

Egyensúlyozás neurokinematikai vizsgálata virtuális valóság (VR) szimulációban

Bevezetés

Az egyensúlyozó képesség egy alapvető emberi képesség, amely fontos szerepet játszik az antigravitációs tevékenységek, illetve az esések és sérülések megelőzése során (Neptune & Vistamehr, 2018; Winter, 1995). A hétköznapi feladatok, mint a járás közbeni egyensúly fenntartása folyamatos érzékszervi és motoros irányításon keresztül valósul meg, amelyben az idegrendszer érzékeli a test helyzetét, felismeri az egyensúlyt fenyegető veszélyeket és a stabilitás fenntartása érdekében alkalmazkodik (Reimann et al., 2020). Az idősök tekintetében a járás és egyensúlyozási rendellenességek az esések egyik leggyakoribb okai (Rubenstein & Josephson, 2006), az életkor előre haladtával egyre gyakoribbak az egyensúlyi zavarok (Osoba et al., 2019). A statikus és dinamikus egyensúly fenntartása elengedhetetlen a jó teljesítmény fenntartásához különböző sportágakban is (Bressel et al., 2007). Hrysomallis (2007) szakirodalmi áttekintésében alátámasztja, hogy a gyenge egyensúlyozó képesség jelentősen növeli a boka sérülésének kockázatát. Azonban az egyensúlyfejlesztő edzések bizonyítottan csökkentették a boka és térd-sérülések gyakoriságát számos sportjátékban (Bahr et al., 1997; Myklebust et al., 2003; Olsen et al., 2005; Wedderkopp et al., 1999). A kutatások azt is alátámasztják, hogy a különböző sportágakban a magasabb szintű sportolók jobb egyensúlyozó képességgel rendelkeznek. Hrysomallis (2011) tanulmánya szerint a vizsgálatok során a tornászok, labdarúgók, úszók és kosárlabdázók mutatták a legjobb eredményeket. Ez az eredmény arra utal, hogy az egyensúlyozó képesség fejlesztése kulcsfontosságú tényező lehet a teljesítménynövelésben. Az egyensúlyozó képesség fejlődése a rendszeres edzés, a koordinációs gyakorlatok és a sportág specifikus mozgásminták gyakorlása révén érhető el. A tapasztalat és az edzésintenzitás növelheti az egyensúlyi kontroll hatékonyságát, amely kritikus fontosságú a versenysportokban (Hrysomallis, 2011; Paillard & Noé, 2006).

Az egyensúlyozó képesség fejlesztésére széles körű módszerek állnak rendelkezésünkre (Al Attar et al., 2022; Haruyama et al., 2017; Sadeghi et al., 2021; Salsabili et al., 2011). Howe és társai (2011) az egyensúlyfejlesztésre számos gyakorlatot közzé tett. A gyakorlatokat mozgás alapján statikus és dinamikus csoportba kategorizálhatjuk. A statikusak, amelyekben nem történik helyváltoztatás, például egy lábon való állások nyitott vagy csukott szemmel, erősítő gyakorlatok vagy akár felület változtatásával létrehozott különböző platformok. A dinamikus feladatokhoz tartoznak a helyváltoztatással történő egyensúlyfejlesztő gyakorlatok, mint például járások, koordinációs feladatok vagy akár a tánc, a jóga és a Tai Chi (Howe et al., 2011). Az egyensúlyozás tovább nehezíthető a perturbáció alapú egyensúlyozó edzésmódszerek

alkalmazásával, amelyek ígéretesnek bizonyulnak az esés megelőzésében (McCrum et al., 2022). A perturbáció egy külvilágból érkező ismeretlen eseményt jelent, amik gyors reakciókat váltanak ki a testtartás stabilitásának visszaszerzésében (McCrum et al., 2022). A perturbációkat több módon elő tudjuk idézni, például egy mozgó futószalagon való egyensúlyozás során, amelyet nem tudjuk melyik irányba mozdul (Grabiner et al., 2008). Derékon elhelyezett kötelek segítségével is előidézhetünk ismeretlen irányból érkező húzásokat, amelyek instabilizálhatják a résztvevőket és ezáltal váltanak ki gyors reakciókat a stabilitás visszanyeréséhez (Martelli et al., 2018). Több eszköz létezik manapság az instabil felület létrehozására, ami már egy átlagember számára is könnyen elérhető. Ilyen eszközök a Bosu[®], a Togu[®], az egyensúlyozó deszka és a Dynair[®] párna (Marcori et al., 2022; Mayer et al., 2023). Az ilyen típusú edzés módszerek javíthatják a résztvevők egyensúly-helyreállítási reakcióit (Martelli et al., 2018).

Az egyensúlyozás vizsgálatában szükség van innovatív eszközökre és módszerekre mert ezek precízebb méréseket, életszerűbb szimulációkat és hatékonyabb diagnosztikai, valamint rehabilitációs lehetőségeket biztosítanak a komplex egyensúlyi rendszerek jobb megértéséhez és kezeléséhez (Horak et al., 2009; Lange et al., 2010; Lee et al., 2019; Lorusso et al., 2022). Eimirillkbeiraney és társai (2024) a digitális játékalapú tanulási médiumok hatását vizsgálta az alfa generációra irodalomkutatás segítségével. Az eredmények azt mutatták, hogy az új technológiai eszközök jelentősen hozzájárulnak a finom motoros és durva motoros készségek fejlődéséhez, valamint a vizuális-térbeli képességekhez, miközben az interaktivitás, és a tanulás hatékonysága is javul. Az alfa generáció technológiai alkalmazkodóképessége kulcsszerepet játszhat a pozitív hatások elérésében, mivel ők könnyebben alkalmazkodnak ezekhez, mint a hagyományos módszerekhez (Eimirillkbeiraney et al., 2024). A technológia alapú programok használata máshol is nagyobb érdeklődést és elkötelezettséget vált ki, így hatékonyabbnak bizonyulhatnak a fizikai aktivitás népszerűsítésében is (Sullivan & Lachman, 2017). Sullivan és Lachman (2017) szakirodalmi áttekintésében azt találták, hogy a technológia alapú fitneszeszközök hatékonyan növelik a fizikai aktivitást azáltal, hogy célkitűzési technikákat és visszacsatolási funkciókat integrálnak, amelyek növelik a felhasználók motivációját és önhatékonyságát, különösen az inaktív csoportok körében.

Manapság az egyik leggyakoribb innovatív technológiai eszköz a Virtuális Valóság (VR) szemüvegek (Xiong et al., 2021). A VR egy olyan technológia, amely lehetővé teszi a felhasználó számára, hogy egy szoftver segítségével létrehozott virtuális térben merüljön el, amely valósághű környezeteket ábrázol (Shafer et al., 2017). Ez a technológia hatalmas

potenciált kínál a rehabilitációs és edzésfolyamatok létrehozására (Chaplin et al., 2023; Stinson & Bowman, 2014). A VR segítségével számtalan gyakorlatot hozhatunk létre, például végrehajthatunk fejelő edzéseket labdarúgókkal (Marshall et al., 2023), taktikákat gyakorolhatunk kosárlabdázókkal (Tsai et al., 2022), vagy akár egyensúlyfejlesztést végezhetünk az idősebb populáción (Sadeghi et al., 2021). Az új technológiák, mint a VR, elősegíthetik a rehabilitációs folyamatokat, egyensúlyozó és járás gyakorlatokkal (Bartnicka et al., 2019). Az egyik legnagyobb előnye, hogy mozgáskövető rendszerek magas árai mellett manapság már egy VR sokkal elérhetőbb áron van jelen a piacon (Luckett, 2018). Azonban VR eszköz alatt nem csak a szemüvegeket értjük, ide tartoznak még a mozgásvezérlők (kontrollerek), mozgáskövetési rendszerek, és a vizualizáláshoz szükséges szoftverek (El Beheiry et al., 2019). A VR szemüvegek egyre elterjedtebbek hiszen egyre több gyártó hozza létre a saját eszközét, köztük a HTC, Oculus, és a Samsung is (Mehrfard et al., 2019). A VR alkalmazása nemcsak a sporttudomány területén terjed, hanem egyre nagyobb szerepet kap a klinikai kutatásokban is, a leggyakoribb alkalmazásai a Parkinson kóros (Feng et al., 2019; McCrum et al., 2022) és stroke-on átesett betegek esetében valósul meg (Bartnicka et al., 2019). A VR több érzékszervi stimulációt, magával ragadóbb környezetet és valós idejű visszacsatolást tud nyújtani a rehabilitációban vagy edzésben résztvevő személyek számára (Feng et al., 2019; Peterson et al., 2018).

