

## A Gömböc\* tiszteletére



\*A Gömböc (Domokos Gábor és Várkonyi Péter találmánya) az első ismert homogén test, melynek egy stabil és egy instabil, azaz összesen két egyensúlyi pontja van.

„Azokkal a dolgokkal, amiket nem lehet a matematika pontos nyelvével megfogalmazni, teljesen felesleges foglalkozni.”

Leonardo Da Vinci

# **A poszturális kontroll és a fizikai aktivitás kapcsolata**

Doktori (PhD) értekezés

Nagy Edit

Pécsi Tudományegyetem  
Általános Orvostudományi Kar  
Élettani Intézet  
Pécs  
2008

Doktori iskola vezetője: Dr. Szolcsányi János akadémikus

Programvezető: Dr. Lénárd László akadémikus

Témavezető: Dr. Ángyán Lajos egyetemi tanár

## Tartalom jegyzék

Az értekezésben használt rövidítések .....	3
1. Bevezetés .....	4
2. Irodalmi áttekintés .....	7
2.1. A sport és a poszturális kontroll .....	7
2.2. Az öregedés és a poszturális kontroll kapcsolata .....	8
3. Célkitűzések .....	9
4. Módszer .....	10
4.1 Résztevők.....	10
4.2 Vizsgálatok .....	11
4.3 Ironman triatlon .....	11
4.4 Az idős csoport tréning programja .....	11
4.5 Adatfeldolgozás.....	12
5. Eredmények .....	13
5.1. Extrém fizikai terhelések általános hatása a poszturális kontrollra .....	13
5.2. Extrém fizikai terhelés prompt hatása a poszturális kontrollra.....	17
5.3. Életkor függő változások a poszturális kontrollban .....	21
5.4. A poszturális kontroll fejleszthetősége idős korban.....	24
6. Megbeszélés.....	30
6.1 Az ironman triatlon poszturális kontrollra kifejtett hatása.....	30
6.2 Poszturális kontroll fejleszthetősége idős korban .....	34
7. Összefoglalás .....	39
8. Irodalomjegyzék .....	42
Mellékletek .....	48

## **Az értekezésben használt rövidítések**

AP antero-posterior

BMI Body Mass Index, Testtömeg Index

EO nyitott szem

EC csukott szem

COM Centre of Mass, test tömegközéppont

COP Centre of Pressure, talpi nyomásközéppont

ML medio-laterális

TUG Timed Up & Go teszt

## 1. Bevezetés

A poszturális kontroll a test helyzetének térbeli kontrollálását jelenti két, olyan egymástól jól elkülöníthető célnak eleget téve, mint a stabilitás és az orientáció. Minden feladathoz szükséges egy stabilitás komponens, azaz a test tömegközéppont (COM) alátámasztási felület felett tartása, és egy orientációs komponens, azaz fenntartani az egyes test szegmentumok közötti megfelelő viszonyt egy speciális kontextusban melyek támogatják a készségszintű viselkedés kialakulását. A poszturális kontroll annak képessége, hogy COM-t az alátámasztási felület felett tartsuk állás és mozgás közben, egy perceptuális-motoros folyamat eredménye, mely magában foglalja a vizuális, szomatoszenzoros és vesztibuláris rendszerekből származó helyzet- és mozgásérzékelést, a szenzoros információk feldolgozását az orientáció és mozgás meghatározásához, és a megfelelő motoros válaszok kiválasztását, melyek fenntartják, vagy visszaállítják a test egyensúlyi helyzetét (Schimdt 1975). A mozgás a szenzoros információ feldolgozással kétféle módon kapcsolódik össze, melyek befolyásolják a motoros viselkedést: feedback és feed forward. Az izmokból, a mozgás folyamatáról a környezetből származó szenzoros feed-back nagy jelentőséggel bír a hibák detektálásában, a mozgás összehasonlításában, korrekciójában az adott cél elérése érdekében. A feed-back kontroll fontos szerepet játszik, amikor az egyén tanul egy mozgást, illetve a váratlan kibillentő tényezőkhöz való alkalmazkodáskor. A szenzoros afferensek jelentik és folyamatosan frissítik az egyén és környezete közötti interakcióból származó információkat, lehetővé téve ezáltal, a motoros idegsejteknek a mozgás és az időzítés pontosságának növelését hogy visszanyerjék az egyensúlyi állapotot. Az exteroceptív és szomatoszenzoros információk segítségével az egyén egy ún. closed-loop rendszerben működik, mely lehetővé teszi a hibák detektálását és javítását. Manapság az úgynevezett feed-forward koncepciónak, vagy anticipációs kontrollnak (open-loop rendszerként is emlegetik) szintén nagy jelentőséget tulajdonítanak, amelyben a gyors komplex mozgások és az automatikus poszturális reakciók kivitelezéséhez anticipációs szenzoros információkra van szükség, hogy előkészítsék és elindítsák az adott feladat poszturális hátterét, a motoros cselekvést megelőzően. A test és a cél térbeli helyzetének érzékelése alapján állítja be a szabályzó mechanizmus a megfelelő paramétereket (irány, sebesség, erő, timing, hibadetektálás). Az open-loop kontroll nem használ szenzoros feed-backet direkt módon. A feed forward kontroll tanulási folyamatok eredményeként jelenik meg, mindenképpen szüksége van előzetes tapasztalatokra az adott feladatot illetően. A rendelkezésre álló szenzoros információkat a feladat előtt a központi idegrendszer feldolgozza, összeveti korábbi hasonló tapasztalatok emlékével, mely alapján a

motoros választ előre kiválasztja, előkészíti és végrehajtja, mint egy szorosan összefüggő szenzomotoros szinergia részeként, feed-back nélkül. Az open-loop modellben rendkívül fontos, a korábbi gazdag motoros tapasztalatszerzés, és annak a lehetősége, hogy a különböző motoros problémák megoldására számos mozgásstratégiát begyakorolhassunk. Valódi élethelyzetekben, a funkcionális mozgásokban válaszul a fizikai világ dinamizmusára e két rendszer egymással egy időben működik (Bly, 1996; Schmidt & Lee, 1999; Ángyán 2005).

Egyenes álláskor a test kisebb-nagyobb mértékű kilengése figyelhető meg, főként előre és hátra. Ez az oka, amiért a kutatók először arra koncentráltak, hogy egy normál felnőtt egyén milyen módon kontrollálja testtartását a saggittális síkban. Azonban az utóbbi években a laterális stabilitás kontrollja is a tudományos érdeklődés fókuszába került. Egyenes állás során rendszerint a poszturális izmok minimális aktivitása szükséges (Schieppati et al. 1994), a központi idegrendszer anticipációs képességének köszönhetően, mely alapján a minimális destabilizáló hatásokra előre felkészül. Következésképpen, ha bármelyik szenzoros csatorna információ közvetítése sérül, a test kilengése megnő, amelyet az egyensúly megtartása érdekében megnőtt izomaktivitás kísér (Dietz 1992). A poszturális kontroll kulcsfontosságú elem mind a mindennapi mozgások illetve sport mozgások szervezésében, kivitelezésében, mind a rehabilitációban alkalmazott mozgásterápiában.

Egyenes álló helyzetben a jellegzetes, spontán megjelenő, kismértékű kilengést kell kontrollálni, amelyhez számos tényező hozzájárul. Először a test egyes részeinek egymáshoz viszonyított elhelyezkedése tudja minimalizálni a gravitációs erők hatását, amelyek elhúznák a testet középhelyzetéből, így ideális esetben az állás kontrollja minimális energiafelhasználást igényel. Másodsor az izomtónus tartja meg a testet gravitációval szemben. Három fő faktor járul hozzá a háttér izomtónus kialakításához álló helyzetben: Az izmok viszkoelasztikus tulajdonságából adódó belső feszesség, azaz a stiffness, a normál nyugalmi tónus, amely az idegi működés eredményeként áll fenn minden izomban és a poszturális tónus, azaz az antigravitációs izmok aktivitása függőleges helyzetben. A poszturális tónus kialakításában a szomatoszenzoros információk kiemelkedő jelentőséggel bírnak a vizuális és vesztibuláris információk mellett.

Akár a megelőzés, akár a rehabilitáció keretein belül kívánjuk fejleszteni az egyensúlyt, elengedhetetlen követelmény a mérhetőség.

A nyomás középpont (Centre of Pressure COP) elmozdulásának mérése erőmérő platform segítségével elfogadott módszer a poszturális kontroll, vagy egyensúly mérésében. A hagyományos értelmezés szerint a COP mérések során a poszturális kontroll rendszer hatékonysága az egyensúly fenntartásakor direkt kapcsolatban áll a COP elmozdulás

amplitúdójával, eszerint, a feltételezés szerint kis amplitúdójú COP kitérés „jó” egyensúlyt tükröz, míg a nagy amplitúdójú COP elmozdulás „szegényes” egyensúly kontrollt feltételez. Ezt a megállapítást számos tanulmány alátámasztotta, igazolván, hogy a poszturális kontrollhoz szükséges szenzoros információk csökkenése valamilyen patológiai folyamat eredményeként, vagy az öregedési folyamat részeként a COP elmozdulás növekedését idézi elő. Azonban számos kivétel létezik e szabály alól, például a Parkinson kórban szenvedő betegek csökkent COP kitérésük ellenére poszturális instabilitással küzdenek, jelezve, hogy nem ilyen egyszerű a poszturális kontroll rendszer működése. Tehát a mérhetőségen túl, a kapott eredmények értékelése nagyobb körültekintést igényel, a poszturális kontrollt befolyásoló számos tényező figyelembevételével.

A motoros fejlődés és a poszturális kontroll fejlődése egy állandó folyamat. A tapasztalat és a tanulás speciális környezeti kontextusban megerősít bizonyos mozgásmintákat, egyéni jellegzetességet hoz létre, ugyanakkor mindezek hiánya is megnyilvánul, szegényesebb repertoárt jelentve az egyén életében. A tény, hogy az egyensúly egy tanult készség tükröződik abban, hogy egyéni egyensúlybéli képességeink rendkívül széles tartományban mozognak a gyakorlásnak megfelelően, ezáltal szoros összefüggésben kell lennie a fizikai aktivitás szintjével. Ebből a megállapításból kiindulva felmerült a kérdés, hogy vajon szélsőséges esetekben hogyan zajlik az egyensúly szabályozása, illetve a rendszeres fizikai aktivitás hatására milyen változások következnek be. Szélsőséges esetként kiemeltük e széles skála egyik végén elhelyezkedő csoportot, vagyis az ironman sportolók poszturális kontrollját, majd a kapott eredményeken felbuzdulva a másik végletet, azaz a nagyon idős korosztály poszturális kontrollját és annak befolyásolhatóságát.

## 2. Irodalmi áttekintés

### 2.1. A sport és a poszturális kontroll

Eltekintve a szenzoros információkban bekövetkező kóros változások szerepétől, speciális fiziológiás állapotok is befolyásolják az egyensúly kontrollját egészséges egyéneknél. Kevés tanulmány vizsgálta a sportolók poszturális kontrollját, amelyek többsége olyan sportágak képviselőit vizsgálta ahol speciális egyensúlybéli készségek szükségesek. Megfigyeléseik szerint a professzionális táncosok és tornászok szignifikánsan stabilabbak és kevésbé függenek a vizuális információktól, mint edzetlen társaik. (Golomer et al. 1999; Vuillerme et al. 2001a). Továbbá a tornászok kiemelten kevésbé függenek a vizuális környezettől, mint egyéb sportemberek az egyensúly szempontjából kihívást jelentő helyzetek megtartásakor. Ezek az eredmények felvetik, hogy a tornászok és a táncosok sokkal hatékonyabban tudnak váltani a vizuális és egyéb szenzoros rendszerek között, vagy ennek a csoportnak sokkal érzékenyebbek a szenzoros rendszereik egyéb sportemberekéihez viszonyítva. Azonban mind a tornászoknak, mind a táncosoknak fizikai aktivitásuk során speciális készségeik fejlődnek, edzéseik fejlesztik a propiocepciót, csökkentve a vizuális függőséget a poszturális kontrollban (Golomer et al. 1999; Vuillerme et al. 2001a, b).

Az ironman-ek olyan jól edzett sportolók, akik magas szintű jártassággal bírnak úszásban, kerékpározásban és futásban, a sportágra jellemző specifikum az extrém hosszú idejű állóképességi terhelés (9-12 óra). Az ironman tréning nem igényel speciális egyensúly gyakorlatokat ezért feltételezhető, hogy az ironman sportolók poszturális kontrollja nem különbözik szignifikánsan más fizikailag aktív egészséges alanyokétól. Azonban Ángyán és mtsai egészséges sportoló és nem sportoló egyetemistákkal és professzionális kosárlabdázókkal végzett tanulmányában szignifikáns negatív korrelációt talált a kosárlabdázók körében az állóképességi kapacitás és a test kilengése között, tehát a nagyobb állóképességi kapacitás kisebb kilengéssel társult (Ángyán et al. 2007). Jól ismert, hogy az ironman triatlon egy ultra állóképességi verseny, amely szignifikáns változásokat eredményez a különböző élettani paraméterekben. A csekély számú tanulmány, amelyben ironman triatlon után vizsgálták a fáradást, a kardiovaszkuláris változásokra (Holtzhausen and Noakes 1995; Douglas et al. 1987, 1998; Rifai et al. 1999; Whyte et al. 2000), endokrin hatásokra (Ginsburg et al. 2001), és energetikai aspektusokra koncentrált csupán (Laursen et al. 2002).



## 2.2. Az öregedés és a poszturális kontroll kapcsolata

Az életkor előrehaladtával a megváltozott működésű vesztibuláris, vizuális és szomatoszenzoros rendszerek csökkent, vagy nem megfelelő minőségű feed-backet szolgáltathatnak a poszturális kontroll központoknak. Hasonlóan a végrehajtó izomrendszerben is csökkent lehet a kapacitás, hogy megfelelően válaszoljon a poszturális stabilitást megzavaró hatásokra (Mazzeo et al. 1998), mivel a vázizmok fehérje tömege, keresztmetszete, és izomereje csökkenést mutat az öregedéssel a zsír és kötőszövet infiltráció következtében (Yarasheski 2003). Így tehát a csökkent izomerő összefüggést mutat a szegényesebb poszturális kontrollal (Buchner et al. 1992; Brown et al. 1995; Wolfson et al. 2005), míg a károsodott poszturális kontroll kapcsolatban áll az elesések megnőtt kockázatával (Campbell et al. 1989; Lord et al. 1994), és az elesésre hajlamos idősök térd és boka ízületére ható izmok szignifikánsan gyengébb dinamikus izomerővel rendelkeztek, mint az esésre nem hajlamos időstársaik. (Whiple et al. 1987).

Jól ismertek az életkor függő változások a poszturális kontroll stratégiákban. Tekintélyes mennyiségű tanulmány számolt be a megnőtt poszturális kilengésről az életkor előrehaladtával, mely magasan szignifikáns pozitív korrelációt mutatott, lényeges nembeli különbség nélkül (Fujita et al. 2005). Továbbá olyan szituációkban, ahol a poszturális kontrollt nagyobb kihívásnak vetették alá, idősök esetén a talpi nyomás középpontot (COP) kevésbé biztonságos területeken, az alátámasztási felület határainál találták hosszabb ideig, fiatal felnőttekkel összehasonlítva (Bugnariu and Sveistrup 2006). Kevés tanulmány vizsgálta a lengési frekvencia spektrumot idősök esetén (McCleanaghan et al. 1995; Williams et al. 1997). Williams és munkatársai szerint az idős alanyok szignifikánsan nagyobb frekvencia diszperziót mutattak ML irányban, mint a fiatal felnőttek. Mi több, az idősöknél a lengési energia alacsonyabb frekvenciákon koncentrált a ML irányban. Az idősök által mutatott alacsony frekvenciakomponens jelenléte felveti egy lassú poszturális sodródás, vagy egy lassú súlyátvitel megjelenését statikus álló helyzetben (Williams et al. 1997).

Az utóbbi években számos kutatócsoport vizsgálta különböző, a funkcionális tesztek és az álló egyensúly javítását célzó tréning programok hatékonyságát idős emberek körében (Judge et al. 1993; Judge et al. 1994; Judge 2003; Hue et al. 2004). Eredményeik azt jelezték, hogy az egyensúlyjavulás csökkent COP elmozdulás formájában jelenik meg, azaz a jobb egyensúlyi kontroll kisebb kilengést takar. Az alacsony intenzitású erőfejlesztő és egyensúly

tréning javította az egyensúlyt és csökkentette az esések számát, a kontroll csoporthoz képest, azonban, a frekvencia spektrumot nem vizsgálták ezen a tanulmányokban.

### **3. Célkitűzések**

1. Kutatásaink egyrészt arra irányultak, hogy kimutassuk, van-e különbség az ultra állóképességi versenyben résztvevő sportolók poszturális kontrollja és normál kontroll csoporté között illetve, hogy milyen prompt hatása van az Ironman triatlonnak a résztvevők poszturális kontrolljára.

Feltételeztük, hogy mivel az Ironman tréning nem igényel speciális egyensúlyfejlesztő gyakorlatokat, nem találunk majd különbséget a normál fizikai aktivitású csoporttal összevetve.

2. Másrészt megvizsgáltuk, hogy az idős korosztály poszturális kontrollja miben tér el a fiatal korosztályétól, illetve, hogy a hetvenes-nyolcvanas éveikben járóknál milyen hatása van egy 8 hetes kombinált aerob - egyensúlyfejlesztő - izomerősítő tréningnek az idősök egyensúlyi paramétereire (AP, ML lengés, frekvencia energia).

Feltételeztük, hogy a résztvevők jobb egyensúly kontrollt mutatnak majd a tréning után, azaz a kisebb kilengést, mint azok az idősök, akik nem vesznek részt a programban.

## 4. Módszer

### 4.1 Résztvevők

Összesen 50 különböző életkorú és állapotú egészséges egyén vett részt a tanulmányban.

**1. csoport** Rendszeresen sportoló fiatal felnőtt (10 fő)

**2. csoport** Ironman (10 fő)

**3. csoport** Hallgatók (11 fő)

**4. csoport** Idős tréning (9 fő)

**5. csoport** Idős kontroll (10 fő)

Az 1. csoportot olyan egészséges fiatal felnőttek alkották, akik legalább heti három alkalommal részt vettek valamilyen fizikai aktivitásban, de egyikük sem volt professzionális atléta. (mind férfi) A 2. csoportot ironman triatlonban edzett, fiatal atléták alkották, melyek legtöbbje már évek óta rendszeresen teljesíti ezt a megmérettetést. (mind férfi). A 3. csoportot egészséges gyógytornászhallgatók alkották. (3 férfi, 8 nő). A 4. és 5. csoportot véletlenszerűen alakítottuk ki az egészséges, a tréningre önként jelentkező, idős emberek otthonában lakók közül. Az idős emberek mindegyike képes volt az önellátásra és a normál háztartási feladatok elvégzésére. A 4. csoportot 3 férfi, 6 nő alkotta., míg a 5. vagyis az idős kontroll csoportot 3 férfi, 7 nő. (1. táblázat)

	<b>1.csoport</b> <b>(Felnőtt kontroll)</b>	<b>2. csoport</b> <b>(Ironman)</b>	<b>3. csoport</b> <b>(Hallgatók)</b>	<b>4. csoport</b> <b>(Idős tréning)</b>	<b>5. csoport</b> <b>(Idős kontroll)</b>
<b>Életkor (év)</b>	33 ± 1.3	33 ± 2.4	22 ± 0.4	79 ± 1.6	76 ± 1.9
<b>Testtömeg (kg)</b>	78 ± 2.8	74 ± 2.3	58 ± 2.9	73 ± 4.5	69 ± 5.1
<b>Testmagasság (cm)</b>	175 ± 1.5	175 ± 2.2	163 ± 0.025	157 ± 0.023	159 ± 0.029
<b>BMI index (kg/m<sup>2</sup>)</b>	25,47	24,17	21,83	29,62	27,29

1. táblázat A tanulmányban résztvevők antropometriai adatai

Minden résztvevő előzetes beleegyezését adta a tanulmányban való részvételhez. Az idős csoportok esetén egy későbbi periódusban a kontroll csoport tagjai is ismételt lehetőséget kaptak részt venni egy hasonló tréningben vizsgálaton kívül.

## **4.2 Vizsgálatok**

A statikus poszturális stabilitást mértük, egy erőmérő platformon (Stabilometer ZWE-PII) állva 20mp-ig. A platform lehetővé teszi a COP elmozdulásának (lengési út) mérését. A poszturográfiát előbb nyitott, majd csukott szemmel végeztük egy csendes teremben. A résztvevők mezítláb, összezárt lábakkal álltak, karjaik lazán a törzs mellett voltak. A nyitott szemmel végzett teszt alatt a résztvevők egy kb. 2 méter távolságban lévő, szemmagasságban elhelyezett célt néztek. Az alaptesztelést követően a 2. csoport esetén az extrém fizikai terhelést (4.3) követően 15 perccel és újabb 5 perc elteltével megismételtük a méréseket a poszturális paraméterek helyreállási jeleinek megfigyelése céljából. A 4. csoport esetén, pedig a 8 hetes tréning periódust (4.4) követően ismételtük meg a méréseket.

A funkcionális teljesítmény mérésére a 4. csoport esetében a dinamikus egyensúly tesztek közül a Timed Up & Go (TUG) tesztet alkalmaztuk, amely során azt az időtartamot mérjük másodpercben, amelyre egy ülő embernek szüksége van ahhoz, hogy felálljon, majd megkerüljön egy 3 méter távolságban elhelyezett tárgyat és visszaüljön a székére.

## **4.3 Ironman triatlon**

A 2. csoport tagjai a kezdeti tesztelést követően részt vettek egy ironman triatlonon, mely 3.8 km úszásból, 180 km kerékpározásból és 42.195 km futásból áll, a versenyzők ezt a teljesítményt 9-12 óra alatt érték el.

## **4.4 Az idős csoport tréning programja**

A 4. csoport részt vett egy 8 hetes kombinált egyensúlyfejlesztő tréningen heti kétszer 45 percben. A torna program alsóvégtagi erősítő és flexibilitást növelő gyakorlatokból – különös tekintettel a csípő körüli izmok és a törzs, elsősorban a hasizmok erősítésre, statikus és dinamikus egyensúly gyakorlatokból, és aerob aktivitásként járógyakorlatokból tevődött össze. Az első 4 hétben egy rövid 5-10 perces bemelegítést követően 20 percig az alsóvégtag és törzs erősítő és flexibilitását növelő gyakorlatokat hangsúlyoztuk, nagyobb alátámasztási felületet használva, mint a fekvő és ülő helyzetek, míg az egyensúly és a járás gyakorlatok (5-10 perc) kisebb szerepet játszottak ebben a részben. A tréning második felében ez az arány megfordult, az egyensúly és a járás gyakorlatokra fókuszáltunk. Dinamikus gyakorlatokat

végeztettünk álló helyzetben fokozatosan csökkentve az alátámasztási felületet, vizuális kontrollal és anélkül. A tréning intenzitását fokozatosan növeltük a tréning során a maximális pulzus 70 %-áig.  $((220-\text{életkor}) \cdot 0.7)$  gyógytornász vezetésével.

#### 4.5 Adatfeldolgozás

Az első 4 másodpercét a mérésnek adaptációs periódusnak tekintettük, és nem vontuk be a számítások során. A lengési utat az alábbi képlet alapján számoltuk a mért adatokból.

$$\text{Lengési út} = \sum_{i=1}^{n-1} \sqrt{s_x(i+1) - s_x(i)^2}$$

ahol  $n$  a teljes száma a mintáknak,  $i$  a minta szám és  $s$  a COP elmozdulása AP vagy ML irányba. Ez a paraméter tükrözi a stabilitás fenntartásához szükséges aktivitás mennyiségét.

A lengési utat mindkét irányban spektrum analízisnek vetettük alá. A platform oszcillációk frekvencia spektrumát a gyors Fourier transzformáció segítségével számoltuk 0.1-0.3, 0.3-1, 1-3 Hz tartományokban. Ez a módszer Golomer et al. (1994) és Oppenheim et al. Spektrum analízisének a módosított változata.

A kapott adatokat variancia analízisnek vetettük alá a Statistica program segítségével, hogy összehasonlítsuk a csoportokat és a kísérleti szituációkat. Post hoc összehasonlításakor az LSD tesztet használtuk. A TUG teszt értékelésekor a Student t-tesztet alkalmaztuk a szignifikáns különbség meghatározására. Az adat elemzés során  $p < 0.05$  szignifikancia szintet fogadtunk el.

## 5. Eredmények

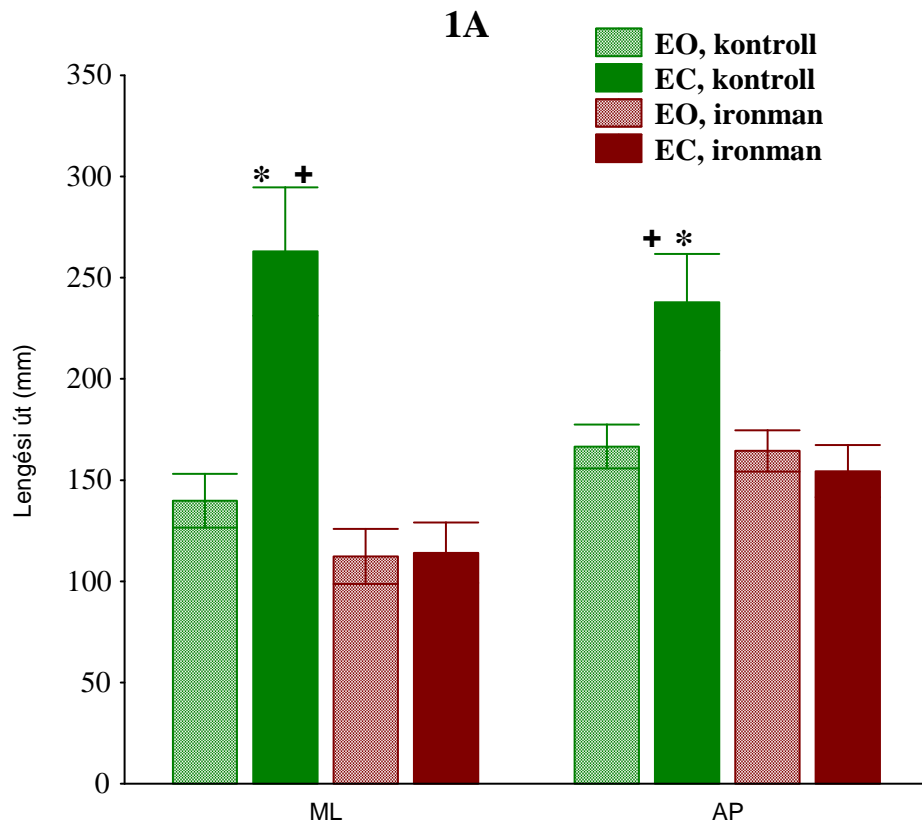
### 5.1. Extrém fizikai terhelések általános hatása a poszturális kontrollra

#### Ábra magyarázat

Az ábrákon az átlag értékeket ( $\pm$  S.E.M.) jelöltük. Statisztikailag szignifikánsnak tekintettük a különbséget, ha  $p < 0.05$ , és az alábbi módon jelöltük összehasonlítva az ironman csoporttal: <sup>+</sup>; a kiindulási értékekkel: <sup>o</sup>, az AP iránnyal: <sup>x</sup>; és nyitott szemmel: <sup>\*</sup>.

Az antropometriai adatok tekintetében nem volt szignifikáns különbség az 1. csoport és a 2. csoport között. A normál felsőérték körüli BMI index jól mutatja a fizikailag aktív személyek erőnlétét, esetükben az index inkább az izomtömegükre utal, mintsem elhízásra.

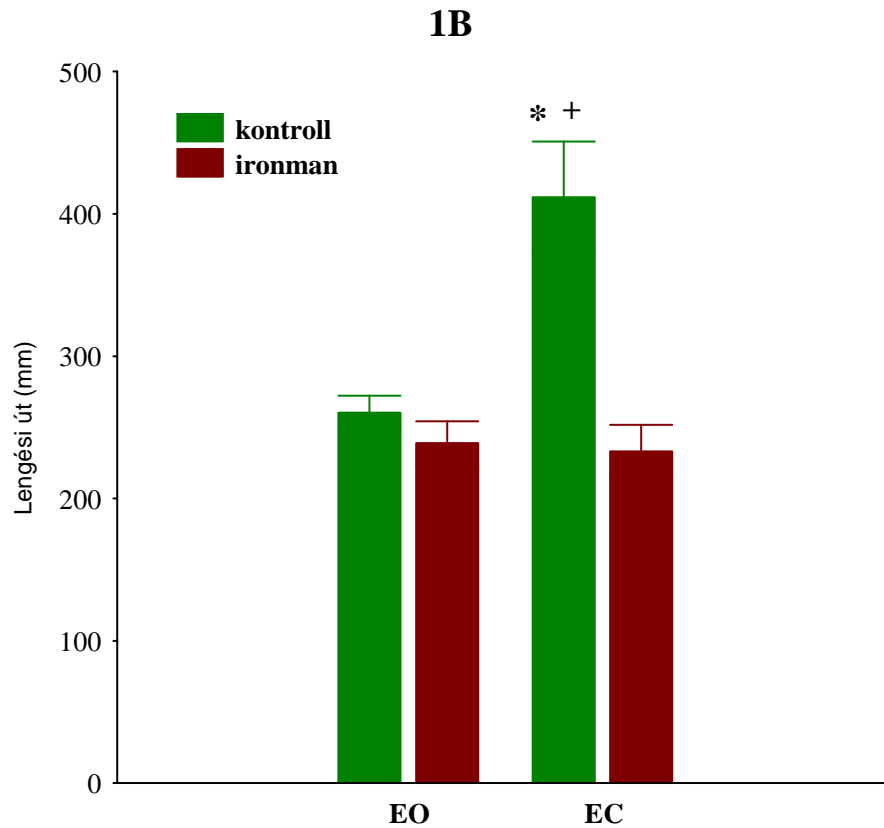
A lengési út AP és ML irányban szignifikánsan rövidebb volt a 2. csoportnál (ironman), mint az 1. csoportnál (rendszeresen sportoló fiatal felnőttek) csukott szemmel. (1A ábra)



#### A lengési út AP és ML irányban a kontroll és ironman csoportban

Szignifikánsnak különbségösszehasonlítva az ironman csoporttal: <sup>+</sup>; és nyitott szemmel: <sup>\*</sup>.

