

A csípőízületi abduktor izmok izolált és funkcionális edzésének hatása a dinamikus térdvalgusra

Bevezetés:

A sportágakban megjelenő különböző mozgások és mozgásminták nemcsak a kivitelezésben, hanem a fizikai terhelés és intenzitás mértékében is eltérnek (Maros et al., 2020). Számos olyan sportágat jegyzünk, melyben az unilaterális felugrások, leérkezések, kitámasztások és irányváltások mint sportmozgások dominálnak (Mehl et al., 2018). Az ízületi stabilitás tükrében az unilaterális mozgásformák járnak a legnagyobb terheléssel. Ezekben a sportágakban a leggyakrabban sérülő ízület a térdízület (Sreekaarini et al., 2014; Loughran et al., 2019; Mellinger et Neurohr, 2019). Ugyan Krutsch és munkatársai (2019) munkájukban kiemelik a sérülésprevenció fejlődését a sportban, további kutatások elvégzése és új edzésmódszerek feltárása továbbra is elengedhetetlen (Dowling et al., 2011; Tayfur et al., 2020). A sportmozgások során elszenvedett sérülések hatására a térd instabilabbá válhat és még a sérülés után évekkel később is kialakulhat ízületi gyulladás vagy degeneratív elváltozás (Tayfur et al., 2020; Krutsch et al., 2019). A negatív fiziológiás hatások mellett ezek a sérülések a sportolók mentális egészségi állapotát is veszélyeztetik, továbbá a gazdaságra is komoly terhet jelent a műtéti beavatkozás, illetve a rehabilitáció költsége (Guan et al., 2020; Spindler et Wright 2008).

Számos korábbi vizsgálat ír az alsóvégtagi abduktor izomcsoport térdstabilizációban betöltött kiemelkedő szerepéről, ugyanakkor nagyon kevés szakcikk foglalkozik olyan erősítő jellegű gyakorlatok megalkotásával, leírásával, melyek a gyakorlatban is megóvhatják a sportolót a sérüléstől. (Saki et al., 2022; Wilczyński et al., 2020). A térdízületet érintő egyik leggyakoribb sérülést okozó faktor a dinamikus térdvalgus fokozódása. A térdvalgust egy frontális síkú abnormalitásként tartjuk számon, mely főként az unilaterális mozgások során tapasztalható, mivel ilyenkor a támaszlábra eső terhelés is sokkal nagyobb. Ennek hatására a térd a test középvonala fele befelé és lefelé mozdul el. Az edzésintenzitás fokozódásával túlzott mértékű dinamikus térdvalgus alakulhat ki, mely következtében az elülső keresztszalag (továbbiakban: ACL (anterior cruciate ligament)) meghúzódhat vagy elszakadhat (Spindler et Wright 2008; Czasche et al., 2018). Ugyan a térdvalgus által elszenvedett sérülések valamennyi sportágban és mindkét nemnél megjelennek, mégis leginkább a labdajátékokban és a nőknél a legnagyobb a kockázata (Larwa et al., 2021; Dix et al., 2019).

A térdízület passzív stabilitásáért felelős anatómiai képletek bemutatása:

A térdízületet alkotó passzív stabilizátorok az ízületi tok, a meniscusok, valamint a térdszalagok. A szakirodalom elmondásából az ACL-nek többek között két fő feladata van. Egyik feladata a térdízület stabilizálása. A szakirodalom az ACL-t tekinti az elsődleges térdstabilizátornak, ugyanis 85-87%-ban felelős a térd stabil helyzetének a megtartásáért. Másik feladatához soroljuk a mindennapi élet és a sportolás során létrejövő erőhatások eloszlatását is (Takeda et al., 1994; Masouros et al., 2010). Az ACL a comb és sípcsontot összekötő sűrű, feszes rostkötegekből tevődik össze. Az ACL a femur laterális condylusának posteromediális felszínéről dorsocranialisan erednek, és saját tengelyük körül kissé kifelé csavarodva, distal-anterior-mediális irányban ferdén haladnak lefelé az intercondylaris téren keresztül, a tapadásukig, mely a sípcsonti magaslaton található. Az ACL korábbiakban leírt stabilizáló szerepe, a tibia a femurhoz képest anterior irányba történő elmozdulásának és a térd rotációjának meggátolásáért felel (Markatos et al., 2012; Arliani et al., 2012; Pavlik 2005).

A térdízület aktív stabilitásának a bemutatása:

A térdízületet alkotó passzív stabilizátorok, lágy részek (térdízületi oldal és keresztszalag) ugyan kis mértékben képesek a tehermentesítésre, a sportmozgásokból származó erőhatások meghaladhatják ezt az élettani értéket. Ebből adódóan nagyon fontos, hogy a terhelés semlegesítését ne a passzív, hanem az aktív stabilizátorok tehát a testet alkotó vázizomzat vegye át. A különböző izomcsoportok összehangolt, dinamikus munkája felel a test és az ízületek stabilitásért és a szalagok terhelésmentesítéséért (Saki et al., 2022).

A teljes alsóvégtagot alkotó izomzat elsődleges funkciója a természetes, gazdaságos és összehangolt mozgás kialakítása, míg másodlagos funkcióként az idegrendszer működésével kontrolálják az ízületi elmozdulásokat, stabilan tartják az ízületeket (Abulhasan et Grey 2017). A stabilitásban természetesen a térdízületet körülvevő izomcsoportoknak hatalmas szerepe van. Anterior oldalon találjuk a térd extensorokat. Ezt az izomcsoportot a m. vastus medialis, m. vastus lateralis, m. vastus intermedius, m. rectus femoris alkotja. Posterior oldalon találjuk a térd flexor izomcsoportot ahol a m. semitendinosus, m. semimembranosus és a m. biceps femoris helyezkedik el. Az említett izomcsoportok erejük és aktivitásuk nagyságának függvényében képesek lehetnek a térdvalgus csökkentésében és a térd stabilan tartásában (Lockie et al., 2013).