Az egyensúlyozás során a vizuális ingerek biztosítanak információt a test helyzetének fenntartásához a környezeti viszonyoknak megfelelően (Dijkstra et al., 1994). Az egyensúlyozó képességet vizsgálták valós magassági környezetben, ahol a magas környezet nagyobb instabilitást és mozgásfrekvenciát idézett elő (Zaback et al., 2019). További kutatások hasonlóan a magasságot, mint hatást vizsgálták virtuális térben, amely a valósághoz hasonlóan testhelyzeti instabilitást eredményezett (Chander et al., 2021). Chander és társai (2021) vizsgálták, hogyan hat a magasság az egyensúlyozó képességre a virtuális magasság emelésével, amelyet AMTI típusú erőplatformmal mértek. Azonban a fenti kutatásnak vannak limitációi, mivel a mérések nem terjedtek ki adott testszegmensekre, csak az erőplatform általi nyomásközéppontot tudták vizsgálni. Továbbá nem mérték az izomaktivitást sem, aminek segítségével igazolni lehetne az izmok aktivitásának változását magasabb helyzetekben. A mérések után viszont kérdőíveket adtak a résztvevőknek, amelynek összpontszáma alapján a VR-t valósághűnek és releváns szimulációnak ítélték. Ezt alátámasztja Assländer és Streuber (2020) vizsgálatát, amelyben a valós világban végzett egyensúlyozás hasonló reakciót váltott ki, mint a VR-ban valós világról mintázott környezet. Ennek segítségével egy realisztikus VR

környezetben valós világhoz hasonló motoros válaszokat kaphatunk (Assländer & Streuber, 2020; Peterson et al., 2018). Így esélyünk nyílna a VR további használatára a sportban a sportolók veszélyeztetése nélkül. Feltételezések szerint a VR szemüveggel szimulált magasság alkalmazása, összehasonlítva a talajszint látványával, fokozhatja az egyensúlyi reakciókat (Assländer & Streuber, 2020; Peterson et al., 2018; Ritter et al., 2023). Felmerül az a kérdés is, hogy a magasságérzékelés és a fizikai perturbáció együttes alkalmazása fokozhatja-e még tovább az egyensúlyvesztést. Kutatások már bizonyították, hogy a fizikai perturbációk proprioceptív folyamatokat indukálnak (Koelewijn & Ijspeert, 2020). Az olyan vizuális perturbációk során azonban, mint a magasságváltozások érzékelése jelentős agyi aktivitásnövekedés figyelhető meg (Peterson & Ferris, 2018). A korábban említett perturbáció alapú egyensúlyozó edzésmódszerek kiválóan integrálhatók a VR technológiájába, mivel ez lehetővé teszi valós élethelyzetek szimulációját perturbációk alkalmazásával (Brazalovich et al., 2022; Mohebbi et al., 2022). Amennyiben a fenti kérdés igazolást nyer, úgy új lehetőség nyílik a szokatlan ingerek létrehozására, amellyel fokozhatjuk az alkalmazkodási potenciálok kihasználását akár sportolóknál, akár edzetlen embereknél.

Célkitűzés és hipotézisek

Jelen vizsgálatunk célja az volt, hogy megvizsgáljuk a statikus egyensúlyozó képességet 4 különböző kondícióban (1. Stabil felületen és alacsony környezetben (SA), 2. Stabil felületen és magas környezetben (SM), 3. Instabil felületen és alacsony környezetben (IA), 4. Instabil felületen és magas környezetben (IM)). A vizsgálattal tisztább képet kapunk arról, hogy a magas és alacsony virtuális környezet milyen hatást gyakorol az alsó végtagok kinematikájára és a lábszárizmok EMG aktivitására stabil és instabil felületen.

Feltételezzük, hogy: H1) A magasság változtatásának hatására alacsonyról magasra, fokozni fogja a lábszár izmok aktivitását és az alsó végtagi testszegmensek kilengését is (a magasság, mint faktor hatása). H2) A magasság és az alátámasztási felület stabilról instabilra változtatásával tovább tudjuk fokozni a lábszár izmok aktivitását és az alsó végtagi testszegmensek kilengését is (magasság és felület faktorok interakciója).

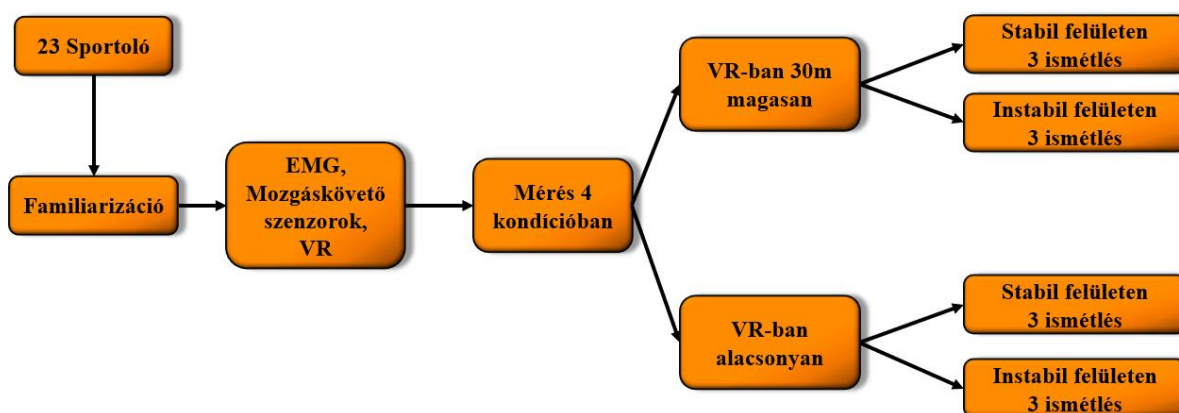
Anyagok és módszerek

Vizsgálati személyek

A vizsgálatunkban 23 sportoló egyetemista vett részt, ebből 14 nő és 9 férfi (átlagéletkor: $22,5 \pm 2,4$ év; átlag testmagasság: $174,2 \pm 7,2$ cm; átlag testtömeg: $68,2 \pm 10,2$ kg). A vizsgálati személyek $14,5 \pm 2,7$ éve sportolnak különböző sportokban (úszás: 5 fő, atlétika: 3 fő, labdarúgás: 2 fő, kézilabda: 5 fő, szinkronúszás: 1 fő, ritmikus gimnasztika: 2 fő, röplabda: 2 fő, sárkányhajó: 3 fő,) és jelenleg átlagosan hetente $7,5 \pm 3,4$ órát töltenek edzéssel. Vizsgálatunkra az egyetemi előadásokon toboroztunk résztvevőket, akik segítették az ismeretségi körükön keresztül további vizsgálati személyeket bevonását. A szimulált magas környezet miatt kizárási kritériumként szerepelt a tériszony. Beválasztási kritérium volt, hogy a vizsgálati személy képes legyen legalább 10 másodpercnyi egy lábon történő egyensúlyozásra az általunk alkalmazott stabilométer eszközön.