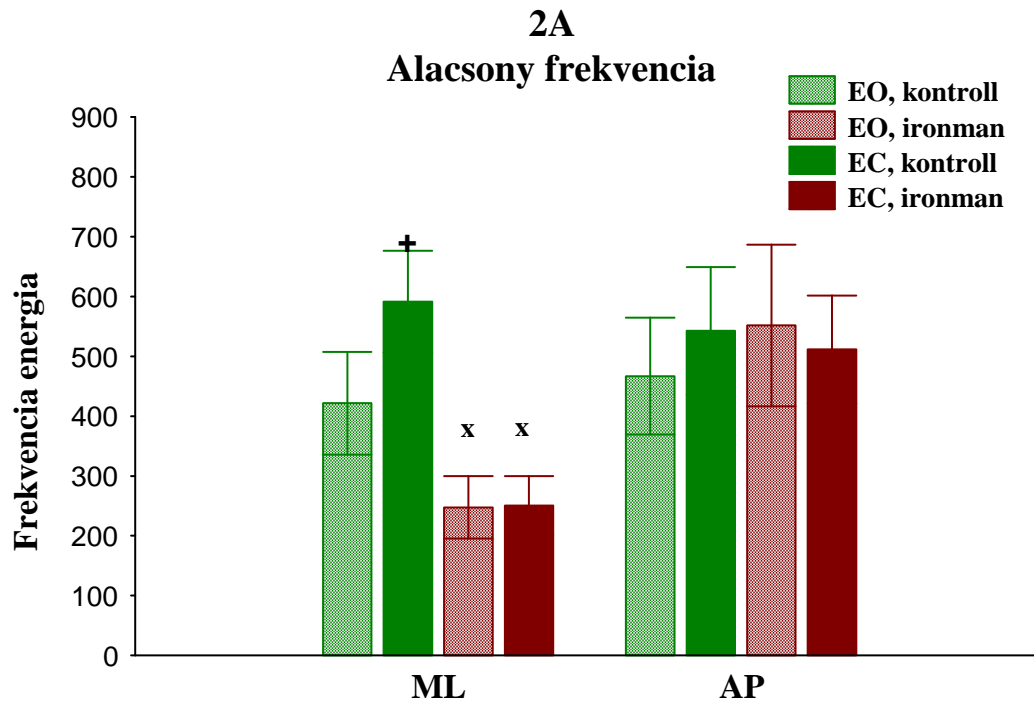
Következésképpen, a teljes lengési út szintén szignifikánsan rövidebb volt a 2. csoportnál (ironman), mint az 1. csoportnál (rendszeresen sportoló fiatal felnőttek) csukott szemmel. (1B ábra)



**A teljes lengési út a kontroll és ironman csoportban nyitott (EO) és csukott szemmel (EC)**

Szignifikánsnak különbségösszehasonlítva az ironman csoporttal: †; és nyitott szemmel: \*.

A vizuális kontroll hiánya szignifikáns növekedést eredményezett a lengési útban mindkét irányban az 1. csoportban, de az ironman csoport esetén nem. A frekvencia analízis szintén szignifikáns különbségeket fedett fel a két csoport között. Alacsony frekvencia tartományban a 2. csoport alacsonyabb amplitúdót mutatott ML irányban, csukott szemmel, mint a kontroll csoportja. (2A ábra).



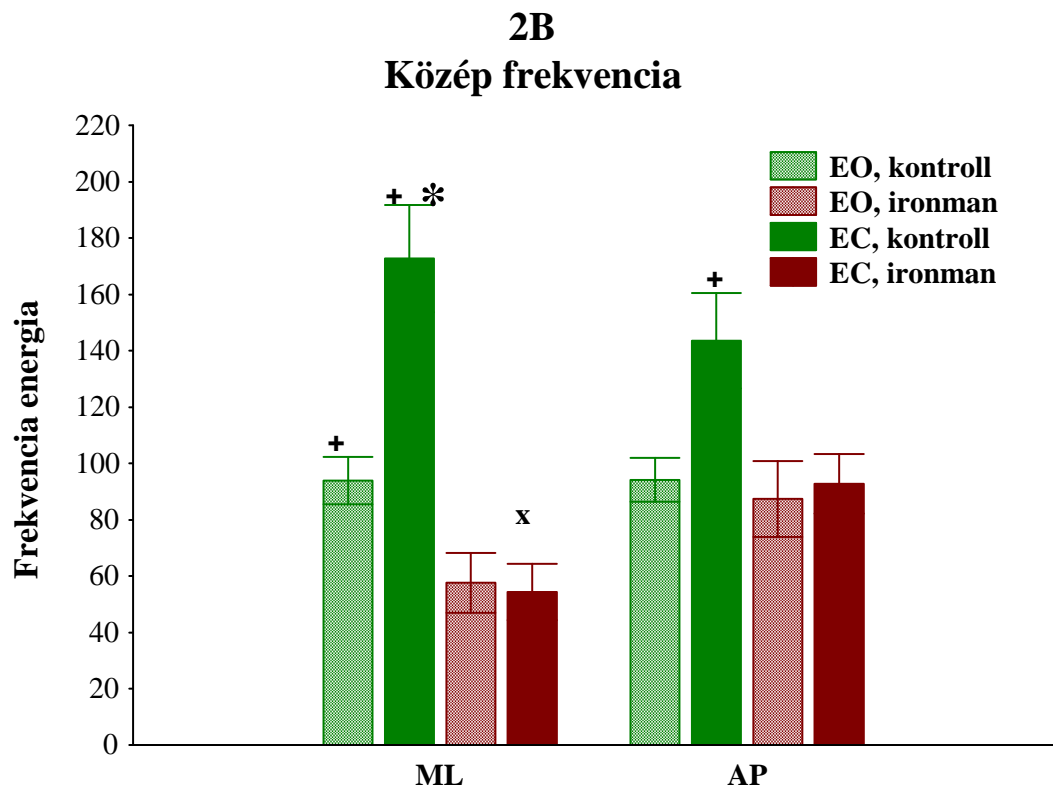
**A lengési energia alacsony frekvencián AP és ML irányban, nyitott (EO) és csukott szemmel (EC), a kontroll és ironman csoportban**

Szignifikáns különbség összehasonlítva az ironman csoporttal: +; az AP iránnyal: x.

Továbbá a vizuális kontroll hiánya enyhén növelte a frekvencia energiát a kontroll csoportban, míg az ironman csoport esetén nem volt hatással a vizuális kondíció a lengési energiára. Az AP irányt illetően nem volt lényeges eltérés a két csoport között ebben a frekvencia tartományban egyik vizuális feltétel esetén sem. Érdekes módon a 2. csoportban a lengési frekvencia energia ML irányban szignifikánsan alacsonyabb volt, mint AP irányban, mindkét vizuális feltétel mellett, míg a kontroll csoport esetén nem jelentek meg ezek a különbségek.



A közepes frekvencia tartományban szignifikáns különbségek voltak a két csoport között ML irányban, mindkét vizuális feltétel mellett, azaz a 2. csoport alacsonyabb lengési frekvencia energiát mutatott (2B ábra).



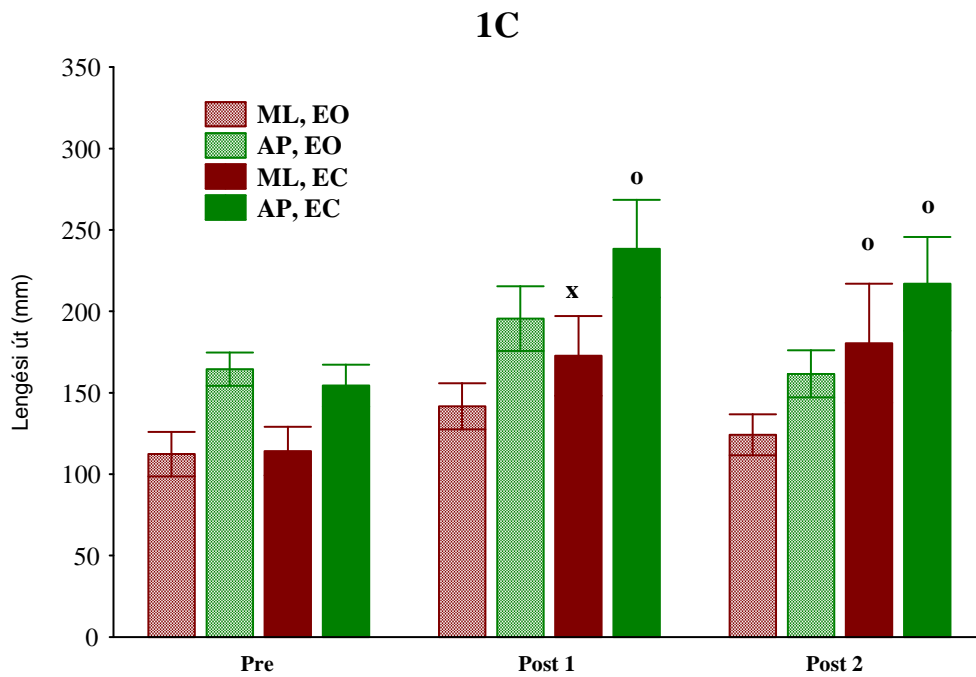
**A lengési energia alacsony frekvencián AP és ML irányban, nyitott (EO) és csukott szemmel (EC), a kontroll és ironman csoportban**

Szignifikáns különbség összehasonlítva az ironman csoporttal: +; az AP iránnyal: x; és nyitott szemmel: \*.

Míg a 2. csoportnál a vizuális feltétel nem befolyásolta a lengési energiát, az 1. csoportban a vizuális kontroll hiánya szignifikánsan megnövelte azt. Az AP irányt illetően szignifikáns különbség volt a két csoport között csukott szemmel. Az ironman csoport esetén az ML lengési energia szignifikánsan alacsonyabb volt csukott szemmel, mint AP irányban, míg a kontroll csoport esetén ezek a különbségek nem mutatkoztak.

## 5.2. Extrém fizikai terhelés prompt hatása a poszturális kontrollra

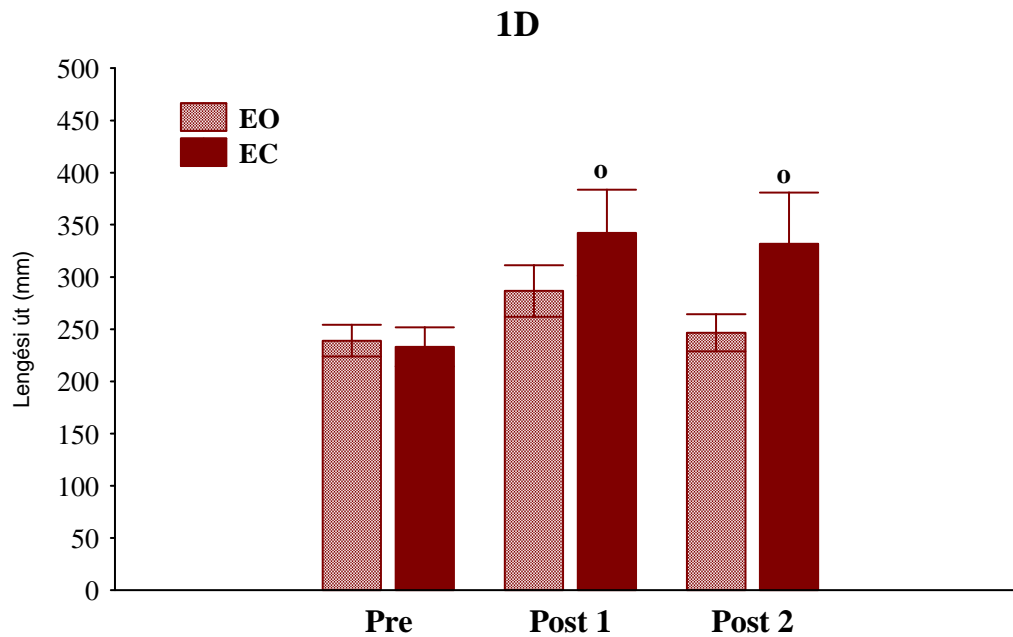
A verseny a lengési út átmeneti, enyhe emelkedését eredményezte, mindkét irányban, mindkét vizuális feltétel mellett, ami szignifikáns volt AP irányban csukott szemmel. (1C ábra).



**A lengési út alakulása AP és ML irányban nyitott (EO) és csukott szemmel (EC) a verseny előtt (pre) és után (post1, post2)**

Szignifikáns különbség összehasonlítva a kiindulási értékekkel: <sup>o</sup>, az AP iránnyal: <sup>x</sup>.

Hasonlóan a teljes lengési út is a verseny után csukott szemmel volt szignifikánsan magasabb. (1D ábra).

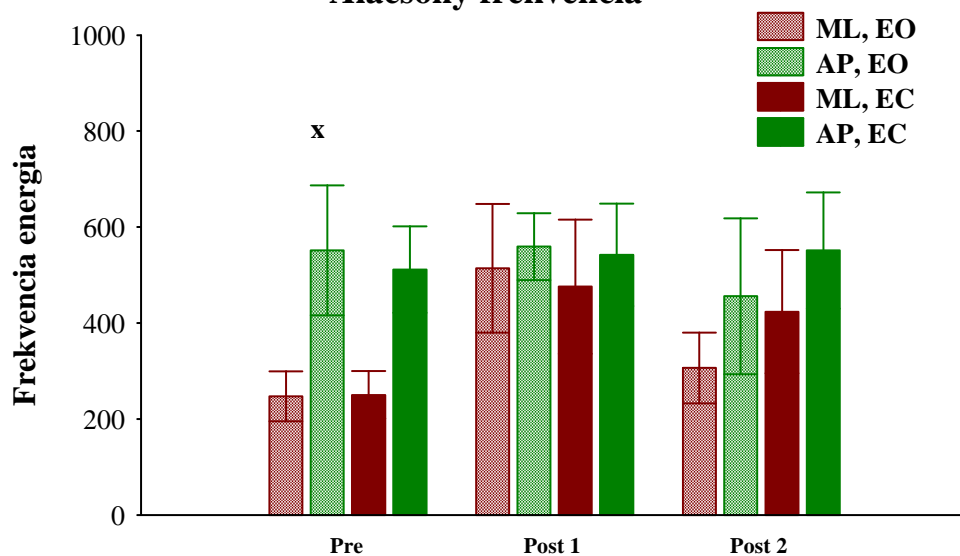


**A teljes lengési út alakulása nyitott (EO)  
és csukott szemmel (EC) a verseny előtt (pre) és után (post1, post2)**

Szignifikáns különbség összehasonlítva a kiindulási értékekkel: °.

A spektrum analízis alapján az alacsony frekvencia tartományban a verseny nem okozott lényeges változást a lengési energiában. Azonban, megfigyelhető, hogy az első verseny utáni mérésnél az AP és ML lengési energiák szinte azonosak minkét vizuális feltétel esetén, ellentétben az alpméréssel. (2D ábra).

## 2D Alacsony frekvencia

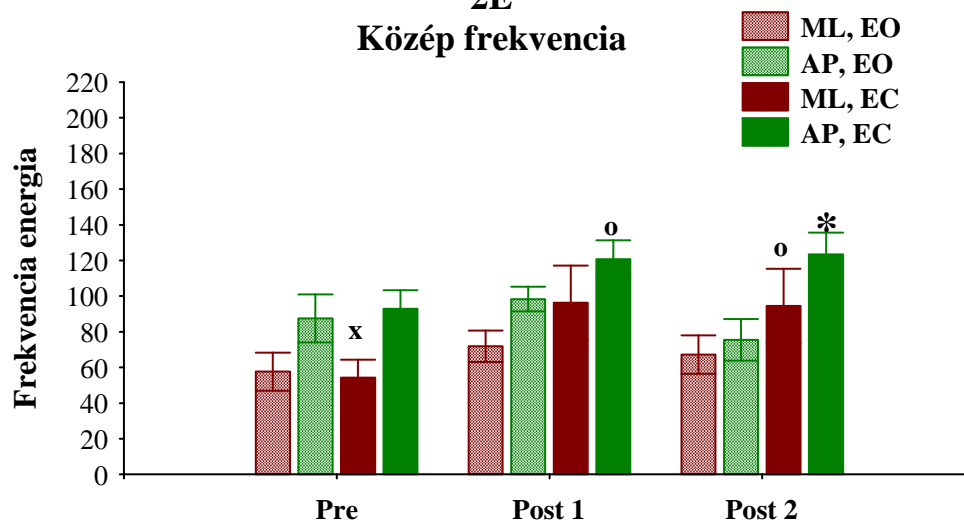


**A frekvencia energia alakulása alacsony frekvencián AP és ML irányban nyitott (EO) és csukott szemmel (EC) a verseny előtt (pre) és után (post1, post2)**

Szignifikáns különbség összehasonlítva az AP iránnyal: <sup>x</sup>.

A közepes frekvencia tartományban a verseny szignifikáns növekedést okozott a lengési energiában csukott szemmel, AP irányban összehasonlítva az alap értékkel. (2E ábra)

## 2E Közép frekvencia

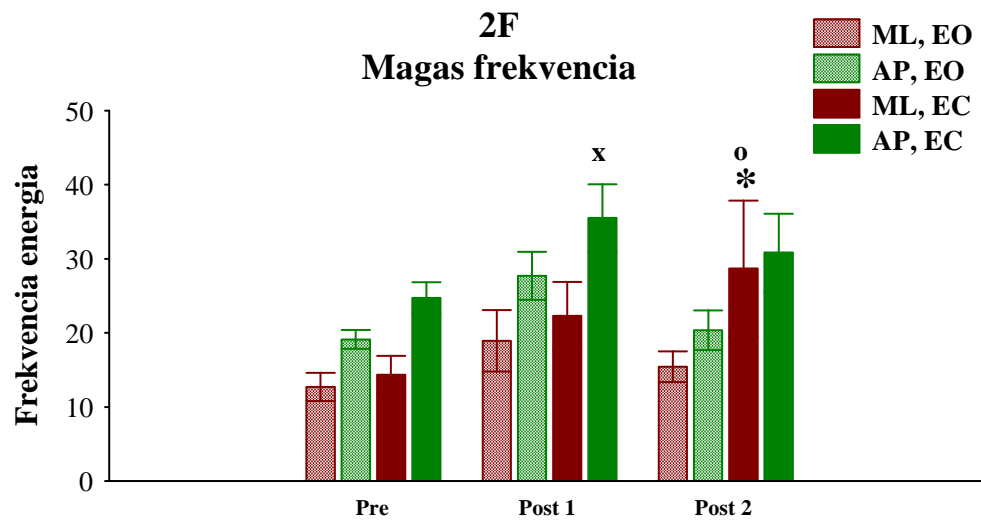


**A frekvencia energia alakulása közép frekvencián AP és ML irányban nyitott (EO) és csukott szemmel (EC) a verseny előtt (pre) és után (post1, post2)**

Szignifikáns különbség összehasonlítva az AP iránnyal: <sup>x</sup>; a kiindulási értékkel: <sup>o</sup>; és nyitott szemmel: <sup>\*</sup>

Továbbá a verseny utáni második méréskor a lengési energia szignifikánsan növekedett mindkét irányban csukott szemmel.

A magas frekvencia tartományban a verseny utáni első méréskor szignifikáns különbség figyelhető meg a két irány között csukott szemmel. A verseny utáni második méréskor a vizuális kontroll hiánya szignifikánsan növelte a lengési energiát ML irányban és ez a növekedés az alap értékhez képest is jelentős volt (2F ábra).



**A frekvencia energia alakulása magas frekvencián AP és ML irányban  
nyitott (EO) és csukott szemmel (EC) a verseny előtt (pre)  
és után (post1, post2)**

Szignifikáns különbség összehasonlítva az AP iránnyal: <sup>x</sup>; a kiindulási értékekkel: <sup>o</sup>; és nyitott szemmel: \*

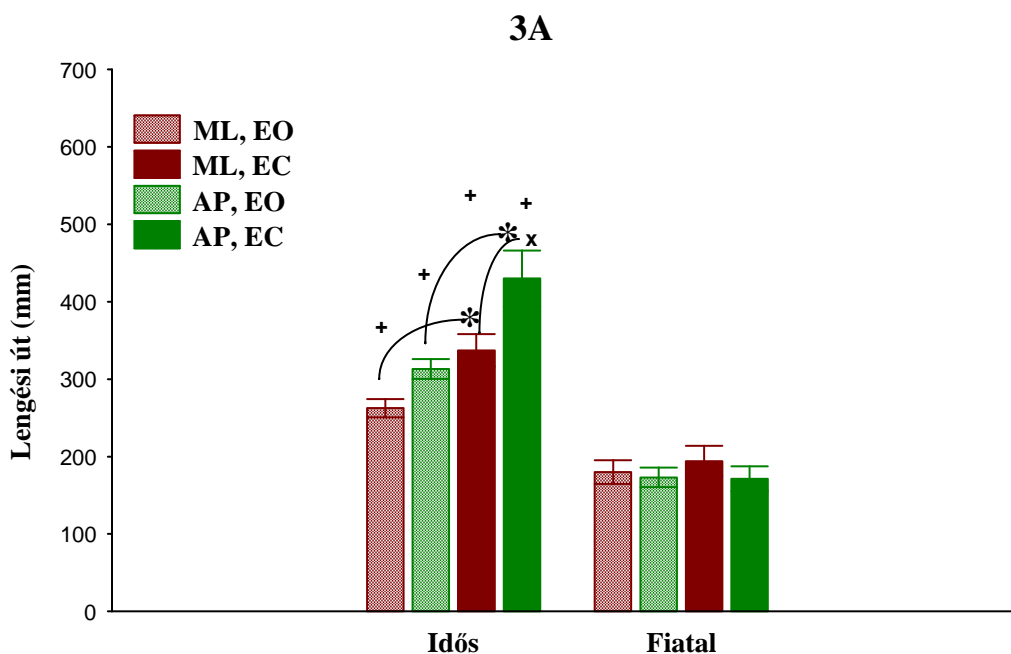
### 5.3. Életkor függő változások a poszturális kontrollban

#### Ábra magyarázat

Az ábrákon ismét az átlag értékeket ( $\pm$  S.E.M.) jelöltük. Statisztikailag szignifikánsnak tekintettük a különbséget, ha  $p < 0.05$ , és az alábbi módon jelöltük összehasonlítva a 3. ábracsoporton a fiatal, míg a 4. és 5. ábracsoporton az idős kontroll csoporttal: <sup>+</sup>; a kiindulási értékekkel: <sup>o</sup>, az AP iránnyal: <sup>x</sup>; és nyitott szemmel: <sup>\*</sup>.

Nem volt szignifikáns különbség az alap értékek között a két idős csoportnál (4. és 5. csoport) ezért az adataikat együttesen hasonlítottuk össze a 3. csoporttal (hallgatók).

A lengési út mindkét irányban szignifikánsan magasabb volt az idősök esetén, a fiatalokéval összehasonlítva. (3A ábra)

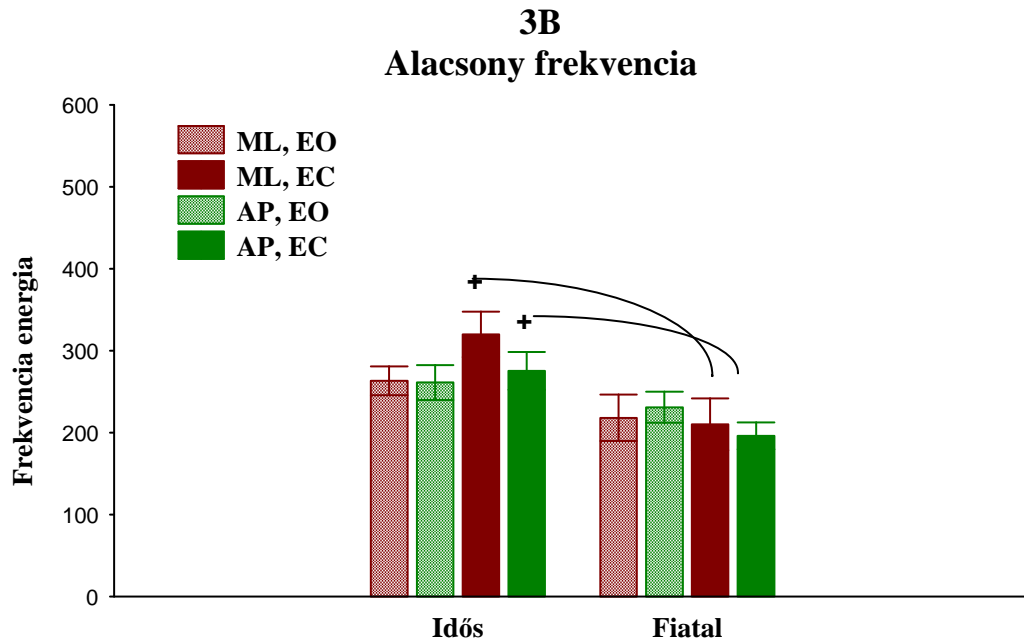


**A lengési út az Idős és Fiatal csoportban nyitott (EO)  
és csukott szemmel (EC) AP és ML irányban**

Szignifikáns különbség összehasonlítva a fiatal kontroll csoporttal: <sup>+</sup>; az AP iránnyal: <sup>x</sup>; és nyitott szemmel: <sup>\*</sup>.

A vizuális feed-back hiánya szignifikáns növekedést eredményezett a lengési útban, mindkét irányban az idősök esetén, de a fiataloknál nem. Az idősöknél szignifikánsan nagyobb volt a lengési út csukott szemmel AP irányban, mint ML irányban.

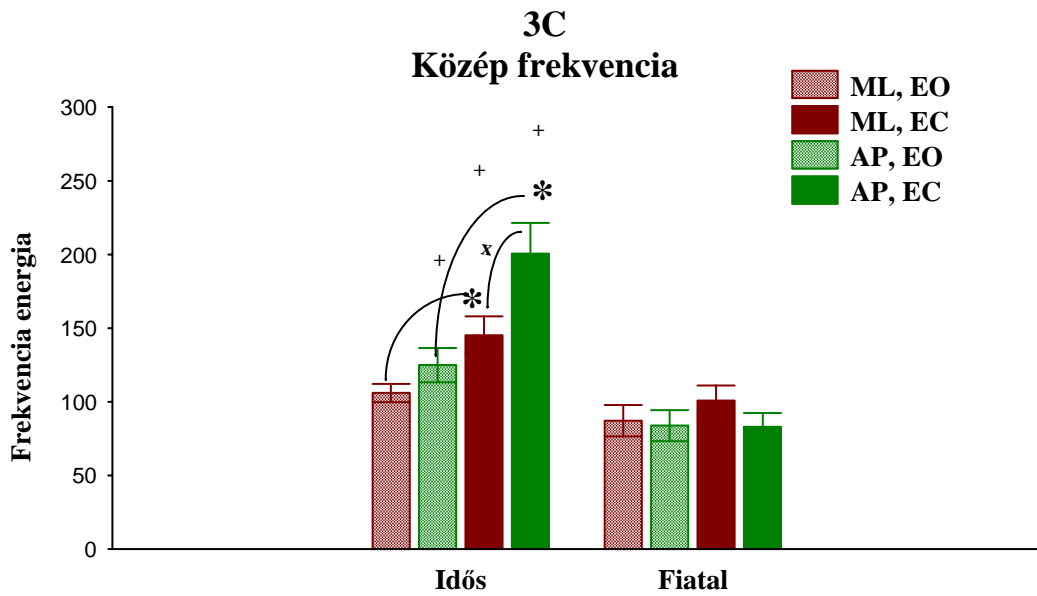
A frekvencia analízist illetően egyik frekvencia tartományban sem volt szignifikáns különbség a két csoport között ML irányban nyitott szemmel (3BCD ábra). Az alacsony frekvencia tartományban (0.1-0.3 Hz) szignifikáns különbségek mutatkoztak csukott szemmel a két csoport között, vagyis az idősök lengési energiája magasabb volt mind AP, mind ML irányban a 3. csoporttal összehasonlítva (3B ábra).



**A lengési energia alacsony frekvencián AP és ML irányban, nyitott (EO) és csukott szemmel (EC), a Fialat és Idős csoportban**

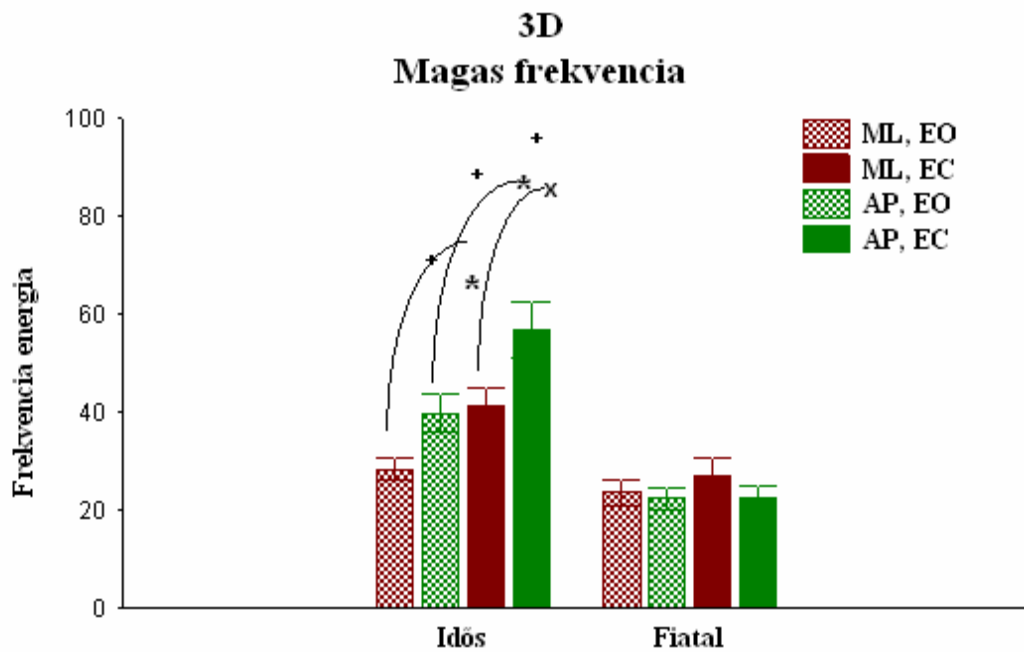
Szignifikáns különbség összehasonlítva a fiatal kontroll csoporttal: +

Érdekes módon, ellentétben a magasabb frekvencia tartományokkal, az idősök enyhén magasabb frekvencia energiát mutattak csukott szemmel ML irányban, mint AP irányban. A középső (0.3-1 Hz) és a magas (1-3 Hz) frekvencia tartományokban szignifikáns különbségek voltak a két csoport között AP irányban mindkét vizuális feltétel mellett, míg ML irányban csak csukott szemmel, tehát az idősök lengési frekvencia energiája magasabb. Míg a vizuális információ nem befolyásolta a lengési energiát a fiatal csoportban, az idős csoportnál a vizuális kontroll hiánya szignifikánsan megnövelte azt mindkét irányban. A csukott szemmel végzett mérés esetén az idős csoportban szignifikáns különbség volt a két irány között azaz, AP irányban lényegesen magasabb volt a frekvencia energia, mint ML irányban (3C, 3D ábra).



**A lengési energia közép frekvencián AP és ML irányban, nyitott (EO) és csukott szemmel (EC), a Fiatal és Idős csoportban**

Szigifikáns különbség összehasonlítva a fiatal kontroll csoporttal: +; az AP irányal: x; és nyitott szemmel: \*.



