

Erőszabályozási képesség változásának neurális mechanizmusa erőfejlesztő edzést követően fiatal és idősödő férfiaknál.

Bevezetés

Az öregedés életünk természetes folyamata, amely élettani átalakulást indít el a szervezetünkben. Ez a folyamat természetesen a neuromuszkuláris rendszert is érinti, ezáltal számos negatív hatást gyakorol szervezetünkre. Többek között szarkopénia alakul ki, amely az izomtömeget és izomfunkció csökkenését jelenti. A folyamat során motoros egységek és izomrostok halnak el (Larsson et al., 2019). Mindezek együttesen olyan funkcionális deficitet eredményeznek, amely rontja az életminőséget. Számos kutatás bizonyította, hogy az esések és az eséssel kapcsolatos sérülések gyakoriak az idősök között, illetve csökken a mozgás sebessége és a reakcióidő is (Dean et al., 2004; Khaw & Visvanathan, 2017; Stelmach et al., 1987; Suzuki et al., 1992; Tromp et al., 2001). Ezen hatások együttesen nagy terhet rónak egészségügyi, társadalmi és gazdasági területekre egyaránt, amely fokozódik, hiszen a 60 évnél idősebb személyek globális aránya, a regionális különbségek ellenére a század végére várhatóan 10%-ról 32%-ra nő (Lutz et al., 2008).

Számottevő szakirodalom áll rendelkezésre az időskorúak fejlesztésével kapcsolatban, amellyel a leépülés folyamata késleltethető. Az erőnléti edzés hatékony eljárásnak bizonyul az izomfunkció és izomszerkezet romlásának visszafordítására, valamint a funkcionális képességek javítására (Hurley & Roth, 2000). Számos erőfejlesztő edzéstanulmánnyal találkozunk, amely különböző ellenállást, ismétlésszámot és időtartományt alkalmaz. Akut hatás esetén nem találtak különbséget szubmaximális és maximális erő kifejtés között járásgyorsaság és egyensúlytesztekben (Donath et al., 2013). Az edzésgyakoriságban is van különbség, heti 3 edzéstől javult legjobban a quadriceps ereje, a heti 1-2 edzéshez képest azonban összefüggést nem találtak a különböző edzés mennyiséget végző csoportok maximális járási sebességével (Turpela et al., 2017). A magasabb edzésintenzitás nagyobb erőadaptációt eredményez, mint az alacsonyabb, ezáltal a maximális erő javításában hasznosabb. Azonban ez nem feltétlenül függ össze a funkcionális teljesítménnyel (Steib et al., 2010).

Az erőszabályozási képességünk is egy életminőséget meghatározó tényező. Kimutatták, hogy ez a képesség idős személyeknél romlik (Enoka et al., 2003; Tracy & Enoka, 2002). A funkcionális képességek csökkenése az izomerő szabályozásának, vagy fokozásának csökkenő képességére vezethető vissza, mintsem a maximális erővesztésre. Ez a szubmaximális izomkontroll fontosságát támasztja alá (Shepard et al., 1993). Egy szubmaximális erőszint fenntartásának képességét erőedzéssel idős személyeknél tudták javítani (Keen et al., 1994),

azonban van olyan kutatás is ahol szubmaximális erőedzés nem tudta javítani az erő kontrollját szubmaximális erő kifejtési szinteken (Bellew, 2002). Az egyensúlyozási képesség csökkenését és az esések kockázatát összefüggésbe hozták a szubmaximális erő szabályozásának csökkent képességével is (A. J. Campbell et al., 1989; Fernie et al., 1982; Pendergast et al., 1993). Amikor fokozatosan fejtünk ki erőt, először a kis motoros egységek kapcsolnak be, az erőt növelve pedig az egyre nagyobb egységek is. Ezt nevezzük méretelvnek. A kisebb motoros egységekhez kevesebb izomrost tartozik, itt kisebb elektromos impulzus halad végig az axonon. A nagyobb és gyorsabb motoros egységek, a vastagabb axon miatt nagyobb elektromos impulzust tudnak vezetni, ugyanakkor több izomrostot idegeznek be (Henneman et al., 1965). Amikor edzéseket hajtunk végre, a motoros egységekben is változások mennek végbe. Egy 4 hetes edzésprogram elvégzése után a motoros egységek kisülési sebessége nőtt (Del Vecchio et al., 2019), amelyet megfigyeltek robbanékony (Van Cutsem et al., 1998) és dinamikus erőedzés esetében is (Kamen & Knight, 2004). Izometriás edzés után azonban ilyen változásokat nem találtak (Pucci et al., 2006; Rich & Cafarelli, 2000). Az öregedés a motoros egység kisülési sebességére is jelentős hatással van. Egy 6 hetes erőnléti edzés fiatal és idős személyek esetében javította a motoros egységek kisülési sebességét, azonban egy állóképességi edzés a kisülési ráta csökkenésével járt együtt (Kamen & Knight, 2004; Patten et al., 2001). Elmondható tehát, hogy az erőszabályozás összefügg a motoros egységek tulajdonságaival.

A változás folyamatát a korrall összefüggésben is vizsgálták, miszerint az alfa motoneuronok elhalnak és ezáltal egy meglévő motoros egység az izomrostokat újrainnerválja (Oda, 1984; Stalberg & Fawcett, 1982; Tuffery, 1971). Kimutatták, hogy ez a folyamat 60 éves kor körül kezdődik (Brown, 1972; M. J. Campbell et al., 1973). A motoros egységek újrainnerválásának folyamata a motoros egységek számának csökkenését, illetve a meglévők méretének növekedését eredményezi, valamint a motoros egységek erő növekedését is kiváltja (Doherty et al., 1993; Kanda & Hashizume, 1989; Narici et al., 1991). Az öregedés hatására a motoros egységekben végbemenő szerkezeti változások feltehetően az izomerő szabályozásában is változásokat eredményeznek, mivel nagy motoros egységek jönnek létre (Galganski et al., 1993). Ezen folyamat által romlik idős korban az erőszabályozási képesség, amelyet elektromiográfiai (EMG) elemzés alátámaszthat.

Az elektromiográfia az izomaktivitás mérésére leggyakrabban alkalmazott eljárás. Ez tükrözi a neuromuszkuláris rendszer perifériás és központi tulajdonságait (Farina et al., 2004). Az izomaktivitást mérték már maximális és szubmaximális erő kifejtés közben is. A maximális izometrikus erő kifejtés (MVIC) alatt mért EMG aktivitás magasabb volt a fiatal csoport esetében, mint az idősekében (F. Esposito et al., 1996). A szubmaximális szinteken pedig azt

találták, hogy a motoros egységek csökkent kisülési aktivitása nem feltétlen az öregedés következménye, hanem inkább az izomtömeg, illetve a kontraktilis tulajdonságok összetett mechanizmusára vezethető vissza (Patten & Kamen, 2000).

Probléma megközelítése

Az erőnléti edzés adaptációi közé tartozik a neurális adaptáció is, amely a maximális motoros egységek kihasználását célozza meg (Knight & Kamen, 2001), valamint a motoros egységek vezetési sebességének növekedését (Kamen & Knight, 2004). Számos tanulmány szubmaximális erőedzést alkalmaz (Bellew, 2002; Kamen & Knight, 2004). Valamint nem vizsgálják edzéshagyás után az adaptáció fenntarthatóságát. A mi vizsgálatunkban maximális intenzitású erőedzést alkalmaztunk, illetve vizsgáljuk az edzés utáni edzésmentes időszak hatását is. Mivel idős és fiatal emberek eltérő tulajdonságú motoros egység készlettel rendelkeznek, és a maximális erőfejlesztő edzés módosítja ezeknek az egységeknek a kihasználási sémáját, ezért feltételezhető, hogy a maximális erőedzést követően a szubmaximális szinten történő erőszabályozási képesség eltérően fog módosulni a két korosztálynál.

Hipotézisek

A bevezetésben felvázolt problémák vizsgálata érdekében a következő hipotéziseket állítottuk fel:

1. Feltételeztük, hogy az idős, valamint a fiatal csoport erőszabályozási képességeiben különbség van.
2. Feltételeztük, hogy a maximális erőedzés hatására, valamint az edzéshagyás után eltérően módosul az erőszabályozási képesség és azzal együtt járó EMG aktivitás idős és fiatal személyek esetében.

A hipotézisek megválaszolására vizsgáltuk az izometrikus, illetve dinamikus erőszabályozási képességet. Az utóbbit azért, mert kapcsolatban áll a funkcionális teljesítménnyel, ugyanakkor kevesebb adat áll a rendelkezésünkre. Az erőszabályozási tesztek alatt pedig a quadriceps EMG aktivitását is vizsgáltuk.