Protokoll

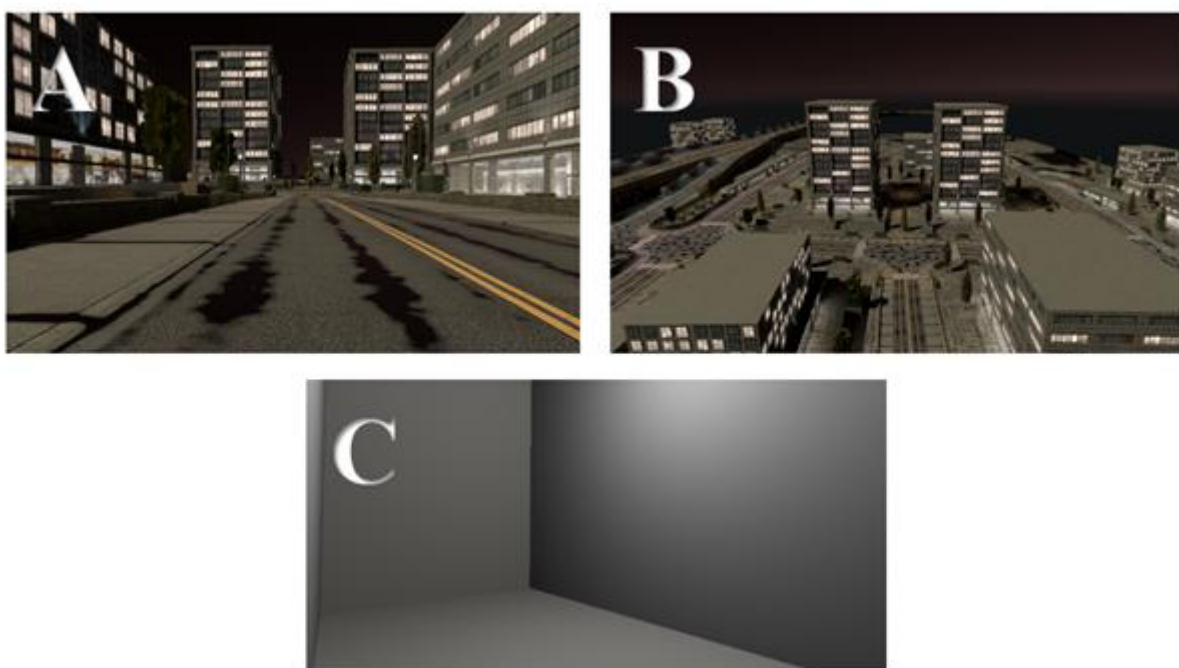
A résztvevők egyetlen alkalommal vettek részt egy 1 órás tesztperióduson a biomechanikai laboratóriumban. Az antropometriai adatok rögzítése után familiarizációt végeztünk. A vizsgált személyek egylábas egyensúlyozó gyakorlatokat végeztek csípőre tartásban, majd kiválasztották az egyensúlyozásban ügyesebb lábukat egy bemeneti teszt alapján. Ezt követően a résztvevőkre felületi EMG és mozgáskövető szenzorokat helyeztünk fel, és bekalibráltuk a VR szemüveget a szenzorokkal együtt. Az egyensúlyozás 2 különböző felületen, stabil és instabil felületen történt, eközben a VR-ban alacsony és magas környezetet láttak (1. ábra).



1. ábra: Vizsgálati elrendezés a felületi stabilitás és a virtuális valósággal (VR) szimulált magasság egyensúlyozásra gyakorolt hatásának vizsgálatára. Az egyes egyensúlyozási kondíciók sorrendjét vizsgálati személyenként variáltuk a tanulási hatás kiegyensúlyozása érdekében.

Familiarizáció

A familiarizációban minden résztvevőt megkértünk, hogy tesztelje stabil és instabil felületen is az egyensúlyozókéességét jobb és bal lábbal, majd válassza azt amelyiket hatékonyabbnak ítéli. Egyensúlyozáshoz a jobb lábát 12 fő választotta, a bal lábát pedig 11 fő. A dominás láb kiválasztása után megmutattuk a VR szemüveget és személyre szabva a fej méretéhez igazítottuk. A személyek ellenőrizhették, hogy a problémát okoz-e a magas (30 méter) környezet látványa mielőtt elkezdjük a vizsgálatot, ezért ismertettük a virtuális valóságban az alacsony és magas virtuális környezetet, illetve a mérések közötti ingerszegény semleges környezetet (2. ábra).

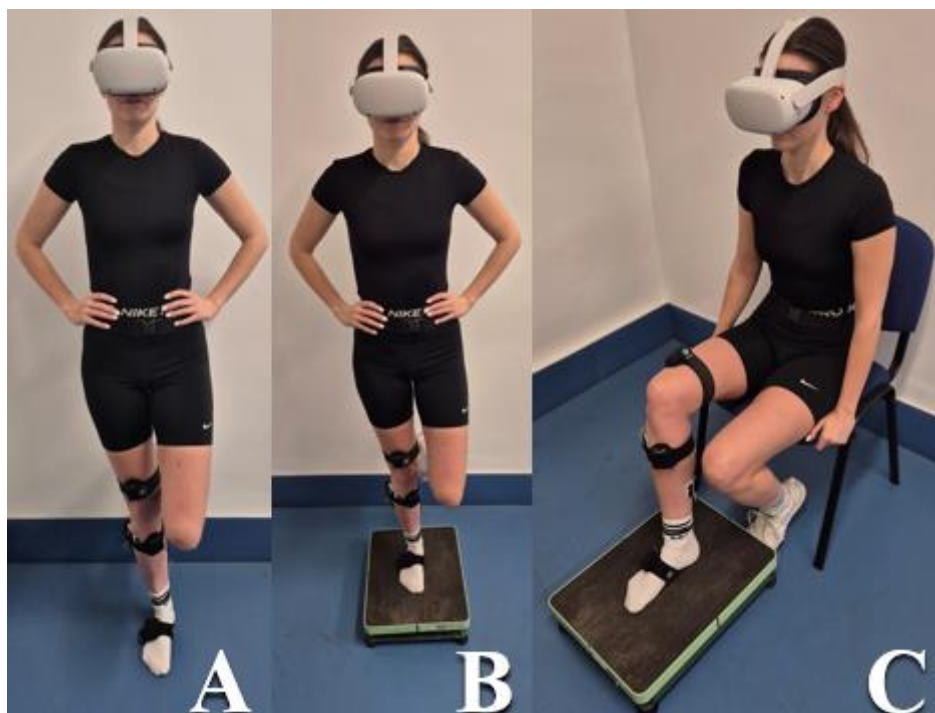


2. ábra: Alacsony virtuális tér (A), 30 méter magas virtuális tér (B), és a mérések közötti virtuális pihenőszoba (C)

Egyensúlyozó teszt

Az egyensúlyozó teszteket a vizsgálati személyek egy lábon, cipő nélkül végezték úgy, hogy a kezük végig csípőre tartásban volt. Megkértük a résztvevőket, hogy egyensúlyozás közben ne csukják be a szemüket a VR használatakor, hiszen ez befolyásolná az eredményeket. A stabil felületen 2 környezetben végzett mérés és ennek ismétlése instabil felületen adta meg összesen a 4 különböző kondíciót. A négy mérési kondícióban a résztvevők 3x ismételték meg az egyensúlyozást, így személyenként összesen 12 mérést végeztünk el. 12 vizsgálati személy az alábbi kondíciók sorrendjében végezte az egyensúlyozást: SA, SM, IA, IM. A másik 11 vizsgálati személy SM, SA, IM, IA, ezzel kiegyensúlyoztuk az egyes kondíciókból származó

tanulási transzfert. A résztvevőknek az összes kondícióban 10 másodpercen keresztül kellett egyensúlyoznia. Az egyes mérések közé 30 mp pihenőidőt iktattunk be, hogy elkerüljük az izom fáradásából adódó következményeket (3. ábra).



3. ábra: Stabil felület (A), instabil felület (B), mérések közötti pihenés (C)

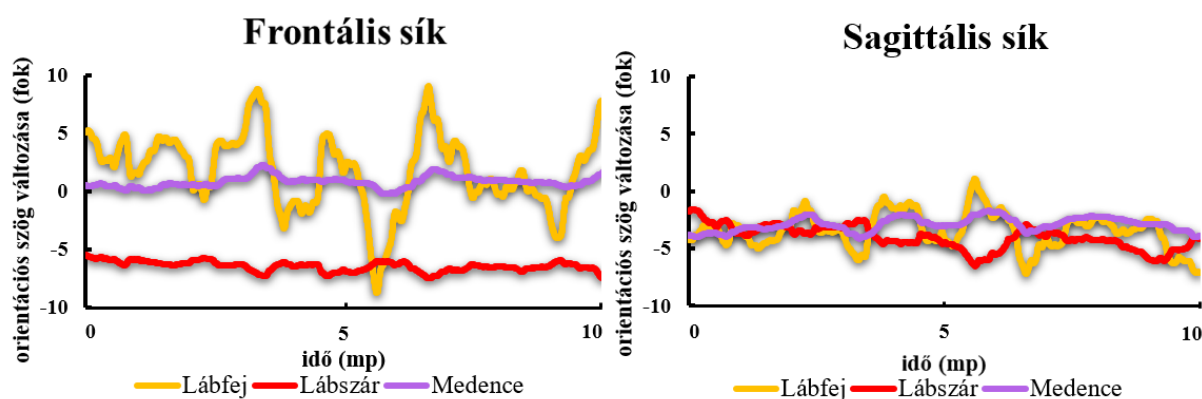
A lábszárizmok EMG aktivitásának vizsgálata

Mielőtt felhelyeztük az elektródákat a bőrfelületet gondosan előkészítettük és alkoholos oldatot használtunk a bőrfelületi zsír eltávolítására. A bipoláris felületi elektródákat a SENIAM (Surface ElectroMyoGraphy for the Non Invasive Assessment of Muscles) ajánlása alapján a gastrocnemius medialis oldalára, peroneus longus-ra, soleus-ra és a tibialis anterior-ra helyeztük fel (Mayer et al., 2023). A tesztek alatti EMG jeleket a Noraxon MR 3.14.38 szoftverrel rögzítettük 2000 Hz-es mintavételi frekvenciával. A rögzített EMG jeleket Root Mean Square (RMS) módszerrel simítottuk 50 ms-os időablakokban. Tekintettel arra, hogy a cél a boka statikájának fenntartása, az egyensúlyozás tesztek során rögzített 4 lábszári izom EMG adatait átlagoltuk és az adta meg az egyensúlyozás alatti EMG aktivitást. Minden kondícióban 3 mérés történt és a három mérés (3x10 mp) értékeit szintén átlagoltuk, így kaptuk meg a végleges EMG értékeket.