**A lengési energia magas frekvencián AP és ML irányban, nyitott (EO) és csukott szemmel (EC), a Fiatal és Idős csoportban**

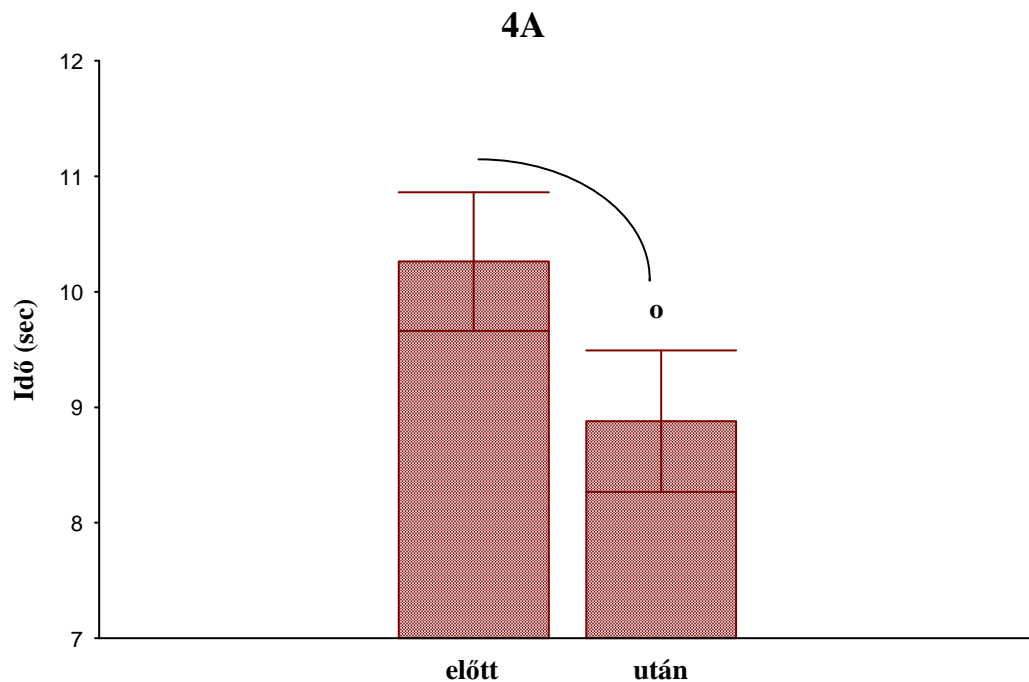
Szigifikáns különbség összehasonlítva a fiatal kontroll csoporttal: +; az AP irányal: x; és nyitott szemmel: \*.



#### 5.4. A poszturális kontroll fejleszthetősége idős korban

Az antropometriai adatok tekintetében nem volt szignifikáns különbség az 4. csoport és a 5. csoport azaz a két idős csoport között. Esetükben a magas BMI index valóban az elhízottságra utal.

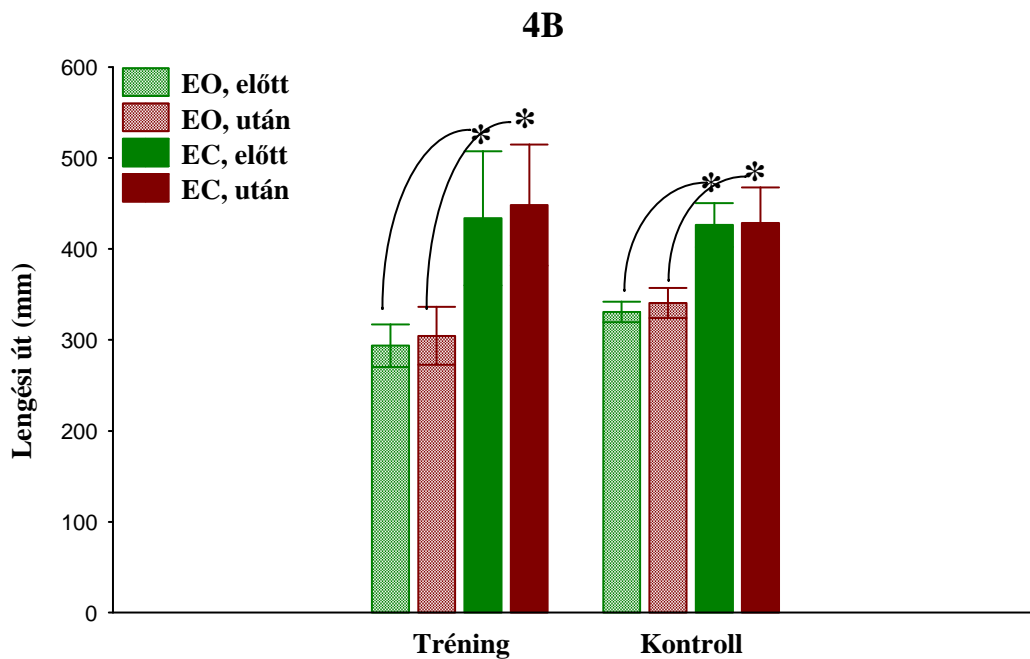
A tréning szignifikáns javulást eredményezett a TUG teszt értékeiben, tehát a résztvevők képessé váltak a tréning után jelentősen gyorsabban teljesíteni a tesztet amelynek értéke  $10.3 \pm 0.6$  s volt a tréning előtt és  $8.9 \pm 0.6$  s utána. ( $p < 0.05$ ) (4A ábra).



**TUG teszt alakulása a tréning csoportban a tréning előtt és után**

Szignifikáns különbség összehasonlítva a kiindulási értékekkel: °

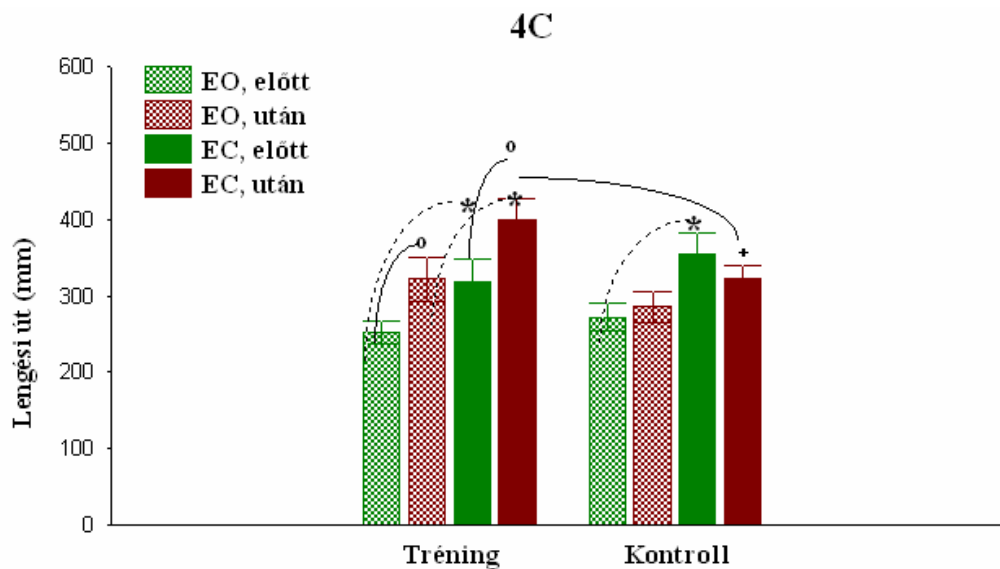
A lengési utat illetőleg, az 5. csoport (idős kontroll csoport) nem mutatott lényeges eltérést 8 hét elteltével. A 4. csoport (idős tréning csoport) esetén AP irányban a tréning nem volt hatással a lengési útra. A vizuális információ hiánya szignifikánsan növelte a lengési utat AP irányban mindkét csoportnál, mind az alapértékekben, mind 8 hét elteltével (4B ábra).



**A lengési út alakulása AP irányban a tréning előtt és után nyitott (EO) és csukott szemmel (EC) a tréning és idős kontroll csoportban.**

Szignifikáns különbség összehasonlítva nyitott szemmel: \*.

Érdekes változások történtek a ML irányban a tréning hatására, a lengési út mindkét vizuális feltétel mellett jelentősen megnőtt (4C ábra).

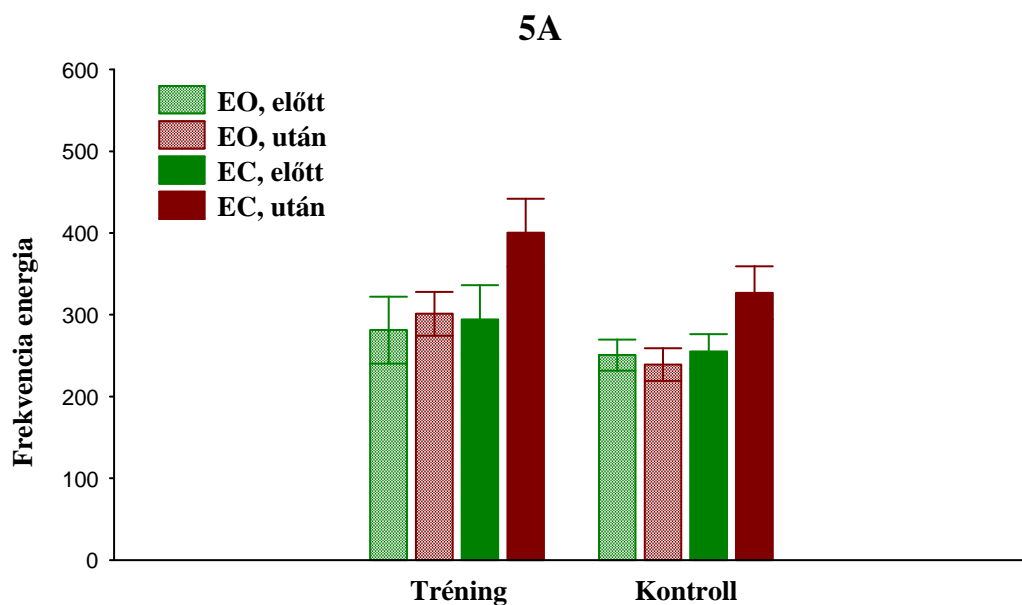


**A lengési út alakulása ML irányban a tréning előtt és után nyitott (EO) és csukott szemmel (EC) a tréning és idős kontroll csoportban.**

Szignifikáns különbség összehasonlítva az idős kontroll csoporttal: +;  
a kiindulási értékekkel: °, és nyitott szemmel: \*.

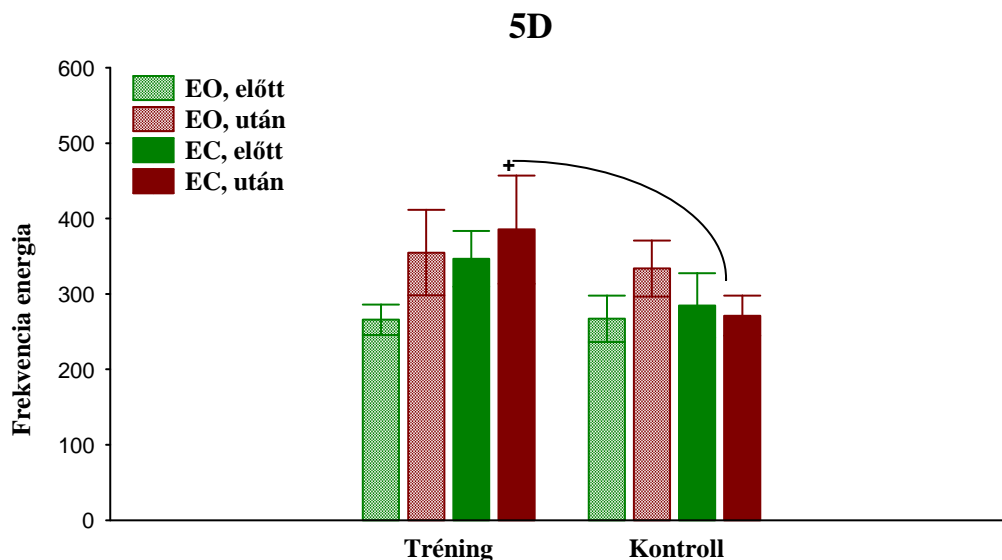
A frekvencia analízis eredményi alapján az 5. csoport nem mutatott lényeges változást 8 hét elteltével. A tréning csoport esetén az eredmények az egyes frekvencia tartományok alapján eltérnek.

Az alacsony frekvencia tartományban, AP irányban nem volt különbség a két csoport között a tréning előtt és után (5A ábra).



**A frekvencia energia alakulása AP irányban, alacsony frekvencián a tréning előtt és után nyitott (EO) és csukott szemmel (EC) a tréning és idős kontroll csoportban.**

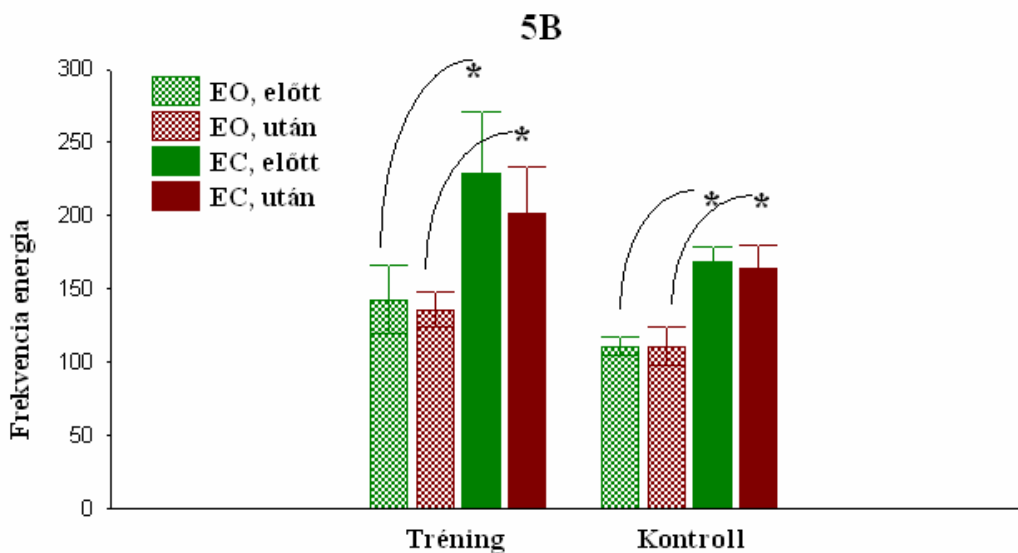
A változások ML irányban jelentek meg, a 4. csoport szignifikánsan magasabb energiát mutatott a 8 hetes tréning után csukott szemmel (5D ábra).



**A frekvencia energia alakulása ML irányban, alacsony frekvencián a tréning előtt és után nyitott (EO) és csukott szemmel (EC) a tréning és idősz kontroll csoportban.**

Szignifikáns különbség összehasonlítva az idősz kontroll csoporttal: +

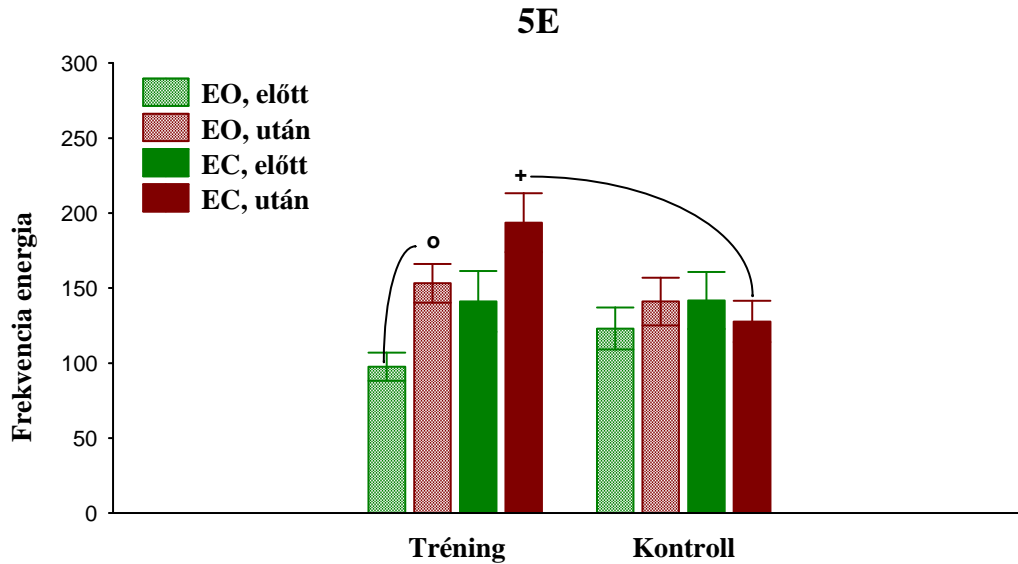
A közepes frekvencia tartományban AP irányban a vizuális információ hiánya szignifikánsan növelte az energiát mindkét csoportban a tréning előtt és után, de a tréningnek nem volt lényeges hatása ebben a frekvencia tartományban (5B ábra).



**A frekvencia energia alakulása AP irányban, közép frekvencián a tréning előtt és után nyitott (EO) és csukott szemmel (EC) a tréning és idősz kontroll csoportban.**

Szignifikáns különbség összehasonlítva a nyitott szemmel: \*

ML irányban a lengési energia szignifikánsan növekedett nyitott szemmel, és közel volt a szignifikancia határhoz csukott szemmel is ( $p=0.0059$ ). Továbbá a tréning csoport lényegesen magasabb energiát mutatott csukott szemmel a tréning után, mint a kontroll csoport (5E ábra).

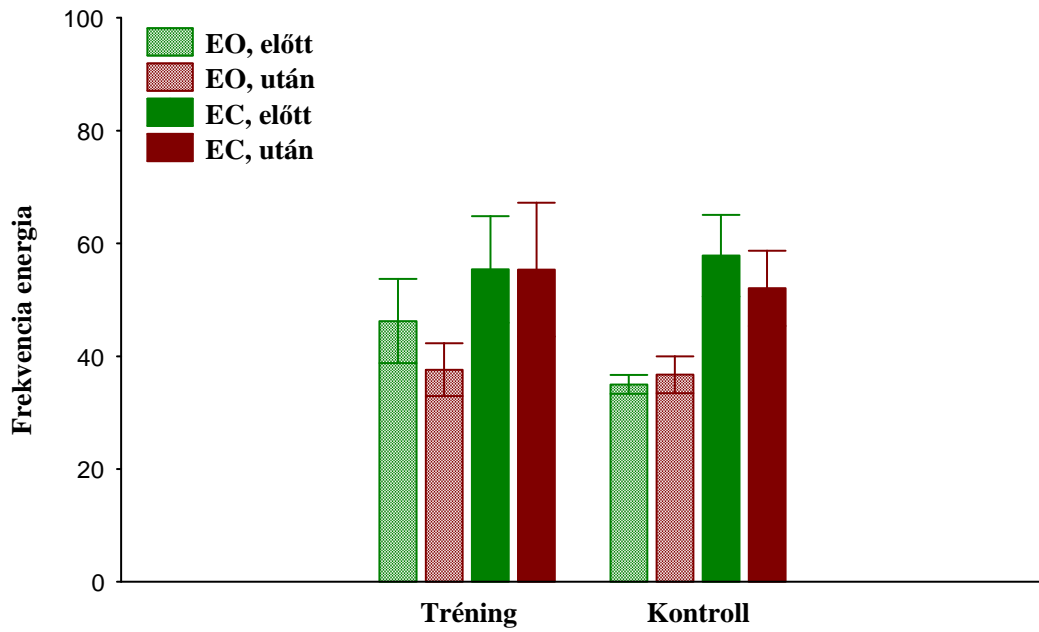


**A frekvencia energia alakulása ML irányban, közép frekvencián  
a tréning előtt és után nyitott (EO)  
és csukott szemmel (EC) a tréning és idős kontroll csoportban.**

Szignifikáns különbség összehasonlítva az idős kontroll csoporttal <sup>+</sup>; a kiindulási értékekkel: <sup>°</sup>.

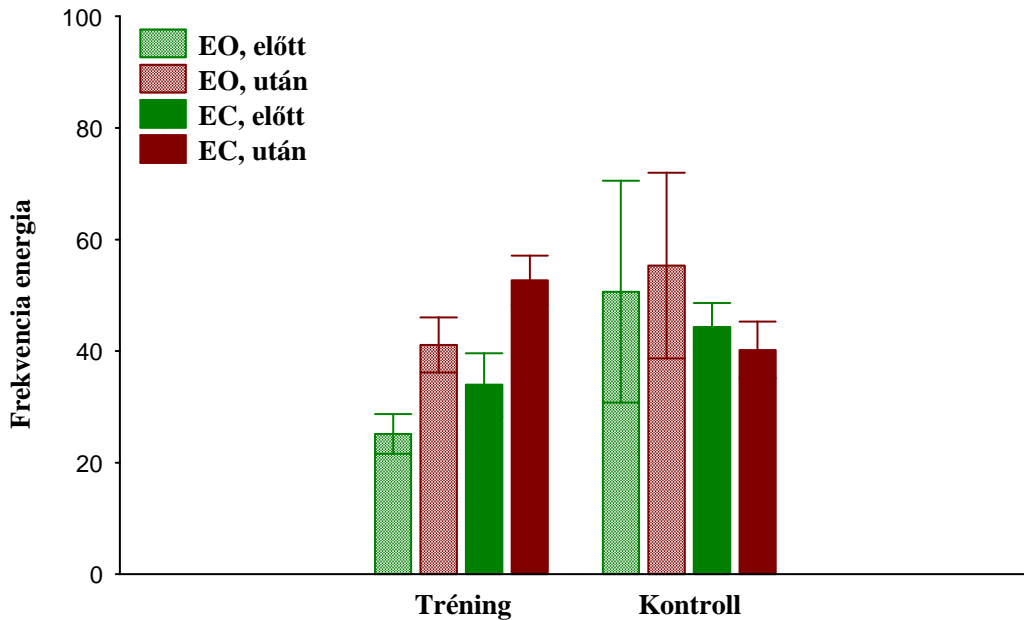
A magas frekvencia tartományban a tréning nem okozott szignifikáns változást sem AP sem ML irányban, azonban enyhe emelkedés megfigyelhető a frekvencia energiában, ML irányban (5C,5F ábra). Így, tehát a tréning csoportban az energia enyhén megemelkedett, minden frekvencia tartományban, ellentétben a kontroll csoporttal, ahol az ellenkező tendencia látható (5D, 5E, 5F ábra).

### 5C



A frekvencia energia alakulása AP irányban, magas frekvencián a tréning előtt és után nyitott (EO) és csukott szemmel (EC) a tréning és idős kontroll csoportban.

### 5F



A frekvencia energia alakulása ML irányban, magas frekvencián a tréning előtt és után nyitott (EO) és csukott szemmel (EC) a tréning és idős kontroll csoportban.

## 6. Megbeszélés

### 6.1 Az ironman triatlon poszturális kontrollra kifejtett hatása

A vizsgálat első részének fő eredménye az volt, hogy az ironman sportolók szignifikánsan stabilabbak voltak és kevésbé függtek a vizuális információktól, mint a kontroll csoport tagjai, akik rendszeres fizikai aktivitásban vettek részt. Továbbá az állóképességi verseny szignifikáns növekedést okozott a lengési útban AP irányban, csukott szemmel. A második verseny utáni mérés a poszturális változások mérséklődésének tendenciáját mutatta. A frekvencia analízis szintén feltárt néhány új eredményt, amelyek a lengési út elemzésekor nem voltak szignifikánsak. Így az alacsony frekvencia tartományban szignifikáns különbségek voltak az ironman sportolók esetén az AP és ML lengési energia között mindkét vizuális feltétel esetén, a kontroll csoporttól eltérően. Ez a különbség megfigyelhető ebben a csoportban az összes frekvencia tartományban, csukott szemmel, jelezve a magasabb szintű motoros kontrollt a ML irányban. Néhány tanulmány vizsgálta az ultra állóképességi tréning során fellépő élettani változásokat, de ez idáig nem voltak elérhető adatok az ironman-ek poszturális kontrolljára vonatkozólag. A tény, hogy az ironman sportolók magasabb szintű stabilitást mutattak csukott szemmel, felveti, hogy ezen sportolók poszturális kontrollja kevésbé függ a látástól. A kontroll csoport esetén a vizuális információ hiánya szignifikánsan növelte a frekvencia oszcillációkat, de ez a hatás nem mutatkozott az ironman sportolók esetén. Azonban nem egyszerű elemezni és magyarázni a lengési frekvenciában bekövetkezett változásokat. Számos tanulmány leírta, hogy az egyenes állás kontrolljában az egyes lengési frekvenciák különböző neurofiziológiai hálózatokhoz kötődnek. Létezik néhány besorolás a lengési frekvencia spektrum tartományait illetően. Golomer és mtsai (1999) a teljes lengési energia frekvencia spektrumát három tartományra osztották (0–0,5; 0,5–2 és 2–20 Hz), azért, hogy pontosabb képet kapjanak a megfigyelt értékek tulajdonságairól és a fő szabályzó neurális hálózatok kapcsolatáról. Megfigyeléseik szerint a látás csökkentette legnagyobb mértékben a frekvencia oszcillációt minden tartományban. Mely eredmények megegyeznek a mi kontroll csoportunknál talált tendenciákkal. Továbbá, az egyensúly tréning (tánc) szignifikánsan csökkentette a lengési energiát minden frekvencia tartományban (Golomer et al. 1997).

Más kutató csoportok eltérő frekvencia tartományokat vizsgáltak: 0–0,1; 0,1–0,5; 0,5–1 és >1 Hz (Oppenheim et al., 1999), eredményeik felvetik, hogy az alacsony frekvenciák a

vizuális kontrollal kapcsolatosak, a közép-alacsony frekvencia tartomány a vestibuláris rendszerhez kötött, a közép-magas frekvenciák a szomatoszenzoros aktivitással, és a magas frekvencia tartomány a központi idegrendszer funkciójával állnak összefüggésben. Azonban a frekvencia oszcillációk eloszlása a 0.01–0.7, 0.7–1 és >1 Hz tartományokban felfedte a diabéteszes propioceptív deficitet, amely többsíkú destabilizációhoz vezetett a közép-magas frekvencia tartományban, míg a labirintus deficit nem diabéteszes betegek esetén laterális destabilizációhoz vezetett minden frekvencia tartományban. (Giacomini et al. 1998). Egy tanulmányban a frekvencia energiaváltozásokat vizsgálták munka után, eredményeik szignifikáns hatást igazoltak az alacsony frekvencia tartományban (0.1–0.25 Hz) éjszakai műszak után (Kohen-Raz et al. 1996). Nincs tehát általános egyetértés az előbbieken leírt frekvencia indexek jelentőségét illetően, sem abban, hogy vajon specifikusak-e ezek a tartományok a poszturális kontroll rendszerekben történő változások azonosításában. Azonban az eredményeink felvetik, hogy a lengési energia spektrum általános növekedése a fáradás után lehet, hogy nem specifikus és csupán a megnőtt kilengéssel kapcsolatos. Mindazonáltal néhány hipotézis általánosságban elfogadottnak tűnik: a vizuális információ domináns, a propiocepció főként az AP irányt befolyásolja, a relatíve alacsony frekvencia oszcillációkat a vestibuláris információ befolyásolja, míg a magasabb frekvenciájú oszcillációkat a propioceptív információk kontrollálják (Giacomini et al. 1998). A frekvencia spektrum analízisünk eredményei felvetik, hogy a vizuális kontroll nem változtatta meg a lengési energiát egyik frekvencia tartományban sem az ironman sportolók esetén, továbbá ezen sportolók ML irányban sokkal stabilabbnak bizonyultak, mint AP irányban, amely magyarázható a kiváló csípő kontrolljukkal (Winter et al. 1996), vagy a magasabb hatékonyságú propiocepciójukkal (Giacomini et al. 1998).

Feltételezzük, az általunk talált különbségek a poszturális kontrollban az ironman-ek magasabb szintű mozgás készségének következményei. A szignifikánsan alacsonyabb energia az összes frekvencia tartományban felveti, hogy az ironman sportolók nemcsak a vizuális, hanem a vestibuláris és propioceptív információkat is hatékonyabban dolgozzák fel.

Meglepő módon az állóképességi verseny csupán enyhe változásokat okozott a lengési útban. Az egyetlen szignifikáns növekedés AP irányban mutatkozott, felvetve a gyengébb egyensúlyt, főként a boka kontrollban (Winter et al. 1996) illetve alátámasztva azt a felvetést miszerint az AP kontrollban a propiocepció játszik fontos szerepet (Giacomini et al. 1998), Ezek a kismértékű változások lehetnek a gyakorlottság következményei (Vuillerme et al. 2000).



Azonban a frekvencia analízis számos szignifikáns változást fedett fel a verseny előtti értékekhez viszonyítva, jelezve, hogy ez a módszer jóval érzékenyebb eszköz a poszturális kontrollban bekövetkezett változások feltárására. Az utóbbi tíz évben a fizikai aktivitás hatása az egyensúlyra a tudományos érdeklődés homlokterébe került. Számos tanulmány igazolta, hogy a fáradás, mely egy tipikus belső perturbációt jelent, megváltoztathatja az poszturális kontroll funkciót. (Nardone et al. 1997; Johnston et al. 1998; Vuillerme et al. 2001a, b; Derave et al. 2001, 2002 ).

Ezen a tanulmányok mindegyike azt találta, hogy az izomfáradás átmeneti destabilizációs hatással bír, azaz növeli a poszturális kilengést. Jóllehet általánosnak tűnik az egyetértés a kimerítő fizikai aktivitás nyugodt állás során a stabilitásra gyakorolt negatív hatására vonatkozólag, azonban ennek a hatásnak a modalitásaival kapcsolatban már nagyobb a bizonytalanság és vitás kérdések is felmerülnek. Továbbá, ezen tanulmányok többsége olyan egészséges, normál alanyokat vizsgált, akik nem vettek részt extrém sport tevékenységben. Így például az izokinetikus fáradást vizsgálták a boka plantár és dorsálflexoraiban, egészséges személyek esetén. (Yaggie and McGregor 2002). Jól ismert, hogy számos fizikai aktivitás által okozott fáradás szignifikánsan befolyásolja a poszturális kontrollt (Nussbaum 2003). A fáradást gyakran jellemzik a csökkent teljesítménnyel, beleértve mind a motoros, mind a szenzoros folyamatokat. A fő oka ezen változásoknak az izomfáradás. Számos adat támasztja alá, hogy a bokára ható izmok fáradása szignifikánsan növeli a poszturális kilengést (Yaggie and McGregor 2002; Vuillerme et al. 2002), és a tartós aktivitás (25 perc futószalagon gyaloglás) szignifikáns emelkedést okoz a kilengésben mind nyitott, mind csukott szemmel 15 perces helyreállási idővel (Nardone et al. 1998). Továbbá az izomfáradás megbontja a láb anterior és poszterior elhelyezkedésű izmai közötti egyensúlyt, azaz a m. rectus femoris és a m. semitendinosus, illetve a paravertebralis izmok közötti egyensúlyt (Nyland et al. 1997). Ez a hatás szintén hozzájárulhat a megnőtt kilengéshez, de további tanulmányok szükségesek ennek igazolására. Néhány tanulmány igazolta, hogy 5 órás kimerítő aktivitás negatívan befolyásolja a kontraktilis tulajdonságokat, az ingerlékenységet (neuromuszkuláris szinten) legalább egy óráig (Millet et al. 2002; Lepers et al. 2002). Ezek az eredmények összecsengnek a mi eredményeinkkel, mert a poszturális változások a verseny után 15-20 perccel voltak szignifikánsak, de megmutatkozott a helyreállási tendencia. Mindazonáltal eltekintve a fáradástól, egyén faktorok is közreműködhetnek a csökkent poszturális stabilitáshoz a fizikai aktivitás után. Leírták, hogy a poszturális kontrollhoz szükséges vizuális információt is befolyásolja a fizikai aktivitás (Derave et al. 2002) és az alanyok kevésbé hatékonyan hasznosítják a vesztibuláris információkat (Lepers et al. 1997). Ezek az eredmények felvetik,

hogy a futás megzavarhatja a poszturális stabilitást feltételezhetően a túlzott fejmozgások révén, mely zavarhatja a vizuális és vesztibuláris központokat. Feltételezik, hogy a szegényesebb egyensúly futószalagon történő futást követően összefüggésben van a vizuális és a szomatoszenzoros információk közti konfliktussal (Hashiba 1998). A rendelkezésre álló szenzoros információk módosulása után az egyén kénytelen újra definiálni, súlyozni a különböző szenzoros információ források szerepét a testhelyzet szabályzásához. Ezért a verseny utáni állapot a poszturális kontroll rendszer efferens pályáira és a központi részeire hatással van. Ritkán veszik számításba a fizikai aktivitást követő egyensúly vizsgálatoknál a belső anyagok mozgását a testen belül, mint például a kardiovaszkuláris rendszerrel kapcsolatosan a vértömeg mozgását minden szívösszehúzóással, illetve a légző mozgásokat, pedig ezek a belső, mozgásban lévő anyagon szintén hozzájárulnak a COM elmozdulásához. Rendelkezésre álló adatok támasztják alá, hogy a légzés szignifikáns információt jelent a poszturális kontroll számára (Bouisset and Duchene 1994). A légzés kilengésre gyakorolt hatása megközelítőleg állandó, a normál légzésszám tartományon belül, pozitív korrelációt mutat a légzési amplitúdóval, jelezve, hogy a koherencia a légzés és a COP között alacsony nyugodt légzés során, de megnő, amint a légzésszám és amplitúdó is nő (Hunter and Kearney 1981; Hodges et al. 2002). A szív ciklus egyensúlyra gyakorolt hatásának vonatkozásában leírták, hogy a COP elmozdulása a szív ciklus alatt 0,5–1 mm (Conforto et al. 2001). Azonban úgy tűnik, hogy a pulzus nem mutat szignifikáns korrelációt a kilengés-mérésekkel (Kincl et al. 2002).

