatív izom preaktivációval ($38 \pm 19\%$) rendelkezett, mint az úszók ($10 \pm 6\%$), és közel szignifikánsan magasabbal mint, atléták ($18 \pm 13\%$) (7. ábra).



7. ábra: Az összes vizsgált lábszári izom relatív preaktivációjának szintje ismeretlen irányba billenő felületre történő leérkezés előtt.

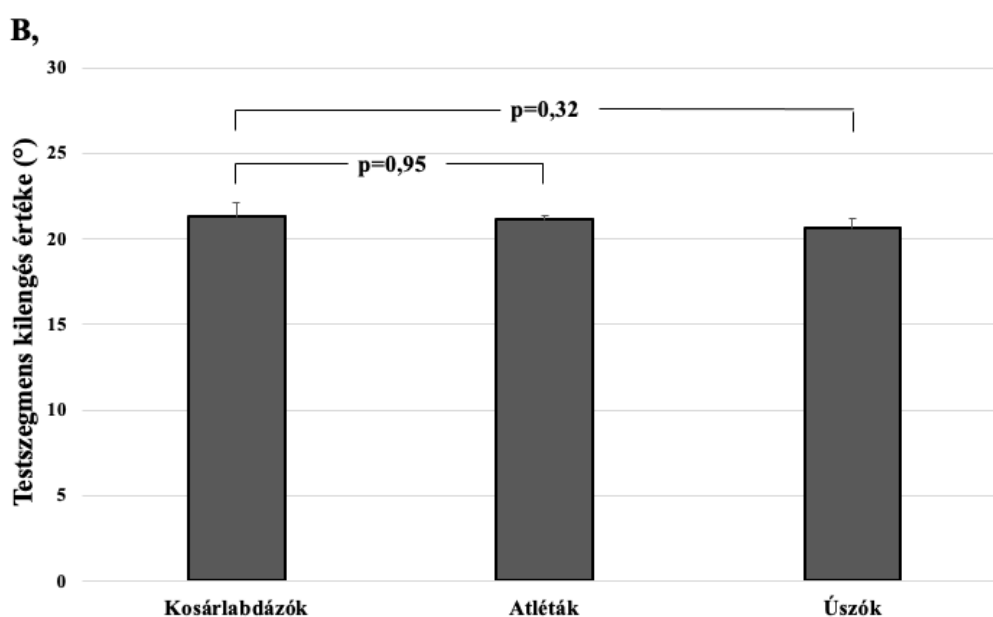
Egyensúlyozó teszt

A statisztikai számítások kimutatták, hogy a két vizsgált síkban létrejövő testszegmens kilengések mennyisége a kosárlabdázók esetében nem volt szignifikánsan kisebb a többi csoporthoz képest. A Togu®-n való egylábú egyensúlyozás során a kosárlabdázók frontális síkú testszegmens kilengése ($23,5 \pm 2,9^\circ$) nem volt szignifikánsan kevesebb, mint az atlétáké ($23,1 \pm 1,3^\circ$), vagy mint az úszóké ($21,4 \pm 0,3^\circ$) ($p > 0,05$) (8. ábra).



8. ábra: A Togu[®]-n történő egylábás egyensúlyozás során létrejövő testszegmens kilengés mennyisége a frontális síkban.

A medencecsontra felhelyezett mozgáskövető szenzor adataiból továbbá megállapítható az is, hogy a median saggitalis síkú mozgások mennyisége sem volt szignifikánsan kevesebb a kosárlabdázók ($21,2 \pm 0,8^\circ$) esetében, mint az atlétáké ($21,1 \pm 0,5^\circ$) vagy mint az úszóké ($20,6 \pm 0,2^\circ$) ($p > 0,05$) (9. ábra).



9. ábra: A Togu[®]-n történő egylábás egyensúlyozás során létrejövő testszegmens kilengés mennyisége a median saggitalis síkban.