Kinematikai elemzések

Az egyensúlyozás kinematikai vizsgálatára háromdimenziós vezeték nélküli Noraxon MyoMotion mozgáskövető rendszert (Noraxon Inc., Scottsdale, AZ, USA, mintavételi frekvencia: 100 Hz.) használtunk. Az mozgáskövető szenzorokat a medencére, lábszárra és lábfejre helyeztük fel (www.noraxon.com). A szenzorok mindhárom síkban orientációs szögeket szolgáltatnak az idő függvényében. A függőleges tengelyt 0°-os pozícióként határoztuk meg, amelyet úgy kalibráltunk, hogy a vizsgálati személy 20 másodpercig mozdulatlanul állt mindkét lábán. Az érzékelő rögzítését és kalibrálását a gyártó ajánlásainak megfelelően végeztük (www.noraxon.com). Az ismétlések során az orientációsszög változásokat rögzítettük frontális és sagittális síkban. Az egylábú egyensúlyozás során a tengelyek kilengéseit számszerűsítettük. A számítások során a teljes 10 másodperces szakaszt elemeztük. Az idő és az orientációs szögváltozást leíró görbe hosszát a Pitagorasz-tétel alkalmazásával határoztuk meg (4. ábra), az alábbi képlet segítségével:

$$\sum_k^n \sqrt{([\alpha(k) - \alpha(k-1)]^2 + 0.0001)}$$



4. ábra: Reprezentatív orientációs szög–idő görbe ábrázolása instabil magas helyzetben. A 10 másodperc során nyert adatok segítségével számszerűsítettük és számoltuk ki a 3 testszegmens (lábfej, lábszár, medence) kilengésének mértékét.

VR szemüveg

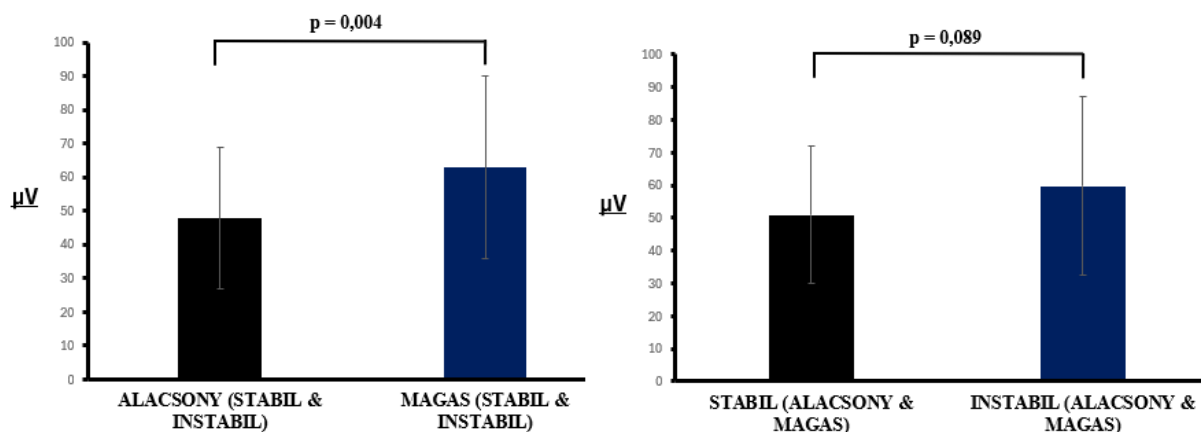
A virtuális környezetek megjelenítéséhez egy Meta Quest 2 típusú virtuális szemüveget használtunk, amelynek szemenkénti felbontása 1832 x 1920 pixel, és 60Hz-120Hz képfrissítési rátával rendelkezik (www.meta.com). A programot a Unity (unity.com) szoftver segítségével készítettük el, amelyhez a Unity asset store-ból (assetstore.unity.com) szereztük be a virtuális környezetet (Demo City By Versatile Studio).

Az adatokat normál eloszlás esetén átlag és szórás, nem normál eloszlás esetén minimum, maximum, medián, valamint a 25-ös percentilis értékeket tüntettük fel. Minden változó eloszlását Shapiro-Wilk teszt segítségével ellenőriztük. Az orientációs szögváltozás adatsora egyik testszegmens esetében sem mutatott normál eloszlást. Mivel az adatsor logaritmikus transzformációt követően sem vált normál eloszlásúvá, így végül a nem paraméteres Friedman tesztet alkalmaztuk a kondíciók összehasonlítására. Szignifikáns Friedman teszt esetén az egyes kondíciók páronkénti összehasonlítására Mann-Whitney tesztet alkalmaztunk. A normál eloszlású EMG adatok esetében a magasság és felület fő hatását és interakcióját két szempontos varianciaanalízissel (ANOVA) vizsgáltuk. Szignifikáns ANOVA teszt esetén a Tukey post-hoc összehasonlítást végeztünk. A szignifikancia szintet $p < 0,05$ -ben határoztuk meg.

Eredmények

EMG aktivitás

Az ANOVA teszt alapján a négy lábszár izom EMG aktivitásának átlagában a magasság faktor fő hatása szignifikáns volt ($F = 8,70$, $p = 0,004$), ezzel szemben a felület fő hatás nem volt szignifikáns. A felület és a magasság interakciója nem volt szignifikáns (5. ábra).

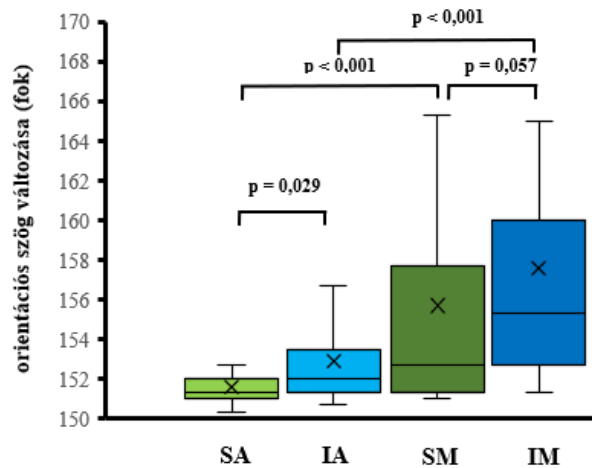


5. ábra: A lábszár izmok EMG aktivitásának változásai a magasság (bal oldali ábra) és a felület (jobb oldali ábra) hatására.

Frontális síkú orientációs szögváltozások

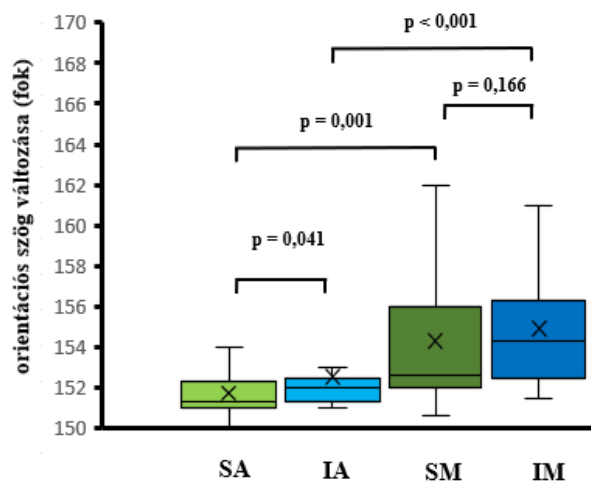
A Friedman teszt alapján a medence szegmens frontális síkú orientációs szögváltozásában a 4 egyensúlyozási kondíció között szignifikáns különbséget találtunk ($X^2 = 34,69$; $p < 0,001$). A post-hoc-ként alkalmazott Mann-Whitney teszt szerint az SM és IM között

nem volt szignifikáns különbség. Az IA és IM, SA és SM, SA és IA kondíciók között szignifikáns különbség volt ($p < 0,05$). A medián értékek és a párosított összehasonlítások p értékei a 6. ábrán láthatóak.