Végül a dehidráció, amely mindig jelen van az ironman triatlon után, szintén negatív hatással van a poszturális kontrollra (Holtzhausen and Noakes 1995; Gauchard et al. 2002).

Mivel mi nem vizsgáltuk a pulzust, légzésszámot, és a kiszáradás mértékét a verseny után, így nem tudjuk meghatározni a fenti paraméterek pontos korrelációját az egyensúllyal. Azonban, feltételezzük, hogy e paraméterek szintén hatással vannak a poszturális kilengésre a versenyt követően. Ennélfogva, van tehát néhány fontos limitáló tényező ebben a tanulmányban, amelyek hiányában nehéz pontosan meghatározni a poszturális kontroll érintettségének okait a verseny után, de felvetjük, hogy a csökkent poszturális kontroll a versenyt követően lehet az izom és neuromuszkuláris fáradás, a szenzoros és központi zavar, a folyadékvesztés és a kardiorespiratórikus változások következménye, miután ezek a hatások valószínűleg egyszerre vannak jelen, és együttes hatásuk határozza meg a kimenetet.

Eredményeink alapján bemutattuk, hogy az állóképességi verseny szignifikánsan befolyásolja az ironman spotolók egyensúlyozási képességét verseny után. Azonban további vizsgálatok szükségesek, melyekben a poszturográfias vizsgálatok kiegészülnek az izom

aktivitás, a szív és légzési frekvencia, a kiszáradás mértékének meghatározásával, hogy jobban megértsük a poszturális kontrollban bekövetkezett változásokat ironman triatlont követően.

## **6.2 Poszturális kontroll fejleszthetősége idős korban**

Az idősokkal végzett tanulmány fő eredménye az volt, hogy azok az idősök, akik a speciális egyensúlyfejlesztő tréningben részt vettek, szignifikáns javulást mutattak a funkcionális teljesítményben és szignifikáns változásokat a poszturográfias paraméterekben, így tehát a tréning szignifikánsan megnövelte a lengési frekvencia energiáját vizuális kontroll nélkül, ML irányban mind az alacsony, mind a közép magas frekvencia tartományban. Az idősök által mutatott szignifikánsan magasabb lengési út mindkét irányban, mindkét vizuális feltétel mellett - a fiatalokéval összehasonlítva - egybecseng a poszturális kontroll jól ismert változásaival (Buchner et al. 1992; Brown et al. 1995; Collins et al. 1995).

Eredményeink összhangban vannak Collins et al. egészséges egyénnel végzett keresztmetszeti tanulmányának eredményeivel, mely szerint az ún. open loop poszturális kontroll – amely rövid intervallum felett működik, feed back nélkül – sokkal instabilabb az idősökben, fiatalokhoz képest. Tehát összességében a rendszer fokozott tendenciát mutat a relatív egyensúlyi ponttól való elsodródásra, vagy elmozdulásra, amely lehet az idősök által adoptált poszturális kontroll stratégia következménye, amely által az idősök megnövelik az izomaktivitást az alsóvégtag ízületei körül (Collins et al. 1995). Loram és Lakie (2002) azonosított egy, a boka forgatónyomatékának bifázisú, ballisztikus-szerű mintáját, (throw and catch - „kimozdulás-elkapás” elmélet) amit ismétlődően használunk a pendulum (inga) pozíciójának kontrolljához. Ez a „kimozdulás elkapás” működés gyorsabb lehet egy merevebb egységben, mert az erőfejlődés egy rugalmas soros elasztikus komponens esetén szükségszerűen lassabb, mint egy rugalmatlanabb sorosan kapcsolt elasztikus komponensnél, így az Achilles ín merevsége szintén hozzájárulhat az idősök megnőtt izomaktivitásához (Onambele et al. 2006). Nagyon fontos itt megjegyezni, hogy a vázizmok erő kifejtése tartalmaz egy zajszerű fluktuációt (De Luca et al. 1982), amely nő az izomaktivitással (Galganski et al. 1993). A megnőtt izomaktivitás az ízületek körül ezért megnőtt zajszerű fluktuációhoz vezethet, ezáltal növelve a rövid-távú poszturális kilengés mennyiségét. Hasonlóan Laughton és mtsai leírták, hogy szignifikánsan nagyobb mértékű poszturális kilengést találtak idősöknél a fiatalokéhoz képest. Az azonban nem ismert, hogy vajon a

megnőtt izomaktivitás járul-e hozzá a megnőtt kilengéshez, vagy a megnőtt izomaktivitással kompenzálják a megnőtt kilengést (Laughton et al., 2003).

Eredményeink szerint a legtöbb változás ML irányban történt. Nashner és McCollum két különböző stratégia meglétét feltételezte, amelyeket akár külön akár kombináltan alkalmaz az idegrendszer, hogy kontrollálja a test tömegközéppont pozícióját saggitális síkban. Előbb a bokastratégia mozdítja a test tömegközéppontot, a testet, mint egyszegmensű inverz ingát a boka körül létrejövő forgatónyomaték által. Ellenben másodsor a csípőstratégia mozgatja a testet, mint kétszegmensű inverz inga, a bokában és a csípőben ellentétes irányú mozgással. Felvetették továbbá, hogy a csípőstratégia figyelhető meg olyan szituációkban ahol a boka forgatónyomaték hatékonysága limitálva van például rugalmas, kicsiny alátámasztási felületeken (Nashner and McCollum 1985). Saggitális síkban, (AP irányban) nyugodt állás során ezt a kontrollt a boka plantarflexorok végzik, míg frontális síkban (ML irányban) a csípő abduktorok-adduktorok végzik. Két lábon álláskor tehát az AP egyensúly teljesen a boka kortoll alatt áll (plantár-dorsalflexorok), míg a ML egyensúly csípőkontroll (abduktor-adduktor) alatt áll (Winter et al. 1996; Williams et al. 1997). Figyelembe véve az EMG aktivitást, oldalirányú kitérések esetén az első aktivált izom a M. Tensor Fasciae Latae, míg AP irányú kibillenés esetén a disztális izmok aktiválódnak először (Henry et al. 1998). Válaszul a hirtelen poszturális kibillentésekre idősek esetén azonban a csípő kontroll prioritását írták le, azaz az idősek a csípőstratégiát részesítik előnyben a bokával szemben (Manchester et al. 1989). Továbbá, az alátámasztási felület szűkítése nagyobb kilengést eredményezett idősekben eltérő EMG és kinematikai mintákkal, fiatalokéval összehasonlítva. Kevert csípő-boka aktivációt figyeltek meg időseknél, míg a fiatalok csupán a boka körüli izmok aktivitásának növelésével alkalmazkodtak a megnőtt poszturális követelményekhez (Amiridis et al. 2003). Így tehát az idős személyek másfajta stratégiát alkalmaznak, amely különbségek magyarázhatják a szignifikáns változásokat ML irányban.

Feltételezéseink szerint a résztvevők jobb egyensúlyi paramétereket mutatnak a tréninget követően. Elvárásainkat alátámasztotta a tény, hogy szignifikáns javulást detektáltunk a TUG teszt értékeiben, mely a funkcionális mobilitással áll összefüggésben. Meglepő módon azonban mind a lengési út, mind a lengési frekvencia energia szignifikánsan nőtt a tréning után, ML irányban.

A közelmúltban számos tanulmány kiemelte a laterális instabilitást, mint az idősek károsodott egyensúly kontrolljának mutatóját (Maki and McIlroy 1996; Maki and McIlroy 1997). Az ironman csoport esetén talált szignifikánsan alacsonyabb lengési energia ML irányban, a normál kontroll csoporthoz képest, függetlenül a vizuális feltételtől felvetette a

magasabb szintű mozgás kontroll lehetőségét a ML irányban. Idősek esetén szintén a ML irány bizonyult sokkal érzékenyebbnek a fizikai aktivitásra, nem az AP irány, noha életkori sajátosságokból adódóan más módon, mint az ironman csoport esetén. Ezek az eredmények összhangban vannak McCleanaghan és mtsai eredményeivel, vagyis AP irányban, a ML irányhoz képest, számos alternatív stratégia létezik, melyek segítségével az egyén le tudja küzdeni az instabilitást, így az életkor-függő különbségek rejtve maradhatnak az alkalmazott kontroll stratégia variációk következtében (McCleanaghan et al. 1995). Ahogyan fent említettem, számos tanulmány felveti, hogy a megnőtt ML kilengés az elesések kockázatának fontos indikátora (Maki et al. 1994; Mitchell et al. 1995). Azonban Laughton és mtsai (2003) azt az említésre méltó eredményt közölték, hogy nem volt szignifikáns különbség a ML kilengésben gyakran eleső és nem eleső idős emberek között. A tréningben résztvevőink szignifikánsan nagyobb ML kilengést mutattak tréning után, csukott szemmel, ellentétben az idős kontroll csoporttal, amely nem jelentheti, hogy a tréningben résztvevők a tréning befejeztével hajlamosabbak lennének az elesésre, mint azok, akik nem vettek részt a tréningben, figyelembe véve a TUG teszt által mutatott javulást is. Sokkal valószínűbb, hogy a tréning hatására javult a ML egyensúly kontrollja és/vagy a résztvevők magabiztossága egyensúly terén, így a résztvevők képessé váltak egy nagyobb szabadságfok kontrolljára a csípő ízületükben. Eredményeink felvetik azt is, hogy akár az open-loop kontrollban megnyilvánuló pozitív változásoknak is tulajdonítható ez a jelenség, vagyis a ML kilengés növekedése a TUG tesztben mutatkozó javulással egyidejűleg, ugyanis a résztvevőknek lehetősége nyílt begyakorolni, esetleg feleleveníteni korábbi életük során elsajátított, esetleg manapság kevésbé használt motoros stratégiákat a kihívást jelentő egyensúlyi helyzetek megoldására. Jól ismert, hogy a poszturális kilengés növekedése nem mindig jelenti a kontroll mechanizmusok leromlását. Tény, hogy a megnőtt kilengés nem egyértelműen utal a poszturális instabilitásra, mivel számos instabil beteg, mint például a Parkinson kórban szenvedők kilengése kisebb, mint a normál (Horak 1997).

Tekintélyes kutatások igazolták, hogy a vizuális információ fontos szerepet játszik az egyensúly kontrolljában: segít fixálni a test térbeli orientációját és vizuális információ hiányában a kilengés nő (Sheldon, 1963), továbbá, a jelenséget megerősítették egészséges idős emberek esetén is (Brooke-Wavell 2002), mely adatokkal a mi eredményeink is egybecsengnek. Következésképpen az idős emberek vizuális információktól való függősége a poszturális kilengés kontrolljában nagyobb, mint a fiatal korosztályé. Ellenben Maki és mtsai (1991) leírták, hogy azok a személyek, akik féltek, hogy elesnek, szignifikánsan gyengébb teljesítményt mutattak,

vagyis kisebb kilengést csukott szemmel a spontán kilengés vizsgálata során, mely alátámasztja a felvetést, hogy a kisebb kilengés nem feltétlen jelent jobb egyensúlyt.

A lengési frekvencia analízise a poszturális kontroll jóval finomabb változásait is felfedte ezúttal is. Golomer és mtsai (1999) szerint az alacsony frekvencia tartomány a vizuális információkhoz kötött, a közepes frekvenciatartomány a vesztibuláris és szomatoszenzoros információkra érzékeny és a magas frekvenciák tükrözik a proprioceptív kontrollt és az izomaktivitást. Eredményeink támogatják azt a felvetést, hogy az alacsony frekvencia a vizuális kontrollal kapcsolatos, mivel a rendelkezésre álló vizuális információ hasznosítását tekintve nem különbözött szignifikánsan a két korcsoport ebben a frekvenciatartományban.

Az egyenesen állás kontrolljának egyik lehetséges befolyásoló tényezője, ha az egyén nem érzi a helyzetét biztonságosnak, azaz csökkent a magabiztossága egyensúly terén. Krafczyk és mtsai (1999) szignifikáns különbséget találtak a lengési frekvencia eloszlásában a közép (különösen 2,3 és 3,3 Hz között) és a magasabb (különösen 4 és 5,3 Hz között) frekvencia tartományokban; az energia spektrum amplitúdója nagyobb volt a fóbiás poszturális vertigóban szenvedő betegek esetén, akik hajlamosak voltak a testtartásukat oly módon kontrollálni, ami egy megnőtt magasabb frekvenciájú - alacsonyabb amplitúdójú kilengést eredményezett. Amely úgy tűnik, megváltozott poszturális kontroll stratégiát tükröz. Mi is elemeztük az adatainkat ezen a frekvencia tartományokban is (3-8Hz), de nem találtunk szignifikáns különbségeket a két csoport között (ezért ezek az adatok nem kerültek közlésre). Carpenter és mtsai megállapították, hogy egészséges felnőttek is alacsonyabb amplitúdójú, magasabb frekvenciájú poszturális kilengést alkalmaztak, amikor magasban elhelyezett platformon álltak, amely szituációt fenyegetett egyensúlyi helyzetnek tekintették. Az egyének a fixálás stratégiáját alkalmazták ebben a szituációban, amely szignifikáns változásokat a kinematikai, kinetikai és EMG paraméterekben foglal magába. Ezek az eredmények felvetik, hogy egy elesés szempontjából fenyegetett szituációban a központi idegrendszer úgy kontrollálja a testtartást, hogy limitálja a COM alátámasztási felületen kívülre kerülésének lehetőségét (Carpenter et al. 1999). Maki és mtsai (1994) beszámoltak róla, hogy azok az alanyok, akik elesésre hajlamosak, egy szignifikánsan alacsonyabb átlag lengési frekvencia energiát mutatnak ML irányban spontán állás során. Ez az eredmény további bizonyítékként szolgál ahhoz a feltételezésünkhöz, miszerint a tréning után mutatott magasabb lengési frekvencia energia ML irányban jobb egyensúlyi teljesítményt tükröz.

Feltételezéseinknek megfelelően, eredményeink szerint a kombinált egyensúlyi tréning pozitív hatással volt a résztvevők egyensúlyi teljesítményére, még ebben a magas

életkorcsoportban is, és különösen fontos kiemelni, hogy a javulás az elesések szempontjából kockázatos ML irányban, vizuális kontroll nélkül mutatkozott meg, azonban lehetséges, hogy eredményeink specifikusak erre a populációtípusra.

Eredményeik a gyakorlati alkalmazhatóság vonatkozásban is jelentősnek bizonyulnak: hiszen az időskori elesések jelentős terhet rónak mind a társadalomra, mind az egyénre, az általunk alkalmazott módszerrel igazoltan befolyásolható az idősek egyensúlya.

## 7. Összefoglalás

A poszturális kontroll a test helyzetének térbeli kontrollálását jelenti két egymástól jól elkülöníthető célnak eleget téve, mint a stabilitás és az orientáció. A poszturális kontroll annak képessége, hogy COM-t az alátámasztási felület felett tartsuk állás és mozgás közben, egy perceptuális-motoros folyamat eredménye, mely magában foglalja a vizuális, szomatoszenzoros és vesztibuláris rendszerekből származó helyzet- és mozgásérzékelést, a szenzoros információk feldolgozását az orientáció és mozgás meghatározásához, és a megfelelő motoros válaszok kiválasztását, melyek fenntartják, vagy visszaállítják a test egyensúlyi helyzetét. A mozgás a szenzoros információ feldolgozással kétféle módon kapcsolódik össze, melyek befolyásolják a motoros viselkedést: feed-back és feed-forward módon.

Kevés tanulmány vizsgálta a sportolók poszturális kontrollját, amelyek többsége olyan sportágak képviselőit vizsgálta ahol speciális egyensúlybéli készségek szükségesek. Az ironman-ek olyan jól edzett sportolók, akik magas szintű jártassággal bírnak úszásban, kerékpározásban és futásban, a sportágra jellemző specifikum az extrém hosszú idejű állóképességi terhelés, átlagosan 9-12 órás intenzív mozgás. Azonban az ironman tréning nem igényel speciális egyensúly gyakorlatokat ezért feltételezhető, hogy az ironman sportolók poszturális kontrollja nem különbözik szignifikánsan más fizikailag aktív egészséges alanyokétól. Jól ismert, hogy az ironman triatlon egy ultra állóképességi verseny, amely szignifikáns változásokat eredményez a különböző élettani paraméterekben.

Az életkor előrehaladtával a megváltozott működésű vesztibuláris, vizuális és szomatoszenzoros rendszerek csökkent, vagy nem megfelelő minőségű feed-backet szolgáltathatnak a poszturális kontroll központoknak. Hasonlóan a végrehajtó izomrendszerben is csökkent lehet a kapacitás, hogy megfelelően válaszoljon a poszturális stabilitást megzavaró hatásokra. Jól ismertek az életkor függő változások a poszturális kontroll stratégiákban. Tekintélyes mennyiségű tanulmány számolt be a megnőtt poszturális kilengésről az életkor előrehaladtával,

Kutatásaink egyrészt arra irányultak, hogy kimutassuk, van-e különbség az ultra állóképességi versenyben résztvevő sportolók poszturális kontrollja és normál kontroll csoporté között illetve, hogy milyen prompt hatása van az ironman triatlonnak a résztvevők poszturális kontrolljára. Feltételeztük, hogy mivel az ironman tréning nem igényel speciális egyensúlyfejlesztő gyakorlatokat, nem találunk majd különbséget a normál fizikai aktivitású csoporttal összevetve.



Másrészt megvizsgáltuk, hogy az idős korosztály poszturális kontrollja miben tér el a fiatal korosztályétól, illetve, hogy a hetvenes-nyolcvanas éveikben járóknál milyen hatása van egy 8 hetes kombinált aerob - egyensúlyfejlesztő - izomerősítő tréningnek az idősök egyensúlyi paramétereire (AP, ML lengés, frekvencia energia). Feltételeztük, hogy a résztvevők jobb egyensúly kontrollt mutatnak majd a tréning után, azaz a kisebb kilengést, mint azok az idősök, akik nem vesznek részt a programban.

Összesen 50 különböző életkorú és állapotú egészséges egyén vett részt a tanulmányban az alábbi megoszlásban: 1. csoport Rendszeresen sportoló fiatal felnőtt (10 fő), 2. csoport Ironman (10 fő), 3. csoport Hallgatók (11fő), 4. csoport Idős tréning (9fő), 5. csoport Idős kontroll (10 fő).

A Centre of Pressure COP elmozdulásának mérése erőmérő platform segítségével elfogadott módszer a poszturális kontroll, vagy egyensúly mérésében. A statikus poszturális stabilitást mértük, egy erőmérő platformon (Stabilometer ZWE-PII) állva 20mp-ig előbb nyitott, majd csukott szemmel. A résztvevők mezítláb, összezárt lábakkal álltak, karjaik lazán a törzs mellett voltak. A nyitott szemmel végzett teszt alatt a résztvevők egy kb. 2 méter távolságban lévő, szemmagasságban elhelyezett célt néztek. Az alaptesztelést követően a 2. csoport esetén az extrém fizikai terhelést (3,8 km úszásból, 180 km kerékpározásból és 42,195 km futás) követően 15 perccel és újabb 5 perc elteltével megismételtük a méréseket a poszturális paraméterek helyreállási jeleinek megfigyelése céljából. A 4. csoport esetén, pedig a 8 hetes tréning periódust (kombinált egyensúlyfejlesztő tréning) követően ismételtük meg a méréseket.

A funkcionális teljesítmény mérésére a 4. csoport esetében a dinamikus egyensúly tesztek közül a Timed Up & Go (TUG) tesztet alkalmaztuk, amely során azt az időtartamot mérjük másodpercben, amelyre egy ülő embernek szüksége van ahhoz, hogy felálljon, majd megkerüljön egy 3 méter távolságban elhelyezett tárgyat és visszaüljön a székére.

A lengési utat számítottuk a mért adatokból, majd a lengési utat mindkét irányban spektrum analízisnek vetettük alá és a gyors Fourier transzformáció segítségével számoltuk 0,1-0,3; 0,3-1; 1-3 Hz tartományokban. A kapott adatokat variancia analízisnek vetettük alá a Statistica program segítségével, hogy összehasonlítsuk a csoportokat és a kísérleti szituációkat. Post hoc összehasonlításkor az LSD tesztet használtuk. A TUG teszt értékelésekor a Student t-tesztet alkalmaztuk a szignifikáns különbség meghatározására. Az adat elemzés során  $p < 0,05$  szignifikancia szintet fogadtunk el.

A vizsgálat első részének fő eredménye az volt, hogy az ironman sportolók szignifikánsan stabilabbak voltak és kevésbé függtek a vizuális információktól, mint a

kontroll csoport tagjai, akik rendszeres fizikai aktivitásban vettek részt. Továbbá az állóképességi verseny szignifikáns növekedést okozott a lengési útban AP irányban, csukott szemmel. A második verseny utáni mérés a poszturális változások mérséklődésének tendenciáját mutatta. A frekvencia analízis szintén feltárt néhány új eredményt, amelyek a lengési út elemzésekor nem voltak szignifikánsak. Így az alacsony frekvencia tartományban szignifikáns különbségek voltak az ironman sportolók esetén az AP és ML lengési energia között mindkét vizuális feltétel esetén, a kontroll csoporttól eltérően. Ez a különbség megfigyelhető ebben a csoportban az összes frekvencia tartományban, csukott szemmel, jelezve a magasabb szintű motoros kontrollt a ML irányban.

Az időkkel végzett tanulmány fő eredménye az volt, hogy azok az idők, akik a speciális egyensúlyfejlesztő tréningben részt vettek, szignifikáns javulást mutattak a funkcionális teljesítményben és szignifikáns változásokat a poszturográfias paraméterekben, így tehát a tréning szignifikánsan megnövelte a lengési frekvencia energiáját vizuális kontroll nélkül, ML irányban mind az alacsony, mind a közép magas frekvencia tartományban.

Eredményeink alapján bemutattuk, hogy az állóképességi verseny szignifikánsan befolyásolja az ironman sportolók egyensúlyozási képességét verseny után. Azonban további vizsgálatok szükségesek, melyekben a poszturográfias vizsgálatok kiegészülnek az izom aktivitás, a szív és légzési frekvencia, a kiszáradás mértékének meghatározásával, hogy jobban megértsük a poszturális kontrollban bekövetkezett változásokat ironman triatlont követően.

Feltételezéseinknek megfelelően, eredményeink alátámasztották, hogy a kombinált egyensúlyi tréning pozitív hatással volt a résztvevők egyensúlyi teljesítményére, még ebben a magas életkorcsoportban is, és különösen fontos kiemelni, hogy a javulás az elesések szempontjából kockázatos ML irányban, vizuális kontroll nélkül mutatkozott meg, azonban lehetséges, hogy eredményeink specifikusak erre a populációtípusra.

Tanulmányunk mindkét részében főként a statikus egyensúly vizsgálatát hangsúlyoztuk, - a dinamikus tesztek közül csupán a TUG tesztet használtuk-, mivel a tanulmány fókuszában a kilengés frekvencia spektrumának vizsgálata állt, melynek segítségével jobb betekintést nyertünk az állás kontrolljának természetébe, illetve pontosabb képet kaptunk a különböző típusú fizikai aktivitások hatására bekövetkezett finom változásokról.

A tanulmány második felének szakmapolitikai jelentőségét az adja, hogy az általunk használt módszerekkel objektíven mérhetőek az egyensúlyfejlesztő tréning hatására bekövetkezett pozitív változások, így a bizonyítékokon alapuló gyógyítás térhódításakor nagy jelentőséggel bír a gyógytornász fizioterapeuta munkájának objektív mérhetősege.

## 8. Irodalomjegyzék

- Amiridis IG, Hatzitaki V, Arabatzi F (2003) Age-induced modifications of static postural control in humans. *Neuroscience Letters* 350:137-140
- Ángyán L, Teczely T, Ángyán Z. (2007) Factors affecting postural stability of healthy young adults. *Acta Phys. Hung.* 94:289-299,.
- Ángyán Lajos Dr. Az emberi test mozgástana - Motoros viselkedés (2005) Motio Pécs
- Brooke-Wavell K, Perret LK, Howarth PA, Haslam RA (2002) Influence of the visual environment on the postural stability in healthy older women. *Gerontology* 48: 293-297
- Brown M, Sinacore DR, Host HH (1995) The relationship of strength to function in the older adult. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 50 A (spec. number):55-59
- Bousset S, Duchene JL (1994) Is body balance more perturbed by respiration in seating than in standing posture? *Neuroreport* 5: 957-960
- Buchner DM, Beresford SA, Larson EB, LaCroix AZ, Wagner EH (1992) Effects of physical activity on health status in older adults. II. Intervention studies. *Annu Rev Public Health* 13:469-488
- Bugnariu N, Sveistrup H (2006) Age-related changes in postural responses to externally- and self-triggered continuous perturbations. *Archives of Gerontology and Geriatrics* 42:73-89
- Campbell AJ, Borri MJ, Spears GF (1989) Risk factors for falls in a community-based prospective study of people 70 years and older. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 44:112-117
- Carpenter MG, Frank JS, Silcher CP (1999) Surface height effects on postural control: a hypothesis for a stiffness strategy for stance. *J Vestib Res* 9:277-286
- Carpenter MG, Frank JS, Silcher CP, Peysar GW (2001) The influence of postural threat on the control of upright stance. *Exp Brain Res* 138:210-218
- Collins JJ, De Luca CJ, Burrows A, Lipsitz LA (1995) Age-related changes in open-loop and closed-loop postural control mechanisms. *Exp Brain Res* 104:480-492
- Conforto S, Schmid M, Camomilla V, D'Alessio T, Cappozzo A (2001) Hemodynamics as a possible internal mechanical disturbance to balance. *Gait & Posture* 14: 28-35
- De Luca CJ, LeFever LS, McCue MP, Xenakis LA (1982) Control scheme governing concurrently active human motor units during voluntary contractions. *J Physiol (London)* 329:129-142
- Derave W, De Clercq D, Bouckaert J, Pannier J-L (2001) The influence of exercise and dehydration on postural stability. *Ergonomics* 41: 782-789

- Derave W, Tombeux N, Cottyn J, Pannier J-L, De Clercq D (2002) Treadmill exercise negatively affects visual contribution to static postural stability. *Int J Sports Med* 23: 44-49
- Dietz V (1992) Human neuronal control of automatic functional movements: interaction between central programs and afferent input. *Physiol Rev* 72: 33-69
- Douglas PS, O'Toole ML, Hiller WD, Hackney K, Reichek N (1987) Cardiac fatigue after prolonged exercise. *Circulation* 76: 1206-1213
- Douglas PS, O'Toole ML, Katz SE (1998) Prolonged exercise alters cardiac chronotropic responsiveness in endurance athletes. *J Sports Med Phys Fitness* 38: 158-163
- Fujita T, Nakamura S, Ohue M, Fujii Y, Miyauchi A, Takagi Y, Tsugeno H (2005) Effect of age on body sway assessed by computerised posturography. *J of Bone and Mineral Metabolism* 23:152-156
- Galganski ME, Fuglewand AJ, Enoka RM (1993) Reduced control of motor output in a human hand muscle of elderly subjects during submaximal contractions. *J Neurophysiol* 69:2108-2115
- Gauchard GS, Gangloff P, Vouriot A, Mallie JP, Perrin PP (2002) Effects of exercise-induced fatigue with and without hydration on static postural control in adult human subjects. *Int J Neurosci* 112: 1191-1206
- Giacomini PG, Sorace F, Magrini A, Alessandrini M (1998) Alterations in postural control: the use of spectral analysis in stability measurement. *Acta Otolaryngol Ital* 18: 83-87
- Ginsburg GS, O'Toole M, Rimm E, Douglas PS, Rifai N (2001) Gender differences in exercise-induced changes in sex hormone levels and lipid peroxidation in athletes participating in the Hawaii Ironman triathlon. *Ginsburg-gender and exercise-induced lipid peroxidation. Clin Chim Acta* 305: 131-139
- Golomer E, Cremieux J, Dupui P, Isableu B, Ohlmann T (1999) Visual contribution to self-induced body sway frequencies and visual perception of male professional dancers. *Neurosci Lett* 267:189-192
- Golomer E, Dupui P, Monod H (1997) Sex-linked differences in equilibrium reactions among adolescents performing complex sensorimotor tasks. *J Physiol (Paris)* 91: 49-55
- Golomer E, Dupui P, Sereni P, Monod H (1999) The contribution of vision in dynamic spontaneous sways of male classical dancers according to student or professional level. *J Physiol (Paris)* 93: 233-237
- Hashiba M (1998) Transient change in standing posture after linear treadmill locomotion. *Jpn J Physiol* 48: 499-504