Ugyanakkor a térd stabilitását nem csak az ízületet áthidaló, direkt stabilizátorok végzik. A stabilizációban kiemelkedő szerepet tölt be a csípőízületi abduktor izomcsoport, a farizmok (Maniar et al., 2020). Ennek az izomcsoportnak a három izma közül (m. gluteus maximus, medius, minimus) a térdstabilizációban az egyik legkiemelkedőbbel, a m. gluteus mediussal (a továbbiakban GM) foglalkoztunk. A GM elsődleges, medencét stabilizáló funkciója mellett, kialakítja és fenntartja a helyes testtartást, távolítja a combcsontot, segít a dinamikus mozgásban és aktív működésével képes csökkenteni a térd valgusba dőlésének a mértékét (Maniar et al., 2020).

A térdvalgus fokozódása a leginkább nagy terheléssel járó unilaterális felugrások során tapasztalható. Az ilyen unilaterális erő kifejtéseknél a támaszláb térdízülete anterio-mediális tehát valgus irányba mozdul el. Mind a combcsont mediális irányba, mind a lábszár anterior irányba történő elmozdulásával az ACL megfeszül és megfelelő izomzati kontroll hiányában elszakadhat (Claiborne et al 2006).

A probléma megközelítése:

A fentiekben ismertetett probléma valamennyi sportolót érint. Ugyanakkor az unilaterális erő kifejtési helyzetek vizsgálatával íródott szakirodalmak kiemelik a nők magasabb szintű veszélyeztetettségét. A női medence anatómiai sajátosságaiból adódóan szélesebb, mint a férfiaké. Ennek tükrében a női sportolók unilaterális mozgásai során létrejövő valgus irányú elmozdulásai a térdnek is sokkal fokozottabbak (Choi et al., 2015; Larwa et al., 2021). A térdízület stabilitását a térdízületet feszítő és hajlító izomcsoportok mellett a csípőízületi abduktorok egyik jelentős izma a GM határozza meg. Az abduktor izomcsoport ereje és aktivitása együttesen járul hozzá a térdvalgus csökkentéséhez (Brindle et al., 2003). Jelen tanulmányunkat két korábbi vizsgálatunk eredményeire alapoztuk. A vizsgálati személyek unilaterális felugrásteszteket végeztek el, ahol elektromyográf segítségével mértük a GM elektromos aktivitását. Az elemzések során megállapítottuk, hogy a GM elektromos aktivitása függvényében változhat a térdvalgus mértéke (Varga et al., 2018). A másik korábbi vizsgálatunkban akut farizomaktivációs bemelegítést alkalmaztunk. Két kondíciónk a funkcionális és izolált bemelegítés volt, és azt vizsgáltuk, hogy vajon elérhetünk-e akut GM aktivitás növekedést és térdvalgus csökkenést. A protokoll során felmértük a vizsgálati személyek maximális csípőízületi abdukciós erejét, melyet Newtonban fejeztünk ki. Mindkét protokollban ennek az értéknek az 50%-val terheltük a térdízületet, olyan módon, hogy a külső

ellenállás azt mediális, valgus irányba húzza. A vizsgálati személyeknek ennek ellentartva kellett varum irányban izometrikusan erőt kifejteni. Funkcionális bemelegítés alatt 45 °-os négyütemű guggolásokat végeztek, míg az izolált bemelegítés során izometrikus erő kifejtést végeztek 20 másodpercig. Eredményként azt kaptuk, hogy a funkcionális bemelegítés hatására nőtt a GM aktivitása, melynek hatására a térdvalgus mértéke lecsökkent. Az izolált bemelegítés hatására ellenkező hatást tapasztaltunk, lecsökkent a GM elektromos aktivitása, valamint megnőtt a térdvalgus mértéke (Varga et al., 2021). Ezen eredmények arra engedtek minket következtetni, hogy ha akut módon is lehetséges a térdvalgus mértékét csökkenteni, akkor egy hosszú távú edzés olyan GM aktivitás-növekedést és térdvalgus-csökkenést eredményezhet, melynek hatására a térdet érintő sérülések száma jelentősen csökkenhet.

Célkitűzés:

A fentiekben bemutatott probléma és az eddigi vizsgálatok alapján, vizsgálatunk célja az, hogy négy hétig tartó különböző farizomaktivációs edzés hatásait vizsgáljuk az unilaterális felugrás alatt kifejlődő térdvalgus mértékére. Jelen vizsgálatunkban olyan protokollt alkalmaztunk, amelyben a funkcionális edzést végző csoport egyénre szabottan optimalizált terheléssel végzett csípőízületi abdukciós gyakorlatokat. Az izolált csoport terhelését EMG alapon állítottuk be, vagyis ebben a csoportban akkora terhelést alkalmaztunk, amekkora a funkcionális csoport edzésével azonos mértékben aktiválta a GM izmot. Ennek megfelelően a kétféle edzéstípus alatt a csoport tagjai azonos GM aktivitás mellett edzettek, de eltérő mozgáskinematikával.

Hipotézis:

Feltételezzük, hogy mindkét típusú edzés hatékony lesz abban, hogy a GM elektromos aktivitását növelje, ennek tükrében pedig a térdvalgust csökkentse. Előző évi kutatásunkban a farizmokat funkcionális környezetben terheltük. Ezalatt egy valós sportmozgáson alapuló mozgást kellett, ellenállással folyamatosan végezni. Mivel ez a terhelés hatásosabbnak bizonyult, feltételezzük, hogy a funkcionális edzés hatására jelentősebb GM aktivitásnövekedést és térdvalgus-csökkenést fogunk tapasztalni az izolált edzéssel szemben.

Anyagok és módszerek:

Vizsgálatunkban 10 egészséges, aktívan sportolónő vett részt (átlag életkor: $21,8 \pm 2,61$; átlag testmagasság: $171 \text{ cm} \pm 7,6 \text{ cm}$; átlag testtömeg: $59,7 \text{ kg} \pm 4,7 \text{ kg}$; átlagos heti sporttal töltött órák száma: $5,45 \text{ óra} \pm 2,43 \text{ óra}$; átlag sporttal töltött évek száma: $13,23 \pm 7,9$). A vizsgálatban részt vevő nők kiválasztása során kizáró kritérium volt a fennálló boka, térd, medence, csípő, gerincsérülés, valamint az említett testszegmenseket érintő korábbi műtét, valamint az ezekből az ortopédiai rendellenességekből kialakult akut és krónikus fájdalmak, ugyanis ezek a problémák a sportolókat akadályozták volna a maximális erő kifejtés, valamint a felugrás tesztekben. A vizsgálati személyek szűrése után ismertettük a kutatás célját. Tájékoztattuk őket a protokoll menetéről, valamint az esetleges veszélyekről is. A vizsgálatban résztvevő nők önként vállalták a vizsgálatokon való részvételt, mely részvételi beleegyezést a Helsinki Nyilatkozatnak megfelelően rögzítettük. A vizsgálati protokollt a regionális etikai bizottság jóváhagyta.