6. ábra: A medence szegmens frontális síkú orientációs szögváltozása.

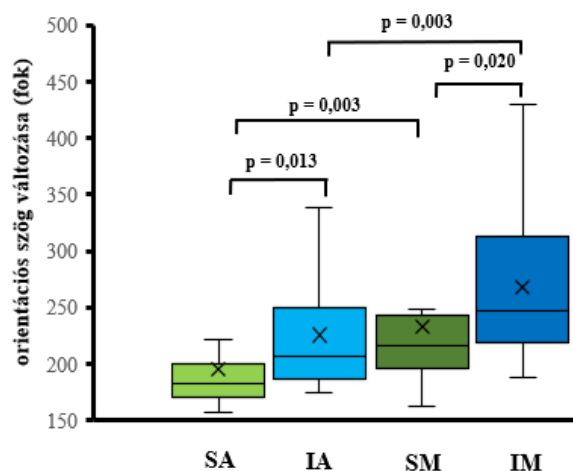
A lábszár szegmens frontális síkú orientációs szögváltozásában a 4 egyensúlyozási kondíció között szignifikáns különbséget találtunk ($X^2 = 42,76$; $p < 0,001$). A post-hoc-ként alkalmazott Mann-Whitney teszt szerint az SM és IM között nem volt szignifikáns különbség. Az IA és IM, SA és SM, SA és IA kondíciók között szignifikáns különbség volt ($p < 0,05$). A medián értékek és a párosított összehasonlítások p értékei a 7. ábrán láthatóak.



7. ábra: A lábszár szegmens frontális síkú orientációs szögváltozása.

A lábfej szegmens frontális síkú orientációs szögváltozásában a 4 egyensúlyozási kondíció között szignifikáns különbséget találtunk ($X^2 = 50,84$; $p < 0,001$). A post-hoc-ként alkalmazott Mann-Whitney teszt szerint a SA és SM, az IA és IM, a SA és IA, a SM és IM,

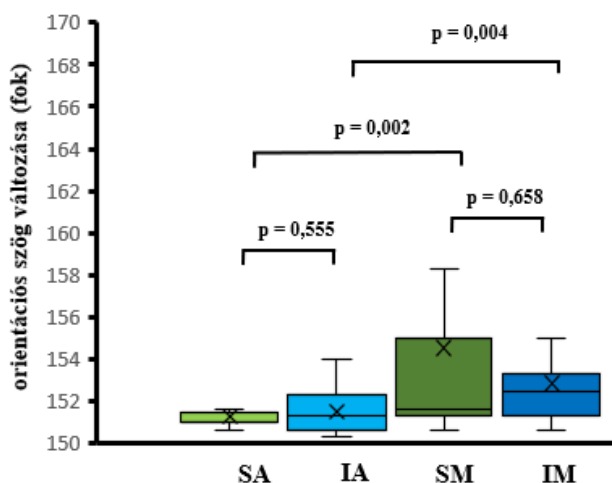
kondíciók között vagyis az összes esetben szignifikáns különbség volt ($p < 0,05$). A medián értékek és a párosított összehasonlítások p értékei a 8. ábrán láthatóak.



8. ábra: A lábfej szegmens frontális síkú orientációs szögváltozása.

A sagittális síkú orientációs szögváltozások

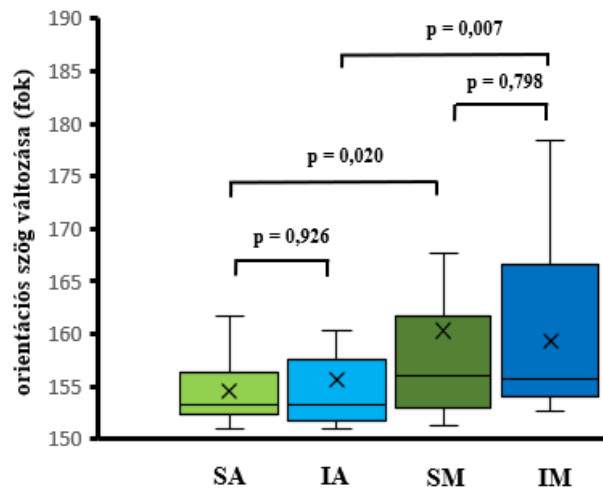
A Friedman teszt alapján a medence szegmens sagittális síkú orientációs szögváltozásában a 4 egyensúlyozási kondíciók között szignifikáns különbséget találtunk ($X^2 = 22,61$; $p < 0,001$). A post-hoc-ként alkalmazott Mann-Whitney teszt szerint a SM és IM, illetve a SA és IA között nem volt szignifikáns különbség. Az IA és IM, SA és SM kondíciók között szignifikáns különbség volt ($p < 0,05$). A medián értékek és a párosított összehasonlítások p értékei a 9. ábrán láthatóak.



9. ábra: A medence szegmens sagittális síkú orientációs szögváltozása.

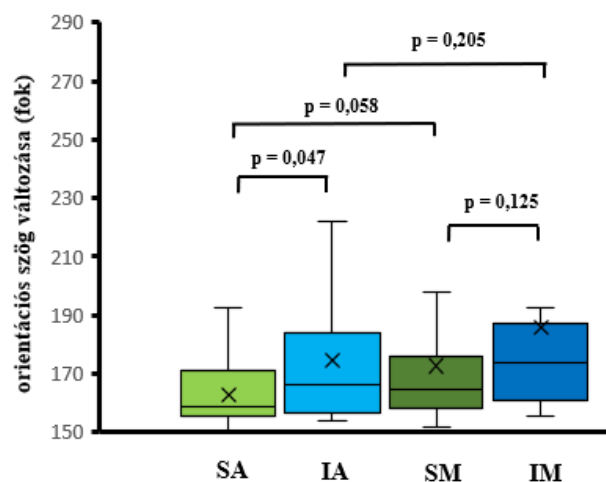
A lábszár szegmens sagittális síkú orientációs szögváltozásában a 4 egyensúlyozási kondíciók között szignifikáns különbséget találtunk ($X^2 = 38,32$; $p < 0,001$). A post-hoc-ként

alkalmazott Mann-Whitney teszt szerint a SM és IM, illetve a SA és IA között nem volt szignifikáns különbség. Az IA és IM, SA és SM kondíciók között szignifikáns különbség volt ($p < 0,05$). A medián értékek és a párosított összehasonlítások p értékei a 10. ábrán láthatóak.



10. ábra: A lábszár szegmens sagittális síkú orientációs szögváltozása.

A lábfej szegmens sagittális síkú orientációs szögváltozásában a 4 egyensúlyozási kondíciók között szignifikáns különbséget találtunk ($X^2 = 32,47$; $p < 0,001$). A post-hoc-ként alkalmazott Mann-Whitney teszt szerint a SA és SM, SM és IM, illetve az IA és IM között nem volt szignifikáns különbség. A SA és IA kondíció között szignifikáns különbség volt ($p < 0,05$). A medián értékek és a párosított összehasonlítások p értékei a 11. ábrán láthatóak.



11. ábra: A lábfej szegmens sagittális síkú orientációs szögváltozása.

Megbeszélés

A jelen tanulmány főbb megállapításai a következők: A magasság, függetlenül az alátámasztási felületről, jelentős növekedést eredményezett a lábszárizmok EMG-aktivitásában,

azonban az instabil felület magassággal kombinálva nem fokozta az EMG aktivitást. A frontális síkban a lábfej szegmentális mozgása jelentős változást mutatott mind a magasság, mind az alátámasztási felület módosításakor, míg a medence és a lábszár mozgása elsősorban a magasság hatására fokozódott. A sagittális síkban a medence és a lábszár mozgásának növekedése jelentős volt a magasság hatására, míg a lábfej mozgása alig mutatott eltérést és a felület is csak alacsony környezetben befolyásolta a mozgást.

Hosszmetszeti vizsgálatok már léteznek, ahol egyensúlyfejlesztő gyakorlatokat alkalmaztak VR segítségével az idősebb krónikus betegségben szenvedő populáción (Feng et al., 2019; Sadeghi et al., 2021). Azonban a mi esetünkben az egészséges egyetemisták egyensúlyozóképeségének összehasonlítása volt a cél, kifejezetten VR-ban változó környezetekkel. Korábbi vizsgálat már leírta a magasságot mint változó környezet hatását a VR-ban, azonban nem foglalkozott a testszegmensenkénti elemzéssel és EMG aktivitás méréssel sem (Chander et al., 2021). A mi vizsgálatunk segítségével pontos adatokat kaphatunk a testszegmensek mozgásáról és a lábszárizmok aktivitásáról.