- Henry SM, Fung J, Horak FB (1998) Control of stance during lateral and anterior/posterior surface translations. *IEEE Trans Rehabil Eng* 6:32-42
- Hodges PW, Gurfinkel VS, Brumagne S, Smith TC, Cordo PC (2002) Coexistence of stability and mobility in postural control: evidence from postural compensation for respiration. *Exp Brain Res* 144: 293-302
- Holtzhausen LM, Noakes TD (1995) The prevalence and significance of post- exercise (postural) hypotension in ultramarathon runners. *Med Sci Sports Exerc* 27: 1595-1601
- Horak FB (1997) Clinical assessment of balance disorders. *Gait and Posture* 6:76-84
- Hue OA, Seynnes O, Ledrole D, Colson SS, Bernard PL (2004) Effects of a physical activity program on postural stability in older people. *Aging Clin Exp Res* 16:356-362
- Hunter IW, Kearney RE (1981) Respiratory components of human postural sway. *Neurosci Lett* 25: 155-159
- Johnston RB, Howard ME, Cawley PW, Losse GM (1998) Effect of lower extremity muscular fatigue on motor control performance. *Med Sci Sports Exerc* 30: 1703-1707
- Judge JO (2003) Balance training to maintain mobility and prevent disability. *Am J Prev Med* 25:150-156
- Judge JO, Lindsey C, Underwood M, Winsemius D (1993) Balance improvements in older women: effects of exercise training. *Phys Ther* 73:254-262
- Judge JO, Whiple RH, Wolfson LI (1994) Effects of resistive and balance exercises on isokinetic strength in older persons. *J Am Geriatr Soc* 42:937-946
- Kincl LD, Bhattacharya A, Succop P, Clark CS (2002) Postural sway measurements: a potential safety monitoring technique for workers wearing personal protective equipment. *Appl Occup Environ Hyg* 17: 256-266
- Kohen-Raz R, Himmelfarb M, Tzur S, Kohen-Raz A, Shub Y (1996) An initial evaluation of work fatigue and circadian changes as assessed by multiplate posturography. *Percept Mot Skills* 82: 547-557
- Krafczyk S, Schlamp V, Dietrich M, Haberhauer P, Brandt T (1999) Increased body sway at 3.5 - 8 Hz in patients with phobic postural vertigo. *Neuroscience Letters* 259:149-152
- Laughton CA, Slavin M, Katdare K, Nolan L, Bean JF, Kerrigan DC, Phillips E, Lipsitz LA, Collins J (2003) Aging muscle activity, and balance control: physiologic changes associated with balance impairment. *Gait and Posture* 18:101-108
- Laursen PB, Rhodes EC, Langill RH, McKenzie DC, Taunton JE (2002) Relationship of exercise test variables to cycling performance in an ironman triathlon. *Eur J Appl Physiol* 87: 433-440
- Lepers R, Bigard AX, Diard JP, Gouteyron JF, Guezennec CY (1997) Posture control after prolonged exercise. *Eur J Appl Physiol* 76: 55-61

- Lepers R, Maffiuletti NA, Rochette L, Brugniaux J, Millet GY (2002) Neuromuscular fatigue during a long-duration cycling exercise. *J Appl Physiol* 92: 1487-1493
- Loram ID, Lakie M (2002) Human balancing of an inverted pendulum: position control by small, ballistic-like throw and catch movements. *J Physiol* 540:1111-1124
- Lord SR, Ward JA, Williams P, Anstey K (1994) Physiological factors associated with falls in older community-dwelling women. *J Am Geriatr Soc* 42:1110-1117
- Maki BE, Holliday PJ, Topper AK (1994) A prospective study of postural balance and risk of falling in an ambulatory and independent elderly population. *J Gerontol Med Sci* 49:M72-84
- Maki BE, Holliday PJ, Topper AK (1991) Fear of falling and postural performance in elderly. *J Gerontol* 46:M123-131
- Maki BE, McIlroy WE (1996) Postural control in the older adult. *Clin Geriatr Med* 12:635-658
- Maki BE, McIlroy WE (1997) The role of limb movements in maintaining upright stance: the "change-in-support" strategy. *Phys Ther* 77:488-507
- Manchester D, Wollacott M, Zederbauer-hylton N, Marin O (1989) Visual, vestibular and somatosensory contributions to balance control in older adult. *J Gerontol Med Sci* 44:M118-M127
- Mazzeo RS, Cavanagh P, Evans WJ, Fiatarone M, Hagberg J, McAuley E, Startzell J (1998) ACSM position stand on exercise and physical activity for older adults. *Med Sci Sports Exerc* 30:992-1008
- McCleaghan BA, Williams HG, Dickerson J, Dwoda M, Thombs L, Eleazer P (1995) Spectral characteristics of aging postural control. *Gait and Posture* 3:123-131
- Millet GY, Lepers R, Maffiuletti N, Babault N, Martin V, Lattier G (2002) Alterations of neuromuscular function after an ultramarathon. *J Appl Physiol* 92: 486-492
- Mitchell SL, Collins JJ, De Luca CJ, Burrows A, Lipsitz LA (1995) Open-loop and closed-loop postural control mechanisms in Parkinson's disease: increased mediolateral activity during quiet standing. *Neurosci Lett* 197:133-136
- Nardone A, Tarantola A, Giordano A, Schieppati M (1997) Fatigue effects on body balance. *EEG Clin Neurophysiol* 105: 309-320
- Nardone A, Tarantola J, Galante M, Schieppati M (1998) Time course of stabilometric changes after a strenuous treadmill exercise. *Arch Phys Med Rehabil* 79: 920-924
- Nashner L, McCollum G (1985) The organisation of human postural movements: a formal basis and experimental synthesis. *Behav Brain Sci* 8:135-172

- Nussbaum MA (2003) Postural stability is compromised by fatiguing overhead work. *AIHA Journal* 64: 56-61
- Nyland JA, Shapiro R, Caborn DN, Nitz AJ, Malone TR. (1997) The effect of quadriceps femoris, hamstring, and placebo eccentric fatigue on knee and ankle dynamics during crossover cutting. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1997 Mar;25(3):171-84.
- Onambele GL, Narici MV, Maganaris CN (2006) Calf muscle-tendon properties and postural balance in old age. *J Appl Physiol* 100:2048-2056
- Oppenheim U, Kohen-Raz R, Alex D, Kohen-Raz A, Azarya M (1999) Postural characteristic of diabetic neuropathy. *Diabetes Care* 22: 328-332
- Rifai N, Douglas PS, O'Toole M, Rimm E, Ginsburg GS (1999) Cardiac Troponin T and I, Electrocardiographic wall motion analyses, and ejection fractions in athletes participating in the Hawaii Ironman Triathlon. *Am J Cardiol* 83: 1085-1089
- Schmidt RA (1975) A schema theory of discrete motor skill learning. *Psychol Rev* 82:225-260
- Schieppati M, Hugon M, Grasso M, Nardone A, Galante M (1994) The limits of equilibrium in young and elderly normal subjects and in Parkinsonians. *Electroenceph Clin Neurophysiol* 93: 286-298
- Sheldon JH (1963) The effect of age on the control of sway. *Gerontol Clin (Basel)* 5:129-138
- Vuillerme N, Danion F, Forestier N, Nougier V (2002) Postural sway under muscle vibration and muscle fatigue in humans. *Neurosci Lett* 333: 131-135
- Vuillerme N, Danion F, Marin L, Boyadjian A, Prieur J, Weise I, Nougier V (2001) The effect of expertise in gymnastics on postural control. *Neurosci Lett* 303: 83-86
- Vuillerme N, Nougier V, Prieur J (2001) Can vision compensate for a lower limbs muscular fatigue for controlling posture in humans? *Neurosci Lett* 308: 103-106
- Vuillerme N, Nougier V, Teasdale N (2000) Effects of reaction time task on postural control in humans. *Neurosci Lett* 291: 77-80
- Whiple RH, Wolfson RI, Amerman PM (1987) The relationship of knee and ankle weakness to falls in nursing home residents: an isokinetic study. *J Am Geriatr Soc* 35:13-20
- Whyte G, Lumley S, George K, Gates P, Sharma S, Prased K, McKenna WJ (2000) Physiological profile and predictors of cycling performance in ultra-endurance triathletes. *J Sports Med Phys Fitness* 40: 103-109
- Williams HG, McCleanaghan BA, Dickerson J (1997) Spectral characteristic of postural control in elderly individuals. *Arch Phys Med Rehabil* 78:737-744
- Winter DA, Prince F, Frank JS, Powell C, Zabjek KF (1996) Unified theory regarding A-P and M-L balance in quiet stance. *J Neurophysiol* 75:2334-2343

Wolfson R, Judge J, Whipple R, King M (2005) Strength is a major factor in balance, gait, and the occurrence of falls. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 50A:64-67

Yaggie JA, McGregor SJ (2002) Effects of isokinetic ankle fatigue on the maintenance of balance and postural limits. *Arch Phys Med Rehabil* 83: 224-228

Yarasheski KE (2003) Exercise, aging, and muscle protein metabolism. *J Gerontol* 58 A:918-922



## Az értekezés alapjául szolgáló publikációk és kongresszusi előadások

### Eredeti közlemények:

**Nagy Edit**, Fehérné Kiss Anna A poszturális kontroll fejleszthetősége idős korban *Magyar Orvos* 2007 XV évf. 2007/11, 28-32

**Nagy Edit**, Fehér-Kiss Anna, Barnai Maria, Domjan-Preszner Andrea, Angyan Lajos, Horvath Gyöngyi Postural control in elderly subjects participating in balance training *European Journal of Applied Physiology* 2007 May;100(1):97-104. Epub 2007 Feb 28. Impact factor: 1.6

**Nagy Edit**, Toth Kalman, Janositz Gabor, Kovacs Gyula, Fehér-Kiss Anna, Angyan Lajos, Horvath Gyöngyi. Postural control in athletes participating in ironman triathlon. *European Journal of Applied Physiology* 92: 407-414, 2004. Impact factor: 1,33

**Nagy Edit**, Tóth Kálmán, Janositz Gábor, Kovács Gyula, Fehérné Kiss Anna, Horváth Gyöngyi Az ironman triatlon hatása a testtartás kontrollra / The effect of ironman triathlon on postural control. *Magyar Sporttudományi Szemle* 2/3: 43-47, 2004.

### Kongresszusi abstractok:

**Nagy E.**, Fehérné Kiss A., Horváth Gy.: A poszturális kontroll jellegzetességei idős korban / Postural control characteristics in elderly persons. *Magyar Élettani Társaság LXIX. Vándorgyűlése* 2005. június 2-4, Budapest Hungary

**Nagy E.**, Domján-Preszner A., Fehér-Kiss A., Horváth Gy. The effect of physical training on postural control. *5th Mediterranean Congress of Physical & Rehabilitation Medicine* September 30 October 04. 2004, Antalya, Turkey

**Nagy E.**, Fehérné Kiss A., Horváth Gy. Az egyensúlyfejlesztés lehetőségei idős korban. *Magyar Gerontológiai Társaság Kongresszusa*, Szeged 2004. március 26-27.

**Nagy E.**, Fehérné Kiss A., Mátyás R., Őr A., Horváth Gy. Aerob tréning hatása az idős emberek egyensúlyi paramétereire. *A Magyar Gyógytornászok Társasága IV. Kongresszusa*, Keszthely 2003. október 16-17-18.

**Nagy E.**, Tóth K., Kovács Gy., Janositz G., Fehérné Kiss A., Horváth Gy. Az ironman triatlon hatása a testtartás kontrollra. *IV. Országos Sporttudományi Kongresszus*, Szombathely, 2003. október 17-18.

Fehér Kiss A., **Nagy E.**, Horvath Gy: The Spectral Analysis Of Sway In Hemiparetic Patients. *2nd World Congress of International Society of Physical and Rehabilitation Medicine*, 18-22 May 2003, Prague, Czech Republic

**Nagy E.**, Toth K., Kovacs Gy., Janositz G., Horvath Gy., Fehérné Kiss A.: Effect of endurance race on motor control performance of ironman. *European Congress of Sport Medicine* 14-16 May 2003 Hasselt, Belgium

**Nagy E.**, Horvath Gy., Fehérné Kiss A.: Postural control after short-lasting extensive dynamic training. *International Congress and Exhibition of CSP*, 10-13 Oct. 2002 Birmingham, UK

Laluskáné Ritz J., **Nagy E.** Ápolók és gyógytornászok együttműködése a gondozottak rehabilitációjában a minőségirányítási rendszer tükrében. *Együtt-Működés I. Regionális rehabilitációs kongresszus Szeged* 2002 okt.24-25

Toth K., Kovacs Gy., Janositz G., Horvat Gy., **Nagy E.**: Controlling posture in humans: How and why does it change respectively monitoring the time-course effect of extensive dynamic training. *4<sup>th</sup> CEOC (Central European Orthopaedic Congress)* 29 May - 01 June, 2002 Cavtat/Dubrovnik, Croatia

**Nagy E.**, Toth K., Kovacs G., Janositz G., Horvath G.: The time-course effect of extensive dynamic training on controlling posture in humans. *XXVII. FIMS World Congress of Sport Medicine* June 5-9, 2002 Budapest, Hungary

## Egyéb közlemények kongresszusi előadások

### Eredeti közlemények:

Horvath G, Kekesi G, **Nagy E**, Benedek G. The role of TRPV1 receptors in the antinociceptive effect of anandamide at spinal level. *Pain*. 134 (2008) 277-284

**Nagy E.**, Feher-Kiss A., Prezenszki B., Varkonyi T. The characteristics of postural control in patients with type II diabetes *International Journal of Rehabilitation Research 30 Suppl. 1 79-80 August 2007*

Feher-Kiss A., **Nagy E.**, Horvath Gy Trunk assessment in weight bearing positions under normal and pathological conditions *International Journal of Rehabilitation Research 30 Suppl. 1 64-65 August 2007*

**Nagy E.**, Fehérné Kiss A.: Neurális plaszticitás és a Bobath szemlélet *Mozgásterápia 2 7-9 2006*

Barnai M., **Nagy E.**, Rázsó K., Domján A., Horváth Gy.: Az akaratlagos apnoe idő változása az életkor és a fizikai kondíció függvényében *Mozgásterápia 2 10-15 2006*

**Nagy Edit**: Az ICF modellje (beszámoló, és fordítás) *Mozgásterápia 2 24-27 2006*

Barnai M., Domján A., Varga J., Somfay A., **Nagy E.**, Horváth Gy. *Exercise capacity of the 80 age-old people. microCAD: 1-6, 2006.*

Csoka I., Csanyi E., Zapantis G., **Nagy E.**, Feher-Kiss A., Horvath G., Blazso G., Eros I. In vitro and in vivo percutaneous absorption of topical dosage forms: case studies. *Int. J. Pharm.*; 291: 11-9, 2005.

**Nagy Edit** A funkcionális egyensúly vizsgálata egészséges felnőtteken *Mozgásterápia 4:13-17, 2002.*

### Kongresszusi absztraktok

**Nagy Edit**, Fehérné Kiss Anna: Plaszticitás, mint a motoros tanulás alapja és a Bobath szemlélet, *Orvosi Rehabilitáció és Fizikális Medicina Magyarországi Társasága XXVII. Vándorgyűlése Budapest, 2008. szeptember 4-6.*

Fehérné Kiss Anna **Nagy Edit**: A motoros tanulás, mint a plaszticitás egyik formája és a Bobath szemlélet *Orvosi Rehabilitáció és Fizikális Medicina Magyarországi Társasága XXVII. Vándorgyűlése Budapest, 2008. szeptember 4-6.*

**Nagy E.**, Feher Kiss A., Horvath Gy., Barnai M., Varkonyi T.: The characteristics of the postural control in patients with type 2 diabetes *World Congress of Physical Therapy 2-6 June 2007, Vancouver, Canada*

Feher Kiss A., **Nagy E.**, Barnai M. , Varkonyi T., Horvath Gy.: Connection between postural control and sensory neuropathy in patients with type 1 diabetes *World Congress of Physical Therapy 2-6 June 2007, Vancouver, Canada*

Bornemisza E. , Domjan-Preszner A., Barnai M., **Nagy E.**, Horvath Gy.: Sacroiliac joint pain and the weight-bearing *6<sup>th</sup> Mediterranean Congress of PRM 18- 21 October 2006, Vilamoura, Algarve, Portugal.*

- Nagy E.**, Kiss-Feher A., Domjan-Preszner A., Bornemisza E., Horvath Gy.: The effect of type 1 diabetes on the postural control *6<sup>th</sup> Mediterranean Congress of PRM* 18- 21, October 2006, Vilamoura, Algarve, Portugal.
- Domjan-Preszner A., **Nagy E.**, Bornemisza E., Horvath Gy.: The effect of PNF training on postural control – Case report *6<sup>th</sup> Mediterranean Congress of PRM* 18- 21 October 2006, Vilamoura, Algarve, Portugal.
- Nagy E.**, Fehérné Kiss A., Várkonyi T., Lengyel Cs., Horváth Gy.: A poszturális kontroll jellegzetességei I típusú diabetes mellitus esetén /The characteristics of the postural control in patients with type I diabetes *Magyar Élettani Társaság LXX. Vándorgyűlése* 2006. június 7-9. Szeged, Hungary
- Bornemisza É., Presznerné Domján A., Barnai M., **Nagy E.**, Horváth Gyöngyi: A medence aszimmetriák és a súlyviselés *Magyar Élettani Társaság LXX. Vándorgyűlése* Szeged 2006. június 7-9.
- Barnai M., Várhelyi G., **Nagy E.** A helyreállási időt befolyásoló tényezők *Magyar Élettani Társaság LXX. Vándorgyűlése* Szeged 2006. június 7-9.
- Bornemisza É., Presznerné Domján A., Barnai M., **Nagy E.**: A medence aszimmetriák és a súlyviselés *SZTE EFK 15 éves jubileumi kongresszus* Szeged 2006 április 27-28
- Nagy E.**, Fehérné Kiss A.: Plaszticitás – plaszticitás! *SZTE EFK 15 éves jubileumi kongresszus* Szeged 2006 április 27-28
- Fehérné Kiss A., **Nagy E.**: Spaszticitás – Spaszticitás? *SZTE EFK 15 éves jubileumi kongresszus* Szeged 2006 április 27-28
- Barnai M., **Nagy E.**, Rázsó K., Domján A., Horváth Gy.: Az akaratlagos apnoe idő és a fizikai teljesítmény összefüggései *SZTE EFK 15 éves jubileumi kongresszus* Szeged 2006 április 27-28
- Bornemisza É., **Nagy E.**, Goda A., Kálmán G.: A blokkolt térdízület hatása a fékezőerőkre és a térdízületi szögváltozásokra a járás támaszkodási fázisában *SZTE EFK 15 éves jubileumi kongresszus* Szeged 2006 április 27-28
- Presznerné Domján A., Laluska J., Liska B., **Nagy E.**: PNF technikák alkalmazása az egyensúly fejlesztésére – esetismertetés *SZTE EFK 15 éves jubileumi kongresszus* Szeged 2006 április 27-28
- Fehérné Kiss A., **Nagy E.**, Horvath Gy.: Trunk elongation and shortening during weight bearing in standing in healthy and hemiparetic individuals. *Evidence for Stroke Rehabilitation Conference* 26-28 April 2006, Göteborg, Sweden,
- Barnai M., Domján A., Varga J., Somfay A., **Nagy E.**, Horváth Gy.: Exercise capacity of the 80 age-old people. *microCAD 2006 International Scientific Conference* 2006. márc.16-17, Miskolc, Hungary
- Nagy E.**, Fehérné Kiss A. Agyi plaszticitás és a Bobath szemlélet – nemcsak neurológiai területen dolgozóknak. *A Magyar Gyógytornászok Társasága V. Kongresszusa* Sopron 2005. november 17-19.
- Bornemisza É., **Nagy E.**, Prezenszki B., Goda A. Járáselemzés I. A járás sebességének hatása a normál járás kinetikájára, kinematikájára a támaszkodási fázisban. *A Magyar Gyógytornászok Társasága V. Kongresszusa* Sopron 2005. november 17-19.
- Bornemisza É., **Nagy E.**, Kálmán G., Temesi A. Járáselemzés II. A blokkolt térdízület hatása a járás kinetikájára, kinematikájára a támaszkodási fázisban. *A Magyar Gyógytornászok Társasága V. Kongresszusa* Sopron 2005. november 17-19.
- Nagy E.**, Bornemisza É., Gelányi L., Bódi I., Gellai N. Járáselemzés III. Patológiás járás kinetikája, kinematikája a támaszkodási fázisban – esetelemzés *A Magyar Gyógytornászok Társasága V. Kongresszusa* Sopron 2005 november 17-19.

- Fehérné Kiss A., **Nagy E.**, Horváth Gy.: Minőség és mennyiség a hemiparetikus betegek vizsgálatában. A *Magyar Gyógytornászok Társasága V. Kongresszusa* Sopron 2005. november 17-19.
- Fehérné Kiss A., **Nagy E.**, Horváth Gy.: Trunk alignment changes during weight shifting in patients with hemiparesis. *21<sup>st</sup> Annual General Meeting of IBITA* September 9 - 11, 2005 Leeds, UK
- Fehér-Kiss A., **Nagy E.**, Horváth Gy.: Measuring of the quality of weight bearing in patients with hemiparesis. *Mediterranean Congress of Physical & Rehabilitation Medicine*, September. 30 October 04 2004 Antalya, Turkey
- Danka K., Várkonyi T., **Nagy E.** Horváth Gyöngyi I-es típusú diabéteszes betegek statikus egyensúlyának vizsgálata. A *Magyar Gyógytornászok Társasága IV. Kongresszusa*, Keszthely 2003. október 16-17-18.
- Halász K., Váró A., Sipka R., **Nagy E.**, Horváth Gy. Az artéria carotis interna jelentős szűkületének hatása a statikus egyensúlyra. A *Magyar Gyógytornászok Társasága IV. Kongresszusa*, Keszthely 2003. október 16-17-18.
- Fehérné Kiss A., **Nagy E.**, Varga M.: A Bobath koncepció helyzete a magyar fizioterápiában. *MGYT Neurológiai munkacsoport tudományos ülése* Budapest 2003. március 28.
- Nagy E. A functional reach test jelentősége a gyógytornász munkájában. *SZAB Tudományos Ülése*. Szeged Február 19. 2002.

Edit Nagy · Kalman Toth · Gabor Janositz  
Gyula Kovacs · Anna Feher-Kiss · Lajos Angyan  
Gyöngyi Horvath

## Postural control in athletes participating in an ironman triathlon

Accepted: 28 April 2004 / Published online: 17 June 2004  
© Springer-Verlag 2004

**Abstract** We studied the degree of dependence on vision of static postural control among ten male adult ironmen and ten healthy subjects (firemen, control group) who took part in regular physical activity, and the perturbations of equilibrium after prolonged exercise in ironmen. Static postural stability was measured during standing on a single-force platform alternating between eyes open and eyes closed. First, body sway was analysed on a force plate in both groups, and the athletes then took part in an ironman triathlon. The measurement was repeated after the race. The sway in both directions was subjected to spectral analysis. The frequency spectrum of the platform oscillations was calculated by fast Fourier transformation in the intervals 0–0.3, 0.3–1 and 1–3 Hz. The sway path in both directions and the total path were significantly lower in the ironmen than in the control group without vision, and the absence of visual control caused a significant increase in sway in both directions in the control group, but not in the ironmen. The frequency analysis revealed a higher level of stability in the medio-lateral direction with closed eyes. The

endurance race caused increases in both the total sway path only with closed eyes, and these changes were significant at higher frequency bands. These results indicate that ironmen are more stable and less dependent on vision for postural control than the control subjects, and the prolonged stimulation of the proprioceptive, vestibular and visual inputs in the endurance race causes a significant disturbance in postural control.

**Keywords** Fatigue · Exercise · Human · Postural sway · Triathlon

### Introduction

The motor control of the body is dependent upon visual, vestibular and proprioceptive feedback, and the reflexive and voluntary muscle responses (Isableu et al. 1997; Johnston et al. 1998). The balance is actively controlled by the central nervous system (CNS), which calls into action the various relevant postural muscles, as and when needed (Nardone et al. 1990). During a quiet stance, little activity is normally required on the part of the postural muscles (Schieppati et al. 1994), thanks to the ability of the CNS to anticipate minimal body destabilisation. Accordingly, when any of these inputs is defective, the body sway increases and the muscle activity increases concurrently, in order to maintain balance (Dietz 1992). Apart from the role of possible alterations in the sensory inputs, some information exists as to other causes that may affect the control of body balance under specific physiological conditions.

Only a few studies have reported the postural control of sportsmen, and most of these studied sportsmen who needed special skills in balance control. Thus, it has been observed that professional dancers and gymnasts are significantly more stable and less dependent on vision for postural control than untrained subjects (Golomer et al. 1999; Vuillerme et al. 2001a). Nevertheless, gymnasts are particularly less dependent on visual cues than

---

E. Nagy · A. Feher-Kiss · G. Horvath (✉)  
Department of Physiotherapy,  
Faculty of Health Science,  
University of Szeged, Temesvari krt. 31,  
6726 Szeged, Hungary  
E-mail: horvath@phys.szote.u-szeged.hu  
Tel.: +36-62-544-971  
Fax: +36-62-545-842

K. Toth · G. Janositz · G. Kovacs  
Department of Orthopedics,  
Jozsef Hollos County Hospital,  
Kecskemet, Hungary

G. Horvath  
Department of Physiology,  
Faculty of Medicine,  
University of Szeged, P.O. Box 427,  
6701 Szeged, Hungary

L. Angyan  
Institute of Human Movement Sciences,  
Medical School, University of Pécs,  
Pécs, Hungary

other sportsmen for maintaining balance in challenging postures. These results suggest that gymnasts and dancers can switch between visual and other sensory systems more efficiently, or they have a more sensitive sensory system as compared with other sports experts. However, both dancers and gymnasts have special skills, and their training develops proprioception so as to reduce the dependence on vision for postural control (Golomer et al. 1999; Vuillerme et al. 2001a, b). Ironmen are well-trained sportsmen who have a high level of practice in running, cycling and swimming. However, ironman training does not require special practice in balance, and therefore it might be supposed that ironmen do not differ significantly in postural control compared with healthy, physically active subjects. The first goal of the study, therefore, was to compare the postural control of ironmen with that of healthy subjects who partook in regular physical activity.

It is well known that the ironman triathlon is an ultra-endurance race, which causes significant changes in various physiological parameters. In fact, the rare experiments in which fatigue was induced by an ironman triathlon, a highly exhausting exercise for the whole body, studied cardiovascular alterations (Holtzhausen and Noakes 1995; Douglas et al. 1987, 1998; Rifai et al. 1999; Whyte et al. 2000), endocrine effects (Ginsburg et al. 2001), and energetic aspects (Laursen et al. 2002) only. Therefore, the second aim of our experiment was to examine postural control after an ironman triathlon race. For this purpose, we tested the changes in postural sway path and frequency oscillation that may be observed after the triathlon.

## Methods

### Subjects

Ten healthy subjects (control group) and ten ironmen were enrolled in the study. The control subjects were firemen who participated in different forms of physical activity (running, playing football) at least three times per week, but none were professional athletes. All the subjects gave their informed consent prior to participation in the study. We declare that the experiments comply with the current laws of our country.

### Experimental procedure

Static postural stability was measured during standing on a single-force platform (Stabilometer, ZWE-PII) for 20-s periods. The platform allowed measurement of the displacement of the centre of foot pressure (sway path). Signals were amplified and sampled at 16 Hz via an analog-to-digital converter. Posturography was performed alternately with the eyes open (EO) and then with the eyes closed (EC), always starting with EO. During the EO test, the subject looked at a fixed

eye-level target at a distance of approximately 2 m. The subjects stood barefoot, with the feet positioned side by side with no space between them, and they were instructed to minimise postural sway. After the initial balance testing (pretest), the athletes took part in an ironman triathlon (3.8 km swimming, 180 km cycling and 42.195 km running; duration, 9–12 h). At the end of the race, all the ironmen reported a feeling of dizziness. Accordingly, the after-exercise series of trials on the stabilometric platform began about 15 min from the end of the exercise (post-test 1) and was repeated 5 min later (post-test 2). Since the control group did not take part in the race, they gave only baseline values (pre-test). The second determination after the race (post-test 2) was performed to observe signs of recovery in the postural sway parameters.

### Data analysis

The first 4 s of the 20-s time series was regarded as an adaptation period and was discarded from the data analysis after the filtering processes. The data were low-pass filtered at 10 Hz, since most of the power of the signal was below 2 Hz (Soames and Atha 1982). The sway path in both directions (anterior–posterior, A/P; medio–lateral, M/L) and the total length of the sway were calculated via the formulae:

$$\text{Sway path} = \sum_{i=1}^{n-1} \sqrt{\{s_x(i+1) - s_x(i)\}^2}$$

and:

Total path

$$= \sum_{i=1}^{n-1} \sqrt{\{s_x(i+1) - s_x(i)\}^2 + \{s_y(i+1) - s_y(i)\}^2}$$

where  $n$  is the total number of samples,  $i$  is the sample number,  $s_y$  is the A/P sway and  $s_x$  is the lateral displacement of the centre of pressure. These parameters reflect the amount of activity required to maintain stability.

The sway in both directions was subjected to spectral analysis. The frequency spectrum of the platform oscillations was calculated from 0 to 3 Hz by fast Fourier transformation. The postural performance was calculated from the power spectrum in the intervals 0–0.3, 0.3–1 and 1–3 Hz. This method is a modification of the spectral analysis methods of Golomer et al. (1994) and Openheim et al. (1999). These results suggest that the low-frequency band is linked with visual control, the middle-frequency band is sensitive to vestibular and somatosensory information, and the high frequencies reflect the proprioceptive control and the muscle activity (Golomer et al. 1999). A decrease in this averaged mean power indicates an increase in postural stability. All the data were subjected to appropriate analysis of variance

in order to make comparisons between the groups and the experimental situations, which constituted the independent variables. In the first experiment, a three-factor analysis of variance was used and the factors were sway direction, subject type and visual condition. In the second analysis, the factors were sway direction, visual condition and time. The post-hoc test was the least significant difference multiple comparisons test. A 0.05 level of significance was adopted throughout the data analysis.

## Results

The age [controls, 33 (1.3); ironmen, 33 (2.4) years], body mass [controls, 78 (2.8); ironmen, 74 (2.3) kg] and body height [controls, 175 (1.5); ironmen, 175 (2.2) cm] did not differ significantly between the two groups.

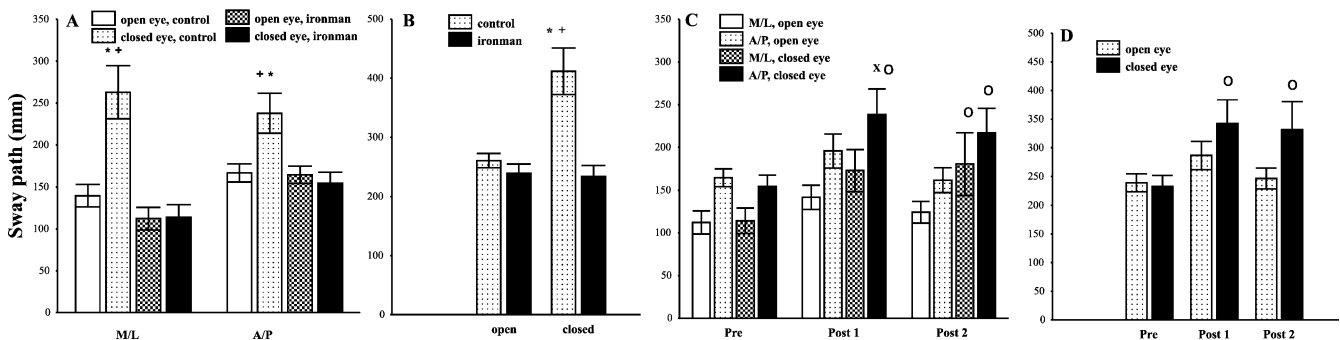
The sway path in both directions and the total path were significantly lower in the ironmen than in the control group without vision (Fig. 1A, B). The absence of visual control caused a significant increase in sway in both directions in the control group, but not in the ironmen.