Experimentális protokoll:

A vizsgálatban részt vevő személyek egy részben irányított, standardizált bemelegítést végeztek el a laboratóriumi vizsgálatok előtt. A méréseket/edzéseket minden esetben egy 5 perces kerékpár-ergométeren történő keringésfokozás előzte meg. Ezt kiegészítve a vizsgálati személyek egyénileg választott, alsó végtagi dinamikus és statikus gimnasztikai gyakorlatokat végeztek el. Úgy határoztunk, hogy a nők domináns lábát fogjuk edzeni, vizsgálni. Az edzéseket megelőző méréseken (PRE mérések) az alábbi teszteket végeztük el. Először is MVC (Maximal Voluntary Contraction) teszttel megmértük a maximális csípőízületi adductio erőit. Az erőmérések után, a felugrás tesztek közül a Countermovement Jump (a továbbiakban CMJ) típusú felugrások következtek. Ezek előzetes súlypontosüllyesztéssel történő, maximális felugrások. Valamennyi teszt során a GM elektromos aktivitását rögzítettük. Az edzések végeztével a feltüntetett méréseket megismételtük (Post mérések). Vizsgálatunkban két edzéstípust különböztetünk meg. Egyik a funkcionális edzés (a továbbiakban FE), másik pedig az izolált edzés volt (a továbbiakban IE).

Maximális csípőízületi abdukciós teszt:

A csípőízület maximális izometriás abdukciós erejét kézi dinamométerrel (CITec Rosandepolder, DS Arnhem, Hollandia) határoztuk meg 0° -os ízületi szöghelyzetben. A vizsgálati személyek a vizsgált lábbal ellentétes oldalon oldalfekvésben helyezkedtek el egy szivacs szőnyegen, a vizsgált oldallal ellentétes karral magastartásban, az azonos oldali karral

keresztelve a test előtt. A kézi erőmérőt a vizsgált láb laterális condylusára helyeztük és két kézzel rögzítettük az MVC tesztek elvégzésekor. A két MVC mérést 1-1 submaximális bemelegítő próba előzte meg, 70% és 90%-os erő kifejtéssel. A teszt során a vizsgálati személyek maximális csípőízületi abdukciós erőt fejtettek ki az eszközre, mely a maximális erő kifejtés mértékét Newtonban rögzítette (1.ábra).



1. ábra: Maximális csípőízületi abdukciós erő teszt. Az erő kifejtés meghatározása Newtonban

Unilaterális CMJ felugrások:

A CMJ típusú felugrás teszténél felmértük a GM aktivitás és térdvalgus mértékét. A talajra kifejtett maximális vertikális erő nagyságát Tenzi erőplató (Tenzi Kft., Pilisvörösvár, Budapest) segítségével rögzítettük, 420 Hz-es mintavételi frekvenciával. Az felugrást a vizsgálati személyek az erőplató közepéről, nem vizsgált lábukat térdízületben hajlított helyzetben tartva, alsóvégtagi előzetes lendületszerzésből hajtották végre (2.ábra). Karjukat végig a csípőjükre kellett tartaniuk, hogy kizárhassuk a felsővégtagi lendületszerzést. A felugrások és leérkezések az erőplató felületére történtek. A teszteket szóbeli ismeretközlés, bemutatás és próba előzte meg.

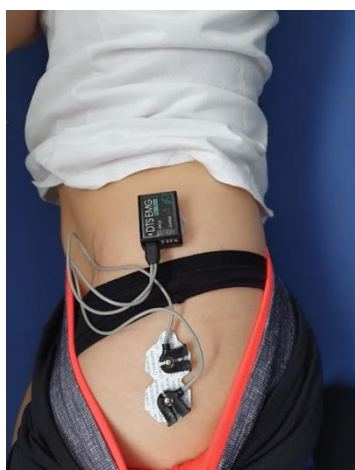


2. ábra: Tenzi erőplatóról végzett CMJ típusú unilaterális felugrás

Az izmok elektromos aktivitásának a mérése:

1 db DTS (Direct Transmission Sysytem) Lossless, 548-as EMG szenzort (Noraxon U.S.A. Inc., Scottsdale, Arizona, U.S.A.) használtunk, a mérések során, melyek egy vezeték nélküli hálózaton keresztül kommunikálnak a Noraxon TeleMyo DTS Desktop Receiver 586-os vevőegységével. Az adatok rögzítéséért a Noraxon MR3-as szoftver felelt. Az említett szenzort a GM-ra helyeztük fel.

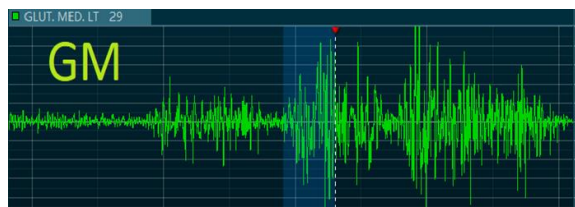
Az elektródák tapadását úgy biztosítottuk, hogy a felhelyezés előtt etanollal megtisztítottuk a bőrfelületet a természetes faggyúrétegtől. Ezt követően bipoláris felületű EMG elektródákat helyeztünk fel a GM-ra (elektróda átmérő: 1cm, távolság az elektródák között: 2cm).



3. ábra: EMG elektróda a GM-on

Az elektródák felhelyezése során a SENIAM (Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles) ajánlásait követtük. Az elektróda felhelyezése a vizsgált lábbal ellentétes oldalon oldalfekvésben történt. Intézetünk egyik női munkatársa tapintással megkereste a femuron található trochanter majort és a crista iliaca legfelső részét. Az elektródákat e két pontot összekötő egyenes középpontjára tettük (3. ábra).