Megbeszélés

Korábban is végeztek kutatásokat, ahol vizsgálták a bokastabilizátor izmok preaktivációját ismert, és ismeretlen irányba döntött felületre történő leérkezések végrehajtása során (Levin et al., 2015; Li et al., 2018; Simpson et al., 2019). Azonban a fókuszban a krónikus bokainstabilitásban szenvedők, és az egészséges vizsgálati személyek összehasonlítása állt. Ebben a tanulmányban a módszertani újdonságnak köszönhetően egy a valóságot jobban tükröző teszt segítségével, reprezentatívabb adatokat kapunk a leérkezések során fellépő boka körüli izmok preaktivációs stratégiájáról. A mi esetünkben nem egy bizonyos irányba előre megdöntött felületre hajtják végre a leérkezést a vizsgálati személyek, hanem az általunk tervezett és egyedileg legyártott billenőfelületre. Hiszen a sportolóknál edzés, vagy mérkőzés közben a felugrást követően számtalan olyan eset van, amikor a lábfejnek és az egész testnek alkalmazkodnia kell az elmozduláshoz. Valós leérkezések végrehajtása mellett is képesek

voltunk szabályozni az ismert, és ismeretlen irányba történő leérkezések ismétlésszámát, az ízületben létrehozott mozgások irányát, és azok mennyiségét. Jelen vizsgálat célja továbbá pedig a különböző sportági területről érkező sportolók összehasonlítása volt. Összességében egy olyan egyedi módszertant alkalmaztunk, amivel képesek voltunk összehasonlítani a különböző proprioceptív edzháttérrel rendelkező csoportok bokastabilizációs stratégiáját bizonytalan felületre való egylábos leérkezések során.

Az MVC mérések teszt-reteszt statisztikai művelet végrehajtását követően Koo & Li (2016) korábban említett publikációja legalább 0,50 feletti megbízhatósági értéket javasolt kutatási célokra. Csak a kosárlabdázók GM (0,51), az atléták GL (0,65), és az úszók PL (0,64) értékei jeleztek „közepes” megbízhatóságot. A csoportok összes további adatai (0,75-0,97) a „jó”, és a „kiváló” megbízhatósági kategóriába tartoznak. A kapott megbízhatósági besorolásokból azt a racionális következtetést lehet levonni, hogy a mérési technika megfelelő volt.

A m. peroneus longus fő funkciója az ATFL, CFL védelme a hirtelen és túlzott mértékű SUP irányú helyzetváltoztatás ellen, ezzel kiemelt szerepe van az ízület dinamikus stabilizációjának biztosításában (Hopkins et al., 2009). Az izom alacsonyabb aktivitása csökkenti a bokaízülettel szembeni védekező mechanizmust (Ludwig et al., 2016; Santilli et al., 2005). Amikor a vizsgálati személyek bokaízületében SUP irányú elmozdulást hoztunk létre ismeretlen kondícióban a kosárlabdázóknak 25%, és 13%-kal volt magasabb a PL izom amplitúdója, mint az úszóknak vagy az atlétáknak. Az erősebb preaktivációs szint, pedig segíthet elkerülni a sérülés kialakulását. Abban az esetben, amikor DF irányú elmozdulást provokáltunk a bokaízületben, ismeretlen kondícióban a kosárlabdázóknak szignifikánsan magasabb volt a m. triceps surae-ben létrejövő relatív EMG érték a leérkezés előtt. Az atlétáknak 48%-kal, míg az úszóknak 61%-kal volt kisebb az amplitúdója a kosárlabdázók csoportjához képest. A frontális és a median saggitalis síkban létrejövő elmozdulások esetén fokozottabbak voltak az ízület aktív stabilizátorai a kosárlabdázók csoportjánál. A megállapítás azért fontos, mert a bokakomplexum károsodása leggyakrabban akkor következik be, amikor túlzott mértékű SUP és PF jön létre egyidőben (Chen et al., 2019).

Togu® Jumper®-t mint bizonytalan felületet korábbi kutatásban is használtak az egyensúlyozó-képesség mérésére (Nepocatych et al., 2017). A medencecsont kilengésének mértékében szignifikáns különbséget nem találtunk a csoportok adatai között. A frontális

síkban 21,4-23,5° között volt a három csoportok eredménye, míg a median saggitalis síkban 20,6-21,2° között. Ha ezeket az adatokat abból a perspektívából vizsgáljuk, miszerint a kosárlabdázóknak az EMG értéke több vizsgált esetben is szignifikánsan magasabb volt, akkor az látható, hogy ez nem megfelelő módszere az ilyen jellegű stabilizáció vizsgálatának. Hiszen a bizonytalan felületen meglévő egyensúlyozó-képesség nem prognosztizálja azt, hogy a kosárlabdázókra jellemző dinamikus leérkezéshez való alkalmazkodás megvan az úszóknál vagy az atlétáknál.

