

PÉCSI TUDOMÁNYEGYETEM

Biológiai és Sportbiológiai Doktori Iskola

Ciklikus végtagmozgások természetes és mesterséges szabályozása

Külső erők hatása karral végzett kerékpározás változatosságára éptestűeknél és funkcionális elektromos stimulációval szabályozott alsó végtagi kerékpározás mozgás-rehabilitációs alkalmazása gerincvelősérülteknél

PhD értekezés

Percze-Mravcsik Mariann

Témavezető:

Dr. Laczkó József

habilitált egyetemi docens

.....
Témavezető aláírása

.....
Iskolavezető aláírása

PÉCS, 2022

TARTALOMJEGYZÉK

TARTALOMJEGYZÉK	2
RÖVIDÍTÉSEK JEGYZÉKE	4
I. BEVEZETÉS	5
II. SZAKIRODALMI ÁTTEKINTÉS	6
II.1. Kézi kerékpározás	6
II.2. Funkcionális Elektromos Stimulációs (FES) alsó végtagi kerékpározás	11
II.2.1. A gerincvelősérülés epidemiológiája és következményei	11
II.2.2. FES kerékpározással kapcsolatos kutatások	13
FES hatása az életminőségre	13
FES hatása a muszkuloszkeletális rendszerre gerincvelősérülteknél	14
FES hatása a kardiopulmonális rendszerre gerincvelősérülteknél	17
Petyhüdt vagy denervált izomzatú gerincvelősérülteknél a FES alkalmazása	20
III. CÉLKITŰZÉSEK	22
III.1. Kézi kerékpározás	22
III.2. Funkcionális Elektromos Stimulációval szabályozott mozgások	22
IV. MÓDSZEREK	24
IV.1. Kézi kerékpározás	24
IV.1.1. Vizsgált személyek és mozgás	24
IV.1.2. Mérési berendezés	24
IV.1.3. Mérési protokoll	25
IV.1.4. Adatfeldolgozás	26
IV.2. Funkcionális Elektromos Stimulációval szabályozott mozgások	31
IV.2.1. Beleegyezési nyilatkozat, tájékoztató	31
IV.2.2. Vizsgált személyek	31
IV.2.3. Mérési berendezés – Használt eszközök	34
IV.2.4. Mérési protokoll	38
IV.2.5. Denervált izomzatú gerincvelősérültek FES-sel szabályozott kerékpározása	40
V. EREDMÉNYEK	42
V.1. Kézi kerékpározás	42
V.1.1. Kinematikai variancia	42
V.1.2. Izomaktiváció variancia	45
V.2. FES-sel szabályozott mozgások	50
V.2.1. A teljesítmény változása FES-sel létrehozott kerékpározásnál - a H2 és H4-es minták alkalmazása	50

V.2.2. FES kerékpározás négy és nyolc csatornás stimulációval - egy alany kétféle mintával.....	55
V.2.3. Pulzus és artériás középnyomás átlagai tíz alany FES kerékpározó tréningjein....	59
V.2.4. Denervált izmokkal történő FES kerékpározás.....	63
VI. KÖVETKEZTETÉSEK ÉS MEGBESZÉLÉS.....	66
VI.1. Kézi kerékpározás	66
VI.1.1. Kinematikai variancia	66
VI.1.2. Izomaktiváció variancia.....	67
VI.2. FES-sel szabályozott mozgások	69
VI.2.1. A teljesítmény változása FES-sel létrehozott kerékpározásnál - a H2 és H4-es minták alkalmazása	69
VI.2.2. FES kerékpározás négy és nyolc csatornás stimulációval - egy alany kétféle mintával.....	70
VI.2.3. Pulzus és artériás középnyomás átlagai tíz alany FES kerékpározó tréningjein ..	70
VI.2.4. Denervált izmokkal történő FES kerékpározás	72
VII. ÖSSZEFOGLALÁS	73
VII.1. Kézi kerékpározás	73
VII.2. FES-sel szabályozott kerékpározás	73
VIII. SUMMARY.....	75
VIII.1. Arm cycling	75
VIII.2. Functional Electrical Stimulation controlled leg cycling	75
KÖSZÖNETNYILVÁNÍTÁS.....	77
MELLÉKLETEK	78
1.sz. melléklet.....	78
2. sz. melléklet.....	79
ÁBRAJEGYZÉK	80
TÁBLÁZATOK JEGYZÉKE	82
IRODALOMJEGYZÉK.....	83
SAJÁT PUBLIKÁCIÓK.....	93
Az eljárás témakörében készült publikációk:	93
Az eljárás témakörében készült konferencia-összefoglalók:	93
Az eljárás témakörén kívül készült publikációk:.....	95
Az eljárás témakörén kívül készült konferencia-összefoglalók:	95