A felugrások során aktívan működő Noraxon szoftver a GM elektromos aktivitásának a változásait 1000 Hz-es frekvenciával rögzítette. Ezzel a mérési folyamattal nyers EMG jeleket kaptunk (4. ábra), melyet Root Mean Square (a továbbiakban RMS) (négyzetes közép



4. ábra: Nyers EMG regisztrátum a GM elektromos aktivitásáról



5. ábra: RMS 50ms ablakkal simított EMG

emeléssel) 50ms-os ablakkal simítottuk (5.ábra). Elemzéseink során a maximális izomaktivitást a súlypontosüllyesztés és az elrugaszkodás pillanata közötti időintervallumban állapítottuk meg. A CMJ-k alatt kapott GM elektromos aktivitást normalizáltuk az MVC tesztek során mért aktivitáshoz.

A mozgáselemző szenzorok bemutatása:

A felugrások során a térd valgusba dőlésének mértékét Noraxon MyoMotion Research Pro típusú mozgáselemző szenzorral mértük. A szenzorok egy beépített mérőegységgel rendelkeznek (Internal Measurement Unit, IMU), így a test bármely pontjára felhelyezve egy megbízható, 3 irányban történő orientációs szögváltozást képesek meghatározni. A gyártó által biztosított tépőzáras/csatos szíjban helyeztük el a szenzorokat és azokat 3 testszegmensre helyeztük fel. Ugyan jelen dolgozatban csak a combcsont, mint testszegmens orientációs szögváltozásait vizsgáljuk, további projektekben, közleményekben a medencére és lábszárra helyezett szenzorok által mért eredményeket is kívánjuk majd megjeleníteni. Posterior oldalon a medencére (6. ábra), a megfeszített combizomból jól kivehető m. vastus lateralis és m. vastus medialis izmok haladása közötti elhatárolt területre, valamint a tibia proximális részére (7. ábra) helyeztük fel az említett szenzorokat.



6. ábra: Mozcáselemző szenzor a medencére felhelyezve



7. ábra: Mozcáselemző szenzorok a combon és a lábszáron

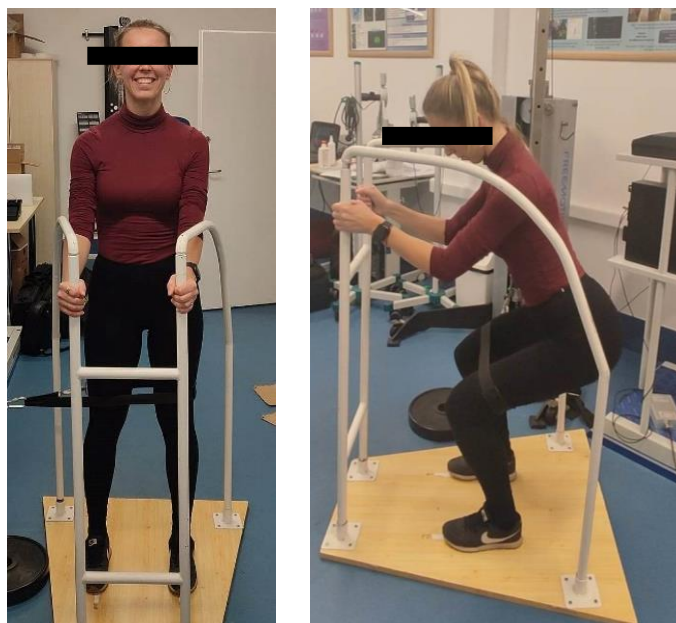
Terhelés meghatározása

Ahhoz, hogy az edzések során alkalmazott külső ellenállást személyre szabhassuk, először párokat kellett kialakítanunk. Ezt úgy tettük meg, hogy az edzést megelőző mérés eredményeit használtuk fel. Az egymáshoz legközelebb álló térdvalgussal (fok) és abdukciós erővel (N) rendelkező nők lettek párokba osztva. Így a vizsgált edzésmódszereket megelőző mérések kiindulási értékei mindkét csoportnál megközelítőleg azonosak. A pár egyik tagja FE-t, míg a másik tagja IE-t végzett. Az MVC mellett az első FE egység alatt is rögzítettük a vizsgálati személy GM elektromos aktivitását. Az FE alatti GM aktivitást átlagoltuk és

normalizáltuk az MVC alatt mért maximális GM aktivitáshoz (μV). Így százalékos értékben megkaptuk azt, hogy „x” vizsgálati személy FE alatt, a maximálishoz képest hány %-ban aktiválja a GM-t. Ezt a százalékos értéket alkalmaztuk a párjánál az IE alatt, annak érdekében, hogy a párjával azonos intenzitással végezze a gyakorlatokat. Ezt progresszív terhelésemeléssel határoztuk meg az első IE alatt. Például, ha egy FE vizsgálati személy MVC alatt $400\ \mu\text{V}$ maximális aktivitást ért el, az edzés alatt pedig átlag $80\ \mu\text{V}$ -ot, akkor az azt jelentette, hogy a maximális értékhez képest 20%-os aktivációt vált ki az edzés. IE során, ha a párja az MVC alatt $300\ \mu\text{V}$ aktivitást ért el, akkor a külső ellenállást úgy kellett meghatároznunk, hogy annak hatására $60\ \mu\text{V}$ átlag aktivitást mutasson a GM a terhelés alatt. Azt elkerülve, hogy a vizsgálati személyek két hét alatt hozzászokjanak a kezdetkor beállított terheléshez, a harmadik hét elején, a hetedik edzésnél megismételtük a fent leírt számolásokat és a külső ellenállás mértékét ennek megfelelően újból meghatároztuk. Mindkét edzéstípus esetében heti három edzés elvégzésére kértük fel a vizsgálati személyeket összesen négy héten keresztül.