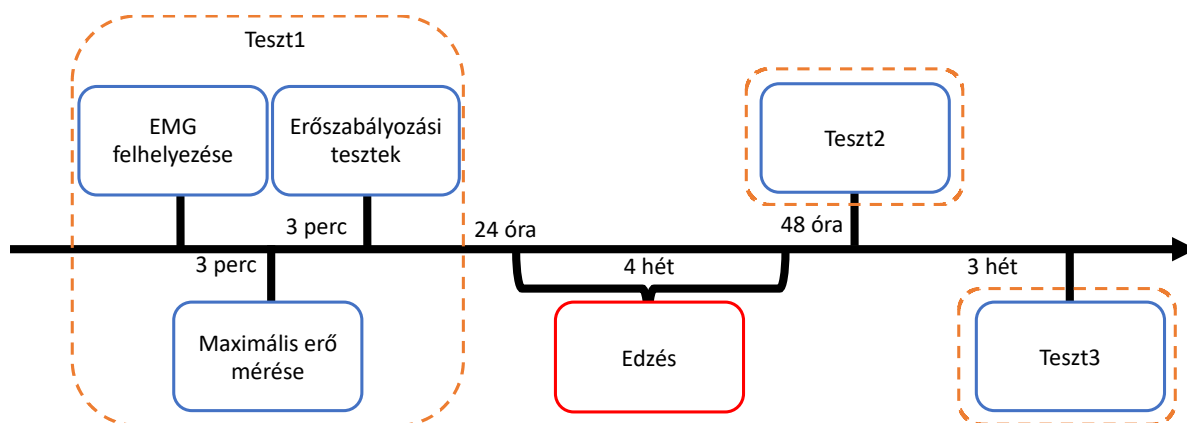
Anyag és módszer

Vizsgálati személyek

Vizsgálatunkban összesen 18 fő vett részt. A fiatal korosztályban 10 (átlagéletkor: $22,3 \pm 2,5$ év; átlag testmagasság: $175,9 \pm 4,8$ cm; sportolással töltött átlag évek száma: $16 \pm 1,7$ év; átlagos heti edzésszám: $5 \pm 2,5$ óra/hét), az idősebb korosztályban pedig 8 személyen végeztük el a vizsgálatot (átlagéletkor: $73,3 \pm 7,8$ év; átlag testmagasság: $175,1 \pm 9,5$ cm; sportolással töltött átlag évek száma: 47 ± 19 év; átlagos heti edzésszám: $2,7 \pm 2,4$ óra/hét). A fiatal korcsoport sportszakos hallgatókból állt, akik a labdás, illetve vizes sportágakat képviselték. Az idősebb korcsoport résztvevői meghatározó részben az öttusa sportágát képviselték a jóga, illetve labdarúgás mellett. A vizsgálati személyek dinamometriai edzést még nem végeztek, valamint a vizsgálat előtt és alatt alsó végtagot érintő edzésben sem vettek részt. A vizsgálatból kizáró feltétel volt az alsó végtagi sérülés, illetve korábbi műtét, illetve olyan szív-érrendszeri vagy egyéb megbetegedés, ami a vizsgálatban való részvétel során egészségügyi kockázatot jelentett vagy befolyásolta volna a vizsgálat eredményét. Az idős korosztállyal a kutatás előtt kitöltöttünk egy egészségügyi kérdőívet, illetve vérnyomást is mértünk minden edzés és teszt előtt. A vizsgálati személyeket mindig tájékoztattuk a vizsgálati protokollról és írásban rögzítettük a beleegyezési részvételüket.

Protokoll

Vizsgálati protokollunkban a vizsgálati személyek minden mérés előtt a 3 perces bemelegítést kerékpárergométeren teljesítették. Ezután felhelyeztük az EMG szenzorokat, majd elvégeztünk maximális izometriás erőméréseket, illetve az erőszabályozási teszteket. A tesztek után következett a 4 hetes edzésprogram, amelynek végén ismételten elvégeztük a teszteket. Az edzésprogram után 3 hét edzésmentes időszak következett, melynek végén szintén elvégeztük a teszteket. A teszteket és az edzésprogramot minden esetben a domináns lábbal hajtották végre a vizsgálati személyek.



1. ábra: Protokoll

EMG

Mielőtt felhelyeztük az elektródákat, a bőrfelületet leborotváltuk és alkoholos oldattal megtisztítottuk. A bipoláris elektródákat a SENIAM (Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles) ajánlása alapján a vastus lateralisra, vastus medialisra és a rectus femorisra helyeztük fel. A tesztek alatti EMG jeleket a Noraxon MR 3.14.38 szoftverrel rögzítettük 1000 Hz-es mintavételi frekvencián.

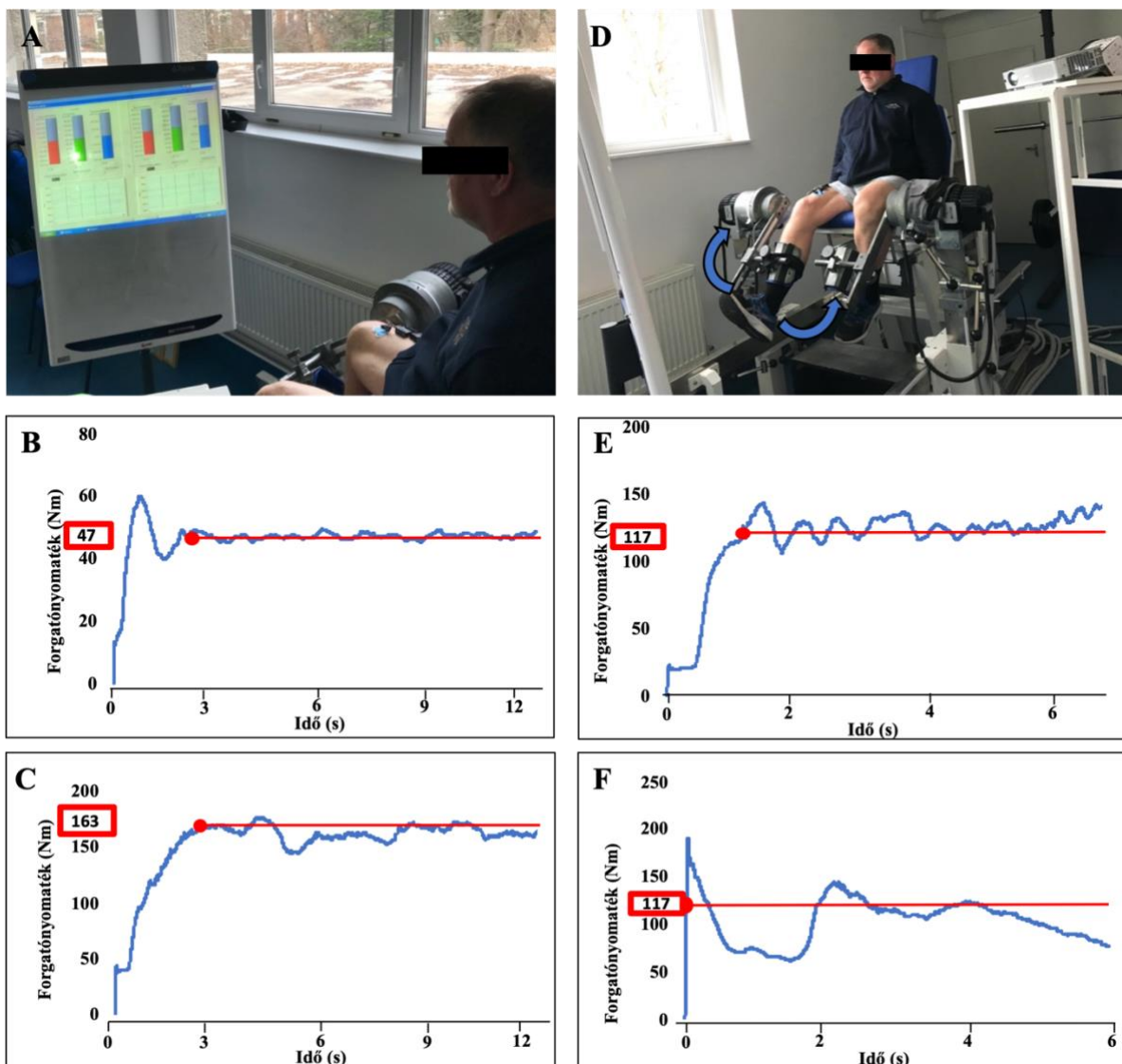
Maximális izometriás térdextenzió

A méréseket egy számítógép által vezérelt dinamométeren végeztük el (Multicont II, Mediagnost, Budapest és Mechatronic Kft, Szeged, Magyarország). A vizsgálati személyek ülve teljesítették a feladatot, a lábszárat a szervomotor párnázott karjához hevederrel rögzítettük. A vizsgálati személyek bemelegítésként két szubmaximális izometriás erő kifejtést hajtottak végre. A méréseket 50°-os szöghelyzetben végeztük. A bemelegítés után két maximális erejű kontrakciót kellett végrehajtaniuk a vizsgálati személyeknek. A két mérés között 3 perces pihenőidőt alkalmaztunk. A mérések után feljegyeztük a maximális forgatónyomatékokat és a későbbiekben a jobb eredménnyel számoltunk.