Az eredmények alapján visszacsatolva a kutatás legelején felállított hipotéziseinkhez megállapíthatjuk a következőket: 1, A kosárlabdázóknak szignifikánsan magasabb a bokaízületet stabilizáló izmok relatív EMG aktivitása a másik két csoporthoz képest. Ebből feltételezzük, hogy a kosárlabdázás során fellépő váratlan ingerek kialakítottak az esetükben egy neuromuszkuláris adaptálódást, amely preventív hatással van a bokasérülések elkerülésére. 2, A magasabb izomaktivitás, és a váratlan helyzethez történő alkalmazkodás nem alakít ki szignifikánsan jobb egyensúlyozó képességet bizonytalan felületen. Nemzetközi tanulmányokban gyakran vizsgálják a véletlenszerű és a blokkosított edzésingerek hosszútávú hatását (Jeon et al., 2021; Memmert, 2006), melyekben leírják, hogy a kosárra dobás, és az egyensúlyozás fejlesztésekor a randomizált gyakorlás hosszútávon hatékonyabb a blokkosított gyakorlásnál (ahol ugyanazok az edzés ingerek ismétlődnek edzésről-edzésre). Jelen tanulmányunk is mint alapkutatás megerősíti ezen nemzetközi tanulmányokban olvasható konklúziót.

Összefoglalás

A bokát érintő károsodás az egyik legsűrűbben előforduló sérülés a fizikailag aktív életet élő emberek között. Ez a laterálisan elhelyezkedő szalagok részleges, vagy teljes elszakadásával járhat. Korábbi kutatás bebizonyította, hogy alacsonyabb a lábszári izmok EMG aktivitása, ismeretlen irányba eldöntött felületre való leérkezés során. Ez a korábban említett károsodás bekövetkezésének kockázatát növeli. Azonban a váratlan, és véletlenszerű edzésingereknek számos pozitív hosszútávú hatása van a motoros képességek fejlesztése szempontjából. A kosárlabdázókat játék során számos véletlenszerű inger éri, mint például egy másik játékos lábfejeire történő landolás, ami vélhetően kialakít egy neuromuszkuláris adaptálódást, így segítve a sérülés elkerülését. Kutatásunkban egylábas leérkezések végrehajtásának segítségével vizsgáljuk, hogy a kosárlabdázóknak szignifikánsan magasabb lesz-e a bokaízületet stabilizáló

izmok EMG aktivitása ismeretlen irányba billenő felületre való egylábás leérkezés során, mint az úszóknak, vagy az atlétáknak.

A vizsgálatunkban 27 egészséges férfi vett részt. Először megmértük a boka körüli dorsal-, plantarflexor, supinator, és pronator izmok maximális erejét. Ezután 30 cm magasságból egylábás leérkezéseket hajtottak végre a billenőfelületre az elmozdulás irányának szempontjából ismert, és ismeretlen kondíciókban. EMG elektródák segítségével mértük a tibialis anterior, peroneus longus, gastrocnemius medialis, lateralis, és a soleus izmok aktivitását az első két teszt során. Ezután Togu® Jumper®-en egyensúlyozó tesztet hajtottak végre közben mozgáskövető szenzorral mértük a testszegmens kilengés nagyságát. A leérkezéskor kapott EMG értékeket az erőméréskor kapott értékekhez normalizáltuk.

Ismeretlen kondícióban történő leérkezéseknél a PL izom normalizált EMG aktivitása a leérkezés előtti 200ms-os időszakban supinatio létrehozásakor a következő értékeket mutatja: kosárlabdázók (32%), atléták (19%), úszók (7%). Ugyanebben a kondícióban dorsalflexió során a triceps surea izom aktivitási sorrendje: kosárlabdázók (78%), atléták (30%), úszók (17%). A két teszt során a kosárlabdázók szignifikánsan magasabb értéket értek el. Az egyensúlyozó teszt során sem a frontális, sem a median saggitalis síkban létrejövő testszegmens kilengések mennyiségében nem volt szignifikáns eltérés a csoportok között.