Tekintettel arra a korábbi kutatási eredményre, miszerint perturbáció (Togu Jumper® domború oldala, mint instabil felület) alkalmazása során a lábfej szegmens orientációs szögváltozása nagyobb lehet, mint a medence és a comb mozgása, ezért a lábszári izmok, azaz a boka stabilizátorainak aktivitását vizsgáltuk (Mayer et al., 2023). Mivel egy korábbi kutatás is alátámasztja azt a feltételezésünket, hogy a magasságnak való kitettség növeli a lábszárizmok aktivitását (Zaback et al., 2019) így a hipotézisünk ezen részét, az adatok alapján megerősíthetjük, hiszen minden esetben a magasság (stabil alacsony és stabil magas, instabil alacsony és instabil magas) fokozta az EMG aktivitást. A felület azonban önmagában érdekes módon nem befolyásolta az EMG aktivitást, hiszen az instabil felületen egyensúlyozáskor nem kaptunk magasabb EMG értékeket, mint a stabil felületen, függetlenül a magasságtól. A lábszárizmok EMG aktivitásánál nem találtunk interakciót a két faktor (magasság és felület) között. Ez valószínű annak tulajdonítható, hogy a talp alátámasztása szilárd sík felületen történt, és a stabilométer felületének billenése nem jelentett elég erős ingert ahhoz, hogy fokozott EMG aktivitással válaszoljanak a lábszári izmok.

Frontális síkban a medence szegmensben nem volt jelentős különbség a stabil magas és instabil magas kondíciók között. Ugyanakkor az instabil alacsony és instabil magas, a stabil alacsony és stabil magas, valamint a stabil alacsony és instabil alacsony kondíciók között mindegyik esetben jelentős eltérést találtunk. Ez azt jelenti, hogy a magasság önmagában fokozta az egyensúlyvesztést, de perturbációcal kombinálva nem váltott ki még nagyobb

egyensúlyvesztést. Ezt alátámasztja Klein és társait (2000) akik arra mutattak rá, hogy a frontális síkú egyensúlyi korrekciók mértéke szignifikáns különbségeket mutat a különböző egyensúlyi körülmények között, különösen akkor, ha a vizuális vagy proprioceptív információk elérhetősége korlátozott. Az eredményeik szerint az instabil felületek és a vizuális információ hiánya jelentős hatással vannak a medence és törzs frontális síkú mozgásaira, ami összhangban van jelen vizsgálatunk megállapításaival.

A lábszár frontális síkban történő mozgása a magasság változtatásával minden esetben jelentős különbséget eredményezett a testszegmens kilengésében. Azonban a felület változtatásával csak a virtuális alacsony (stabil alacsony és instabil alacsony) környezetek között jött létre jelentős különbség. A stabil magas és instabil magas környezetben a testszegmens kilengésében nem volt jelentős eltérés. A magas környezetekben az egyensúly fenntartására irányuló stratégia a lábszár helyett inkább a proximális ízületekre, például a csípőre és törzsre helyezheti a hangsúlyt. Ez különösen igaz akkor, ha a vizuális és somatoszenzoros információk elérhetők maradnak, ami tovább csökkenti a lábszár frontális síkú mozgásainak jelentőségét (Klein et al., 2000)

A lábfej frontális síkú mozgásának esetében magasságnál és felületnél is jelentős különbséget figyelhettünk meg a testszegmens kilengésében. Ez köszönhető annak, hogy a lábfejnek hatalmas szerepe van az egyensúlyozásban, hiszen a lábfej talpán lévő receptorok érzékelési adatai reflexes válaszokat indítanak el, amelyek különösen fontosak az egyensúly fenntartásában, amikor a talaj geometriája változik vagy perturbáció általi egyensúlyvesztés történik (MacKinnon, 2018).

A sagittális síkon történő mozgásokban a medence testszegmensnek kulcsfontosságú szerepe van az egyensúly fenntartásában (Millard, 2011). A vizsgálatunkban a medence testszegmens esetében a felület (stabil magas és instabil magas, stabil alacsony és instabil alacsony) nem befolyásolta a medence mozgását. A magasban (stabil alacsony és stabil magas, instabil alacsony és instabil magas) történő egyensúlyozás azonban fokozta a medence mozgását. A sagittális síkban végzett elmozdulást az alsóbb testszegmensek jobban tudják befolyásolni, mivel a térd és boka mozgásai kulcsfontosságúak az energiaelnyelés és az előrehaladás szempontjából, különösen egyenetlen terepen vagy dinamikus tevékenységek során (Taube et al., 2008).

A lábszár sagittális síkon történő mozgása esetében a felület instabilitásának fokozása (stabil alacsony és instabil alacsony, stabil magas és instabil magas) nem eredményezett jelentős

lábszár kilengést, ezzel szemben a magasság (stabil alacsony és stabil magas, instabil alacsony és instabil magas) hatása jelentős különbséget ért el a testszegmens kilengésében. Korábbi kutatásban is vizsgálták a lábszár és medence testszegmensek sagittális síkban történő elmozdulását instabil felület alkalmazásával (Togu Jumper®), amelyek esetében az instabil felület nem fokozta jelentősen a testszegmensek kilengését (Mayer et al., 2023).

A lábfej sagittális síkjának elemzésében a felület változtatása csak a stabil alacsony és instabil alacsony környezet között okozott jelentős különbséget a testszegmens kilengésében. A többi esetben (stabil magas és instabil magas, stabil alacsony és stabil magas, instabil alacsony és instabil magas) nem mutatkozott jelentős eltérés. Ez azt sugallja, hogy a sagittális síkban a lábfej helyett a stabilitási stratégiák aktiválása inkább a test középső és felső szegmenseire összpontosult.

Összességében elmondható, hogy vizsgálatunkban a VR szimulációval létrehozott 30 m-es magasság látványa önmagában fokozta valamennyi testszegmens frontális és sagittális síkú kilengését és a lábszári izmok EMG aktivitását egy lábon történő egyensúlyozás során. A 30 m-es magasság és az általunk alkalmazott instabil felület mint perturbáció együttes alkalmazása azonban nem fokozta az egyensúlyvesztést, pedig az egylábos egyensúlyozások esetében a térd ízület kinematikája eltérhet, amikor egy más stabilitással rendelkező felületen egyensúlyozunk (Pfusterschmied et al., 2013). Így az egy lábon való egyensúlyozások esetében a térd ízület korrekciós szerepe rendkívül fontossá válik (Reimann et al., 2020). Mégis az eredmények alapján úgy tűnik, hogy a vizsgált felületi feltételek között nem volt elegendő eltérés ahhoz, hogy különböző mértékű mozgást idézzenek elő az említett testszegmensekben. Másfelől a pilot tesztünkben instabil eszközként Togu Jumper® és Dynair® párnát is használtunk, ami a résztvevők számára kifejezetten nehéznek bizonyultak.

Limitációk:

Vizsgálatunkban csak a lábszárizmok EMG aktivitását mértük, így nem állnak rendelkezésre adatok a proximálisabb izomcsoportokról, például a comb, törzs vagy a medence izmairól, amelyek szintén kritikus szerepet játszanak az egyensúly fenntartásában. Ezért javasolt lenne a jövőbeli kutatások során a proximális izmok EMG-vizsgálatát is elvégezni, hogy teljesebb képet kapjunk a stabilizációs mechanizmusokról. Hosszmetszeti vizsgálatok esetében felmerülhet a VR szemüveggel végzett egyensúlyfejlesztő edzés kapcsán az alátámasztási felület instabilitásának fokozása lépésről lépésre, bár egyelőre még ilyen kutatások nem léteznek. Kutatásunk kizárólag egy lábon végzett egyensúlyozó helyzeteket

vizsgált. Ez beszűkítette az eredmények általánosíthatóságát, mivel más testhelyzetek, például két lábon állás vagy dinamikus egyensúlyi gyakorlatok alkalmazása új információkat nyújthatna az egyensúlyozó képességgel kapcsolatban. Ezért jövőbeli vizsgálatok során érdemes lenne a testhelyzetek szélesebb skáláját bevonni a kutatásba.