Erőszabályozási képesség mérése

Az erőszabályozási képességet izometriás, excentrikus és koncentrikus kontrakciók alatt vizsgáltuk. A kontrakciók alatt a vizsgálati személyek egy előre meghatározott nyomatékszintet kellett elérniük és a lehető legpontosabban fenntartaniuk, miközben szám alapú vizuális

visszajelzést kaptak az aktuálisan kifejtett nyomatékról. (2A). Az első két mérés izometrikus volt, amelyet szintén 50°-os szöghelyzetben mértünk. Az MVIC mérésnél kapott érték 20- (2B), illetve 70%-át (2C) kellett fenntartani 13 másodpercen keresztül. A következő mérésnél az MVIC 50%-át kellett megtartani, azonban itt a dinamométer karja mozgott (2D) 10°/s-os szögsebességgel, amely egy 6 másodperces excentrikus (2E) és egy 6 másodperces koncentrikus (2F) szakaszból állt. A mozgástartomány 20°-os térdízületi szöghelyzettől 80°-os szöghelyzetig tartott. Mindegyik tesztet kétszer ismételtük meg és a jobb eredménnyel végeztük a számolásokat. A tesztek között 3 perces pihenőidőt alkalmaztunk. A tesztek során a vizsgálati személyeket arra kértük, hogy a célértékhez minél közelebb tartsák fenn a nyomatékot, és mindezt minél kisebb kilengésekkel.



2. ábra: Erőszabályozási képesség mérése során rögzített forgatónyomaték-idő görbe (mintavételi frekvencia: 1000 Hz). A táblára vetített kép segítségével kaptak vizuális visszajelzést az aktuális forgatónyomatékról minden tesztben (2A). Izometrikus 20- (2B) és 70%-os (2C) erőszabályozási képességben, valamint a dinamikus (2D) 50%-os

erőszabályozásban, amely excentrikus (2E) és koncentrikus (2F) szakaszból állt. A piros vonal jelöli a figyelembe vett intervallumot.

Maximális erőfejlesztő edzés

Az edzéseket szintén dinamométerben végezték el a vizsgálati személyek. A dinamométer karja 20°-os térdízületi szögtől mozgott 80°-os szögig, a mozgástartomány tehát 60°-os volt. A kar sebessége 60°/s-os sebességgel mozgott. Egy edzés alkalmával 4x6 ismétlést kellett maximális erő kifejtéssel elvégeznie a vizsgálati személyeknek. Az edzésprogram 4 hétig tartott heti 3 edzéssel.

Adatelemzés

Az adatok elemzésénél a forgatónyomaték (mintavételi frekvencia:1000 Hz) időfüggvényt excel fájlba exportáltuk és offline dolgoztuk fel. Izometrikus erőszabályozás esetében 13 másodpercből, csak 10 másodpercet vettünk figyelembe, mivel az első 3 másodperces intervallumban kellett elérni az adott forgatónyomatékot (2B, 2C). A dinamikus erőszabályozás esetében pedig a dinamométer karja akkor indult el, amikor a vizsgálati személy elérte a célforgatónyomatékot. Így vizsgáltunk 6 másodperces intervallumot mind az excentrikus, mind a koncentrikus erőszabályozás alatt (2E, 2F). Az erőszabályozási képesség esetében abszolút és variabilis hibát számoltunk. Az abszolút hiba megmutatja a cél és a mért nyomatékgörbe közötti abszolút különbséget.

$$\text{Abszolút hiba} = |X \text{ mért érték} - X \text{ cél érték}|$$

A variabilis hiba mutatja meg a nyomatékgörbe variabilitását, tehát a hibák szórását.

$$\text{Variabilis hiba} = \sqrt{\sum (X \text{ mért érték} - X \text{ cél érték})^2}$$

A nyers EMG jeleket RMS (Root Mean Square) 250 ms-os ablakkal simítottuk. Az MVIC esetében a maximális EMG aktivitást jegyeztük fel mikrovoltban (µV) kifejezve, amelyekhez az erőszabályozási tesztekben kapott átlagos EMG aktivitást normalizáltuk.

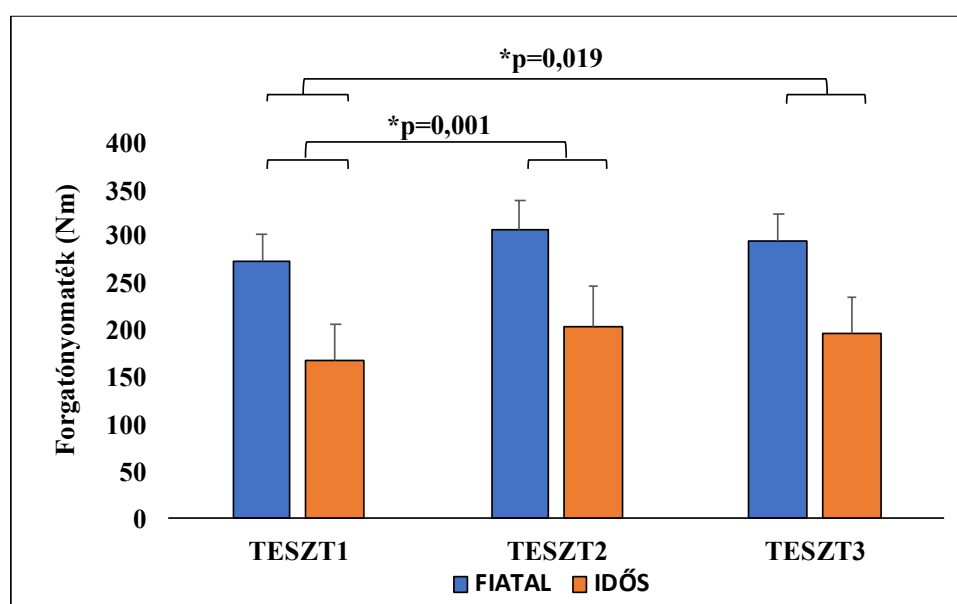
A statisztika elvégzése előtt az adatokat z-score-al szűrtük. A normalitás tesztek lefuttatása után, amelyik adat nem mutatott normál eloszlást, azt logaritmikusan

transzformáltuk. Ezáltal az összes adatunkra normál eloszlást kaptunk, így lehetett futtatni csak a paraméteres két szempontos varianciaanalízist (ANOVA), amelyben a Post Hoc analízist Bonferroni teszttel végeztük. A szignifikancia szintjét minden esetben $p=0,05$ -ben határoztuk meg. A statisztikai elemzéseket SPSS Statistics 26.0.0.0 szoftver segítségével futtattuk le.

Eredmények:

Maximális izometriás térdextenzió

Az MVIC esetében csoport- ($p=0,000$) és idő fő hatást kaptunk ($p=0,000$). A Post Hoc elemzés megmutatta, hogy a teszt1 és teszt2 között szignifikáns a javulás ($p=0,01$), illetve a teszt1 és teszt3 között is ($p=0,019$).



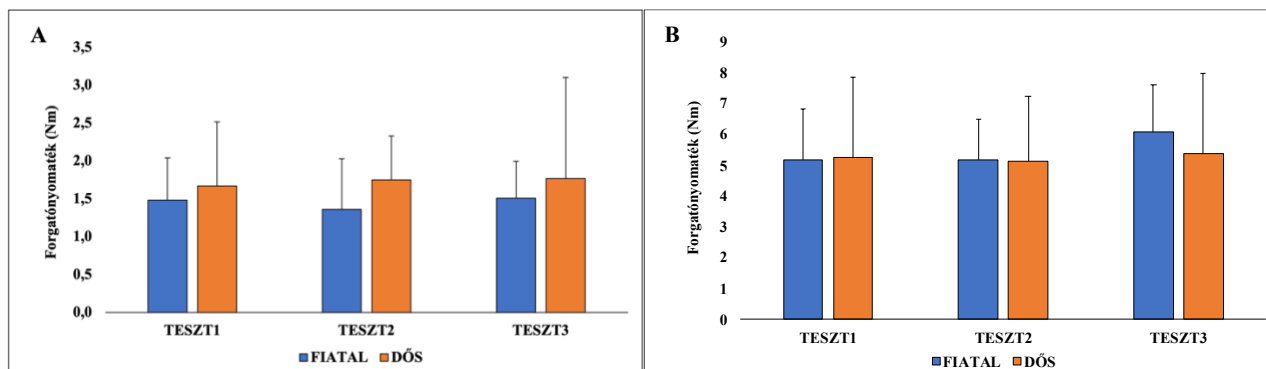
3. ábra: A három teszt során mért MVIC.