Több ismeretlen irányú leérkezés során kapott relatív EMG értékekből arra következtethetünk, hogy a kosárlabdázás során fellépő váratlan ingerek kialakították a neuromuszkuláris adaptálódást. Ez segíthet elkerülni a laterálisan elhelyezkedő bokaszalagok károsodását. Továbbá, hogy a bizonytalan felületen meglévő egyensúlyozó-képesség nem prognosztizálja a kosárlabdázókra jellemző dinamikus leérkezésekhez történő alkalmazkodás jellemző lenne a másik két csoportra is.

Limitáció

Hiába a véletlenszerű leérkezési sorrend, a kutatás legelején minden vizsgálati személy tájékoztatást kapott a billenések lehetséges irányairól, ami segítheti annak anticipálását. Továbbá nem használtunk szegmentális mérést, vagyis, hogy a bokaízület mozgását külön nem mértük. Ezért az eredményeket fenntartásokkal szükséges kezelni.

Irodalomjegyzék

1. Andreoli, C. V., Chiaramonti, B. C., Buriel, E., Pochini, A. de C., Ejnisman, B., & Cohen, M. (2018). Epidemiology of sports injuries in basketball: integrative systematic review. *BMJ Open Sport & Exercise Medicine*, 4(1), e000468. <https://doi.org/10.1136/bmjsem-2018-000468>
2. Atilla, H., Akdogan, M., Öztürk, A., Ertan, M. B., & Kose, O. (2020). Musculoskeletal Injuries in Master Swimmers: A National Survey in Turkey. *Cureus*. <https://doi.org/10.7759/cureus.8421>
3. Chen, E. T., McInnis, K. C., & Borg-Stein, J. (2019). Ankle Sprains. *Current Sports Medicine Reports*, 18(6), 217–223. <https://doi.org/10.1249/JSR.0000000000000603>
4. Curtis, D. J., Hansen, L., Luun, M., Løberg, R., Woollacott, M., Saavedra, S., Sonne-Holm, S., Berggreen, S., & Bencke, J. (2015). Measuring Postural Sway in Sitting: A New Segmental Approach. *Journal of Motor Behavior*, 47(5), 427–435. <https://doi.org/10.1080/00222895.2014.1003782>
5. Doherty, C., Bleakley, C., Hertel, J., Caulfield, B., Ryan, J., & Delahunt, E. (2016). Recovery From a First-Time Lateral Ankle Sprain and the Predictors of Chronic Ankle Instability. *The American Journal of Sports Medicine*, 44(4), 995–1003. <https://doi.org/10.1177/0363546516628870>
6. Edouard, P., Navarro, L., Branco, P., Gremeaux, V., Timpka, T., & Junge, A. (2020). Injury frequency and characteristics (location, type, cause and severity) differed significantly among athletics (‘track and field’) disciplines during 14 international championships (2007–2018): implications for medical service planning. *British Journal of Sports Medicine*, 54(3), 159–167. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2019-100717>
7. Fong, D. T.-P., Hong, Y., Chan, L.-K., Yung, P. S.-H., & Chan, K.-M. (2007). A Systematic Review on Ankle Injury and Ankle Sprain in Sports. *Sports Medicine*, 37(1), 73–94. <https://doi.org/10.2165/00007256-200737010-00006>
8. Garrick, J. G. (1977). The frequency of injury, mechanism of injury, and epidemiology of ankle sprains*. *The American Journal of Sports Medicine*, 5(6), 241–242. <https://doi.org/10.1177/036354657700500606>
9. Gehring, D., Wissler, S., Mornieux, G., & Gollhofer, A. (2013). How to sprain your ankle – a biomechanical case report of an inversion trauma. *Journal of Biomechanics*, 46(1), 175–178. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.09.016>
10. Gordon, D., Robertson, E., & Winter, D. A. (1980). Mechanical energy generation, absorption and transfer amongst segments during walking. *Journal of Biomechanics*, 13(10), 845–854. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(80\)90172-4](https://doi.org/10.1016/0021-9290(80)90172-4)
11. Gribble, P. A., Delahunt, E., & Bleakley, C. M. (2014). Selection criteria for patients with chronic ankle instability in controlled research: A position statement of the international ankle consortium. *J Athl Train*, 49, 121–127.
12. Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., & Rau, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology : Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 10(5), 361–374. [https://doi.org/10.1016/s1050-6411\(00\)00027-4](https://doi.org/10.1016/s1050-6411(00)00027-4)
13. Hertel, J. (2002). Functional Anatomy, Pathomechanics, and Pathophysiology of Lateral Ankle Instability. *Journal of Athletic Training*, 37(4), 364–375. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12937557>
14. Hopkins, J. T., Brown, T. N., Christensen, L., & Palmieri-Smith, R. M. (2009). Deficits in peroneal latency and electromechanical delay in patients with functional ankle instability. *Journal of Orthopaedic Research*, 27(12), 1541–1546.