The frequency analysis also revealed significant differences between the two groups. At low-frequency band (0.1–0.3 Hz), there were significant differences between the two groups in some respects, i.e. the ironmen showed a lower amplitude in the M/L direction in the EC condition as compared with the control group (Fig. 2A). Furthermore, the absence of visual control slightly increased the power of frequency in the control group, whereas the eye status did not influence the power for the ironmen. As regards this frequency band in the A/P direction, there was no significant difference between the two groups in either visual condition. Surprisingly, in the ironmen, the sway frequency power in the M/L direction was significantly lower than that in the A/P

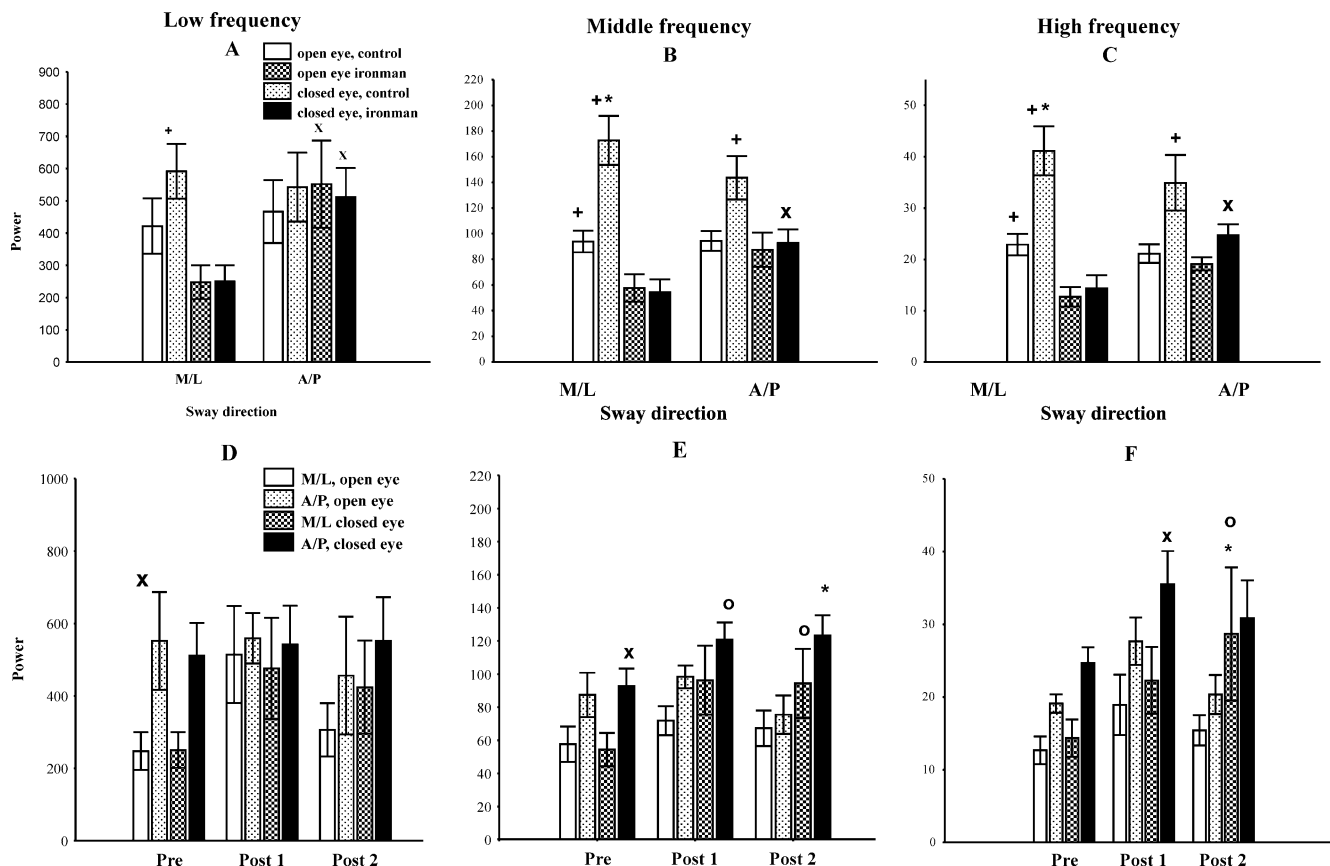
direction in both visual conditions, while the control group did not exhibit these differences. At the middle frequency band (0.3–1 Hz), there were significant differences between the two groups in the M/L direction in both visual conditions, i.e. the ironmen showed a lower power of sway frequency (Fig. 2B). While the visual condition did not influence the power in the ironmen, the absence of visual control significantly increased the sway power in the control group. As regards the A/P sway frequency, there was a significant difference between the two groups in the EC condition. Furthermore, the A/P sway frequency power was significantly higher than the M/L power in the EC condition in the ironmen, while the control group did not display these differences. At the high-frequency band (1–3 Hz), there were significant differences between the two groups, again in the M/L direction in both visual conditions, i.e. the ironmen had a lower power of sway frequency (Fig. 2C). While the visual condition did not influence the power in the ironmen, the absence of visual control significantly increased the sway power in this direction in the control group. As regards the A/P sway frequency, there was a significant difference between the two groups in the EC condition. In the ironmen, the M/L sway frequency power was significantly lower than the A/P power in the EC condition, while the control group did not show these differences.

The race caused a temporary, slight increase in the sway path in both directions in both visual conditions, and this increase was significant in the A/P direction with the EC condition (Fig. 1C). Similarly, the increase in the total path was significant in the EC condition after the race (Fig. 1D). As regards the spectral analysis, at the lowest frequency band (0.1–0.3 Hz), the race did not cause any significant change in the power (Fig. 2D). However, it was observed that, in the first measurement, the A/P and M/L powers were very similar in both visual conditions, which is in contrast with the baseline. At the middle-frequency band (0.3–1 Hz), the race caused a significant increase in the power in the A/P direction in the EC condition as compared with the baseline value (Fig. 2E). Furthermore, in the second determination, the power increased significantly in both directions without visual control. At the high-frequency band (1–3 Hz), in the first measurement after the race, a significant difference was observed between the two directions in the EC condition. In the second determination, the absence

**Fig. 1** Mean (SEM) sway path in both directions (A) and total sway path (B) for the two groups. The effects of the triathlon on the sway at both directions in ironmen (C) and on the total sway path (D). Statistically significant differences ( $P < 0.05$ ) in comparison with the ironmen group (+), in comparison with the basal value (o), in comparison with the medio-lateral (M/L) direction (x) and in comparison with the open eye (\*). A/P Antero-posterior direction







**Fig. 2** Mean (SEM) spectral energy at different frequency bands for the two groups (A–C). The effects of the triathlon on the spectral energy at different frequency bands in ironmen (D–F). Statistically significant differences ( $P < 0.05$ ) in comparison with the ironmen group (+), in comparison with the basal value (o) in comparison with the M/L direction (x) and in comparison with the open eye (\*)

of visual control significantly increased the power in the M/L direction, and in this direction the change was also significant relative to the baseline (Fig. 2F).

## Discussion

The main findings of the present study were that the ironmen were significantly more stable and less dependent on vision for postural control than subjects who partook in regular physical activity. Furthermore, the endurance race caused significant increases in both the sway path in the A/P direction with EC. The second post-exercise trials indicated a trend in the decrease of postural changes. The frequency analysis also revealed some new findings, which were not significant in sway-path analysis. Thus at the low-frequency band, there were significant differences between the A/P and M/L power in ironmen in both visual conditions, but not in the control group, suggesting that this band might not be linked only with visual control. This difference could be observed in this group at all frequency bands with

EC, indicating a higher level of motor control in the M/L direction.

Only a few studies have investigated the physiological changes in ultra-endurance triathletes. However, to date, no data are available concerning the postural control of ironmen. The fact that ironmen have a higher level of stability in the EC condition suggests that the postural control of ironmen is less dependent on vision. For the control group, vision made a significant contribution in reducing the frequency oscillations, but this effect could not be observed in the ironmen. However, it is very difficult to discuss and analyse the results of the changes in the power of frequency. Several studies indicated that different neurophysiological circuits underlie the various frequencies of body sway for regulation of the upright posture. The frequency content of postural sway has been reported to contain over 90% of the total energy below 2 Hz, and it is normally distributed as regards events such as respiration and heart beat (Soames and Atha 1982). There are some examples for the subdivision of the power spectrum in frequency windows. Thus, the total energy of the power spectrum was divided into three bands by Golomer et al. (1999) (0–0.5, 0.5–2 and 2–20 Hz) in order to facilitate the attribution of the observed values to the main regulation of the neuronal loops. It was observed that vision made the largest contribution to reducing the frequency oscillations for all bands, i.e. results in accord with those in our control group. Furthermore, it has been found that equilibrium

training (dancing) significantly decreases the spectral energy at all frequency bands (Golomer et al. 1997). Others have analysed different frequency bands, i.e. 0–0.1, 0.1–0.5, 0.5–1 and >1 Hz (Oppenheim et al. 1999) and produced results suggesting that the low frequencies are linked with visual control, the medium–low frequency band with vestibular reflexes, the medium–high frequencies with somatosensory activity, and the high–frequency band with the function of the CNS. However, the distribution of frequency oscillations to the 0.01–0.7, 0.7–1 and >1 Hz bands revealed that the diabetic proprioceptive deficit led to multiplanar destabilisation at the medium–high frequency range, while the labyrinth deficit in nondiabetic patients caused lateral destabilisation at all frequencies (Giacomini et al. 1998). In a pilot study, the frequency power changes after work demonstrated that the spectral power at the low-frequency band (0.1–0.25 Hz) was significantly influenced by shift work (Kohen-Raz et al. 1996). Thus, there is no universal agreement as to the importance of this index or as to whether it is specific in identifying alterations in the postural control systems; however, our data suggest that the general increase of power spectrum after fatigue might be nonspecific and merely connected with the increase in sway. Nevertheless, some hypotheses appear to be generally accepted: visual information dominates, proprioception affects mainly A/P oscillation, relatively low-frequency body oscillation is affected by vestibular input, while higher frequency oscillations are controlled by proprioceptive information (Giacomini et al. 1998). Thus, our spectral analysis results reveal that the visual control did not change the power of frequency at any band in the ironmen. Furthermore, the ironmen were more stable in the M/L than in the A/P direction, which might be due to the excellent hip control (Winter et al. 1996) or highly effective proprioception (Giacomini et al. 1998). We propose that all of these differences in equilibrium may be due to a higher level of skill in ironmen. The significantly lower power at all frequency bands suggests that not only the visual, but also the vestibular and proprioceptive information processes are more effective in ironmen.

Surprisingly, the endurance race caused only a slight change in the sway path. The only significant increase was observed in the A/P direction, suggesting a decreased balance, mainly in the ankle balance (Winter et al. 1996). These minor changes might be due to the practice in this type of exercise or muscle stiffness (Vuillerme et al. 2000). However, the frequency analysis revealed several significant changes as compared with the pretest values, indicating that this method is a more sensitive means of exploring the changes in the postural control.

Over the last decade, the effect of physical exercise on body balance has received increasing attention. Several studies have shown that fatigue, which is typically an internal perturbation, may alter this function (Nardone et al. 1997; Johnston et al. 1998; Vuillerme et al. 2001a, b; Derave et al. 2001, 2002). All these studies found that muscular fatigue caused a temporary destabilising effect,

i.e. an increase in postural sway. Although there seems to be overall agreement that strenuous exercise adversely affects stability during a subsequent quiet stance, much uncertainty and disagreement remains concerning the modalities of this effect. Furthermore, most of these studies investigated healthy normal subjects who do not take part in extreme sport activities. Thus, the effects of isokinetic fatigue of the ankle plantarflexors and dorsiflexors have been determined in healthy subjects (Yaggie and McGregor 2002). It is well known that the fatigue caused by several kinds of physical activities significantly influences the postural control (Nussbaum 2003). Fatigue is often characterised by an impaired performance involving both motor and sensory processes. The main cause of these changes should be the muscle fatigue. A number of data demonstrate that both ankle and calf muscle fatigue cause a significant increase in postural sway (Yaggie and McGregor 2002; Vuillerme et al. 2002), and strenuous exercise (treadmill walking for 25 min) causes a significant increase in body sway in both EO and EC conditions with a 15-min recovery (Nardone et al. 1998). Furthermore muscle fatigue could impair the balance between anterior and posterior muscles on the leg, e.g. m. rectus femoris and m. semitendinosus, and also the paravertebral muscles (Nyland et al. 1997; Ebenbichler et al. 2002). These effects could also contribute to the increased body sway, but further studies are needed to demonstrate this. Some studies have shown that 5 h of exhausting exercise impairs the contractile properties, the excitability (at the neuromuscular level) and the central drive of the muscles for at least 1 h (Millet et al. 2002; Lepers et al. 2002). These results agreed with ours, because the postural changes after the exhausting race were significant after 15–20 min, but there was a trend to recovery.

However, apart from fatigue, additional factors may also contribute to reduced postural stability following exercise. It has been demonstrated that the visual input in postural control is affected by exercise (Derave et al. 2002) and subjects make less effective use of vestibular input (Lepers et al. 1997). These results suggest that running tends to disturb the postural stability, possibly because of the more excessive head movement and disturbance of the vestibular and visual information centres. It has been claimed that an impaired balance following running is also related to the conflict of information between the somatosensory and visual inputs during treadmill running (Hashiba 1998). After modification of the sensory inputs available, individuals need to redefine the respective contributions of the different sources of sensory information in order to regulate posture. Therefore, after the race both the afferent and efferent pathways and the central part of the postural control will be influenced.

Internal masses in motion within the body, such as those associated with the cardiovascular system, with the blood mass transient movement at each heart-beat, and with ventilation, have seldom been taken into consideration. These masses in motion contribute, by

definition, to the whole-body centre of mass displacement, and thus to the ground reactions. There have been reports about the effects of respiration and cardiac function on postural sway. These data suggest that respiration is a significant input for postural control (Bouisset and Duchene 1994). The magnitude of the respiratory contribution to sway is approximately constant over the normal range of respiratory rates and is linearly related to the respiration amplitude, indicating that the coherence between the respiration and the centre of pressure is low during quiet breathing, but is increased when the respiration is increased (Hunter and Kearney 1981; Hodges et al. 2002). As regards the effects of the cardiac cycle, it has been reported that the displacement of the centre of pressure during a cardiac cycle would be 0.5–1 mm (Conforto et al. 2001). However, it seems that the heart rate is not significantly correlated with the sway measurements (Kincl et al. 2002). Finally the dehydration that always occurs after the triathlon could also impair the postural control (Holtzhausen and Noakes 1995; Gauchard et al. 2002). Since we did not determine the heart rate, breathing rate and the extent of dehydration during and after the race, we could not determine the correlation of these parameters. However, we presume that the increased frequencies of the cardiorespiratory parameters and dehydration could also influence the postural sway after the race.

Hence, there were several potentially important limitations in this study, because we did not determine the above-mentioned parameters. From these data, therefore, it is difficult to determine the exact causes of the impairment of the postural control. We suggest that the decrease in postural control after the race might be due to the muscle and neuromuscular fatigue, the sensory and the central impairment, the dehydration and the cardiorespiratory changes, because these effects are probably present simultaneously, and the net result depends on their sum.

In conclusion, we have demonstrated that the exhaustive race significantly affects the ability of ironmen to maintain balance. Further studies of muscular activity, heart and breathing rates, and degree of dehydration, in parallel with posturography, are needed for a better understanding of the changes in postural control observed following the ironman triathlon. It could be also interesting to determine to what extent the postural disturbance could affect the stance in the last part of the triathlon.

**Acknowledgement** The authors are grateful to D. Durham for linguistic correction of the manuscript.

## References

- Bouisset S, Duchene JL (1994) Is body balance more perturbed by respiration in seating than in standing posture? *Neuroreport* 5:957–960
- Conforto S, Schmid M, Camomilla V, D'Alessio T, Cappozzo A (2001) Hemodynamics as a possible internal mechanical disturbance to balance. *Gait Posture* 14:28–35
- Derave W, De Clercq D, Bouckaert J, Pannier J-L (2001) The influence of exercise and dehydration on postural stability. *Ergonomics* 41:782–789
- Derave W, Tombeux N, Cottyn J, Pannier J-L, De Clercq D (2002) Treadmill exercise negatively affects visual contribution to static postural stability. *Int J Sports Med* 23:44–49
- Dietz V (1992) Human neuronal control of automatic functional movements: interaction between central programs and afferent input. *Physiol Rev* 72:33–69
- Douglas PS, O'Toole ML, Hiller WD, Hackney K, Reichel N (1987) Cardiac fatigue after prolonged exercise. *Circulation* 76:1206–1213
- Douglas PS, O'Toole ML, Katz SE (1998) Prolonged exercise alters cardiac chronotropic responsiveness in endurance athletes. *J Sports Med Phys Fitness* 38:158–163
- Ebenbichler GR, Bonato P, Roy SH, Lehr S, Posch M, Kollmitzer J, Della Croce U (2002) Reliability of EMG time-frequency measures of fatigue during repetitive lifting. *Med Sci Sports Exerc* 34:1316–1323
- Gauchard GS, Gangloff P, Vouriot A, Mallie JP, Perrin PP (2002) Effects of exercise-induced fatigue with and without hydration on static postural control in adult human subjects. *Int J Neurosci* 112:1191–1206
- Giacomini PG, Sorace F, Magrini A, Alessandrini M (1998) Alterations in postural control: the use of spectral analysis in stability measurement. *Acta Otorhinolaryngol Ital* 18:83–87
- Ginsburg GS, O'Toole M, Rimm E, Douglas PS, Rifai N (2001) Gender differences in exercise-induced changes in sex hormone levels and lipid peroxidation in athletes participating in the Hawaii ironman triathlon. *Ginsburg-gender and exercise-induced lipid peroxidation. Clin Chim Acta* 305:131–139
- Golomer E, Dupui P, Bessou P (1994) Spectral frequency analysis of dynamic balance in healthy and injured athletes. *Arch Int Physiol Biochim Biophys* 102:225–229
- Golomer E, Dupui P, Monod H (1997) Sex-linked differences in equilibrium reactions among adolescents performing complex sensorimotor tasks. *J Physiol (Paris)* 91:49–55
- Golomer E, Crémieux J, Dupui P, Isableu B, Ohlmann T (1999) Visual contribution to self-induced body sway frequencies and visual perception of male professional dancers. *Neurosci Lett* 267:189–192
- Hashiba M (1998) Transient change in standing posture after linear treadmill locomotion. *Jpn J Physiol* 48:499–504
- Hodges PW, Gurfinkel VS, Brumagne S, Smith TC, Cordo PC (2002) Coexistence of stability and mobility in postural control: evidence from postural compensation for respiration. *Exp Brain Res* 144:293–302
- Holtzhausen LM, Noakes TD (1995) The prevalence and significance of post-exercise (postural) hypotension in ultramarathon runners. *Med Sci Sports Exerc* 27:1595–1601
- Hunter IW, Kearney RE (1981) Respiratory components of human postural sway. *Neurosci Lett* 25:155–159
- Isableu B, Ohlmann T, Crémieux J, Amblard B (1997) Selection of spatial frame of reference and postural control variability. *Exp Brain Res* 114:584–589
- Johnston RB, Howard ME, Cawley PW, Losse GM (1998) Effect of lower extremity muscular fatigue on motor control performance. *Med Sci Sports Exerc* 30:1703–1707
- Kincl LD, Bhattacharya A, Succop P, Clark CS (2002) Postural sway measurements: a potential safety monitoring technique for workers wearing personal protective equipment. *Appl Occup Environ Hyg* 17:256–266
- Kohen-Raz R, Himmelfarb M, Tzur S, Kohen-Raz A, Shub Y (1996) An initial evaluation of work fatigue and circadian changes assessed by multiplate posturography. *Percept Mot Skills* 82:547–557
- Laursen PB, Rhodes EC, Langill RH, McKenzie DC, Taunton JE (2002) Relationship of exercise test variables to cycling performance in an ironman triathlon. *Eur J Appl Physiol* 87:433–440

- Lepers R, Bigard AX, Diard JP, Gouteyron JF, Guezennec CY (1997) Posture control after prolonged exercise. *Eur J Appl Physiol* 76:55–61
- Lepers R, Maffiuletti NA, Rochette L, Brugniaux J, Millet GY (2002) Neuromuscular fatigue during a long-duration cycling exercise. *J Appl Physiol* 92:1487–1493
- Millet GY, Lepers R, Maffiuletti N, Babault N, Martin V, Lattier G (2002) Alterations of neuromuscular function after an ultramarathon. *J Appl Physiol* 92:486–492
- Nardone A, Giordano A, Corrá T, Schieppati M (1990) Responses of leg muscles in humans displaced while standing. Effects of types of perturbation and of postural set. *Brain* 102:65–84
- Nardone A, Tarantola A, Giordano A, Schieppati M (1997) Fatigue effects on body balance. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 105:309–320
- Nardone A, Tarantola J, Galante M, Schieppati M (1998) Time course of stabilometric changes after a strenuous treadmill exercise. *Arch Phys Med Rehabil* 79:920–924
- Nussbaum MA (2003) Postural stability is compromised by fatiguing overhead work. *AIHA J (Fairfax, Va)* 64:56–61
- Nyland JA, Caborn DN, Shapiro R, Johnson DL (1997) Fatigue after eccentric quadriceps femoris work produces earlier gastrocnemius and delayed quadriceps femoris activation during crossover cutting among normal athletic women. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 5:162–167
- Oppenheim U, Kohen-Raz R, Alex D, Kohen-Raz A, Azarya M (1999) Postural characteristic of diabetic neuropathy. *Diabetes Care* 22:328–332
- Rifai N, Douglas PS, O'Toole M, Rimm E, Ginsburg GS (1999) Cardiac troponin T and I, electrocardiographic wall motion analyses, and ejection fractions in athletes participating in the Hawaii Ironman Triathlon. *Am J Cardiol* 83:1085–1089
- Schieppati M, Hugon M, Grasso M, Nardone A, Galante M (1994) The limits of equilibrium in young and elderly normal subjects and in Parkinsonians. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 93:286–298
- Soames RW, Atha J (1982) The spectral characteristics of postural sway behaviour. *Eur J Appl Physiol* 49:169–177
- Vuillerme N, Nougier V, Teasdale N (2000) Effects of reaction time task on postural control in humans. *Neurosci Lett* 291:77–80
- Vuillerme N, Danion F, Marin L, Boyadjian A, Prieur J, Weise I, Nougier V (2001a) The effect of expertise in gymnastics on postural control. *Neurosci Lett* 303:83–86
- Vuillerme N, Nougier V, Prieur J (2001b) Can vision compensate for a lower limbs muscular fatigue for controlling posture in humans? *Neurosci Lett* 308:103–106
- Vuillerme N, Danion F, Forestier N, Nougier V (2002) Postural sway under muscle vibration and muscle fatigue in humans. *Neurosci Lett* 333:131–135
- Whyte G, Lumley S, George K, Gates P, Sharma S, Prased K, McKenna WJ (2000) Physiological profile and predictors of cycling performance in ultra-endurance triathletes. *J Sports Med Phys Fitness* 40:103–109
- Winter DA, Prince F, Frank JS, Powell C, Zabjek KF (1996) Unified theory regarding A/P and M/L balance in quiet stance. *J Neurophysiol* 75:2334–2343
- Yaggie JA, McGregor SJ (2002) Effects of isokinetic ankle fatigue on the maintenance of balance and postural limits. *Arch Phys Med Rehabil* 83:224–228

# Postural control in elderly subjects participating in balance training

Edit Nagy · Anna Feher-Kiss · Mária Barnai ·  
Andrea Domján-Preszner · Lajos Angyan ·  
Gyöngyi Horvath

Accepted: 20 January 2007 / Published online: 28 February 2007  
© Springer-Verlag 2007

**Abstract** The changes in postural control in elderly people after an 8-week training course were characterized. Static postural stability was measured during standing on a single force platform first with the eyes open and then with the eyes closed. Body sway was analysed on a force plate in groups of elderly and of young subjects. Half of the elderly subjects then took part in the training course. The posturographic measurements were repeated after the course. The sway in anteroposterior (AP) and mediolateral (ML) directions was subjected to spectral analysis. The frequency spectrum of the platform oscillations was calculated by fast Fourier transformation in the intervals 0.1–0.3, 0.3–1 and 1–3 Hz. It was found that the sway path was longer and the frequency power was higher in the elderly group. The training caused a significant improvement in functional performance, but a significantly longer sway path was observed after the training in the ML direction. The frequency analysis revealed a significantly higher power after 8 weeks without visual control in the ML direction in the training group in the

low and the middle frequency bands. The results suggest that the participants' balance confidence and the control of ML balance improved in response to the training. The higher ML frequency power exhibited after the training may be indicative of a better balance performance. Thus, the increase in the sway path in this age group did not mean a further impairment of the postural control.

**Keywords** Balance · Elderly · Exercise · Training · Postural sway · Frequency

## Introduction

Postural control is the ability to maintain the body's centre of mass over the base of support during quiet standing and movement. It is a perceptual-motor process that includes the sensation of position and motion from the visual, somatosensory and vestibular systems, the processing of the sensory information to determine orientation and movement, and the selection of motor responses that maintains or brings the body into equilibrium (Schmidt 1975). Postural control is affected by alterations in both the sensory and motor systems, including the basal ganglia and the cerebellum, and also the perceptual systems that interpret and transform the incoming sensory information. Accordingly, the vestibular, visual and somatosensory systems, which all undergo changes with aging, may provide a diminished or inappropriate feedback to the postural control centres. Similarly, the muscle effectors may lack the capacity to respond appropriately to disturbances in postural stability (Mazzeo et al. 1998), since declines in skeletal muscle protein mass,

---

E. Nagy (✉) · A. Feher-Kiss · M. Barnai ·  
A. Domján-Preszner · G. Horvath  
Department of Physiotherapy, Faculty of Health Science,  
University of Szeged, Temesvári krt. 31.,  
6736 Szeged, Hungary  
e-mail: nedit@efk.u-szeged.hu

L. Angyan  
Research Group of Human Movement Sciences,  
Faculty of Adult Education and Human Resource  
Development, University of Pécs, Pécs, Hungary

G. Horvath  
Department of Physiology, Faculty of Medicine,  
University of Szeged, Szeged, Hungary

cross-sectional area and muscle strength occur with advancing age due to the infiltration of fat and connective tissue (Yarasheski 2003). Thus the decreased strength is related to diminished postural control (Buchner et al. 1992; Brown et al. 1995; Wolfson et al. 2005; Onambele et al. 2006), whereas impaired postural control is associated with an increased risk of falling (Campbell et al. 1989; Lord et al. 1994), and elderly fallers have been reported to display a significant decrease in the dynamic strength of the muscles of the knees and ankles as compared with non-fallers (Whiple et al. 1987). Concerning the role of calf muscle-tendon on maintenance balance, it has been suggested that the role of the tendon increases as the base of support decreases, and there is a substantial contribution to changes in torque from intrinsic mechanical ankle stiffness; however, by itself this is insufficient to maintain balance or to control position (Loram and Lakie 2002; Onambele et al. 2006).

The age-related alterations in postural control strategies are also well known. A considerable number of studies have reported on the increase in postural sway with advancing age, with a highly significant positive correlation without marked sex differences (Fujita et al. 2005). Furthermore, centre of pressure (COP) in elderly adults has been found to be located in less safe regions, at the boundaries of the base of support, for greater periods of time as compared with young adults placing them at greater risk of destabilization (Bugnariu and Svestrup 2006). Few investigations have been made of the frequency power spectrum in the elderly (McCleaghnan et al. 1995; Williams et al. 1997). According to Williams et al., elderly subjects exhibited significantly greater frequency dispersion than young adults in the ML direction. Moreover the elderly were characterized by a greater concentration of power at low frequencies in the ML postural forces. The appearance of a low-frequency component exhibited by the elderly suggests the emergence of a slow postural drift or a slow shifting of weight during static standing (Williams et al. 1997).

In recent years, many research labs have designed and tested training programmes with the specific goal of improvement in functional tests, including those of the standing balance in the elderly population (Judge et al. 1993, 1994; Judge 2003; Hue et al. 2004). These results indicated that the improvement occurs as a decreased centre of force displacement, i.e. a better balance control means a smaller postural sway. The exercise programmes that included low-intensity strength and balance training improved the balance and reduced the fall rates as compared with the controls, though the frequency power spectrum was not analysed.

The goals of the present study were to analyse the differences in postural control parameters between young and elderly people, and to explore how a combined training (focusing on the above-mentioned features) can influence the balance parameters (AP, ML sway and frequency power), and functional performance in this specific age group. We hypothesized that the participants would demonstrate better balance control, i.e. smaller postural sway than those who did not take part in the programme.

## Method

### Subjects

Nineteen healthy elderly persons dwelling in a local community were enrolled in the study on a volunteer basis. Subsequently 9 of them were randomized into the training group (3 males, 6 females; age  $79 \pm 1.6$  years; mass  $73 \pm 4.5$  kg; height:  $1.57 \pm 0.023$  m) and the remaining 10 in the control group (3 males, 7 females; age  $76 \pm 1.9$  years; mass  $69 \pm 5.1$  kg; height:  $1.59 \pm 0.029$  m). Eleven healthy students were also investigated as a young control group in order to compare the postural parameters with those of the elderly people (3 males, 8 females; age  $22 \pm 0.4$  years; mass  $58 \pm 2.9$  kg; height:  $1.63 \pm 0.025$  m). All of the elderly subjects were independent and capable of self-care and normal household tasks. All the subjects gave their informed consent prior to participation in the study, which was approved by the local institutional ethics committee.

### Experimental procedure

Static postural stability was measured during standing on a single force platform (Stabilometer, ZWE-PII) for 20-s periods as described earlier (Nagy et al. 2004). The platform allowed measurement of the displacement of the COP (sway path). Signals were amplified and sampled at 16 Hz via an analogue-to-digital converter. Posturography was performed in first with the eyes open (EO) and then with the eyes closed (EC) in a quiet room. During the EO test, the subject looked at a fixed eye-level target at a distance of approximately 2 m. The subject stood barefoot, with the feet positioned side by side with no space between them, with the arms hanging freely at either side and was instructed to minimize postural sway. After the initial balance testing, the training group took part in an 8-week course of combined training (see below “[Training](#)”), while the control group received no

intervention, although the social contact was maintained and they had the opportunity to take part in a next balance training programme on voluntary basis. After the training session, the measurements were repeated for both elderly groups.

To assess the functional mobility of the training participants, the Timed Up & Go (TUG) test was also applied, which means the time it takes for a seated subject to stand, walk 10 ft (3 m), pass around an object, walk back to the chair and sit down again was recorded in seconds. Prior to testing, each subject was informed that the therapist would monitor them closely to minimize the risk of falls.