Funkcionális edzés

A vizsgálati személyek a lapsúlyos csigas géptől $1,5$ méterre, egy erre az edzésre kialakított keretben helyezkedtek el. Ennél az edzésnél az MVC tesztek során Newtonban kapott értékek 50%-át alkalmaztuk terhelésként. Pilotvizsgálatunk során azt tapasztaltuk, hogy ezt a terhelést a vizsgálati személyek még képesek kontrollálni, azaz szóbeli feedback alapján a combot és a lábszárt egy vonalban tartani az ellenállás ellenében. A gép hevederét úgy helyeztük fel a távolabbi vizsgált lábra, hogy a súly a térdet valgus irányba húzza mediális irányba. Ennek a terhelésnek ellen tartva kellett a vizsgálati személyeknek guggolásokat végezniük. A gyakorlatokat ütemeztük, 60 -as BPM (Beat Per Minute) sebességgel. Erre az ütemre kellett 60° -os négyütemű guggolásokat végezniük a vizsgálati személyeknek (8.ábra). A guggolások során a súlypontosüllyesztés mértékét az edzést megelőző unilaterális felugrás értékekből határoztuk meg. Valamennyi vizsgálati személy unilaterális súlypontosüllyesztését megmértük, átlagoltuk, így kaptuk meg a 60° -os szöghelyzetet. Az edzés 10 ismétlésből és összesen 5 sorozatból állt. A sorozatok között $1,5$ perc pihenőidő volt biztosítva a regenerációhoz.



8. ábra: Funkcionális edzés

Izolált edzés:

IE során az elhelyezkedés és a külső ellenállás felhelyezése megegyezik az FE-ben leírtakban. Viszont az izolált edzés során a támaszláb egy 10 cm-es megemelt felületről végezték a gyakorlatokat a nők. Erre azért volt szükség, hogy a vizsgált láb ne érjen le a talajra, Ennek értelmében, az ellenállással terhelt vizsgált lábat a levegőben stabilan, varum irányban kellett megtartani (9. ábra). Az edzés öt sorozatból állt, a gyakorlatot 40 másodpercig kellett végezni.



9. ábra: Izolált edzés

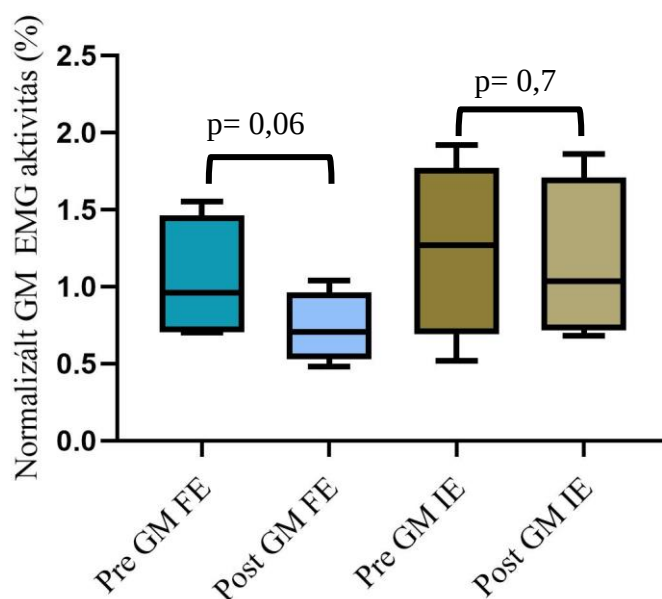
Eredmények:

Az adatok statisztikai elemzése:

Az EMG, valgus és MVC értékek elemzését GraphPad 8.0.1 statisztikai szoftverrel végeztük. Az adatok normál eloszlásúak voltak. A két edzés hatását (pre és post értékek differenciáját) páros t-próba tesztekkel állapítottuk meg valamennyi mért és számolt paraméternél. A statisztikai elemzések során, a szignifikancia szintjét, a p értéket 0,05-ban határoztuk meg.

A GM elektromos aktivitása

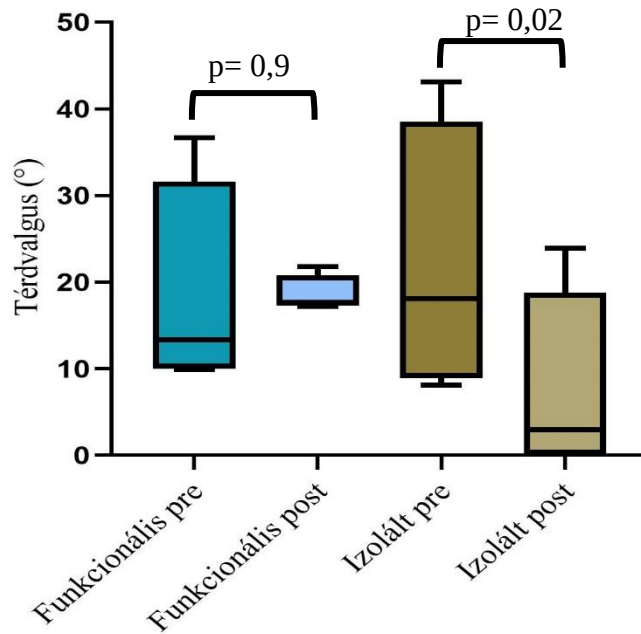
A CMJ felugrások során mért pre és post GM aktivitás értékek a következőképpen változtak. Az FE hatására a GM normalizált aktivitása csökkent (pre = 1,05, post = 0,73 μ V), de ez csak megközelítette a szignifikancia értéket ($p = 0,06$). Az IE tekintetében a GM normalizált aktivitása nem változott szignifikánsan ($p = 0,77$) (10. ábra).