- <https://doi.org/10.1002/jor.20934>
15. Hunt, K. J., Hurwit, D., Robell, K., Gatewood, C., Botser, I. B., & Matheson, G. (2017). Incidence and Epidemiology of Foot and Ankle Injuries in Elite Collegiate Athletes. *The American Journal of Sports Medicine*, 45(2), 426–433.
<https://doi.org/10.1177/0363546516666815>
 16. Ivusza, P., Hortobágyi, T., Sebesi, B., Gáspár, B., Fésüs, Á., Varga, M., Malmos, V., & Vácz, M. (2022). No Difference in the Acute Effects of Randomization vs. Blocking of Units of Lower-Extremity Proprioceptive Training on Balance and Postural Control in Young Healthy Male Adults. *Frontiers in Physiology*, 13.
<https://doi.org/10.3389/fphys.2022.824651>
 17. James, E. G. (2014). Short-term differential training decreases postural sway. *Gait & Posture*, 39(1), 172–176. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.06.020>
 18. Jeon, M.-J., Jeon, H.-S., Yi, C.-H., Kwon, O.-Y., You, S.-H., & Park, J.-H. (2021). Block and Random Practice: A Wii Fit Dynamic Balance Training in Older Adults. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 92(3), 352–360.
<https://doi.org/10.1080/02701367.2020.1733456>
 19. Kibele, A., & Behm, D. G. (2009). Seven weeks of instability and traditional resistance training effects on strength, balance and functional performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 23(9), 2443–2450.
<https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181bf0489>
 20. Koo, T. K., & Li, M. Y. (2016). A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research. *Journal of Chiropractic Medicine*, 15(2), 155–163. <https://doi.org/10.1016/j.jcm.2016.02.012>
 21. Kottink, A. I., Hermens, H. J., Nene, A. V, Tenniglo, M. J., Groothuis-Oudshoorn, C. G., & IJzerman, M. J. (2008). Therapeutic Effect of an Implantable Peroneal Nerve Stimulator in Subjects With Chronic Stroke and Footdrop: A Randomized Controlled Trial. *Physical Therapy*, 88(4), 437–448. <https://doi.org/10.2522/ptj.20070035>
 22. Laudner, K. G., & Koschnitzky, M. M. (2010). Ankle Muscle Activation When Using the Both Sides Utilized (BOSU) Balance Trainer. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24(1), 218–222. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181c490d4>
 23. Lawrence, M. A., & Carlson, L. A. (2015). Effects of an Unstable Load on Force and Muscle Activation During a Parallel Back Squat. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 29(10), 2949–2953. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000955>
 24. Levin, O., Vanwanseele, B., Thijssen, J. R. J., Helsen, W. F., Staes, F. F., & Duysens, J. (2015). Proactive and reactive neuromuscular control in subjects with chronic ankle instability: Evidence from a pilot study on landing. *Gait & Posture*, 41(1), 106–111.
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.09.005>
 25. Li, Y., Ko, J., Walker, M. A., Brown, C. N., Schmidt, J. D., Kim, S.-H., & Simpson, K. J. (2018). Does chronic ankle instability influence lower extremity muscle activation of females during landing? *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 38, 81–87.
<https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2017.11.009>
 26. Ludwig, O., Kelm, J., & Fröhlich, M. (2016). The influence of insoles with a peroneal pressure point on the electromyographic activity of tibialis anterior and peroneus longus during gait. *Journal of Foot and Ankle Research*, 9(1), 33.
<https://doi.org/10.1186/s13047-016-0162-5>
 27. Marotta, N., Demeco, A., de Scorpio, G., Indino, A., Iona, T., & Ammendolia, A. (2020). Late Activation of the Vastus Medialis in Determining the Risk of Anterior Cruciate Ligament Injury in Soccer Players. *Journal of Sport Rehabilitation*, 29(7), 952–955.
<https://doi.org/10.1123/jsr.2019-0026>
 28. McKay, G. D. (2001). Ankle injuries in basketball: injury rate and risk factors. *British*