Erőszabályozási képesség

Abszolút hiba

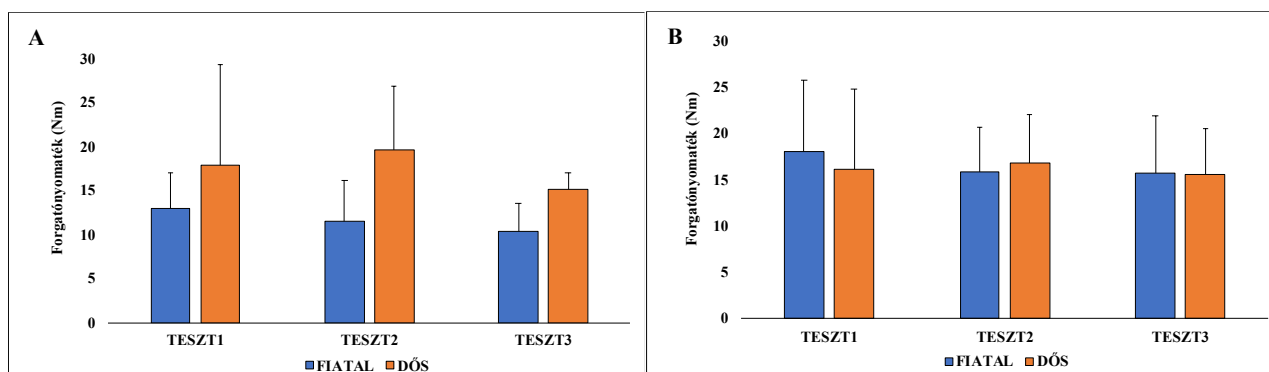
A 20%-os erőszabályozási tesztben nem találtunk szignifikáns változásokat. A fiatal csoport edzés utáni erőszabályozása valamelyest javult, amely a 3. tesztben visszatér az 1. teszt szintjére. Az idős csoport értékei szinte változatlanok maradtak. A 70%-os erőszabályozási

tesztekben sem találtunk szignifikáns változást. Egyik csoport átlagaiban sem látható jelentős változás.



4. ábra: Abszolút hiba a 20%-os (4A) és 70%-os (4B) erőszabályozási tesztek során.

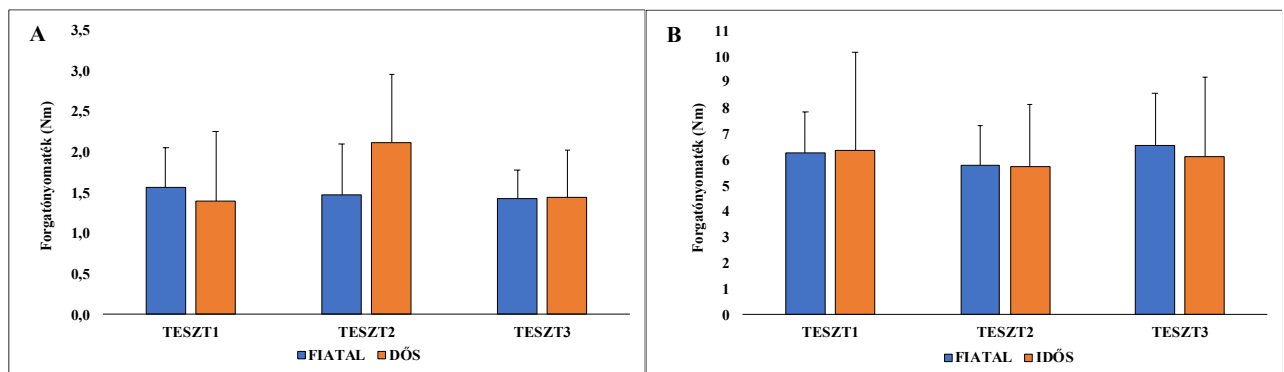
Az excentrikus erőszabályozásban csoport fő hatást találtunk ($p=0,019$). A fiatal csoport 3 tesztjének átlagaiban csökkenő hibázás figyelhető meg, azonban ez nem szignifikáns. A koncentrikus erőszabályozásban nem találtunk szignifikáns változást. A fiatal csoport átlagaiban az edzés után javulás látható. Az idős csoport értékei szinte változatlanok maradtak.



5. ábra: Abszolút hiba az excentrikus (5A) és koncentrikus (5B) erőszabályozási tesztek során.

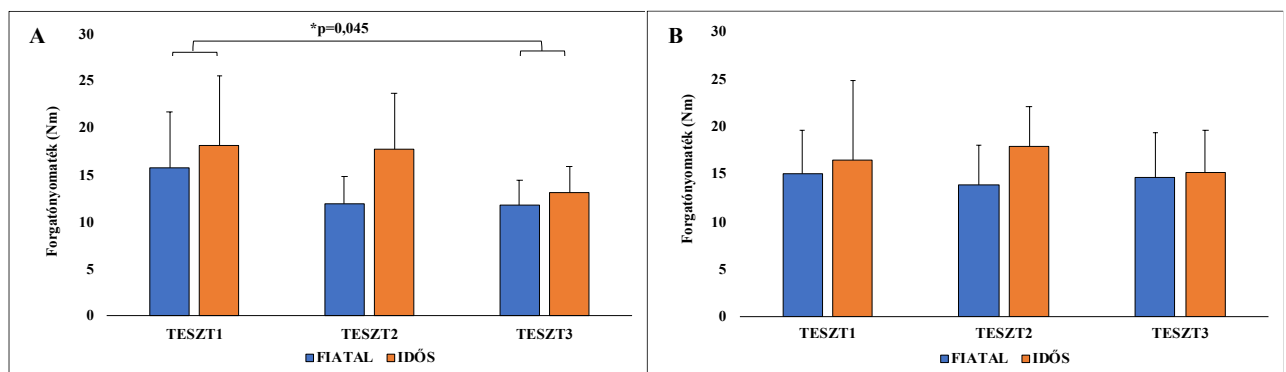
Variabilis hiba

A 20%-os erő kifejtés esetében nem találtunk szignifikáns változást. A fiatal csoport átlagai szinte változatlanok maradtak, az idős csoport teszt2 átlagai kis mértékben romlottak. A 70%-os erő kifejtésnél sem találtunk szignifikáns eltérést, mindkét csoport átlagai az edzések után valamelyest csökkentek.



6. ábra: Variabilis hiba a 20%-os (6A) és 70%-os (6B) erőszabályozási tesztek során.

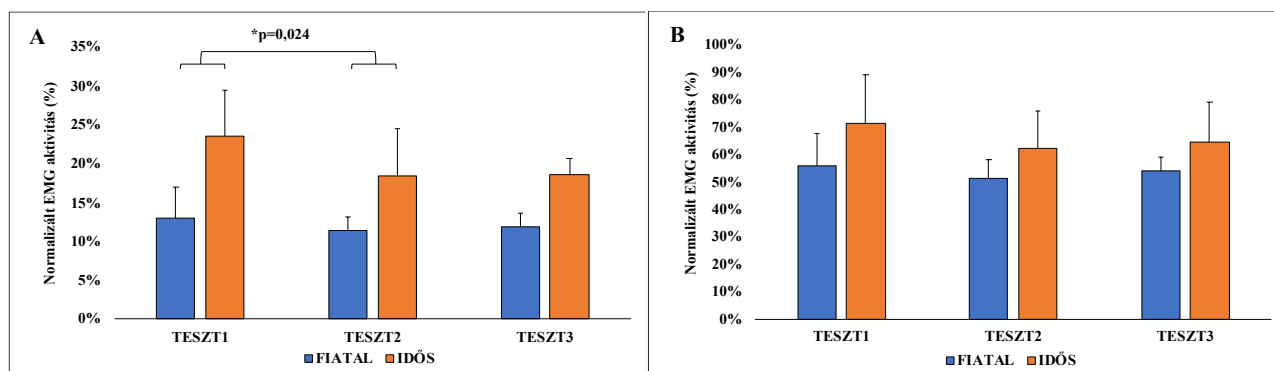
Az excentrikus erőszabályozásban csoport ($p=0,026$) és idő ($p=0,047$) szignifikáns fő hatást találtunk. A Post Hoc elemzésben teszt1 és teszt3 között volt szignifikáns változás ($p=0,045$). A koncentrikus erőszabályozásban nem találtunk szignifikáns eltérést, valamint a csoport átlagoknál sem látható jelentős változás.



7. ábra: Variabilis hiba az excentrikus (7A) és koncentrikus (7B) erőszabályozási tesztek során.