Összefoglalás

A kutatás célja az volt, hogy megvizsgáljuk az egyensúlyozás mechanizmusát, különböző felületi stabilitási feltételek és VR szimulációs magasságvariációk mellett, miközben a lábszárizmok EMG aktivitását és a láb kinematikai elemzését végeztük. Az eredmények alapján a VR hatékony eszközként szolgált a szokatlan ingerek előidézésére, amelyek fokozták az egyensúlyozó reakciókat. A vizsgálatok során a lábfej bizonyult a legaktívabb testszegmensnek a stabilitás fenntartásában, különösen a magas virtuális környezetben. A magas környezet által előidézett reakciók jelentős izomaktivitás növekedéssel jártak. A lábfej aktivitása hozzájárult ahhoz, hogy tőle proximális irányban elhelyezkedő testszegmensek (lábszár és a medence) kilengését mérsékelje. Az eredmények azt sugallják, hogy a magasság ingere önmagában is elegendő hatást gyakorol az egyensúlyozó folyamatokra, míg az alátámasztási felület kevésbé mutatkozott jelentős tényezőnek. A jövőben javasolt lehet az alátámasztási felület instabilitásának fokozatos növelése. A VR alkalmazása lehetőséget nyújtott arra, hogy realisztikus szimulációkat végezzünk a magasság és instabil felületek kombinációjával. Az eredmények alapján a VR alkalmazható a sportedzésben, különösképpen az utánpótláskorú sportolók esetében, akiknek technológiai innovációk, mint a VR, vonzóbbá és motiválóbbá tehetik az edzéseket.

Irodalomjegyzék

1. Al Attar, W. S. A., Khaledi, E. H., Bakhsh, J. M., Faude, O., Ghulam, H., & Sanders, R. H. (2022). Injury prevention programs that include balance training exercises reduce ankle injury rates among soccer players: a systematic review. *Journal of Physiotherapy*, 68(3), 165–173. <https://doi.org/10.1016/j.jphys.2022.05.019>
2. Assländer, L., & Streuber, S. (2020). Virtual reality as a tool for balance research: Eyes open body sway is reproduced in photo-realistic, but not in abstract virtual scenes. *PLoS ONE*, 15(10 October), 1–13. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0241479>
3. Bahr, R., Lian, Ø., & Bahr, I. A. (1997). A twofold reduction in the incidence of acute ankle sprains in volleyball after the introduction of an injury prevention program: a prospective cohort study. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 7(3), 172–177. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.1997.tb00135.x>
4. Bartnicka, J., Herrera, C., Michnik, R., Pavan, E. E., Vercesi, P., Varela-Donoso, E., & Garrido, D. (2019). The role of virtual reality and biomechanical technologies in stroke rehabilitation. In *Advances in Intelligent Systems and Computing* (Vol. 785). Springer International Publishing.

https://doi.org/10.1007/978-3-319-93882-0_34

5. Brazalovich, P., Simon, J. E., Criss, C. R., Yom, J. P., & Grooms, D. R. (2022). The effects of virtual reality immersion on drop landing mechanics. *Sports Biomechanics*, 00(00), 1–17. <https://doi.org/10.1080/14763141.2022.2035427>
6. Bressel, E., Yonker, J. C., Kras, J., & Heath, E. M. (2007). Comparison of static and dynamic balance in female collegiate soccer, basketball, and gymnastics athletes. *Journal of Athletic Training*, 42(1), 42–46. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17597942>
7. Chander, H., Shojaei, A., Deb, S., Kodithuwakku Arachchige, S. N. K., Hudson, C., Knight, A. C., & Carruth, D. W. (2021). Impact of Virtual Reality-Generated Construction Environments at Different Heights on Postural Stability and Fall Risk. *Workplace Health & Safety*, 69(1), 32–40. <https://doi.org/10.1177/2165079920934000>
8. Chaplin, E., Karatzios, C., & Benaim, C. (2023). Clinical Applications of Virtual Reality in Musculoskeletal Rehabilitation: A Scoping Review. *Healthcare (Switzerland)*, 11(24). <https://doi.org/10.3390/healthcare11243178>
9. Eimirillkbeiraney, E., Herpratiwi, H., Rosidin, U., & Firdaus, R. (2024). Optimizing Digital-Based Learning to Improve Alpha Generation Psychomotor Skills. *Jurnal Teknologi Pendidikan : Jurnal Penelitian Dan Pengembangan Pembelajaran*, 9(3), 487. <https://doi.org/10.33394/jtp.v9i3.11564>
10. El Beheiry, M., Doutreligne, S., Caporal, C., Ostertag, C., Dahan, M., & Masson, J.-B. (2019). Virtual Reality: Beyond Visualization. *Journal of Molecular Biology*, 431(7), 1315–1321. <https://doi.org/10.1016/j.jmb.2019.01.033>
11. Feng, H., Li, C., Liu, J., Wang, L., Ma, J., Li, G., Gan, L., Shang, X., & Wu, Z. (2019). Virtual reality rehabilitation versus conventional physical therapy for improving balance and gait in parkinson's disease patients: A randomized controlled trial. *Medical Science Monitor*, 25, 4186–4192. <https://doi.org/10.12659/MSM.916455>
12. Grabiner, M. D., Donovan, S., Bareither, M. Lou, Marone, J. R., Hamstra-Wright, K., Gatts, S., & Troy, K. L. (2008). Trunk kinematics and fall risk of older adults: Translating biomechanical results to the clinic. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18(2), 197–204. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2007.06.009>
13. Haruyama, K., Kawakami, M., & Otsuka, T. (2017). Effect of Core Stability Training on Trunk Function, Standing Balance, and Mobility in Stroke Patients. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 31(3), 240–249. <https://doi.org/10.1177/1545968316675431>
14. Horak, F. B., Wrisley, D. M., & Frank, J. (2009). The Balance Evaluation Systems Test (BESTest) to Differentiate Balance Deficits. *Physical Therapy*, 89(5), 484–498. <https://doi.org/10.2522/ptj.20080071>
15. Howe, T. E., Rochester, L., Neil, F., Skelton, D. A., & Ballinger, C. (2011). Exercise for improving balance in older people. *Cochrane Database of Systematic Reviews*, 2012(5). <https://doi.org/10.1002/14651858.CD004963.pub3>
16. Hrysomallis, C. (2007). Relationship Between Balance Ability, Training and Sports Injury Risk. *Sports Medicine*, 37(6), 547–556. <https://doi.org/10.2165/00007256-200737060-00007>
17. Hrysomallis, C. (2011). Balance ability and athletic performance. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 41(3), 221–232. <https://doi.org/10.2165/11538560-000000000-00000>
18. Ivusza, P., Hortobágyi, T., Sebesi, B., Gáspár, B., Fésüs, Á., Varga, M., Malmos, V., & Váczi, 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>

19. Klein, M. G., Whyte, J., Keenan, M. A., Esquenazi, A., & Polansky, M. (2000). Comparison of the Ankle, Knee, Hip, and Trunk Corrective Action Shown During Single-Leg Stance on Firm, Foam, and Multiaxial Surfaces. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 81(11), 1538–1539. <https://doi.org/10.1053/apmr>
20. Koelewijn, A. D., & Ijspeert, A. J. (2020). Exploring the Contribution of Proprioceptive Reflexes to Balance Control in Perturbed Standing. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 8. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2020.00866>
21. Lange, B., Flynn, S., Proffitt, R., Chang, C.-Y., & “Skip” Rizzo, A. (2010). Development of an Interactive Game-Based Rehabilitation Tool for Dynamic Balance Training. *Topics in Stroke Rehabilitation*, 17(5), 345–352. <https://doi.org/10.1310/tsr1705-345>
22. Lee, E.-Y., Tran, V. T., & Kim, D. (2019). A Novel Head Mounted Display Based Methodology for Balance Evaluation and Rehabilitation. *Sustainability*, 11(22), 6453. <https://doi.org/10.3390/su11226453>
23. Lorusso, M., Tagliamonte, N. L., Tramontano, M., Fresch, A., Granelli, G., Smania, N., & Tamburella, F. (2022). Technology-assisted balance assessment and rehabilitation in individuals with spinal cord injury: A systematic review. *NeuroRehabilitation*, 51(2), 213–230. <https://doi.org/10.3233/NRE-220060>
24. Luckett, E. (2018). A Quantitative Evaluation of the HTC Vive for Virtual Reality Research (Undergraduate Thesis, University of Mississippi). https://egrove.olemiss.edu/hon_thesis/331
25. MacKinnon, C. D. (2018). Sensorimotor anatomy of gait, balance, and falls. In *Handbook of Clinical Neurology* (Vol. 159). <https://doi.org/10.1016/B978-0-444-63916-5.00001-X>
26. Marcori, A. J., Monteiro, P. H. M., Oliveira, J. A., Doumas, M., & Teixeira, L. A. (2022). Single Leg Balance Training: A Systematic Review. *Perceptual and Motor Skills*, 129(2), 232–252. <https://doi.org/10.1177/00315125211070104>
27. Marshall, B., Uiga, L., Parr, J. V. V., & Wood, G. (2023). A preliminary investigation into the efficacy of training soccer heading in immersive virtual reality. *Virtual Reality*, 27(3), 2397–2404. <https://doi.org/10.1007/s10055-023-00807-x>
28. Martelli, D., Kang, J., & Agrawal, S. K. (2018). A Perturbation-based Gait Training with Multidirectional Waist-Pulls Generalizes to Split-Belt Treadmill Slips. *2018 7th IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (Biorob)*, 7–12. <https://doi.org/10.1109/BIOROB.2018.8487618>
29. Mayer, P., Sebesi, B., Vadász, K., Laczkó, J., Zentai, N., Balázs, B., & Vácz, M. (2023). Kinematics and muscle activity of the lower limb during single-leg stance on the two sides of the Togu Jumper. *Frontiers in Physiology*, 14(February), 1–9. <https://doi.org/10.3389/fphys.2023.1049035>
30. McCrum, C., Bhatt, T. S., Gerards, M. H. G., Karamanidis, K., Rogers, M. W., Lord, S. R., & Okubo, Y. (2022). Perturbation-based balance training: Principles, mechanisms and implementation in clinical practice. *Frontiers in Sports and Active Living*, 4. <https://doi.org/10.3389/fspor.2022.1015394>
31. Mehrfard, A., Fotouhi, J., Taylor, G., Forster, T., Navab, N., & Fuerst, B. (2019). *A Comparative Analysis of Virtual Reality Head-Mounted Display Systems*. <http://arxiv.org/abs/1912.02913>
32. Meta—Shop MR, VR Headsets & AI Glasses. (é. n.). Meta. Elérés 2025. január 20., forrás <https://www.meta.com/>
33. Millard, M. (2011). *Mechanics and Control of Human Balance* (PhD dissertation, University of Waterloo). <https://uwspace.uwaterloo.ca/handle/10012/5842>