- Journal of Sports Medicine*, 35(2), 103–108. <https://doi.org/10.1136/bjsm.35.2.103>
29. Memmert, D. (2006). Long-Term Effects of Type of Practice on the Learning and Transfer of a Complex Motor Skill. *Perceptual and Motor Skills*, 103(3), 912–916. <https://doi.org/10.2466/pms.103.3.912-916>
 30. Merton, P. A. (1954). Voluntary strength and fatigue. *The Journal of Physiology*, 123(3), 553–564. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1954.sp005070>
 31. Moore, M. L., Haglin, J. M., Hassebrock, J. D., Anastasi, M., & Chhabra, A. (2021). Management of ankle injuries in professional basketball players: Prevalence and rehabilitation. *Orthopedic Reviews*, 13(1). <https://doi.org/10.4081/or.2021.9108>
 32. Nepocatyč, S., Ketcham, C. J., Vallabhajosula, S., & Balilionis, G. (2017). The effects of unstable surface balance training on postural sway, stability, functional ability and flexibility in women. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 58(1–2). <https://doi.org/10.23736/S0022-4707.16.06797-9>
 33. Santilli, V., Frascarelli, M. A., Paoloni, M., Frascarelli, F., Camerota, F., De Natale, L., & De Santis, F. (2005). Peroneus Longus Muscle Activation Pattern during Gait Cycle in Athletes Affected by Functional Ankle Instability. *The American Journal of Sports Medicine*, 33(8), 1183–1187. <https://doi.org/10.1177/0363546504274147>
 34. Simpson, J. D., Stewart, E. M., Turner, A. J., Macias, D. M., Wilson, S. J., Chander, H., & Knight, A. C. (2019). Neuromuscular control in individuals with chronic ankle instability: A comparison of unexpected and expected ankle inversion perturbations during a single leg drop-landing. *Human Movement Science*, 64, 133–141. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2019.01.013>
 35. Starkey, C. (2000). Injuries and illnesses in the national basketball association: a 10-year perspective. *Journal of Athletic Training*, 35(2), 161–167. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16558626>
 36. Swenson, D. M., Collins, C. L., Fields, S. K., & Comstock, R. D. (2013). Epidemiology of US High School Sports-Related Ligamentous Ankle Injuries, 2005/06–2010/11. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 23(3), 190–196. <https://doi.org/10.1097/JSM.0b013e31827d21fe>
 37. Terada, M., & Gribble, P. A. (2015). Jump Landing Biomechanics During a Laboratory Recorded Recurrent Ankle Sprain. *Foot & Ankle International*, 36(7), 842–848. <https://doi.org/10.1177/1071100715576517>
 38. Tummala, S. V., Hartigan, D. E., Makovicka, J. L., Patel, K. A., & Chhabra, A. (2018). 10-Year Epidemiology of Ankle Injuries in Men's and Women's Collegiate Basketball. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 6(11), 232596711880540. <https://doi.org/10.1177/2325967118805400>
 39. Wright, I. ., Neptune, R. ., van den Bogert, A. ., & Nigg, B. . (2000). The influence of foot positioning on ankle sprains. *Journal of Biomechanics*, 33(5), 513–519. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(99\)00218-3](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(99)00218-3)

Lezárás dátuma: 2023.01.17.