RÖVIDÍTÉSEK JEGYZÉKE

Rövidítés	Tartalom
ACE	Arm Cycling Exercise – kar tekerő mozgás
ACE+FES-LCE	Kar tekerő mozgás kiegészítve FES alsó végtagi kerékpározással
ASIA	American Spinal Injury Association
AIS	ASIA Impairment Scale
BI	Biceps brachii izom
BP	Blood pressure - Vérnyomás
DA	Delta anterior izom
DBP	Dyastolic Blood Pressure – diasztolés vérnyomás
DCT	Diszkrét koszinusz transzformáció
DP	Delta posterior izom
EMG	Elektromiográf
FIM	Functional Independence Measure – Funkcionális függetlenség mérés
FES	Funkcionális Elektromos Stimuláció
FES-LCE	FES- Leg Cycling Exercise – FES alsó végtagi gyakorlat
HR	Pulzus (Heart rate) ütés/perc
LMN	Lower Motor Neuron – Alsó motoneuron
MAP	Mean Arterial Pressure – Artériás középnyomás
pQCT	Peripheral Quantitative Computer Tomography – perifériás kvantitatív computer tomográfia – képalkotó diagnosztikai eljárás
RMS	Root mean square
RPM	Kör per perc (Round per minute)
SBP	Systolic Blood Pressure – szisztolés nyomás
SCI	Spinal Cord Injury – Gerincvelő sérülés
SCI-high	Magas gerincvelősérülés (T6 fölötti – Brurok et al. 2013 alapján)
SCI-low	Alacsony gerincvelősérülés (T6 fölötti – Brurok et al. 2013 alapján)
SEM	Standard error of the Mean
StO2	Izom oxigenizáció
TENS	Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation – Bőrfelületen keresztüli elektromos idegstimuláció
TR	Triceps brachii izom
UMN	Upper Motor neuron – Felső motoneuron
VO2 max	Maximális oxigénfelvevő képesség
WHO	World Health Organization, Egészségügyi Világszervezet

I. BEVEZETÉS

Az emberi mozgás sokszínűségét, sajátosságait számos kutató, kutatócsoport vizsgálta, illetve vizsgálja. Különböző feladatok végrehajtásánál más-más szempontok alapján végzik az elemzéseket. Doktori értekezésemben ciklikus végtagmozgásokkal foglalkozom felső és alsó végtagok esetén. A vizsgált ciklikus mozgás a kerékpározó mozgás. Felső végtagi tekerő mozgásnál egészséges alanyok mozgásmintáját rögzítettük, majd elemeztük. Az alsó végtag tekintetében pedig gerincvelősérültek bénult izomzatában hoztuk létre a mozgást külső elektromos ingerlés segítségével. A doktori értekezésem is ezen két téma alapján két részből épül fel. Egyrészt a felső végtag tekerő mozgásának elemzéséről (arm cycling) írok, másrészt a gerincvelősérülés (SCI) következtében bénult alsó végtag mozgásáról elektromos stimuláció segítségével.

A felső végtaggal végzett tekerő karmozgás egy igen egyszerű, ám gyakran használt mozgásforma. Elsősorban az orvosi rehabilitációban, de a tudományos kutatásoknál, illetve hétköznapi sportolásnál is alkalmazzák. Mérési eredményeinken keresztül mutatjuk be a külső erők hatását a tekerő karmozgás variabilitására mind kinematikai, mind izomaktivitási szinten.

Az alsóvégtag bénult személyeknél a funkcionális elektromos stimuláció (FES) az egyetlen olyan módszer, amellyel aktívan mozgathatjuk meg a bénult izmot. A FES-sel szabályozott, lábbal végzett kerékpározás gyakran alkalmazott mozgásforma a nemzetközi kutatási színtereken. Magyarországon egyedülként kutatócsoportunk végez méréseket az Országos Orvosi Rehabilitációs Intézetben. A módszer fejlesztése és alkalmazása területén végzett munkámat mutatom be.