34. Mohebbi, A., Amiri, P., & Kearney, R. E. (2022). Identification of human balance control responses to visual inputs using virtual reality. *Journal of Neurophysiology*, 127(4), 1159–1170. <https://doi.org/10.1152/jn.00283.2021>
35. Myklebust, G., Engebretsen, L., Braekken, I. H., Skjølberg, A., Olsen, O.-E., & Bahr, R. (2003). Prevention of anterior cruciate ligament injuries in female team handball players: a prospective intervention study over three seasons. *Clinical Journal of Sport Medicine : Official Journal of the Canadian Academy of Sport Medicine*, 13(2), 71–78. <https://doi.org/10.1097/00042752-200303000-00002>
36. Neptune, R., & Vistamehr, A. (2018). Dynamic Balance during Human Movement: Measurement and Control Mechanisms. *Journal of Biomechanical Engineering*, 141(7), 0708011–07080110. <https://doi.org/10.1115/1.4042170>
37. *Noraxon: Innovative Biomechanics Tools for Research & Clinical Use.* (é. n.). Elérés 2025. január 20., forrás <https://www.noraxon.com/>
38. Olsen, O.-E., Myklebust, G., Engebretsen, L., Holme, I., & Bahr, R. (2005). Exercises to prevent lower limb injuries in youth sports: cluster randomised controlled trial. *BMJ (Clinical Research Ed.)*, 330(7489), 449. <https://doi.org/10.1136/bmj.38330.632801.8F>
39. Osoba, M. Y., Rao, A. K., Agrawal, S. K., & Lalwani, A. K. (2019). Balance and gait in the elderly: A contemporary review. *Laryngoscope Investigative Otolaryngology*, 4(1), 143–153. <https://doi.org/10.1002/lio2.252>
40. Paillard, T., & Noé, F. (2006). Effect of expertise and visual contribution on postural control in soccer. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 16(5), 345–348. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2005.00502.x>
41. Peterson, S. M., & Ferris, D. P. (2018). Differentiation in Theta and Beta Electrocorical Activity between Visual and Physical Perturbations to Walking and Standing Balance. *Eneuro*, 5(4), ENEURO.0207-18.2018. <https://doi.org/10.1523/ENEURO.0207-18.2018>
42. Peterson, S. M., Furuichi, E., & Ferris, D. P. (2018). Effects of virtual reality high heights exposure during beam-walking on physiological stress and cognitive loading. *PLoS ONE*, 13(7), 1–17. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0200306>
43. Pfusterschmied, J., Lindinger, S., Buchecker, M., Stöggel, T., Wagner, H., & Müller, E. (2013). Effect of Instability Training Equipment on Lower Limb Kinematics and Muscle Activity. *Sportverletzung · Sportschaden*, 27(01), 28–33. <https://doi.org/10.1055/s-0032-1330725>
44. Reimann, H., Ramadan, R., Fettrow, T., Hafer, J. F., Geyer, H., & Jeka, J. J. (2020). Interactions Between Different Age-Related Factors Affecting Balance Control in Walking. *Frontiers in Sports and Active Living*, 2. <https://doi.org/10.3389/fspor.2020.00094>
45. Rubenstein, L. Z., & Josephson, K. R. (2006). Falls and their prevention in elderly people: what does the evidence show? *The Medical Clinics of North America*, 90(5), 807–824. <https://doi.org/10.1016/j.mcna.2006.05.013>
46. Sadeghi, H., Jehu, D. A., Daneshjoo, A., Shakoor, E., Razeghi, M., Amani, A., Hakim, M. N., & Yusof, A. (2021). Effects of 8 Weeks of Balance Training, Virtual Reality Training, and Combined Exercise on Lower Limb Muscle Strength, Balance, and Functional Mobility Among Older Men: A Randomized Controlled Trial. *Sports Health*, 13(6), 606–612. <https://doi.org/10.1177/1941738120986803>
47. Salsabili, H., Bahrpeyma, F., Forogh, B., & Rajabali, S. (2011). Dynamic stability training improves standing balance control in neuropathic patients with type 2 diabetes. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 48(7), 775–786. <https://doi.org/10.1682/jrrd.2010.08.0160>

48. Shafer, D. M., Carbonara, C. P., & Korpi, M. F. (2017). Modern Virtual Reality Technology: Cybersickness, Sense of Presence, and Gender. *Media Psychology Review*, 11(2), 1–13. <http://mprcenter.org/review/modern-virtual-reality-technology-cybersickness-sense-of-presence-and-gender/>
49. Stinson, C., & Bowman, D. A. (2014). Feasibility of training athletes for high-pressure situations using virtual reality. *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, 20(4), 606–615. <https://doi.org/10.1109/TVCG.2014.23>
50. Sullivan, A. N., & Lachman, M. E. (2017). Behavior Change with Fitness Technology in Sedentary Adults: A Review of the Evidence for Increasing Physical Activity. *Frontiers in Public Health*, 4. <https://doi.org/10.3389/fpubh.2016.00289>
51. Taube, W., Gruber, M., & Gollhofer, A. (2008). Spinal and supraspinal adaptations associated with balance training and their functional relevance. *Acta Physiologica*, 193(2), 101–116. <https://doi.org/10.1111/j.1748-1716.2008.01850.x>
52. Tsai, W. L., Pan, T. Y., & Hu, M. C. (2022). Feasibility Study on Virtual Reality Based Basketball Tactic Training. *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, 28(8), 2970–2982. <https://doi.org/10.1109/TVCG.2020.3046326>
53. Unity Asset Store. (é. n.). Elérés 2025. január 21., forrás <https://assetstore.unity.com>
54. Unity Real-Time Development Platform | 3D, 2D, VR & AR Engine. (é. n.). Unity. Elérés 2025. január 13., forrás <https://unity.com>
55. Wedderkopp, N., Kaltoft, M., Lundgaard, B., Rosendahl, M., & Froberg, K. (1999). Prevention of injuries in young female players in European team handball. A prospective intervention study. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 9(1), 41–47. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.1999.tb00205.x>
56. Winter, D. A. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait and Posture*, 3(4), 193–214. [https://doi.org/10.1016/0966-6362\(96\)82849-9](https://doi.org/10.1016/0966-6362(96)82849-9)
57. Xiong, J., Hsiang, E.-L., He, Z., Zhan, T., & Wu, S.-T. (2021). Augmented reality and virtual reality displays: emerging technologies and future perspectives. *Light: Science & Applications*, 10(1), 216. <https://doi.org/10.1038/s41377-021-00658-8>
58. Zaback, M., Adkin, A. L., & Carpenter, M. G. (2019). Adaptation of emotional state and standing balance parameters following repeated exposure to height-induced postural threat. *Scientific Reports*, 9(1), 1–12. <https://doi.org/10.1038/s41598-019-48722-z>

Lezárás dátuma: 2025. 01. 21.