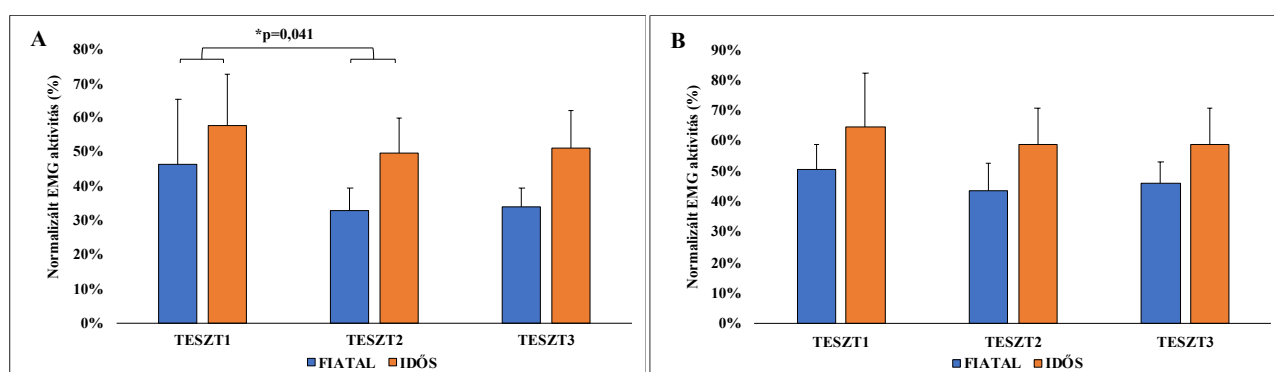
EMG

A 20%-os erőszabályozásban szignifikáns idő ($p=0,013$) és csoport ($p=0,000$) fő hatást találtunk normalizált EMG aktivitásban. A Post Hoc elemzésben pedig, teszt1 és teszt2 között ($p=0,024$) találtunk szignifikáns változást. A 70%-os erőszabályozásban szignifikáns csoport fő hatást találtunk ($p=0,028$). Habár az átlagok ugyanolyan csökkenést mutatnak, az edzés után az idő mint fő hatás nem volt szignifikáns ($p=0,07$).



8. ábra: Normalizált átlagos EMG aktivitás 20%-os (8A) és 70%-os (8B) erőszabályozási tesztek során.

Az excentrikus erőszabályozásban szignifikáns idő ($p=0,014$) és csoport ($p=0,005$) fő hatást találtunk. A Post Hoc elemzésben teszt1 és teszt2 között volt szignifikáns különbség ($p=0,041$). A koncentrikus erőszabályozásban csoport fő hatás látható ($p=0,006$). Az eddigiekhez képest az átlagok ugyanolyan csökkenést mutatnak, azonban az idő mint fő hatás itt nem szignifikáns ($p=0,08$).



9. ábra: Normalizált átlagos EMG aktivitás excentrikus (9A) és koncentrikus (9B) erőszabályozási tesztek során.

10. ábra: Összesített eredmények átlag, szórással (* jelöli, ahol szignifikáns csoport fő hatást találtunk, ** jelöli, ahol szignifikáns idő fő hatást találtunk a teszt1 értékeihez viszonyítva).

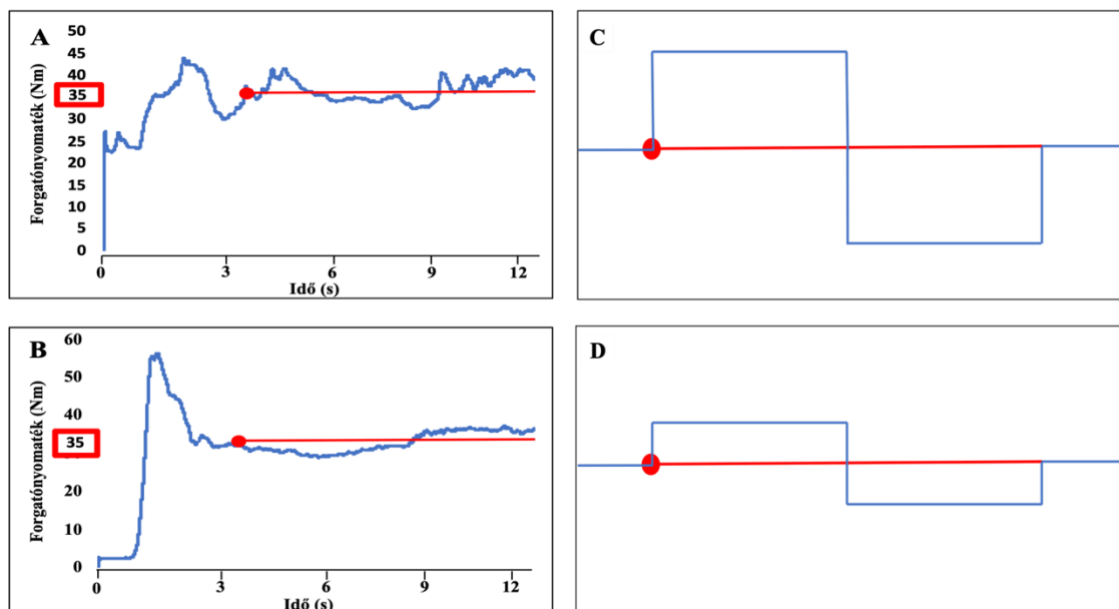
		TESZT1		TESZT2		TESZT3	
		FIATAL	IDŐS	FIATAL	IDŐS	FIATAL	IDŐS
	MVIC (Nm)	273 ± 30*	168 ± 40*	308 ± 30***	205 ± 43***	296 ± 28***	198 ± 37***
ABSZOLÚT HIBA (Nm)	20%	1,5 ± 0,6	1,7 ± 0,9	1,4 ± 0,7	1,8 ± 0,6	1,5 ± 0,5	1,8 ± 1,3
	70%	5,2 ± 1,7	5,3 ± 2,6	5,2 ± 1,3	5,1 ± 2,1	6,1 ± 1,5	5,4 ± 2,6
	EXC. 50%	12,9 ± 4,1*	17,9 ± 11,5*	11,5 ± 4,6*	19,7 ± 7,2*	10,4 ± 3,1*	15,2 ± 1,8*
	KONC. 50%	18,1 ± 7,7	16,1 ± 8,7	15,9 ± 4,8	16,9 ± 5,3	15,7 ± 6,2	15,6 ± 5,0
VARIABILIS HIBA (Nm)	20%	1,6 ± 0,5	1,4 ± 0,9	1,5 ± 0,6	2,1 ± 0,9	1,4 ± 0,3	1,4 ± 0,6
	70%	6,3 ± 1,6	6,3 ± 3,8	5,6 ± 1,5	5,8 ± 2,4	6,5 ± 2,1	6,1 ± 3,0
	EXC. 50%	15,8 ± 5,8*	18,2 ± 7,4*	11,9 ± 2,9*	17,8 ± 6,0*	11,7 ± 2,7***	13,1 ± 2,8***
	KONC. 50%	15,0 ± 4,6	16,4 ± 8,4	13,8 ± 4,2	17,9 ± 4,3	14,6 ± 4,7	15,1 ± 4,5
NORM. ÁTLAGOS EMG AKTIVITÁS (%)	20%	13 ± 4*	23 ± 6*	11 ± 2***	18 ± 6***	12 ± 2*	19 ± 2*
	70%	56 ± 12*	71 ± 18*	51 ± 7*	62 ± 14*	54 ± 5*	64 ± 15*
	EXC. 50%	46 ± 19*	58 ± 15*	33 ± 7***	50 ± 10***	34 ± 5*	51 ± 11*
	KONC. 50%	50 ± 8*	65 ± 18*	44 ± 9*	59 ± 12*	46 ± 7*	59 ± 12*

Megbeszélés:

Az MVIC esetében idő és csoport szignifikáns fő hatást kaptunk. Ebben az esetben az edzés utáni tesztben szignifikáns volt az MVIC növekedése mindkét csoportnál, hasonlóan számos tanulmányhoz (Fabio Esposito et al., 2005; Petrella et al., 2007). A vizsgálati személyek a megnövekedett erőszintet az edzések elhagyásával meg tudták tartani, hasonlóan Lovell (2010) tanulmányához. A csoport fő hatás pedig a fiatal és idős csoport közötti különbségből adódik, amelyet szintén több tanulmány is bizonyított már (Men et al., 1985; Roos et al., 1999).

Az erőingadozásokat a motoros egységek tulajdonságai befolyásolják, például a motoros egységek erőinek összegződése, vagy az akciós potenciálok kisülésének időzítése (Enoka et al., 2003; Taylor et al., 2003). Úgy tűnik, hogy ezen mechanizmusok adaptációi függetlenek az erőnövekedésért felelős mechanizmusoktól. Tanulmányok bizonyították, hogy az edzések erőszabályozásra gyakorolt hatása nem arányos az izomerő változásával (Laidlaw et al., 1999; M. Connelly, Heather Carnahan, Anth, 2000; Patten & Kamen, 2000). Valamint, az edzés növelheti a maximális izometriás erőt anélkül, hogy csökkentené az erőingadozásokat (Bellew, 2002; Hortobagyi et al., 2001). A kutatásunkban is a legtöbb eredményben ez látható, az MVIC szignifikánsan nőtt, ugyanakkor az erőingadozásban a legtöbb esetben nem találtunk változást. A vizsgálatunkban nem találtunk interakciót a két csoport között, ezért a hipotézisünk

azon részét, miszerint eltérően módosul az erőszabályozási képesség elvetjük. Az izometrikus erőszabályozási tesztekben nem találtunk szignifikáns változást, a dinamikus erőszabályozással ellentétben. Az excentrikus erőszabályozásban javult az erőkontroll, viszont mindkét csoportnál azonosan. Ez adódhat az edzés sajátosságából, mivel az edzés is excentrikus, illetve koncentrikus kontrakciókból állt. Ez összefüggésben van Tracy (2004) kutatásával is, ahol edzés hatására csak az anizometrikus kontrakciókban találtak változást. Tehát, dinamikus szabályozás során fellépő erőingadozásért felelős mechanizmusok jobban adaptálhatók egy edzésprogrammal, ellentétben az izometrikus erőingadozással és annak háttérmechanizmusával. Ez előnyös abból a szempontból, hogy a hétköznapi mozgások során ezek a dinamikus mozgások sokkal gyakoribbak, például egy lépcsőn való lefelé közlekedés esetében. Ez a mozgás egy pontos excentrikus erőszabályozást kíván. A bevezetésben taglalt folyamatok miatt, a pontos szabályozás által a sérülések kockázata is csökkenhet. Az erőszabályozási képesség esetében abszolút és variabilis hibát számoltunk. Feltételezhetően a variabilis hiba mutatja meg a motoros egységek ki- és bekapcsolását. Minél nagyobb ez a hiba, annál nagyobb egységek kapcsolódnak be és annál nagyobb erőkilengéseket eredményez. Ha ez a hiba lecsökken, de például az abszolút hiba nem változik, a pontosságot valószínűsíthetően fent tudják tartani a vizsgálati személyek, csak kisebb motoros egységekkel (11. ábra). Ez jelenti azt, hogy az erőkilengések kisebbek lesznek, tehát javul a finom koordinációs képesség. A kutatásunkban is ez történt az excentrikus erőszabályozási tesztben.