II. SZAKIRODALMI ÁTTEKINTÉS

II.1. Kézi kerékpározás

A kar tekerő mozgását (kézi kerékpározást) gyakran alkalmazzák sportmozgásnál, amikor a felsőtest izmainak erősítése a cél éptestű, ép idegrendszerű embereknél (Elmer, Danvind, et al., 2013) vagy izomerő és teljesítmény értékelésre (Hübner-Wozniak et al., 2004) sport aktivitások során. Az orvosi rehabilitációs protokollok is magukban foglalják a kar tekerő mozgásokat, hogy javítsák a motoros teljesítményt és a szabályozást gerincvelősérülteknél (Zhou et al., 2018) vagy strokeon átesett személyeknél (Lasko-McCarthy & Davis, 1991; Matjačić et al., 2014; Zehr et al., 2012).

Annak ellenére, hogy mind a rehabilitációban, mind a sportban is széleskörben alkalmazzák ezt a mozgásformát, a szakirodalom mégis limitált az alsó végtagi kerékpározó mozgáshoz képest. Bár a kézi kerékpározás fontosságát már néhány kutatás alátámasztja (Elmer, Marshall, et al., 2013; Laczko et al., 2016; Matjačić et al., 2014; Mravcsik, Zentai, et al., 2016). A kézi kerékpározásnak a biceps brachii izom ingerelhetőségére való hatását vizsgálták és az adatok azt mutatták, hogy a corticospinalis motoros idegsejtek ingerelhetősége nőtt, amint a kézi kerékpározás sebessége nőtt (Forman et al., 2015). A leadott mechanikai teljesítmény szintén hatással volt a biceps brachii és a triceps brachii izmok corticospinalis ingerelhetőségére (Lockyer et al., 2018; Spence et al., 2016).

Összehasonlították a kézi kerékpározást a két nem tekintetében (Beaven et al., 2014), és a nemek közti különbség hangsúlyosabb a maximális és az átlagteljesítmény esetén, mint lábbal való kerékpározásnál (Hübner-Wozniak et al., 2004). Excentrikus kézi kerékpározásnál vizsgálták a fiziológiai karakterisztikákat (Elmer, Marshall, et al., 2013), továbbá a különböző sebességekkel végzett kézi kerékpározás hatását a szupraspinalis modulációra és a gerincvelői ingerelhetőségre, és a különböző tekerési paraméterek (pl.ellenállás) hatását a végtagok közötti reflex modulációra (soleus H reflex) (Hundza et al., 2012). Nem mutatott szignifikáns különbséget a H-reflex szupressziójának szintje különböző ellenállásoknál (Hundza et al., 2012).

Azt támasztották alá kézi kerékpározásnál mért adatokkal, hogy az idegi csatolás a karok között segíti az izmok aktivitásának kiegyenlítését, a mozgási szimmetria növelését és biztosítja a stabil karmozgást aszimmetrikus mozgási feladatoknál (Vasudevan & Zehr, 2011). További kutatások azt mutatják, hogy a kézi kerékpározási tréningek növelik az

erőt, az izomaktivitási koordinációt más típusú motoros feladatoknál, mint például a járás, és az idegi kapcsolatokat a karok és lábak között (Kaupp et al., 2018).

A robotikában található irodalom a manipulátorok szabályozásáról, ahol a vég-effektor mozgása adott pályára kényszerített, de a rajta lévő terhelés megváltozott (Khatib, 1987; Mason, 1981). Ez az irodalom modelleket kínál olyan emberi végtagmozgások tanulmányozására, amelyeknél a végtag végpontja adott pályán kell, hogy mozogjon. Ilyen ciklikus mozgás a kézi kerékpározás is, amelynél a kéz pályája adott és változatlan minden ciklusban, de a kar térbeli helyzete változhat ciklusonként. A kar konfiguráció (a kar helyzete) varianciája és az izomaktivitások varianciája függhet külső erőktől. Dolgozatomban a kar konfiguráció és az izomaktiváció varianciájával foglalkozom.