10. ábra: A GM elektromos aktivitásának a változásai az edzések elvégzésével

A térdvalgus mértéke

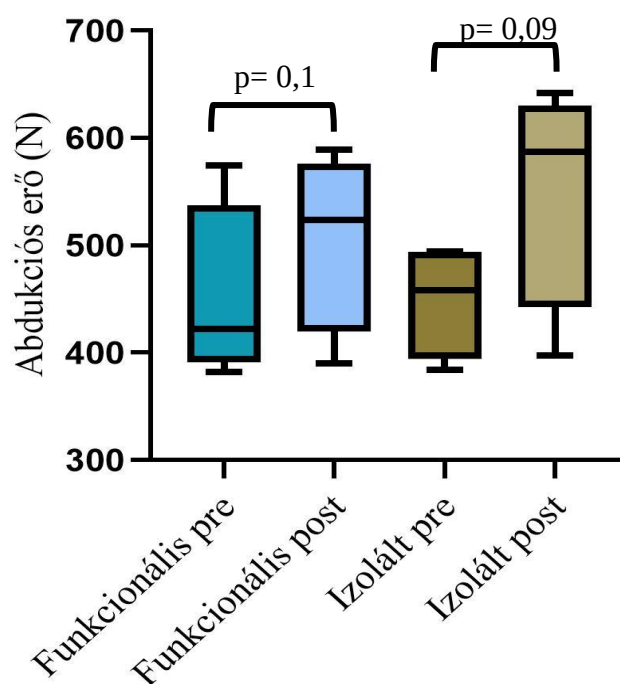
A FE hatására ugyan lecsökkent a GM aktivitása, szignifikáns változás nem volt megfigyelhető a térdvalgus mértékének változásában. Ugyanakkor a térdvalgus szignifikánsan lecsökkent azoknál a személyeknél akik az IE-t végezték el ($p = 0,02$). A méréseket megelőzően a térdvalgus $21,85^\circ$ volt. Az edzés hatására ez az érték $7,28^\circ$ -ra csökkent (11. ábra).



11. ábra: A térdvalgus mértéke unilaterális felugrás közben a két vizsgált edzésmódszert megelőzően és azt követően

A maximális csípőízületi abdukciós erő

A maximális csípőízületi abdukciós erő változásait figyelve azt tapasztaltuk, hogy szinte minden vizsgálati személy esetében megnőtt az edzések hatására, ugyanakkor ez egyik terhelési kondícióban sem volt szignifikáns (FE: $p=0,1$; IE: $p=0,09$). FE esetében átlagban az erő 438,5 N-ról megnövekedett 522,33 N-ra. Az IE tekintetében ez az érték 422,7 N-ról nőtt 558,4 N-ra ($p=0,09$) (12. ábra).



12. ábra: Az abdukciós erő a kétvizsgált edzésmódszert megelőzően és azt követően

Megbeszélés:

Az alsóvégtagi erő kifejtési helyzetek közül leginkább az unilaterális mozgások járnak a legmagasabb terheléssel a támaszláb izmait és ízületeit tekintve. A támaszlábra eső terhelés hatására a térdízület elmozdulhat valgus irányba. Amennyiben az ACL élettani határait túllépi ez a külső terhelés, úgy súlyosan károsulhat (Spindler et Wright 2008; Czasche et al., 2018). Hogy ezek a sérülések elkerülhetőek legyenek, többek között a csípőízületi abduktorokat, leginkább a GM erejét, unilaterális támaszhelyzet közbeni aktivitását kell megnövelni. Amennyiben a GM megfelelően aktiválódik az adott mozgásforma során és az abdukciós izomereje is megfelelő, úgy a térd valgus irányú elmozdulása jelentősen csökkenhet. Ezzel nemcsak, hogy biztonságosabbá tehetjük a sportmozgásokat de akár a műtéti beavatkozások számát is jelentősen redukálhatjuk. Viszont, hogy ez megvalósulhasson, fokozott figyelmet kell szentelni a GM izom megfelelő edzésére. Jelen vizsgálatban a FE és az IE hatásait vizsgáltuk, a GM aktivitásának és a térdvalgus mértékének a változásai tekintetében.

Az IE hatására a dinamikus térdvalgus mértéke szignifikáns ($p=0,02$) csökkenést mutatott az edzést követő unilaterális felugrások elvégzésekor. Ugyanakkor ezt nem lehetett a GM elektromos aktivitásának a megnövekedésének tulajdonítani, ugyanis a GM elektromos aktivitása nem változott szignifikánsan ($p=0,7$). Ezzel az eredménnyel ismételtén meggyőződhattunk a GM fontosságáról, ugyanis végeredményben $14,5^\circ$ -os térdvalgus csökkenést eredményezett az izolált edzés, mely meglehetősen számottevő. Továbbá meglepődve tapasztaltuk, hogy a térdvalgus mértéke úgy csökkent a felugrások alatt, hogy közben a GM normalizált aktivitása nem változott. Feltételezzük, hogy az edzés idegrendszeri alkalmazkodást hozott létre, ennek eredménye volt az abdukciós erőnek a megnövekedése. Ennek tükrében unilaterális felugrás közben kisebb GM aktivitás kellett a térdvalgus szabályozására.

Az MVC tesztek elemzésekor számos vizsgálati személynél figyeltünk meg csípőízületi abdukciós erő növekedést. Az FE esetében az erő nagysága 438,5 N volt átlagosan az edzések előtt. A sorozatos terhelés hatására ez az érték megnövekedett 522,33 N-ra. Az IE tekintetében is számottevően nőtt az abdukciós erő, a kezdeti 422,7 N-ről 558,4 N-ra növekedett.

A FE nem azt a hatást váltotta ki, amelyet hipotézisünkben feltételeztünk. Ennek az edzésnek a következményeként a térdvalgus mértéke nem változott szignifikánsan ($p=0,9$). Azonban ebben a kondícióban is megfigyelhető volt csökkenés a GM elektromos aktivitásának

a tekintetében. Mivel az csípőízületi abduktor izomcsoport abszolút ereje nőtt, feltételezhetjük, hogy az edzésprogram előtt mért, felugrás közbeni térdvalgus kisebb mértékű izomaktivitással is fenn tudta tartani. Azonban új kérdés merül fel bennünk, miszerint miért nem lépett fel nagyobb aktivitás annak érdekében, hogy a térdvalgus csökkenjen. Elképzelhető, hogy az edzések során alkalmazott pároslábbal végzett guggolás helyett érdekesebb lett volna egy lábás guggolást alkalmazni.

Összefoglalás:

A sportágakban domináló unilaterális mozgásformák járnak a legnagyobb alsóvégtagi terheléssel. A megnövekedett terhelés eredményeként a támaszláb térdízülete mediális irányba a terhelés mértékének függvényében elmozdul. Ennek hatására a térdízületet alkotó képletek, főként az ACL, fokozott sérülésnek van kitéve. Ezt a sérülésveszélyes hatást a GM képes lehet csökkenteni. A kutatásunkban alkalmazott valamennyi edzéseljárást a fentiekben bemutatott eredmények felhasználásával dolgoztuk ki és feltételeztük, hogy a csípőízületi abduktor izomcsoport edzésének helyes megválasztásával csökkenthetjük a térd-sérülések kockázatát.