### Training

The subjects participated in combined training twice a week for 8 weeks in 45-min sessions. The exercise programme included combinations of lower extremity strength and flexibility exercises, static and dynamic balance exercises, and walking as an aerobic activity. In the first 4 weeks, after a short, 5–10 min of warming-up period, the strength and flexibility exercises of the muscles of the trunk and lower extremities were emphasized for 20 min, using a greater base of support such as a lying or sitting position, and the balance and walking (5–10 min) played smaller roles. In the last 4 weeks, this ratio was reversed: we focused on gait and balance exercises (20 min). Dynamic exercises were conducted in standing position gradually decreasing the base of support with and without visual control. In the single-leg stance position the hip muscles were strengthened in a functional way and during gait the direction was changed frequently challenging more the postural control system. The training intensity was gradually increased during the training up to 70% of the maximum heart rate  $[(220 - \text{age in years}) \times 0.7]$  under physiotherapist's instructions.

### Data analysis

The first 4 s of the 20-s time series was regarded as an adaptation period and was discarded from the data analysis after the filtering processes. The data were low-pass filtered at 10 Hz, since most of the power of the signal was <2 Hz (Soames and Atha 1982). The sway path was calculated via the following formula:

$$\text{Sway path} = \sum_{i=1}^{n-1} \sqrt{\{s(i+1) - s(i)\}^2}$$

where  $n$  is the total number of samples,  $i$  is the sample number and  $s$  is the displacement of the COP in the AP

or ML directions. This parameter reflects the amount of activity required to maintain stability.

The sway in both directions was subjected to spectral analysis. The frequency spectrum of the platform oscillations was calculated in the intervals of 0.1–0.3, 0.3–1, 1–3 Hz by fast Fourier transformation based on our earlier work (Nagy et al. 2004).

All of the data were subjected to analysis of variance in order to make comparisons between the groups and the experimental situations, which constituted the independent variables. The post hoc test was the LSD multiple comparisons test. As concerns the TUG test, the Student  $t$  test was used to determine the level of difference. A level of significance of  $P < 0.05$  was adopted throughout the data analysis.

## Results

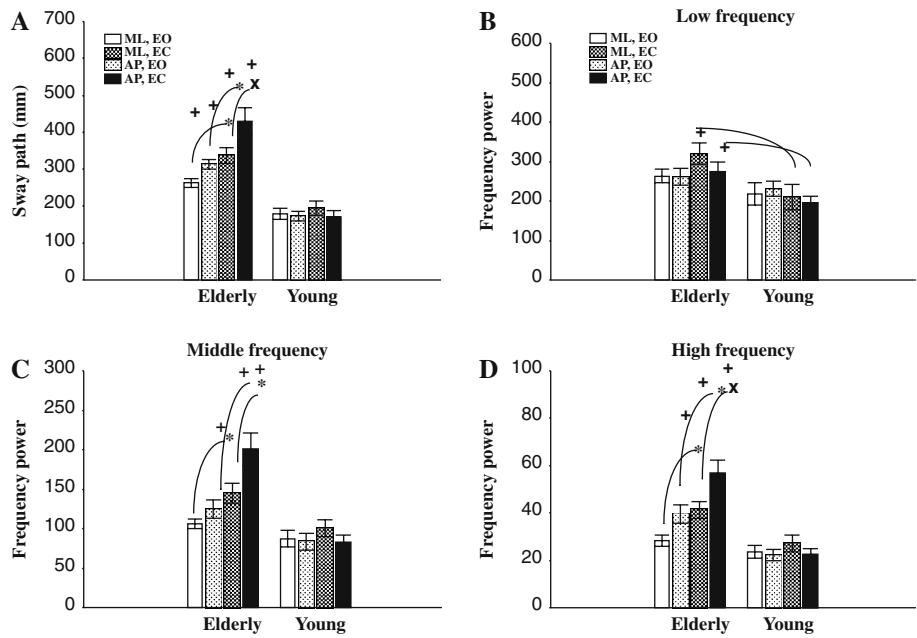
### Age-related changes

There were no significant differences in baseline values between the two elderly groups, and we therefore merged their data before comparison with the young control group.

The sway paths in both directions were significantly higher in the elderly subjects than in the young control group (Fig. 1a). The absence of visual feedback caused a significant increase in both directions in the elderly group, but not in the young control group. The elderly group, but not the young one exhibited a significantly higher sway path in the AP direction than in the ML direction without visual information.

As regards the frequency analysis, there were no significant differences between the two groups in the ML direction with visual control in any frequency band (Fig. 1b–d). In the low-frequency band (0.1–0.3 Hz), there were significant differences between the two groups in the EC condition, i.e. the elderly displayed a higher power in both the ML and the AP direction as compared with the control group (Fig. 1b). Interestingly, in contrast with the higher-frequency bands (see below), the elderly subjects exhibited a slightly higher frequency power in the ML direction with EC than that in the AP direction. In the middle (0.3–1 Hz) and high-frequency bands (1–3 Hz), there were significant differences between the two groups in the AP direction in both visual conditions, and in the ML direction only in the EC condition, i.e. the elderly demonstrated a higher power of sway frequency. While the visual condition did not influence the power in the young control group, the absence of visual control significantly increased the sway power in both directions in the elderly group. As

**Fig. 1** Sway path in both directions (a) and spectral energy in different frequency bands (b, c, d) for the elderly and young control groups. Statistically significant differences ( $P < 0.05$ ) in comparison with the young group: *plus*; and in comparison with the AP direction: *cross*; and in comparison with the open eye condition: *asterisk*



regards the EC condition, there was a significant difference between the two directions for the elderly group, i.e. the AP sway frequency power was significantly higher than the ML power, while the young group did not display these differences (Fig. 1c, d).

The effects of the 8-week training course on the balance parameters

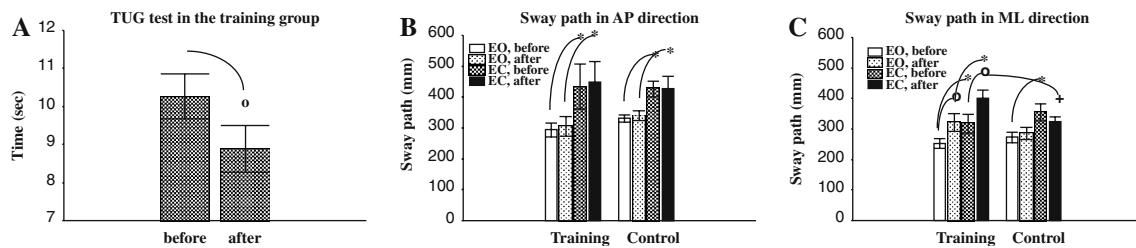
The training caused a significant improvement in the results of the TUG test: the TUG value was  $10.3 \pm 0.6$  s before the training and  $8.9 \pm 0.6$  s after ( $P < 0.05$ ) (Fig. 2a).

As concerns the sway path, the non-training group did not show any significant changes 8 weeks later. For the training group, no effects of the training could be observed in the AP direction. The lack of visual input significantly increased the sway path in both groups in the AP direction before and after 8 weeks (Fig. 2b).

Interesting changes were observed in the ML plane, i.e. the training significantly increased the sway path in both eye conditions.

As regards the frequency analysis, the non-training group did not exhibit any significant changes 8 weeks later.

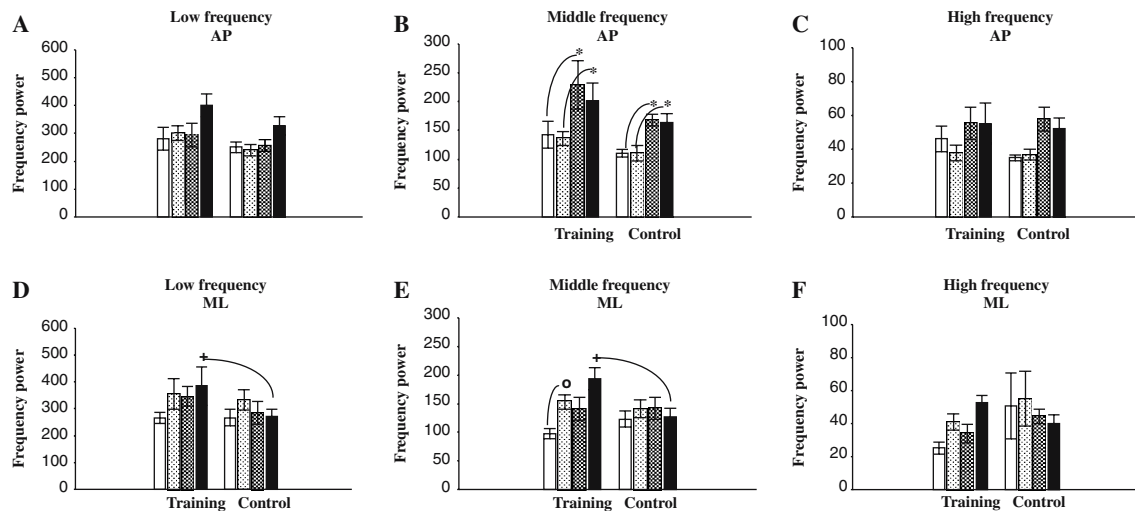
In the training group, the results depended on the frequency band. In the low-frequency band, in the AP directions there was no significant difference between the groups before or after the training (Fig. 3a). The changes appeared in the ML direction: the training group displayed a significantly higher power in the EC condition after 8 weeks (Fig. 3d). In the middle-frequency band, in the AP direction the lack of visual input significantly increased the power in both groups before and after the training period, but the training did not cause any significant effect (Fig. 3b). In the ML direction there was a significant increase in the power in the EO condition after the training, and it was close



**Fig. 2** TUG changes (a) for the elderly training group before and after the training. The effects of the training in the elderly on the sway path in the AP (b) and ML (c) directions for the elderly training and control groups. Statistically significant differences

( $P < 0.05$ ) in comparison with the baseline value: *circle*; in comparison with the non-training group: *plus*; and in comparison with the open eye condition: *asterisk*





**Fig. 3** The effects of the training on the spectral energy at different frequency bands (a–f). Statistically significant differences ( $P < 0.05$ ) in comparison with the non-training group: *plus*; in comparison with the baseline value: *circle*; and in comparison

with the open eye condition: *asterisk*. Abbreviations: *EO* open eye, *EC* closed eye, *ML* mediolateral, *AP* anteroposterior direction

to the significant difference ( $P = 0.059$ ) in the EC condition. Furthermore, the training group showed a significantly higher power than that for the control group in the EC condition after the training (Fig. 3e). In the high-frequency band, there were no significant changes in either the AP or the ML direction after the training, but in the ML direction the training caused a slight increase in frequency power (Fig. 3c, f). Thus, in the ML direction, for the training group, the power was slightly increased in the EC condition in each frequency band, in contrast with the control group, where the opposite tendency could be seen (Fig. 3d–f).

## Discussion

The main findings of the present study were that the elderly who took part in the special training course exhibited a significant improvement in the functional performance test, and significant changes in the posturographic parameters. Thus, the training significantly increased the sway path in the ML direction without visual input. The frequency analysis revealed that the training increased the frequency power without visual control in the ML direction in both the low- and middle-frequency bands.

The significantly greater values of the sway path in both directions and both visual conditions in the elderly as compared with the young agree with the well-known age-related changes in postural control (Buchner et al. 1992; Brown et al. 1995; Collins et al. 1995). Our result is consistent with the findings of Collins et al. (1995): in

a cross-sectional study of healthy subjects, the steady-state behaviour of the open-loop postural control mechanisms—which operates over short-term intervals—is more unstable in older compared with young adults, i.e. the output of the overall system has a greater tendency to move or drift away from a relative equilibrium point, which may be due to a postural control strategy adopted by elderly individuals whereby they increase the level of muscle activity across their lower-limb joints. Loram and Lakie (2002) identified a biphasic, ballistic-like pattern of torque at the ankle ('throw and catch') that is repeatedly used to control the position of the pendulum and the correction of this throw and catch action could be faster in a stiffer unit because force development in an actuator in-series with a compliant unit is inevitably slower than in an actuator in-series with a stiffer unit (Onambele et al. 2006), which may contribute to the increased muscle activity in case of elderly. It is highly relevant to note here that the force output of skeletal muscles contains noise-like fluctuations (De Luca et al. 1982), which increase with muscle activity (Galganski et al. 1993). Increased muscle activity would therefore lead to larger noise-like fluctuations across joints, thereby increasing the amount of short-term postural sway. Similarly, Laughton et al. reported that significantly greater amounts of postural sway and muscle activity were present in the elderly as compared with younger subjects. It is unknown, however, whether increased muscle activity is a contributory factor to increased postural sway, or whether increased muscle activation is a compensation for increased postural sway (Laughton et al. 2003).

The finding was that most changes were observed in the ML direction. In 1985, Nashner and McCollum hypothesized the existence of two discrete strategies that could either be used separately or be combined by the nervous system to produce adaptable control of the horizontal position of the centre of mass in the sagittal plane. Firstly, the ankle strategy repositions the centre of mass by moving the whole body as a single segment-inverted pendulum by production of torque at the ankle. Secondly, and in contrast, the hip strategy moves the body as a double-segment inverted pendulum with counter-phase motion at the ankle and hip. They further suggested that the hip strategy should be observed in situations that limit the effectiveness of ankle torque in producing whole-body motion (e.g. compliant or shortened surfaces) (Nashner and McCollum 1985). In the sagittal plane (AP direction) during quiet standing this stiffness control exists at the ankle plantar flexors, while in the frontal plane (ML direction) by the hip abductors/adductors. In the side-by-side stance, the AP balance is totally under ankle (plantar/dorsiflexor) control, whereas the ML balance is under hip (abductor/adductor) control (Winter et al. 1996; Williams et al. 1997). With respect to EMG activity, the first muscle activated is the proximal tensor fascia latae for lateral translations, whereas the distal muscles are recruited first for AP translations (Henry et al. 1998). Over-reliance on hip joint action has been shown in the elderly when they respond to unexpected postural disturbances (Manchester et al. 1989). Additionally, narrowing the base of support results in greater postural sway in older as compared with younger adults, accompanied by different electromyographic and kinematic patterns. Mixed hip-ankle activation has been observed in the elderly, while young participants accommodate for the increased postural requirements by increasing only the activity of the ankle muscles (Amiridis et al. 2003). Thus, the older subjects apply another strategy for postural control, and these differences might explain the significant changes in the ML direction.

We hypothesized that the participants would demonstrate better balance parameters after the training. In support of this expectation, we detected a significant improvement in the TUG test relating to functional mobility; surprisingly however, both the sway path and the frequency power were increased significantly in the ML direction after the training course.

In recent years, a great number of studies have pointed to lateral instability as a marker of impaired balance control in older persons (Maki and McIlroy 1996, 1997). In an earlier study we found a significantly lower ML power in ironmen trained in extreme strenuous exercises in comparison with healthy normal

control subjects, independently of the visual condition, indicating a higher level of motor control in this direction (Nagy et al. 2004). In the present study the ML balance parameters again appeared to be more sensitive to the effect of training in comparison with the AP parameters. These results are in agreement with the findings of McCleanaghan et al. (1995), i.e. in the AP direction as compared with the ML direction, there are an increased number of alternative strategies that the individual can use to cope with instability, and age differences may be masked by variations in the control strategy adopted.

As noted above, several studies have reported the increased ML sway to be an the indicator of the risk of falling (Maki et al. 1994; Mitchell et al. 1995). However, Laughton et al. (2003) made the noteworthy finding that there were no significant differences in ML sway between the elderly fallers and non-fallers. Our training participants demonstrated a significantly greater ML sway after the training in EC condition in contrast with the control group, which could not be a sign of being more prone to fall than the control group. It is much more likely that the training improved the control of ML balance and/or the participants' balance confidence, and thus the participants became able to control a greater degree of freedom of their hip joints. It is known that an increase in postural sway does not always mean a deterioration of the control mechanisms. In fact, increased sway is not a good predictor of postural instability since many unstable patients, such as patients with Parkinson's disease, show smaller than normal sway in stance (Horak 1997).

Considerable research has demonstrated that vision plays a significant role in balance control: it helps to fix the body's orientation in space (Sheldon 1963) and, when visual information is reduced, the postural sway increases. Furthermore, the sway is increased when vision is removed in healthy older adults (Brooke-Wavell et al. 2002), a result which agrees with our data. Accordingly older people have a greater visual dependence for the control of postural sway relative to the young population. In contrast, Maki et al. (1991) reported that subjects who expressed a fear of falling were found to exhibit a significantly poorer performance, i.e. less sway in blindfolded spontaneous-sway tests.

Frequency analysis of the sway more precisely revealed the changes in postural control. Golomer et al. (1999) suggested that the low-frequency band is linked with visual control, the middle-frequency band is sensitive to vestibular and somatosensory information, and the high-frequencies reflect the proprioceptive control and muscle activity. Our findings support this: the low-frequency band was linked with visual control since the

two age groups did not differ significantly in utilizing the visual information available in this frequency band. One possible factor influencing the control of the upright stance is the threat perceived to personal safety, i.e. balance confidence. Krafczyk et al. (1999) reported that the power spectrum of body sway revealed a difference in the frequency distribution, in the middle (especially between 2.3 and 3.3 Hz) and higher (especially between 4 and 5.3 Hz) frequency ranges; the amplitudes of the power spectrum were greater in patients with phobic postural vertigo, who tended to control their posture with an increased higher-frequency – lower-amplitude body sway, which seems to reflect a change in postural strategy. We also analysed our data with regard to these frequency bands (3–8 Hz) but we did not find significant differences in these bands (data not shown). Carpenter et al. (1999) established that healthy adults adopted a smaller-amplitude and higher-frequency postural sway when standing on a high platform, which was considered as high-threat condition. A stiffening strategy was adopted when individuals stood under this condition involving significant changes in the kinematic, kinetic and EMG variables. These findings suggest that in a situation accompanied by increased postural threat, the central nervous system controls the posture in order to limit the chances of the centre of mass moving outside the base of support (Carpenter et al. 2001). Maki et al. (1994) reported a significantly lower mean frequency power of sway during spontaneous standing in the ML direction in subjects who fell. This finding may lend further support to our suggestion that the higher ML frequency power exhibited after the training indicates a better balance performance.

In agreement with our hypothesis, our results indicated that the combined training exerted a positive effect on the balance performance of the participants, even at this advanced age and it is especially noteworthy that the improvement was in the risky ML direction and without visual control; however, these results may be specific to this type of population.

**Acknowledgments** The authors are grateful to D. Durham for linguistic correction of the manuscript. We declare that the experiments reported on in this paper fully comply with all of the current Hungarian laws and regulations.

## References

- Amiridis IG, Hatzitaki V, Arabatzi F (2003) Age-induced modifications of static postural control in humans. *Neurosci Lett* 350:137–140
- Brooke-Wavell K, Perret LK, Howarth PA, Haslam RA (2002) Influence of the visual environment on the postural stability in healthy older women. *Gerontology* 48:293–297
- Brown M, Sinacore DR, Host HH (1995) The relationship of strength to function in the older adult. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 50 A(Spec number):55–59
- Buchner DM, Beresford SA, Larson EB, LaCroix AZ, Wagner EH (1992) Effects of physical activity on health status in older adults. II. Intervention studies. *Annu Rev Public Health* 13:469–488
- Bugnariu N, Sveistrup H (2006) Age-related changes in postural responses to externally- and self-triggered continuous perturbations. *Arch Gerontol Geriatr* 42:73–89
- Campbell AJ, Borri MJ, Spears GF (1989) Risk factors for falls in a community-based prospective study of people 70 years and older. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 44:112–117
- Carpenter MG, Frank JS, Silcher CP (1999) Surface height effects on postural control: a hypothesis for a stiffness strategy for stance. *J Vestib Res* 9:277–286
- Carpenter MG, Frank JS, Silcher CP, Peysar GW (2001) The influence of postural threat on the control of upright stance. *Exp Brain Res* 138:210–218
- Collins JJ, De Luca CJ, Burrows A, Lipsitz LA (1995) Age-related changes in open-loop and closed-loop postural control mechanisms. *Exp Brain Res* 104:480–492
- De Luca CJ, LeFever LS, McCue MP, Xenakis LA (1982) Control scheme governing concurrently active human motor units during voluntary contractions. *J Physiol (Lond)* 329:129–142
- Fujita T, Nakamura S, Ohue M, Fujii Y, Miyauchi A, Takagi Y, Tsugeno H (2005) Effect of age on body sway assessed by computerised posturography. *J Bone Miner Metab* 23:152–156
- Galganski ME, Fuglewand AJ, Enoka RM (1993) Reduced control of motor output in a human hand muscle of elderly subjects during submaximal contractions. *J Neurophysiol* 69:2108–2115
- Golomer E, Cremieux J, Dupui P, Isableu B, Ohlmann T (1999) Visual contribution to self-induced body sway frequencies and visual perception of male professional dancers. *Neurosci Lett* 267:189–192
- Henry SM, Fung J, Horak FB (1998) Control of stance during lateral and anterior/posterior surface translations. *IEEE Trans Rehabil Eng* 6:32–42
- Horak FB (1997) Clinical assessment of balance disorders. *Gait Posture* 6:76–84
- Hue OA, Seynnes O, Ledrole D, Colson SS, Bernard PL (2004) Effects of a physical activity program on postural stability in older people. *Aging Clin Exp Res* 16:356–362
- Judge JO (2003) Balance training to maintain mobility and prevent disability. *Am J Prev Med* 25:150–156
- Judge JO, Lindsey C, Underwood M, Winsemius D (1993) Balance improvements in older women: effects of exercise training. *Phys Ther* 73:254–262
- Judge JO, Whipple RH, Wolfson LI (1994) Effects of resistive and balance exercises on isokinetic strength in older persons. *J Am Geriatr Soc* 42:937–946
- Krafczyk S, Schlamp V, Dietrich M, Haberhauer P, Brandt T (1999) Increased body sway at 3.5–8 Hz in patients with phobic postural vertigo. *Neurosci Lett* 259:149–152
- Laughton CA, Slavin M, Katdare K, Nolan L, Bean JF, Kerrigan DC, Phillips E, Lipsitz LA, Collins J (2003) Aging muscle activity, and balance control: physiologic changes associated with balance impairment. *Gait Posture* 18:101–108
- Lord SR, Ward JA, Williams P, Anstey K (1994) Physiological factors associated with falls in older community-dwelling women. *J Am Geriatr Soc* 42:1110–1117
- Maki BE, McIlroy WE (1996) Postural control in the older adult. *Clin Geriatr Med* 12:635–658

- Maki BE, McIlroy WE (1997) The role of limb movements in maintaining upright stance: the “change-in-support” strategy. *Phys Ther* 77:488–507
- Maki BE, Holliday PJ, Topper AK (1991) Fear of falling and postural performance in elderly. *J Gerontol* 46:M123–M131
- Maki BE, Holliday PJ, Topper AK (1994) A prospective study of postural balance and risk of falling in an ambulatory and independent elderly population. *J Gerontol Med Sci* 49:M72–M84
- Manchester D, Wollacott M, Zederbauer-hylton N, Marin O (1989) Visual, vestibular and somatosensory contributions to balance control in older adult. *J Gerontol Med Sci* 44:M118–M127
- Mazzeo RS, Cavanagh P, Evans WJ, Fiatarone M, Hagberg J, McAuley E, Startzell J (1998) ACSM position stand on exercise and physical activity for older adults. *Med Sci Sports Exerc* 30:992–1008
- McCleaghan BA, Williams HG, Dickerson J, Dwoda M, Thombs L, Eleazer P (1995) Spectral characteristics of aging postural control. *Gait Posture* 3:123–131
- Mitchell SL, Collins JJ, De Luca CJ, Burrows A, Lipsitz LA (1995) Open-loop and closed-loop postural control mechanisms in Parkinson’s disease: increased mediolateral activity during quiet standing. *Neurosci Lett* 197:133–136
- Loram ID, Lakie M (2002) Human balancing of an inverted pendulum: position control by small, ballistic-like throw and catch movements. *J Physiol* 540:1111–1124
- Nagy E, Toth K, Janositz G, Kovacs G, Feher-Kiss A, Angyan L, Horvath G (2004) Postural control in athletes participating in an ironman triathlon. *Eur J Appl Physiol* 92:407–413
- Nashner L, McCollum G (1985) The organisation of human postural movements: a formal basis and experimental synthesis. *Behav Brain Sci* 8:135–172
- Onambele GL, Narici MV, Maganaris CN (2006) Calf muscle-tendon properties and postural balance in old age. *J Appl Physiol* 100:2048–2056
- Schmidt RA (1975) A schema theory of discrete motor skill learning. *Psychol Rev* 82:225–260
- Sheldon JH (1963) The effect of age on the control of sway. *Gerontol Clin (Basel)* 5:129–138
- Soames RW, Atha J (1982) The spectral characteristics of postural sway behaviour. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 49:169–177
- Whiple RH, Wolfson RI, Amerman PM (1987) The relationship of knee and ankle weakness to falls in nursing home residents: an isokinetic study. *J Am Geriatr Soc* 35:13–20
- Williams HG, McCleaghan BA, Dickerson J (1997) Spectral characteristic of postural control in elderly individuals. *Arch Phys Med Rehabil* 78:737–744
- Winter DA, Prince F, Frank JS, Powell C, Zabjek KF (1996) Unified theory regarding A-P and M-L balance in quiet stance. *J Neurophysiol* 75:2334–2343
- Wolfson R, Judge J, Whipple R, King M (2005) Strength is a major factor in balance, gait, and the occurrence of falls. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 50A:64–67
- Yarasheski KE (2003) Exercise, aging, and muscle protein metabolism. *J Gerontol* 58 A:918–922

# A poszturális kontroll fejleszthetősége idős korban

Az egyensúly fenntartásában szerepet játszó különböző fiziológiai rendszerek az életkor előrehaladtával kialakuló változása jól ismert, mely megnöveli az esések kockázatát. A tanulmány célja az volt, hogy megvizsgáljuk, miben különböznek az idős és fiatal felnőttek egyensúlyi paraméterei, illetve az, hogy milyen hatással van egy nyolchetes kombinált aerob – egyensúlyfejlesztő – izomerősítő tréning az idősek egyensúlyi paramétereire.

 Nagy Edit, Fehérné Kiss Anna  
SZTE ETSZK, Fizioterápiás tanszék

## ÖSSZEFOGLALÁS

Ezen kis esetszámú vizsgálat azt igazolta, hogy a tréningprogramban részt vevők egyensúlyi paraméterei pozitív irányba mozgáltak el; összegezve elmondhatjuk, hogy soha sem késő elkezdni a fizikai aktivitást, mert kedvezően befolyásolja az egyensúlyi paramétereket még ilyen idős korban is.



Nagy Edit

**Kulcsszavak:** egyensúly, idősek, tréning, testtömegközéppont-kilengés, frekvencia.

## BEVEZETÉS

A poszturális kontroll felelős a test-tömegközéppont (TTK) alátámasztási felület felett tartásáért, álló, különböző testhelyzetekben és mozgás közben. A poszturális kontroll egy perceptuális-motoros folyamat, mely magába foglalja a helyzet- és mozgásérzékelést a vizuális, szomatoszenzoros és vesztibuláris rendszerekben, a szenzoros információk feldolgozását és a motoros válasz kiválasztását, amely fenntartja, vagy visszaállítja a test egyensúlyi helyzetét. Így az életkor előrehaladtával kialakuló vizuális, szomatoszenzoros és vesztibuláris rendszereket érintő változások negatívan befolyásolják a poszturális központokba jutó szenzoros visszacsatolást. Hasonlóan a végrehajtó apparátus sem reagál megfelelően az egyensúlyt megzavaró hatásokra, mivel az izomfehérje-tömeg, keresztmetszet és az izomerő csökkent az öregedéssel együtt járó zsír- és kötőszövet-infiltráció következtében. (Yarasheski, 2003)

Így a csökkent izomerő kapcsolatban áll a szegényesebb poszturális kontrollal, míg a rosszabb poszturális kontroll összefüggésben áll az esések megnőtt kockázatával.

A poszturális kontroll stratégiákban is jól ismertek az életkorfüggő változások. Számos tanulmány beszámol a poszturális kilengés nemtől független megnövekedéséről idős korban. Kevés tanulmány vizsgálta az idősek frekvenciaspektrumát (Williams et al., 1997), az idősek szignifikánsan nagyobb frekvenciaszóródást mutattak ML (mediolaterális)



irányban, mint a fiatal felnőttek, továbbá ML irányban a lengési energia az alacsonyabb frekvenciákon koncentráldott inkább.

Az utóbbi években számos kutatócsoport vizsgálta különböző, az álló egyensúly javítását célzó tréningprogramok hatékonyságát az idős populációban. (Judge, 1993, 2003; Hue, 2004)

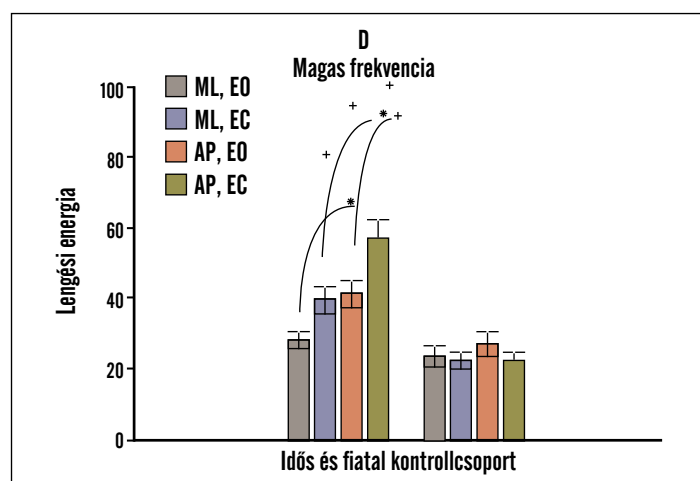
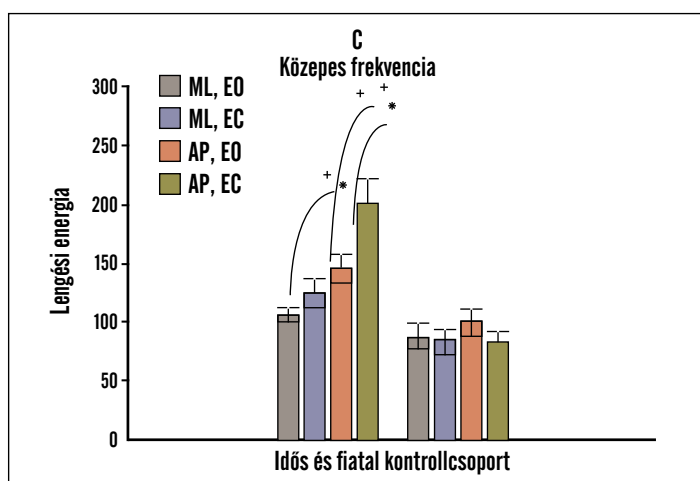
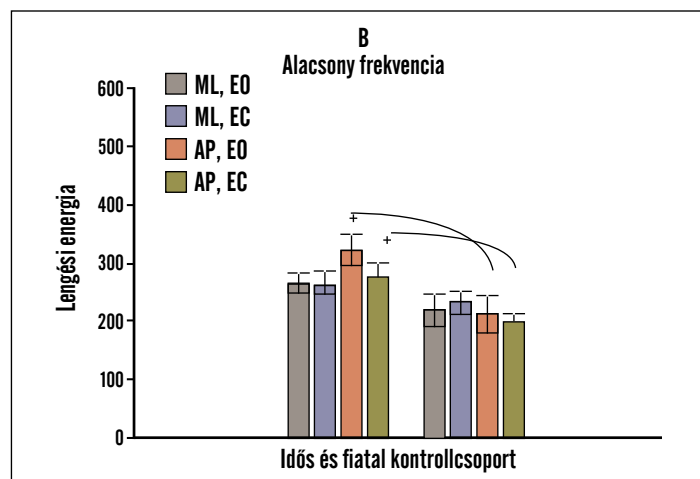
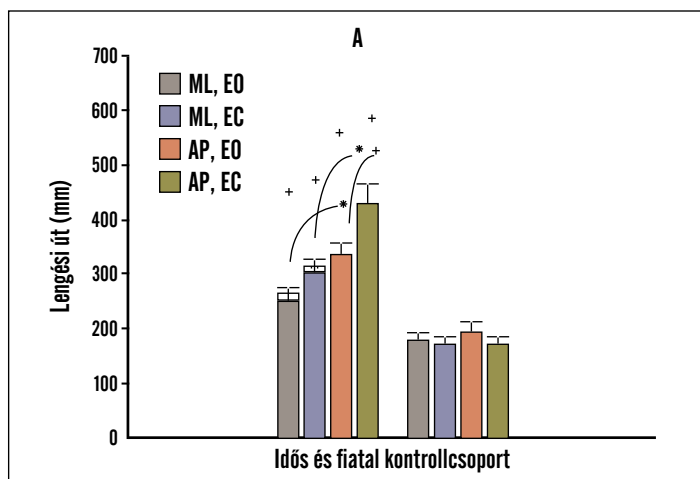
Eredményeik szerint a javulás, azaz a jobb egyensúly kisebb poszturális kilengést takar. Az alacsony intenzitású erősítő- és egyensúlygyakorlatokat tartalmazó tréningprogram javította az egyensúlyt, csökkentette az esések arányát a kontrollcsoporthoz képest, jóllehet a frekvenciaenergia-spektrumot nem vizsgálták.