A kar konfigurációt az egymáshoz ízületekben csatlakozó, egymáshoz képest elforduló testrészek közötti ízületi hajlásszögekkel adhatjuk meg. Ezeknek a hajlásszögeknek az értékei annyi dimenziós vektorokat alkotnak, ahány hajlásszöget veszünk figyelembe. Az összes ilyen vektor halmazát nevezzük ízületi térnek. Ez a tér tehát annyi dimenziós, ahány ízületi elfordulást veszünk figyelembe. Felsővégtag mozgásánál a váll-, könyök- és csuklóízületeket vesszük figyelembe. A kar helyzetét (a kar konfigurációt) egy olyan vektorral adhatjuk meg, amelynek koordinátáit a vállnál, könyöknél és csuklónál mért ízületi hajlásszögek adják. Az így definiált konfigurációk varianciáját vizsgálták célt elérő karmozgásoknál (Domkin et al., 2002; Kang et al., 2005) és olyan mozgásoknál, amikor a kézben tartott tárgyat kellett áthelyezni egy adott helyről egy másik helyre, alsóbb polcra egy magasabbra vagy egy felsőbb polcra egy alacsonyabbra. Azt találták, hogy a kar konfigurációk varianciája függött a kézben tartott tárgy súlyától, amikor felfele történt a mozgatás. A lefele történő mozgatásnál a tárgy súlya nem befolyásolta szignifikánsan a kar konfiguráció varianciát. A kar konfiguráció változatossága mellett az izomaktivitások varianciáját is vizsgálták, és az eredmények azt mutatták, hogy az izomaktivitások együttes varianciája függött a kézben tartott és mozgatott tárgy (a külső erőt jelentő teher) súlyától (Tibold et al., 2011).

A központi idegrendszer változatos mozgásmintákat alkalmazhat az izomaktivitások szintjén ciklikus karmozgási feladatoknál is. Ezt mutatták meg gyorsúszásnál izomaktivitások variabilitását vizsgálva (Martens et al., 2015). Kézi kerékpározásnál a mozgásminták testhelyzettől és a mozgás méretétől való függését vizsgáltuk és azt találtuk, hogy az izmok együttműködésére (izomszinergiákra)

szignifikáns hatással van a testhelyzet, a mozgás mérete azonban nem (Botzheim et al., 2021).

Az izomaktivitásokat kézi kerékpározásnál különböző terhelésekkel vizsgálták és azt találták, hogy lineáris kapcsolat van a leadott teljesítmény és az egyes izmoknál mért EMG (elektromiográf) amplitúdója között (Chaytor et al., 2020). Azonban azt nem vizsgálták, hogy sok izom együttműködése és az együttes izomaktivitás varianciája hogyan függ a hajtókar ellenállásától. Dolgozatomban azt vizsgálom, hogy hogyan változik az izomaktivitások varianciája, ha a hajtókar ellenállása változik. Miért fontos ez? A hajtókar ellenállásának a kar konfiguráció varianciára és az izomaktivitás varianciára való hatása mozgásszabályozási szempontból érdekes és fontos kérdés.

Ha a kar konfiguráció varianciára nincs hatással az ellenállás, ez mutathatja a kinematika és az erő szabályozásának elkülönülését (Kolesnikov et al., 2011; Piovesan et al., 2019), és azt, hogy a kinematikai feladat jól reprodukálható, amikor a külső erő, jelen esetben a hajtókar ellenállása megváltozik.

A kézi kerékpározás azért is érdekes karmozgási feladat, mert a kéz egy kötött pályán mozog, de mégis egy redundáns mozgási feladat. A redundancia itt azt jelenti, hogy az ízületi hajlásszögváltozások nagy számú különböző kombinációjával elvégezhető a feladat. Tehát a kéznek egy változatlan pályán való mozgása a kar konfigurációk változó és nem feltétlen ismétlődő sorozatához kapcsolódik.

Keresztényi Zoltán Parkinson-kórral együtt élő betegek hagyományosan rajzoló mozgásának térbeli és időbeli paramétereit, valamint a mozgás varianciáját elemezte a kéz mozgásának varianciáját és a kar konfiguráció, más kifejezéssel az ízületi hajlásszögek varianciáját. A vizsgált személynek egy előre lerajzolt geometriai alakzatot, pl. egy kört, négyszöget vagy háromszöget kellett lerajzolnia, kezében tartott tollal követve az előre lerajzolt alakzatot. Az ismételten lerajzolt körök azonban különbözhetnek és különböztek is egymástól. Fontos volt a végtag végpontjában és az ízületekben létrejött mozgások, hajlásszögváltozások feltárása a betegség természetéből adódóan (Keresztényi et al., 2009; Vinter & Gras, 1998). A kéz pályája azonban ennél a mozgásnál nem volt teljesen kötött, ellentétben a kézi kerékpározással. Az általam vizsgált mozgási feladatnál a kéz pályája nem, hanem csak a kar konfigurációk és izomaktivitások változhatnak.