Vizsgálatunkban 10 aktívan sportoló, nem élvonalbeli egészséges nő vett részt. A vizsgálati személyeket az előzetesen felmért térdvalgus mérték és maximális abdukciós erő nagysága alapján párokba osztottuk. A csoportok ezt követően négy héten keresztül, heti három alkalommal csípőízületi abduktor edzést, FE-t és IE-t végeztek. Ezt követően az izomaktivitást és térdvalgus mértéket felmértük és összehasonlítottuk az edzést megelőző paraméterekkel. Noraxon típusú EMG szenzort és bipoláris felületű elektródát helyeztünk fel a GM-ra. A vizsgálati személyek oldalfekvésben, maximális csípőízületi abdukciós teszteket (MVC) végeztek el, ahol a GM aktivitását és az abdukciós erőt (N) rögzítettük. Az FE esetében a külső ellenállás nagyságát a maximális erőhöz igazítottuk, melynek a mértékét 50%-ban határoztunk meg. Az IE alatt a terhelés megválasztásánál az adott személy, FE-t végző, párjához igazítottuk. Megvizsgáltuk, hogy FE alatt a vizsgálati személyek az MVC maximális GM aktivitáshoz képest hány %-ban aktiválják GM izmukat az edzés alatt. Az IE-t végző párjánál pedig úgy állítottuk be a külső terhelés nagyságát, hogy az edzés alatti izomaktiváció százalékos értékben megegyezzen a párjánál (FE) mért értékekkel. Az unilaterális felugrásokat a vizsgálati

személyek Tenzi erőplatóról végezték, a felugrások során a testszegmensek orientációs szögváltozásait Noraxon MyoMotion Research Pro mozgáselemző szenzorok rögzítették.

FE:

Az edzés során alkalmazott terhelést az MVC teszt során rögzített erő kifejtés mértékének az 50%-ban határoztuk meg. A vizsgált láb térdízülete fölé helyeztük fel az ellenállást, mely valgus irányba húzta a térdízületet. A vizsgálati személynek stabilan ellen kellett ennek az erőnek tartania és el kellett végeznie tíz darab 60°-os négyütemű guggolást, öt sorozaton keresztül. Az ütemezett gyakorlatokhoz 60 BPM metronómot használtunk.

IE:

A személyre szabott terhelés során megállapítottuk az IE-t végző személy párjának az edzés során mutatott, MVC-hez igazított százalékos GM aktivitását. A külső ellenállás nagyságát úgy állítottuk be, hogy az tükrözze a társának a százalékos értékeit. A gyakorlat során a vizsgálati személyek egy 10 cm-es megemelt felületről végeztek izometriás csípőabdukciót 40 másodpercig.

Eredmények:

Normalizált GM aktivitás:

A felugrások során mért GM aktivitás értéket az MVC teszt során elért maximális EMG jelekhez normalizáltuk. A GM izom normalizált aktivitása a FE eredményeként lecsökkent ($p=0,06$). Az IE tükrében ez az érték $p=0,7$ volt.

A térdvalgus változásai:

Az IE hatására a térdvalgus mértéke szignifikáns csökkenést mutatott ($p=0,02$).

Az FE elemzése során megállapítottuk, hogy a térdvalgus mértéke nem változott szignifikánsan az edzés hatására ($p=0,9$).

Irodalomjegyzék:

1. Abulhasan, J., & Grey, M. (2017). Anatomy and Physiology of Knee Stability. *Journal of Functional Morphology and Kinesiology*, 2(4), 34. MDPI AG. Retrieved from <http://dx.doi.org/10.3390/jfmk2040034>
2. Arliani, G. G., Astur, D. C., Moraes, E. R., Kaleka, C. C., Jalikjian, W., Golano, P., & Cohen, M. (2012). Three dimensional anatomy of the anterior cruciate ligament: a new approach in anatomical orthopedic studies and a literature review. *Open access journal of sports medicine*, 3, 183–188. <https://doi.org/10.2147/OAJSM.S37203>
3. Brindle, T. J., Mattacola, C., & McCrory, J. (2003). Electromyographic changes in the gluteus medius during stair ascent and descent in subjects with anterior knee pain. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 11(4), 244–251. <https://doi.org/10.1007/s00167-003-0353-z>
4. Choi, G. W., Kim, H. J., Kim, T. W., Lee, J. W., Park, S. B., & Kim, J. K. (2015). Sex-Related Differences in Outcomes after Hallux Valgus Surgery. *Yonsei Medical Journal*, 56(2), 466. <https://doi.org/10.3349/ymj.2015.56.2.466>
5. Claiborne, T. L., Armstrong, C. W., Gandhi, V., & Pincivero, D. M. (2006). Relationship between hip and knee strength and knee valgus during a single leg squat. *Journal of Applied Biomechanics*, 22(1), 41–50. <https://doi.org/10.1123/jab.22.1.41>
6. Czasche, M. B., Goodwin, J. E., Bull, A. M. J., & Cleather, D. J. (2018). Effects of an 8-week strength training intervention on tibiofemoral joint loading during landing: A cohort study. *BMJ Open Sport and Exercise Medicine*, 4(1), 1–8. <https://doi.org/10.1136/bmjsem-2017-000273>
7. Dix, J., Marsh, S., Dingenen, B., & Malliaras, P. (2019). The relationship between hip muscle strength and dynamic knee valgus in asymptomatic females: A systematic review. *Physical Therapy in Sport*, 37, 197–209. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2018.05.015>