A tanulmány célja az volt, hogy megvizsgáljuk, miben különböznek az idős és fiatal felnőttek egyensúlyi paraméterei, illetve azt, hogy milyen hatással van egy nyolchetes kombinált aerob – egyensúlyfejlesztő – izomerősítő tréning az idősek egyensúlyi paramétereire (AP [antero-poszterior], ML lengés, frekvencia-energia).

## MÓDSZER

### SEMÉLYEK

19 egészséges, idősek otthonában lakó személyt vontunk be a tanulmányba, önkéntes jelentkezés alapján. A tréninget 15 személy kezdte, de 9 fő fejezte be (3 férfi, 6 nő, kor  $79 \pm 1,6$  év; testtömeg  $73 \pm 4,5$  kg; testmagasság:  $1,57 \pm 0,023$  m). Eredményeiket összehasonlítottuk egy 10 fős idős kontrollcsoporttal



1. a, b, c, d ábra.

Átlag ( $\pm$ S.E.M.) lengési út mindkét irányban (A) és átlag ( $\pm$ S.E.M.) lengési energia a különböző frekvenciatartományokban (B, C, D) az idős és a fiatal kontrollcsoportban. Szignifikáns különbségek összehasonlítva ( $P < 0,05$ ) az idős csoporttal: +; az AP irányral: x; a nyitott szemmel. \*. Rövidítések: EO: nyitott szem, EC: csukott szem, ML: mediolaterális, AP: antero-posterior irány.

(3 férfi, 7 nő, kor  $76 \pm 1,9$  év; testtömeg  $69 \pm 5,1$  kg; testmagasság:  $1,59 \pm 0,029$  m), és egy 11 fős fiatal kontrollcsoporttal (3 férfi, 8 nő; kor  $22 \pm 0,4$  év; testtömeg:  $58 \pm 2,9$  kg; testmagasság:  $1,63 \pm 0,025$  m). Az idősek mindegyike képes volt az önellátásra és a normál háztartási feladatok elvégzésére. Minden résztvevő előzetes beleegyezését adta a tanulmányban való részvételhez.

## VIZSGÁLATI ELJÁRÁS

A statikus poszturális stabilitást mértük, egy erőmérő platformon (Stabilometer ZWEP-II) állva 20 másodpercig. A platform lehetővé teszi a COP elmozdulásának (lengési út) mérését. A poszturográfiát előbb nyitott, majd csukott szemmel végeztük egy csendes teremben. A résztvevők mezítláb, összezárt lábakkal álltak, karjaik lazán a törzs mellett voltak. Az alaptesztelést követően a tréningcsoport részt vett egy nyolchetes tréningben, míg az idős kontrollcsoport nem kapott semmilyen kezelést. Majd 8 hét elteltével megismételtük a méréseket a két idős csoport

esetében. Természetesen a vizsgálati periódus leteltével a kontrollcsoportnak is volt lehetősége bekapcsolódni egy újabb tréningbe.

A funkcionális teljesítmény mérésére a tréningcsoportban a Timed Up & Go (TUG)-tesztet alkalmaztuk, amely során azt az időtartamot mérjük másodpercben, amelyre egy ülő embernek szüksége van ahhoz, hogy felálljon, majd megkerüljön egy 3 méter távolságban elhelyezett tárgyat, és visszaüljön a székére.

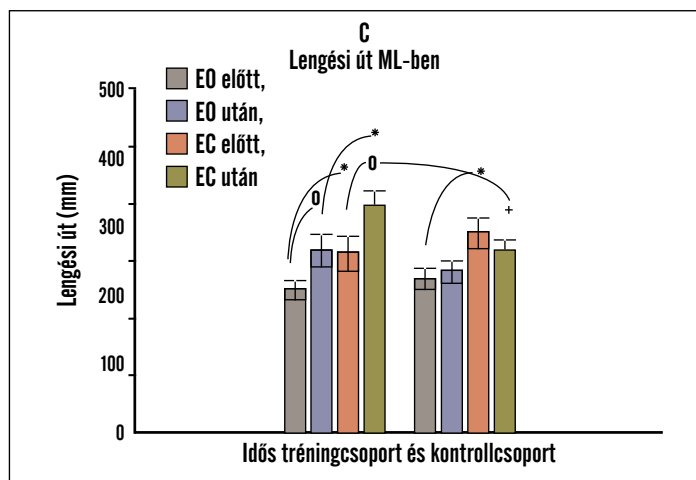
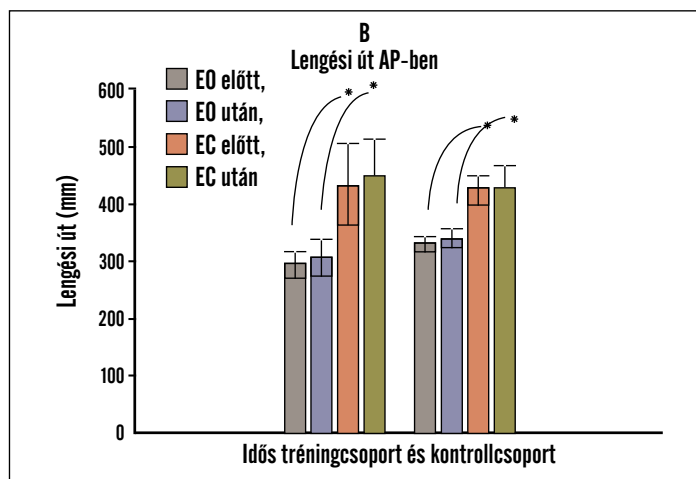
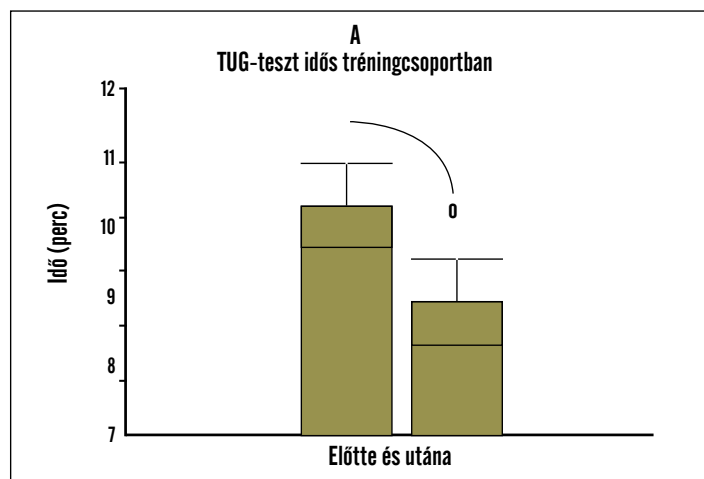
## TRÉNING

Az idős tréningcsoport részt vett egy 8 hetes kombinált egyensúlyfejlesztő tréningprogramban heti kétszer 45 percben. A tornaprogram alsó végtagi erősítő és flexibilitást növelő gyakorlatokból, statikus és dinamikus egyensúlygyakorlatokból, és aerob aktivitásként járógyakorlatokból tevődött össze. Az első 4 hétben egy rövid 5–10 perces bemelegítést követően 20 percig az alsóvégtag- és törzserősítő és flexibilitását növelő gyakorlatokat hangsúlyoztuk, nagyobb alátámasztási felületet használva, mint a fekvő és ülő helyzetek, míg az egyensúly- és

a járásgyakorlatok (5–10 perc) kisebb szerepet játszottak ebben a részben. A tréning második felében ez az arány megfordult, az egyensúly- és a járásgyakorlatokra fókuszáltunk. Dinamikus gyakorlatokat végeztünk álló helyzetben, fokozatosan csökkentve az alátámasztási felületet, vizuális kontrollal és a nélkül. A tréning intenzitását fokozatosan növeltük a tréning során a maximális pulzus 70%-áig [(220-életkor) x 0,7] gyógytornász vezetésével.

## ADATELEMZÉS

A mért adatokból a lengési utat számítottuk, majd mindkét irányban spektrumanalízisnek vetettük alá. A platform oszcillációk frekvenciaspektrumát a gyors Fourier-transzformáció segítségével számoltuk 0,1–0,3, 0,3–1, 1–3 Hz tartományokban. A kapott adatokat varianciaanalízisnek vetettük alá, Post hoc összehasonlításkor az LSD-tesztet használtuk. A TUG-teszt értékelésekor a Student t-tesztet alkalmaztuk a szignifikáns különbség meghatározására. Az adatalemzés során  $p < 0,05$  szignifikanciaszintet fogadtunk el.



**2. a, b, c ábra.**

Átlag (±S.E.M.) TUG (A)-tréning előtt és után az idős tréningcsoportban. A tréning hatása az átlag (±S.E.M.) a lengési úton AP (B) és ML (C) irányban az idős tréning- és kontrollcsoport esetén. Szignifikáns különbségek összehasonlítva (P < 0,05) a kiindulási értékekkel: o; a tréning csoporttal: +; a nyitott szemmel: \*. Rövidítések: EO: nyitott szem, EC: csukott szem, ML: mediolaterális, AP: antero-poszterior irány.

**EREDMÉNYEK**

**ÉLETKORFÜGGŐ VÁLTOZÁSOK**

Nem volt szignifikáns különbség az alapértékek között a két idős csoportnál, ezért az adataikat együttesen hasonlítottuk össze a fiatal kontrollcsoporttal. A lengési út mindkét irányban szignifikánsan magasabb volt az idősek esetén, a fiatalokéval összehasonlítva. (1A. ábra)

A vizuális feedback hiánya szignifikáns növekedést eredményezett a lengési útban, mindkét irányban az idősek esetén, de a fiataloknál nem. Az időseknél szignifikánsan nagyobb volt a lengési út csukott szemmel AP irányban, mint ML irányban.

A frekvenciaanalízist illetően egyik frekvenciatartományban sem volt szignifikáns különbség a két csoport között ML irányban, nyitott szemmel. (1B., 1C. és 1D. ábra)

Az alacsony frekvenciatartományban (0,1–0,3 Hz) szignifikáns különbségek mutatkoztak csukott szemmel a két csoport között, vagyis az idősek lengési energiája magasabb volt mind AP, mind ML irányban a 3. csoporttal összehasonlítva. (1B. ábra) Érdekes módon, ellentétben a magasabb frekvenciatartományokkal, az idősek enyhén magasabb frek-

venciaenergiát mutattak csukott szemmel ML irányban, mint AP irányban. A középső (0,3–1 Hz) és a magas (1–3 Hz) frekvenciatartományokban szignifikáns különbségek voltak a két csoport között AP irányban mindkét vizuális feltétel mellett, míg ML irányban csak csukott szemmel, tehát az idősek lengési frekvenciaenergiája magasabb. Míg a vizuális információ nem befolyásolta a lengési energiát a fiatal csoportban, az idős csoportnál a vizuális kontroll hiánya szignifikánsan megnövelte azt mindkét irányban. A csukott szemmel végzett mérés esetén az idős csoportban szignifikáns különbség volt a két irány között, azaz AP irányban lényegesen magasabb volt a frekvenciaenergia, mint ML irányban. (1C. és 1D. ábra)

**A NYOLCHETES TRÉNINGPROGRAM HATÁSA AZ EGYENSÚLYI PARAMÉTEREKEN**

A tréning szignifikáns javulást eredményezett a TUG-teszt értékeiben, amely 10,3±0,6 s volt a tréning előtt és 8,9±0,6 s utána (p < 0,05). (2A. ábra)

A lengési utat illetően az idős kontrollcsoport nem mutatott lényeges eltérést 8 hét elteltével. Az idős tréningcsoport esetén AP irányban a tréning nem volt hatással a lengési útra. A vizuális információ hiánya szignifikánsan növelte a lengési utat AP irányban mindkét csoportnál, mind az alapértékekben, mind 8 hét elteltével. (2B. ábra) Érdekes változások történtek a ML irányban a tréning hatására, a lengési út mindkét vizuális feltétel mellett jelentősen megnőtt.



**AKKREDITÁLT, KLINIKAI SZEMLÉLETŰ, EGYÉVES HOMEOPÁTIÁS ALAPKÉPZÉST**  
indít **Pécsett** a CEDH Hungária Homeopátiás Oktató Szervezet.

Sikeres vizsga esetén a hallgatók **nemzetközi CEDH diplomát** kapnak.

A tanfolyam a mindennapi orvosi gyakorlatban jól használható tudást biztosít.

Időpontok: Havonta 1 héttel, 7 alkalommal, 2008. január 18-tól., Péntek: 10:00–18:00 óráig.

Szombat: 9:00–16:00 óráig. Helyszín: Pécs Egyházmegyei Karitasz, 7621 Pécs, Janus Pannonius u. 4.

Tanfolyami díj: 70 000 Ft+ áfa, Jelentkezési határidő: 2007. december 21.

Jelentkezés: CEDH-iroda – 1111 Budapest, Bartók Béla út 28. • Tel: (061) 209-5782 Fax: (061) 209-1793 • E-mail: info@cedh.hu, honlap: www.cedh.hu



A frekvenciaanalízis eredményi alapján a kontrollcsoport nem mutatott lényeges változást 8 hét elteltével. A tréningcsoport esetén az eredmények az egyes frekvenciatartományok alapján eltérnek.

Az alacsony frekvenciatartományban, AP irányban nem volt különbség a két csoport között a tréning előtt és után. (3A. ábra)

A változások ML irányban jelentek meg, a tréningcsoport szignifikánsan magasabb energiát mutatott a nyolchetes tréning után csukott szemmel. (3D. ábra)

A közepes frekvenciatartományban AP irányban a vizuális információ hiánya szignifikánsan növelte az energiát mindkét csoportban a tréning előtt és után, de a tréningnek nem volt lényeges hatása ebben a frekvenciatartományban. (3B. ábra)

ML irányban a lengési energia szignifikánsan növekedett nyitott szemmel, és közel volt a szignifikanciahatárhoz csukott szemmel is ( $p=0,0059$ ). Továbbá a tréningcsoport lényegesen magasabb energiát mutatott csukott szemmel a tréning után, mint a kontrollcsoport. (3E. ábra)

A magas frekvenciatartományban a tréning nem okozott szignifikáns változást sem AP, sem ML irányban, azonban enyhe emelkedés megfigyelhető a frekvenciaenergiában, ML irányban. Így tehát a tréningcsoportban az energia enyhén megemelkedett minden frekvenciatartományban, ellentétben a kontrollcsoporttal, ahol az ellenkező tendencia látható. (3D., 3E. és 3F. ábra)

## MEGBESZÉLÉS

A tanulmány legfontosabb eredménye az, hogy az idős tréningcsoport szignifikáns javulást mutatott a funkcionális teljesítményben, és szignifikáns változásokat a poszturográfias paraméterekben, azaz a tréning után a lengési út szignifikánsan hosszabb lett ML irányban csukott szemmel. A frekvenciaanalízis felfedte, hogy a tréning megnövelte a frekvenciaenergiát ML irányban csukott szemmel, az alacsony és a közepes frekvenciákon. A fiatalokhoz képest szignifikánsan nagyobb lengési út idősek esetén jól ismert jelenség, melyet eredményeink is megerősítettek. A nagyobb mértékű kilengést magasabb

izomaktivitás kíséri, azonban még nem tisztázott, hogy a megnőtt izomaktivitás következtében nagyobb a kilengés, vagy a megnőtt kilengést kompenzálják az idősek fokozott izomaktivitással.

Eredményeinkben a legtöbb változást ML irányban találtuk. Jól ismert, hogy álló helyzetben az AP kitérés kontrollja a bokában (plantardorsalflexor izmok) történik, míg a ML kitérést a csípő abductor-adductor izmai kontrollálják, továbbá igazolták, hogy az idősek elsősorban a csípőkontrollra hagyatkoznak, előnyben részesítik azt a bokastratégiával szemben.

Feltételeztük, hogy az idősek egyensúlyi paraméterei a tréning után javulást mutatnak. Az elvárásnak megfelelően szignifikáns javulást mértünk a funkcionális teljesítményben (TUG-teszt), meglepő módon azonban a lengési út ML irányban és a lengési energia szignifikánsan nőtt tréning után. Az elmúlt években számos tanulmány hangsúlyozta, hogy a laterális instabilitás időskorban mutatja az egyensúlykontrolljának érintettségét. (Maki, 1996) Tanulmányunkban szintén a ML paraméterekben mutatkozott meg jobban a tréninghatás. Ami összecseng azzal a megállapítással, hogy mivel AP irányban több stratégia áll rendelkezésünkre, mint ML irányban, az instabilitás leküzdésében, amelyek segíthetnek elfedni az egyéni különbségeket. A tréningben részt vevőink szignifikánsan magasabb kilengést mutattak ML irányban a tréning után, mint a kontrollcsoport, ami nem lehet a jele a fokozott elesés veszélyének ebben az esetben, tekintve a TUG-teszt eredményeit. Sokkal valószínűbb, hogy a tréning hatására javult a ML-kontroll, és a résztvevők magabiztossága egyensúly terén, miáltal a résztvevők képessé váltak egy nagyobb szabadságfokot kontrollálni a csípőízületükben. Jól ismert, hogy a megnőtt kilengés nem mindig jelent romlást az egyensúlykontrollban, mint ahogyan a kis kilengés sem jelent feltétlenül jó poszturális kontrollt, mint például a parkinsonos betegek esetében.

A frekvenciaanalízis pontosabban mutatja a poszturális kontroll változásait. Golmer és munkatársai (1999) szerint az alacsony frekvenciatartomány köthető a vizuális kontrollhoz, a közepes frekvencia a vesztibuláris és szomatoszenzoros információkkal, míg a magas frekvencia a propriocepcióval és az izomaktivitással kapcsolatos. Eredményeink alátámasztják a vizuális információ és az alacsony frekvencia kapcsolatát, mivel itt a két korcsoport nem mutatott szignifikáns különbséget vizuális kontroll mellett. Ha valamilyen okból kifolyólag nem érzünk biztonságosnak egy helyzetet, gyakran fixáljuk testhelyzetünket, hogy csökkentsük a kilengés mértékét. Eszerint, ha fenyegetettségünk megszűnik, feloldjuk ezt a fixációt, mert képesek vagyunk ismét kontrollálni a nagyobb kilengést is, mely tovább erősíti azt a felvetésünket, miszerint a megnőtt ML kilengés a tréning után a jobb egyensúlyi teljesítményt jelöli.

A hipotézisünknek megfelelően eredményeink igazolták, hogy a kombinált tréning pozitív hatással volt a résztvevők egyensúlyi paramétereire még ebben a magas életkorban is. Különösen fontos, hogy a javulás az elesések szempontjából veszélyes ML irányban, vizuális kontroll nélkül jelent meg.

## Universitätsklinikum Jena

Klinik für Geriatrie  
unter der Leitung von Frau Dr. A. Kwetkat

Unser Universitätsklinikum mit 1.400 Betten und ca. 4.500 Mitarbeitern erfüllt alle Aufgaben der Grund-, Regel- und Maximalversorgung. Es bestehen hervorragende Arbeitsbedingungen für alle Mitarbeiter mit einer ausgezeichneten technischen Ausstattung sowie sehr gute Betreuungsbedingungen für unsere Patienten.

Für die neu implementierte Klinik für Geriatrie mit 40 Betten suchen wir zur Verstärkung unseres Teams zum **nächstmöglichen Termin**

### Assistenzärzte/Assistenzärztinnen in Weiterbildung für Innere Medizin/ Allgemeinmedizin/Geriatrie

und

### Fachärzte/Fachärztinnen für Innere Medizin/Allgemeinmedizin/Neurologie

Das noch junge Fachgebiet der Geriatrie bietet durch die Multimorbidität der Patienten einen umfassenden Einblick in das gesamte Arbeitsspektrum der Inneren Medizin sowie in verschiedene Aspekte typischer Krankheitsbilder des höheren Lebensalters aus anderen Fachdisziplinen.

Das Aufgabengebiet umfasst die ganzheitliche Patientenversorgung im multiprofessionellen Team einschließlich geriatrischen Assessments und ermöglicht die aktive Durchführung nicht-invasiver internistischer Diagnostik. Die Möglichkeit zur Weiterbildung Innere Medizin bzw. Geriatrie ist gegeben.

Die besondere Bereitschaft zur selbständigen und interdisziplinären Arbeit sowie Kreativität bei der Mitgestaltung neu zu etablierender Abläufe sind Voraussetzung. Als eine der wenigen universitären Geriatrie-Einrichtungen besteht die Möglichkeit zur Teilnahme an klinischen Studien, zur Promotion sowie Habilitation und der aktiven Mitgestaltung der studentischen Ausbildung. Wissenschaftliches Interesse ist daher erwünscht.

Die Vergütung erfolgt nach den Regelungen des TV-Ä. Die Einstellung wird nach den für die Befristung von Arbeitsverträgen geltenden hochschulrechtlichen Bestimmungen vorgenommen.

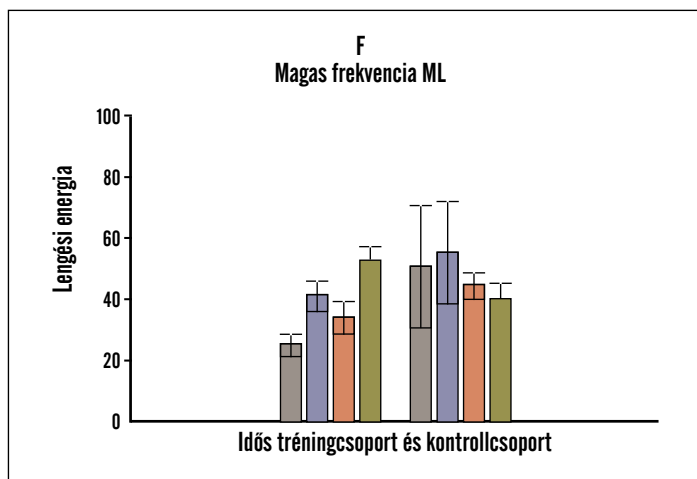
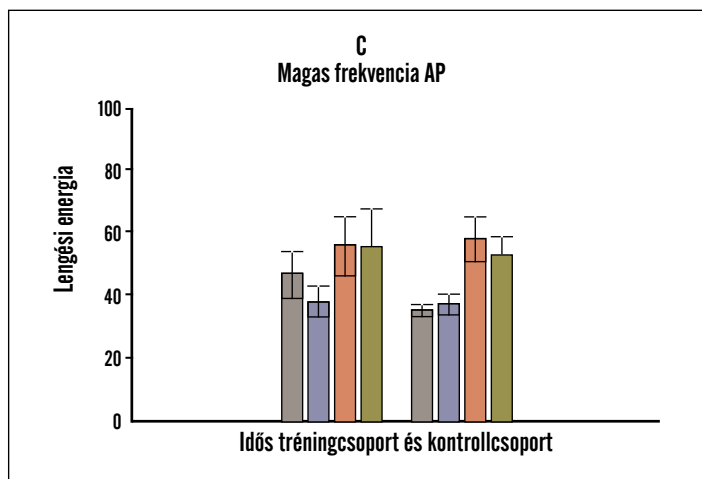
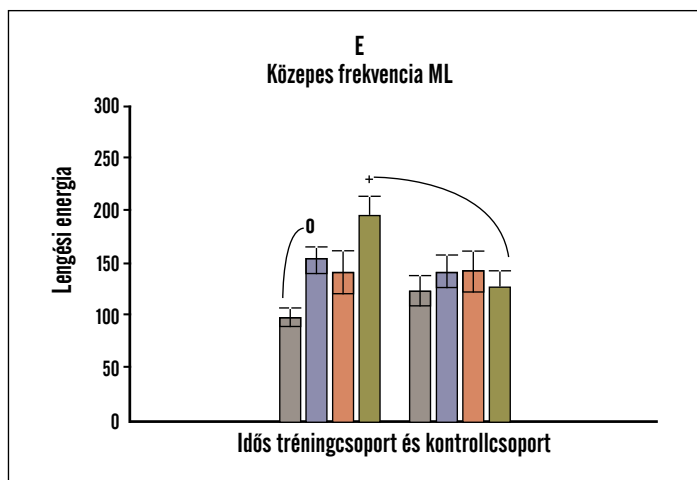
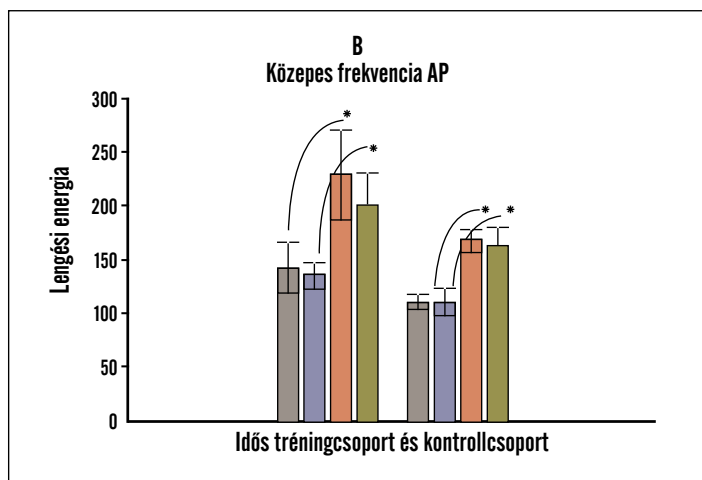
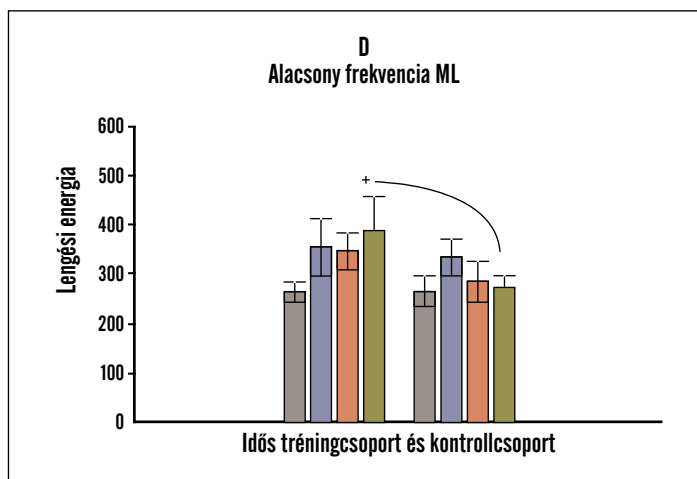
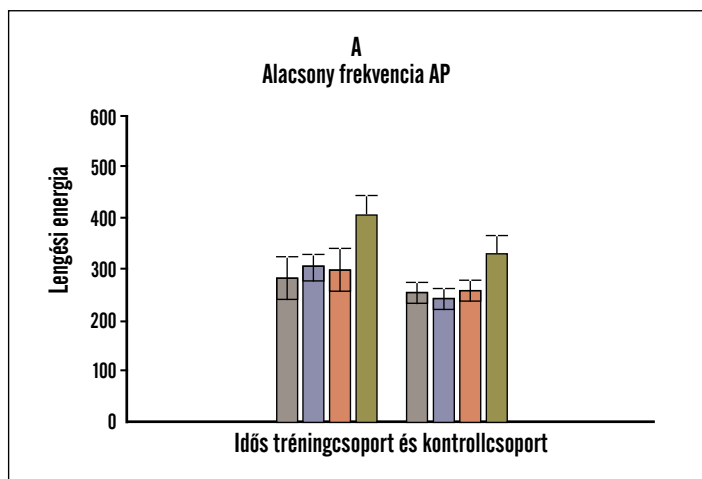
Jena ist eine klassische Universitätsstadt im Herzen Thüringens und bietet eine hohe Lebensqualität sowie ein ausgesprochen familienfreundliches Umfeld. Das Universitätsklinikum sieht sich verpflichtet, den Anteil an Frauen zu erhöhen. Frauen werden deshalb zur Bewerbung ermuntert. Bei gleicher Eignung werden Schwerbehinderte bevorzugt.

Ihre aussagefähige Bewerbung mit den üblichen Unterlagen (Lebenslauf, Examenszeugnisse, ggf. Publikationen) senden Sie bitte unter der **Reg.-Nr. 419/2007** bis zum **31. Dezember 2007** an das

Universitätsklinikum Jena  
Geschäftsbereich Personalmanagement  
D-07740 Jena







3. ábra.

A tréning hatása az átlag ( $\pm$ S.E.M.) lengési energián a különböző frekvenciatartományokban (A–F). Szignifikáns különbségek összehasonlítva ( $P < 0,05$ ) a tréningcsoporttal: +; az alapértékkel: o; a nyitott szemmel: \*. Rövidítések: EO: nyitott szem, EC: csukott szem, ML: mediolaterális, AP: antero–poszterior irány.

**IRODALOMJEGYZÉK**

1. Golomer E., Cremieux J., Dupui P., Isableu B., Ohlmann T.: Visual contribution to self-induced body sway frequencies and visual perception of male professional dancers. *Neurosci Lett.* 1999;267:189–192.

2. Hue O. A., Seynnes O., Ledrole D., Colson S. S., Bernard P. L.: Effects of a physical activity program on postural stability in older people. *Aging Clin Exp Res.* 2004;16:356–362.

3. Judge J. O., Lindsey C., Underwood M., Winsemius D.: Balance improvements in older

women: effects of exercise training. *Phys Ther.* 1993;73:254–262.

4. Maki B. E., McIlroy W. E.: Postural control in the older adult. *Clin Geriatr Med.* 1996;12:635–658.

5. Williams H. G., McCleanaghan B. A., Dickerson J.: Spectral characteristic of postural control in elderly individuals. *Arch Phys Med Rehabil.* 1997;78:737–744.

6. Yarasheski K. E.: Exercise, aging, and muscle protein metabolism. *J Gerontol* 2003;58A:918–922.