11.ábra: Valós idő- forgatónyomaték görbék nagyobb (11A) és kisebb (11B) variabilis hibával, illetve sematikus ábrák szintén nagyobb (11C) és kisebb (11D) variabilis hibával. A piros vonal jelöli a vizsgált intervallumot.

Az EMG adatok esetében nem találtunk interakciót a két csoport között, ezért a hipotézisünk azon részét, hogy eltérően módosul az EMG aktivitás elutasítjuk. Az erőszabályozási képesség nem mutatott jelentős változásokat amellett, hogy nőtt az MVIC, ezáltal magasabb erőszinteket kellett fenntartani a vizsgálati személyeknek. Ennek ellenére az edzésprogram után elvégzett erőszabályozási tesztekben mindenhol csökkent átlagos EMG aktivitás figyelhető meg, amely a 20%-os izometrikus és az excentrikus erőszabályozásban szignifikáns volt. Ez a neuromuszkuláris gazdaságosság arra utal, hogy edzés után kevesebb motoros egységre, vagy kisebb aktivációra van szüksége a vizsgálati személyeknek a szubmaximális erő kontrolljához. Ezáltal neuromuszkuláris szinten gazdaságosabb a feladatvégrehajtás a megnövekedett erőszint ellenére. Ezt bizonyítja Cadore (2010) idős személyeken elvégzett kutatása is, miszerint egy erőedzés hatására csökkent átlagos EMG aktivitást figyeltek meg szubmaximális erőkontroll alatt, a vastus laterálisban és a rectus femorisban. Ugyancsak egy 4 hetes edzésprogramban idős személyek interossei dorsales izmát vizsgálták. Excentrikus és koncentrikus erőszabályozásban szintén izomaktiváció csökkentést figyeltek meg, különösen az excentrikus kontrakció során, amely összefüggésben van a mi eredményeinkkel is (Laidlaw et al., 1999). A kutatásunkban is csökkent az átlagos EMG aktivitás, amely az excentrikus kontrakció esetében volt szignifikáns. Érdeemes megemlíteni, hogy a két csoport között mindegyik tesztben szignifikáns különbség volt az EMG aktivitásban. Az idős csoportnál az átlagos EMG aktivitás mindenhol magasabb volt. MVIC méréseknél tény, hogy alacsonyabb EMG aktivitás mérhető (F. Esposito et al., 1996), de az eredményeink alapján egy adott erőszint kontrollja nagyobb aktivációt igényel az idős személyek esetében.

Az erőszabályozási tesztekben a legtöbb esetben csoport főhatást sem találtunk, kivéve az excentrikus erőszabályozásban. Természetesen minden tesztben az egyének saját erőszinten történő szabályozásáról van szó. A hipotézisünket miszerint különbség van a fiatal és idős csoport erőszabályozási képességeiben, csak részben fogadjuk el. A vizsgálati mintánk olyan idős személyeket tartalmazott, akik aktívan sporttevékenységet végeznek, jógáznak, rendszeresen edzenek. Ez természetesen befolyásolja a motoros egység öregedéssel járó változásának tulajdonságait. Megfigyeltek már sportolók esetében nagyobb remodellezési kapacitást a nem sportoló személyekéhez képest. Ez pedig az jelenti, hogy sokkal sikeresebb tud lenni a motoros egységek reinnervációja (Piasecki et al., 2019). Fontos kiemelni tehát, hogy hatalmas szerepe van az időskori fizikai aktivitásnak, amellyel a leépülés folyamata lassítható. Az erőszabályozási képességgel összefüggésben, ezt más tanulmány is kiemelten fontosnak tartja (Pethick & Piasecki, 2022).

Tanulmányunk hipotéziseit összefoglalva: Feltételezésünk, hogy különbség van a fiatal és idős csoport erőszabályozási képességeiben csak részben igazolódott. Az eredmények alapján látható volt, hogy különbség csak excentrikus erőszabályozásban volt. Továbbá feltételeztük, hogy a maximális erőedzés hatására, valamint az edzéshagyás után eltérően módosul az erőszabályozási képesség és az azzal együtt járó EMG aktivitás idős és fiatal személyek esetében. Ez a hipotézisünk nem igazolódott. Az EMG adatok alapján látható, hogy mindkét csoportnál csökkent az átlagos EMG aktivitás, tehát változott a motoros egység kihasználási séma, de nem eltérően. Az erőszabályozási képesség esetében szintén nem találtunk eltérő változást. Úgy tűnik, hogy a motoros egységek tulajdonságaiban végbemenő változások neuromuszkulárisan gazdaságosabbá tették az erőszabályozási képességet, azonban javulást a legtöbb esetben nem eredményeztek.

Limitációk

Vizsgálatunkban érdemes lenne elemszámot növelnünk, mivel egyes esetekben megközelítettük a statisztikai szignifikancia szintjét. Ugyan a neurális adaptáció relatív gyorsan kialakul rezisztencia edzés hatására elképzelhető, hogy egy hosszabb edzésprogrammal nagyobb hatást érhetünk el az erőszabályozási képesség esetében. Az eredmények alapján érdemes olyan személyeket is bevonnunk a kutatásba, akik nem végeznek fizikai aktivitást, vagyis a fiatalok és idősök közötti különbség kimutatására egy tipikus idős csoport lenne a célszerű. Továbbá EMG-ből kapott eredmények neurális adaptációra történő felhasználása elővigyázatosságra ad okot, mivel ezt számos tényező befolyásolhatja.

Összefoglalás

Az öregedés folyamata hatással van a neuromuszkuláris rendszerre. Ez befolyásolja az erőszabályozási képességet is, amelyet összefüggésbe hoztak a sérülések, esések kockázatával. Az erőszabályozás a motoros egységek szintjén jön létre, amelyet EMG elemzésekkel tudunk detektálni.

A kutatásunkban maximális intenzitású erőedzést alkalmaztunk, illetve vizsgáltuk az edzés utáni időszak adaptációját. A vizsgálatunkban feltételeztük, hogy különbség van az idős, valamint a fiatal csoport erőszabályozási képességeiben. Továbbá feltételeztük, hogy a maximális erőedzés hatására módosul a motoros egység kihasználási séma, amely következtében változik az erőszabályozási képesség.

A vizsgálatunkban szubmaximális (izometrikus 20- 70%, excentrikus- koncentrikus 50%) erőszabályozási tesztek végeztünk fiatal és idős személyeken. Ezalatt EMG aktivitást mértünk. A tesztek teljesítése után következett a 4 hetes edzésprogram, amely után újból elvégeztük a tesztek, amelyet 3 hét múlva megismételtünk edzések nélkül. Az erőszabályozási tesztekben abszolút-, variabilis hibát, valamint normalizált EMG aktivitást számoltunk.

Az MVIC esetében csoport- ($p=0,000$) és idő fő hatást kaptunk ($p=0,000$). A Post Hoc elemzés megmutatta, hogy a teszt1 és teszt2 között szignifikáns a javulás ($p=0,01$), illetve a teszt1 és teszt3 között is ($p=0,019$). Abszolút hibázásban az excentrikus erőszabályozás esetében csak csoport fő hatást találtunk ($p=0,019$). A variabilis hibázás esetében szintén az excentrikus erőszabályozásban csoport ($p=0,026$) és idő ($p=0,047$) szignifikáns fő hatást találtunk. A Post Hoc elemzésben teszt1 és teszt3 között volt szignifikáns változás ($p=0,045$). A normalizált EMG adatok alapján elmondható, hogy mindenhol szignifikáns csoport fő hatást találtunk, amely azt jelenti, hogy különbözött a két csoport. Szignifikáns idő fő hatást a 20%-os ($p=0,013$) és az excentrikus ($p=0,014$) erőszabályozásban találtunk. A Post Hoc elemzésekben a 20%-os erőszabályozásban teszt1 és teszt2 között kaptunk szignifikáns javulást ($p=0,024$), hasonlóan az excentrikus erőszabályozáshoz ($p=0,041$).