8. Dowling, A. V., Favre, J., & Andriacchi, T. P. (2011). A wearable system to assess risk for anterior cruciate ligament injury during jump landing: Measurements of temporal events, jump height, and sagittal plane kinematics. *Journal of Biomechanical Engineering*, 133(7). <https://doi.org/10.1115/1.4004413>
9. Kalata, M., Maly, T., Hank, M., Michalek, J., Bujnovsky, D., Kunzmann, E., & Zahalka, F. (2020). Unilateral and Bilateral Strength Asymmetry among Young Elite Athletes of Various Sports. *Medicina*, 56(12), 683. MDPI AG. Retrieved from <http://dx.doi.org/10.3390/medicina56120683>
10. Krutsch, W., Lehmann, J., Jansen, P., Angele, P., Fellner, B., Achenbach, L., Krutsch, V., Nerlich, M., Alt, V., & Loose, O. (2020). Prevention of severe knee injuries in men's elite football by implementing specific training modules. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA*, 28(2), 519–527. <https://doi.org/10.1007/s00167-019-05706-w>
11. Larwa, J., Stoy, C., Chafetz, R. S., Boniello, M., & Franklin, C. (2021). Stiff Landings, Core Stability, and Dynamic Knee Valgus: A Systematic Review on Documented Anterior Cruciate Ligament Ruptures in Male and Female Athletes. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 18(7), 3826. MDPI AG. Retrieved from <http://dx.doi.org/10.3390/ijerph18073826>
12. Lockie, R. G., Schultz, A. B., Callaghan, S. J., & Jeffriess, M. D. (2013). The effects of isokinetic knee extensor and flexor strength on dynamic stability as measured by functional reaching. *Isokinetics and Exercise Science*, 21(4), 301–309. <https://doi.org/10.3233/ies-130501>
13. Loughran GJ, Vulpis CT, Murphy JP, et al. Incidence of Knee Injuries on Artificial Turf Versus Natural Grass in National Collegiate Athletic Association American Football: 2004-2005 Through 2013-2014 Seasons. *The American Journal of Sports Medicine*. 2019;47(6):1294-1301. doi:10.1177/0363546519833925

14. Maniar, N., Schache, A. G., Pizzolato, C., & Opar, D. A. (2020). Muscle contributions to tibiofemoral shear forces and valgus and rotational joint moments during single leg drop landing. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 30(9), 1664–1674. <https://doi.org/10.1111/sms.13711>
15. Markatos, K., Kaseta, M. K., Lалlos, S. N., Korres, D. S., & Efstathopoulos, N. (2012). The anatomy of the ACL and its importance in ACL reconstruction. *European Journal of Orthopaedic Surgery & Traumatology*, 23(7), 747–752. <https://doi.org/10.1007/s00590-012-1079-8>
16. Masouros, S., Bull, A., & Amis, A. (2010). (i) Biomechanics of the knee joint. *Orthopaedics and Trauma*, 24(2), 84–91. <https://doi.org/10.1016/j.mporth.2010.03.005>
17. Mehl, J., Diermeier, T., Herbst, E., Imhoff, A. B., Stoffels, T., Zantop, T., Petersen, W., & Achnich, A. (2018). Evidence-based concepts for prevention of knee and ACL injuries. 2017 guidelines of the ligament committee of the German Knee Society (DKG). *Archives of orthopaedic and trauma surgery*, 138(1), 51–61. <https://doi.org/10.1007/s00402-017-2809-5>
18. Mellinger, S., & Neurohr, G. A. (2019). Evidence based treatment options for common knee injuries in runners. *Annals of translational medicine*, 7(Suppl 7), S249. <https://doi.org/10.21037/atm.2019.04.08>
19. Ng, J. W. G., Myint, Y., & Ali, F. M. (2020). Management of multiligament knee injuries, *EFORT Open Reviews*, 5(3), 145-155. Retrieved Dec 29, 2022, from <https://eor.bioscientifica.com/view/journals/eor/5/3/2058-5241.5.190012.xml>
20. Pavlik, A. (2005). Az első keresztszalag pótlásánál alkalmazott femoralis press fit rögzítés. *Kadáver térdek biomechanikai és a módszerrel végzett műtétek klinikai eredményeinek prospektív vizsgálata*.

21. Saki, F., Romiani, H., Ziya, M., & Gheidi, N. (2022). The effects of gluteus medius and tibialis anterior kinesio taping on postural control, knee kinematics, and knee proprioception in female athletes with dynamic knee valgus. *Physical Therapy in Sport*, 53, 84–90. <https://doi.org/10.1016/j.pts.2021.11.010>
22. Sreekaarini I, Eapen C, Zulfequer CP (2014) Prevalence of Sports Injuries in Adolescent Athletes. *J Athl Enhancement* 3:5 doi:10.4172/2324-9080.1000168
23. Spindler, K. P., & Wright, R. W. (2008). Clinical practice. Anterior cruciate ligament tear. *The New England journal of medicine*, 359(20), 2135–2142. <https://doi.org/10.1056/NEJMcp0804745>
24. Takeda, Y., Xerogeanes, J. W., Livesay, G. A., Fu, F. H., & Woo, S. L. Y. (1994). Biomechanical function of the human anterior cruciate ligament. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, 10(2), 140–147. [https://doi.org/10.1016/s0749-8063\(05\)80081-7](https://doi.org/10.1016/s0749-8063(05)80081-7)
25. Tayfur, B., Charuphongsa, C., Morrissey, D., & Miller, S. C. (2021). Neuromuscular Function of the Knee Joint Following Knee Injuries: Does It Ever Get Back to Normal? A Systematic Review with Meta-Analyses. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 51(2), 321–338. <https://doi.org/10.1007/s40279-020-01386-6>
26. Varga M., Nyisztorné M. P., Vass L., Vadász K., Sebesi B., Meszler B., Atlasz T., Váczi M. (2018): Térdízületi és medencestabilizáció frontális síkú neurokinematikai mechanizmusai unilaterális felugrásnál. *Magyar Sporttudományi Szemle*, 19(77)
27. Varga M., Vadász K., Ivusza P., Sebesi B., Fésüs Á., Gáspár B., Váczi M. (2021): Farizomaktivációs eljárások alkalmazása a bemelegítésben a térdvalgus csökkentésére. *Magyar Sporttudományi Szemle*, 22. évfolyam, 93. szám, 2021/5
28. Wilczyński, B., Zorena, K., & Ślęzak, D. (2020). Dynamic Knee Valgus in Single-Leg Movement Tasks. Potentially Modifiable Factors and Exercise Training Options. A

Literature Review. International Journal of Environmental Research and Public Health, 17(21), 8208. MDPI AG. Retrieved from <http://dx.doi.org/10.3390/ijerph17218208>