Az edzés hatására a két csoport javította az MVIC értékeit, amelyet az edzések elhagyásával meg tudtak tartani. Az edzés ugyan növelte az MVIC értékeket, de a legtöbb esetben nem változott az erőszabályozási képesség. Egy edzés a motoros egységek tulajdonságait és az erő kontrollját is befolyásolja, de úgy tűnik, hogy ezen adaptációk függetlenek az erőnövekedésért felelős mechanizmusoktól. A kutatásunkban csak excentrikus erőszabályozásban találtunk változást, amely adódhat az edzés sajátosságából is, mivel az edzés is dinamikus kontrakciókat tartalmazott. Tehát, dinamikus szabályozás során fellépő erőingadozásért felelős mechanizmusok jobban adaptálhatók egy edzésprogrammal, ellentétben az izometrikus erőingadozással és annak háttérmechanizmusával. Az abszolút és a variabilis hibázás eredményei pedig rámutattak, hogy kisebb motoros egységek bekapcsolásával javul a finom koordinációs képesség.

Az edzésprogram után elvégzett erőszabályozási tesztekben mindenhol csökkent átlagos EMG aktivitás figyelhető meg, amely a 20%-os izometrikus és az excentrikus erőszabályozásban szignifikáns volt. Ez a neuromuszkuláris gazdaságosság arra utal, hogy az edzés után kevesebb motoros egységre, vagy kisebb aktivációra van szükségük a vizsgálati személyeknek. Ezáltal neuromuszkuláris szinten gazdaságosabb a feladatvégrehajtás a megnövekedett erőszint ellenére. Az idős csoport esetében mindenhol magasabb EMG aktivitás

figyelhető meg, amely arra enged következtetni, hogy egy adott erőszint kontrollja nagyobb aktivációt igényel.

Az első hipotézisünk tehát csak részben igazolódott. Az eredmények alapján látható, hogy különbség csak excentrikus erőszabályozásban volt. Második hipotézisünket elvetjük. Az EMG adatok alapján látható, hogy mindkét csoportnál csökkent az átlagos EMG aktivitás, tehát változott a motoros egység kihasználási séma, de nem eltérően. Az erőszabályozási képesség esetében pedig szintén nem találtunk eltérő változást. Úgy tűnik, hogy a motoros egységek tulajdonságaiban végbemenő változások neuromuszkulárisan gazdaságosabbá tették az erőszabályozási képességet, azonban javulást a legtöbb esetben nem eredményeztek.

Irodalomjegyzék:

1. Beck, T. W., DeFreitas, J. M., Stock, M. S., & Dillon, M. A. (2011). Effects of resistance training on force steadiness and common drive. *Muscle & Nerve*, 43(2), 245–250. <https://doi.org/10.1002/mus.21836>
2. Bellew, J. W. (2002). The effect of strength training on control of force in older men and women. *Aging Clinical and Experimental Research*, 14(1), 35–41. <https://doi.org/10.1007/BF03324415>
3. Brown, W. F. (1972). A method for estimating the number of motor units in thenar muscles and the changes in motor unit count with ageing. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, 35(6), 845–852. <https://doi.org/10.1136/jnnp.35.6.845>
4. Cadore, E. L., Pinto, R. S., Lhullier, F. L. R., Correa, C. S., Alberton, C. L., Pinto, S. S., Almeida, A. P. V., Tartaruga, M. P., Silva, E. M., & Krueel, L. F. M. (2010). Physiological Effects of Concurrent Training in Elderly Men. *International Journal of Sports Medicine*, 31(10), 689–697. <https://doi.org/10.1055/s-0030-1261895>
5. Campbell, A. J., Borrie, M. J., & Spears, G. F. (1989). Risk Factors for Falls in a Community-Based Prospective Study of People 70 Years and Older. *Journal of Gerontology*, 44(4), M112–M117. <https://doi.org/10.1093/geronj/44.4.M112>
6. Campbell, M. J., McComas, A. J., & Petito, F. (1973). Physiological changes in ageing muscles. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, 36(2), 174–182. <https://doi.org/10.1136/jnnp.36.2.174>
7. Dean, J. C., Kuo, A. D., & Alexander, N. B. (2004). Age-Related Changes in Maximal Hip Strength and Movement Speed. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 59(3), M286–M292. <https://doi.org/10.1093/gerona/59.3.M286>
8. Del Vecchio, A., Casolo, A., Negro, F., Scorcelletti, M., Bazzucchi, I., Enoka, R., Felici, F., & Farina, D. (2019). The increase in muscle force after 4 weeks of strength training is mediated by adaptations in motor unit recruitment and rate coding. *The Journal of Physiology*, 597(7), 1873–1887. <https://doi.org/10.1113/JP277250>
9. Doherty, T. J., Vandervoort, A. A., & Brown, W. F. (1993). Effects of Ageing on the Motor Unit: A Brief Review. *Canadian Journal of Applied Physiology*, 18(4), 331–358. <https://doi.org/10.1139/h93-029>
10. Donath, L., Zahner, L., Roth, R., Fricker, L., Cordes, M., Hanssen, H., Schmidt-Trucksäss, A., & Faude, O. (2013). Balance and gait performance after maximal and submaximal endurance exercise in seniors: is there a higher fall-risk? *European Journal of Applied Physiology*, 113(3), 661–669. <https://doi.org/10.1007/s00421-012-2471-0>

11. Enoka, R. M., Christou, E. A., Hunter, S. K., Kornatz, K. W., Semmler, J. G., Taylor, A. M., & Tracy, B. L. (2003). Mechanisms that contribute to differences in motor performance between young and old adults. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13(1), 1–12. [https://doi.org/10.1016/S1050-6411\(02\)00084-6](https://doi.org/10.1016/S1050-6411(02)00084-6)
12. Esposito, F., Veicsteinas, A., Orizio, C., & Malgrati, D. (1996). Time and frequency domain analysis of electromyogram and sound myogram in the elderly. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 73(6), 503–510. <https://doi.org/10.1007/BF00357671>
13. Esposito, Fabio, Cè, E., Gobbo, M., Veicsteinas, A., & Orizio, C. (2005). Surface EMG and mechanomyogram disclose isokinetic training effects on quadriceps muscle in elderly people. *European Journal of Applied Physiology*, 94(5–6), 549–557. <https://doi.org/10.1007/s00421-005-1371-y>
14. Farina, D., Merletti, R., & Enoka, R. M. (2004). The extraction of neural strategies from the surface EMG. *Journal of Applied Physiology*, 96(4), 1486–1495. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.01070.2003>
15. Fernie, G. R., Gryfe, C. I., Holliday, P. J., & Llewellyn, A. (1982). THE RELATIONSHIP OF POSTURAL SWAY IN STANDING TO THE INCIDENCE OF FALLS IN GERIATRIC SUBJECTS. *Age and Ageing*, 11(1), 11–16. <https://doi.org/10.1093/ageing/11.1.11>
16. Galganski, M. E., Fuglevand, A. J., & Enoka, R. M. (1993). Reduced control of motor output in a human hand muscle of elderly subjects during submaximal contractions. *Journal of Neurophysiology*, 69(6), 2108–2115. <https://doi.org/10.1152/jn.1993.69.6.2108>
17. Henneman, E., Somjen, G., & Carpenter, D. O. (1965). FUNCTIONAL SIGNIFICANCE OF CELL SIZE IN SPINAL MOTONEURONS. *Journal of Neurophysiology*, 28(3), 560–580. <https://doi.org/10.1152/jn.1965.28.3.560>
18. Hortobagyi, T., Tunnel, D., Moody, J., Beam, S., & DeVita, P. (2001). Low- or High-Intensity Strength Training Partially Restores Impaired Quadriceps Force Accuracy and Steadiness in Aged Adults. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 56(1), B38–B47. <https://doi.org/10.1093/gerona/56.1.B38>
19. Hurley, B. F., & Roth, S. M. (2000). Strength Training in the Elderly. *Sports Medicine*, 30(4), 249–268. <https://doi.org/10.2165/00007256-200030040-00002>
20. Kamen, G., & Knight, C. A. (2004). Training-Related Adaptations in Motor Unit Discharge Rate in Young and Older Adults. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 59(12), 1334–1338. <https://doi.org/10.1093/gerona/59.12.1334>
21. Kanda, K., & Hashizume, K. (1989). Changes in properties of the medial gastrocnemius motor units in aging rats. *Journal of Neurophysiology*, 61(4), 737–746. <https://doi.org/10.1152/jn.1989.61.4.737>
22. Keen, D. A., Yue, G. H., & Enoka, R. M. (1994). Training-related enhancement in the control of motor output in elderly humans. *Journal of Applied Physiology*, 77(6), 2648–2658. <https://doi.org/10.1152/jappl.1994.77.6.2648>
23. Khaw, K. S. F., & Visvanathan, R. (2017). Falls in the Aging Population. *Clinics in Geriatric Medicine*, 33(3), 357–368. <https://doi.org/10.1016/j.cger.2017.03.002>
24. Knight, C. A., & Kamen, G. (2001). Adaptations in muscular activation of the knee extensor muscles with strength training in young and older adults. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 11(6), 405–412. [https://doi.org/10.1016/S1050-6411\(01\)00023-2](https://doi.org/10.1016/S1050-6411(01)00023-2)
25. Laidlaw, D. H., Kornatz, K. W., Keen, D. A., Suzuki, S., & Enoka, R. M. (1999). Strength training improves the steadiness of slow lengthening contractions performed by old adults. *Journal of Applied Physiology*, 87(5), 1786–1795. <https://doi.org/10.1152/jappl.1999.87.5.1786>
26. Larsson, L., Degens, H., Li, M., Salviati, L., Lee, Y. il, Thompson, W., Kirkland, J. L., & Sandri, M. (2019). Sarcopenia: Aging-Related Loss of Muscle Mass and Function. *Physiological Reviews*, 99(1), 427–511. <https://doi.org/10.1152/physrev.00061.2017>

27. Lovell, D. I., Cuneo, R., & Gass, G. C. (2010). The effect of strength training and short-term detraining on maximum force and the rate of force development of older men. *European Journal of Applied Physiology*, 109(3), 429–435. <https://doi.org/10.1007/s00421-010-1375-0>
28. Lutz, W., Sanderson, W., & Scherbov, S. (2008). The coming acceleration of global population ageing. *Nature*, 451(7179), 716–719. <https://doi.org/10.1038/nature06516>
29. M. Connelly, Heather Carnahan, Anth, D. (2000). Motor Skill Learning of Concentric and Eccentric Isokinetic Movements in Older Adults. *Experimental Aging Research*, 26(3), 209–228. <https://doi.org/10.1080/036107300404868>
30. Men, Y., Young, A., Stokes, M., & Crowe, M. (1985). The size and strength of the quadriceps muscles of old. *Clinical Physiology*, 5(2), 145–154. <https://doi.org/10.1111/j.1475-097X.1985.tb00590.x>
31. Narici, M. V., Bordini, M., & Cerretelli, P. (1991). Effect of aging on human adductor pollicis muscle function. *Journal of Applied Physiology*, 71(4), 1277–1281. <https://doi.org/10.1152/jappl.1991.71.4.1277>
32. Oda, K. (1984). Age changes of motor innervation and acetylcholine receptor distribution on human skeletal muscle fibres. *Journal of the Neurological Sciences*, 66(2–3), 327–338. [https://doi.org/10.1016/0022-510X\(84\)90021-2](https://doi.org/10.1016/0022-510X(84)90021-2)
33. Patten, C., & Kamen, G. (2000). Adaptations in motor unit discharge activity with force control training in young and older human adults. *European Journal of Applied Physiology*, 83(2–3), 128–143. <https://doi.org/10.1007/s004210000271>
34. Patten, C., Kamen, G., & Rowland, D. M. (2001). Adaptations in maximal motor unit discharge rate to strength training in young and older adults. *Muscle & Nerve*, 24(4), 542–550. <https://doi.org/10.1002/mus.1038>
35. Pendergast, D. R., Fisher, N. M., & Calkins, E. (1993). 9 Cardiovascular, Neuromuscular, and Metabolic Alterations With Age Leading to Frailty. *Journal of Gerontology*, 48(Special_Issue), 61–67. https://doi.org/10.1093/geronj/48.Special_Issue.61
36. Pethick, J., & Piasecki, M. (2022). Alterations in Muscle Force Control With Aging: Is There a Modulatory Effect of Lifelong Physical Activity? *Frontiers in Sports and Active Living*, 4. <https://doi.org/10.3389/fspor.2022.817770>
37. Petrella, J. K., Kim, J., Tuggle, S. C., & Bamman, M. M. (2007). Contributions of force and velocity to improved power with progressive resistance training in young and older adults. *European Journal of Applied Physiology*, 99(4), 343–351. <https://doi.org/10.1007/s00421-006-0353-z>
38. Piasecki, M., Ireland, A., Piasecki, J., Degens, H., Stashuk, D. W., Swiecicka, A., Rutter, M. K., Jones, D. A., & McPhee, J. S. (2019). Long-Term Endurance and Power Training May Facilitate Motor Unit Size Expansion to Compensate for Declining Motor Unit Numbers in Older Age. *Frontiers in Physiology*, 10. <https://doi.org/10.3389/fphys.2019.00449>
39. Pucci, A. R., Griffin, L., & Cafarelli, E. (2006). Maximal motor unit firing rates during isometric resistance training in men. *Experimental Physiology*, 91(1), 171–178. <https://doi.org/10.1113/expphysiol.2005.032094>
40. Rich, C., & Cafarelli, E. (2000). Submaximal motor unit firing rates after 8 wk of isometric resistance training. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 190. <https://doi.org/10.1097/00005768-200001000-00028>
41. Roos, M. R., Rice, C. L., Connelly, D. M., & Vandervoort, A. A. (1999). Quadriceps muscle strength, contractile properties, and motor unit firing rates in young and old men. *Muscle & Nerve*, 22(8), 1094–1103. [https://doi.org/10.1002/\(SICI\)1097-4598\(199908\)22:8<1094::AID-MUS14>3.0.CO;2-G](https://doi.org/10.1002/(SICI)1097-4598(199908)22:8<1094::AID-MUS14>3.0.CO;2-G)
42. Shepard, N. T., Schultz, A., Gu, M. J., Alexander, N. B., & Boismier, T. (1993). Postural Control in Young and Elderly Adults When Stance is Challenged: Clinical versus Laboratory

- Measurements. *Annals of Otology, Rhinology & Laryngology*, 102(7), 508–517. <https://doi.org/10.1177/000348949310200704>
43. Stalberg, E., & Fawcett, P. R. (1982). Macro EMG in healthy subjects of different ages. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, 45(10), 870–878. <https://doi.org/10.1136/jnnp.45.10.870>
 44. Steib, S., Schoene, D., & Pfeier, K. (2010). Dose-Response Relationship of Resistance Training in Older Adults. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 42(5), 902–914. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181c34465>
 45. Stelmach, G. E., Goggin, N. L., & Garcia-colera, A. (1987). Movement specification time with age. *Experimental Aging Research*, 13(1), 39–46. <https://doi.org/10.1080/03610738708259298>
 46. Suzuki, M., Okamura, T., Shimazu, Y., Takahashi, H., Eguchi, K., Kano, K., & Tsuchiya, S. (1992). [A study of falls experienced by institutionalized elderly]. [*Nihon Koshu Eisei Zasshi*] *Japanese Journal of Public Health*, 39(12), 927–940. <https://doi.org/1292738>
 47. Taylor, A. M., Christou, E. A., & Enoka, R. M. (2003). Multiple Features of Motor-Unit Activity Influence Force Fluctuations During Isometric Contractions. *Journal of Neurophysiology*, 90(2), 1350–1361. <https://doi.org/10.1152/jn.00056.2003>
 48. Tracy, B. L., Byrnes, W. C., & Enoka, R. M. (2004). Strength training reduces force fluctuations during anisometric contractions of the quadriceps femoris muscles in old adults. *Journal of Applied Physiology*, 96(4), 1530–1540. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00861.2003>
 49. Tracy, B. L., & Enoka, R. M. (2002). Older adults are less steady during submaximal isometric contractions with the knee extensor muscles. *Journal of Applied Physiology*, 92(3), 1004–1012. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00954.2001>
 50. Tromp, A. ., Pluijm, S. M. ., Smit, J. ., Deeg, D. J. ., Bouter, L. ., & Lips, P. (2001). Fall-risk screening test. *Journal of Clinical Epidemiology*, 54(8), 837–844. [https://doi.org/10.1016/S0895-4356\(01\)00349-3](https://doi.org/10.1016/S0895-4356(01)00349-3)
 51. Tuffery, A. R. (1971). Growth and degeneration of motor end-plates in normal cat hind limb muscles. *Journal of Anatomy*, 110(Pt 2), 221–247. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/5143829>
 52. Turpela, M., Häkkinen, K., Haff, G. G., & Walker, S. (2017). Effects of different strength training frequencies on maximum strength, body composition and functional capacity in healthy older individuals. *Experimental Gerontology*, 98, 13–21. <https://doi.org/10.1016/j.exger.2017.08.013>
 53. Van Cutsem, M., Duchateau, J., & Hainaut, K. (1998). Changes in single motor unit behaviour contribute to the increase in contraction speed after dynamic training in humans. *The Journal of Physiology*, 513(1), 295–305. <https://doi.org/10.1111/j.1469-7793.1998.295by.x>

Köszönetnyilvánítás:

Köszönettel tartozom témavezetőimnek, illetve társszerzőimnek, valamint a vizsgálatban részt vett személyeknek, akik nélkül ez a kutatás nem jöhetett volna létre.

Lezárás dátuma: 2023.01.17.