2007-ben stroke-on átesett személyek tekerő karmozgást (angolul „arm cycling”) végeztek kar-ergométeren hetente ötször. A stroke utáni spasztikus izom helyreállításához alkalmazott rehabilitációs eljárásokban a kézi kerékpározás is szerepet kapott. A vizsgálat konklúziója az, hogy ez a mozgásforma hatékony a spasztikus izmok helyreállításában és megállapították, hogy ez egy jól használható mozgás-rehabilitációs feladat (Diserens et al., 2007).

A tekerő mozgást párhuzamosan is végezték, karral és lábbal egyszerre, éptestű emberek. A mozgási feladatban meghatározták, hogy milyen fordulatszámmal kell tekerniük, hajtaniuk a vizsgált személyeknek, de egyszerre csak egyik mozgásukról kaptak vizuális visszajelzést (vagy a lábbal való tekerés fordulatszámát, vagy pedig a kézzel tekerését). Megállapították, hogy a lábbal való kerékpározás sebességének megváltozása nagyobb hatással volt a kézi kerékpározás sebességének megváltozására, mint fordítva. Különböző idegi mechanizmusok szolgálnak alapjául a kar- és lábtekerések automatizmusának, és a láb tekerés automatikusabb, mint a kézzel történő, ha egyszerre történik a kettő (Sakamoto et al., 2014). Korábbi tanulmányok arra mutattak rá, hogy a figyelmet jobban megzavarhatja a lábbal való tekerés sebességének megváltozása, mint a kézzel való tekerésé (Sakamoto et al., 2007). Ezt olyan ergométeren végezték, amely alkalmas volt karral és lábbal való tekerésre is.

Érdekes, hogy ritmikus kézi és láb kerékpározás esetén is változások következnek be az izomaktivitási és a reflex modulációban mind a felső, mind az alsó végtagokban (Barzi & Zehr, 2008; Klarner et al., 2014; Mezzarane et al., 2014). Azt feltételezik, hogy a kar ritmikus, tekerő mozgásából eredő leszálló információ (input) képes létrehozni erőteljes hatást a preszinaptikus gátláson (gerincvelői szinten), ami megváltoztatja a teljes kölcsönhatást az Ia afferensek és az alfa motoneuronok között az alsó végtagoktól és végtagok felé (Frigon et al., 2004). Ez talán megmagyarázza, hogy a kar lendítése miért könnyíti meg az alsó végtag izmainak aktivációját, ami arra utal, hogy felső végtagoknak hatása van a helyváltoztatásra (Ferris et al., 2006). Egészében véve, ezek a bizonyítékok kiemelik a szükségességét annak, hogy tanulmányozzuk a felső végtagi kerékpározó tréningeket.

Korábban megmutatták kar tekerő gyakorlatok és az ezzel egyidőben végzett funkcionális elektromos stimulációval előidézett alsóvégtagi izomkontrakciók előnyös hatását gerincvelősérültek szív és érrendszerének működésére (Davis et al., 1990). A közelmúltban pedig gerincvelősérült személyeknél is alkalmazták a kézi kerékpározást

kombinálva lábbal végzett kerékpározással. Ebben az esetben az akaratlagosan végzett kézi kerékpározást FES-sel szabályozott alsóvégtag kerékpározással kombinálták (Bakkum et al., 2015; Zhou et al., 2018). A FES-sel szabályozott, alsó végtaggal végzett kerékpározásról a következő fejezetben írok és ez a rehabilitációs eljárás saját munkámnak is fontos részét képezi.

II.2.Funkcionális Elektromos Stimulációs (FES) alsó végtagi kerékpározás

A Funkcionális Elektromos Stimuláció egy olyan rehabilitációs eljárás, amely során valamilyen funkciót, funkcionális mozgást hozunk létre elektromos impulzusokkal. Ezt a technikát gerincvelősérült pácienseknél is alkalmazzák, különböző mozgásformák létrehozásánál. Specifikusabban, izomkontrakciót generálunk elektromos impulzusok segítségével, előre meghatározott minta alapján. Ebben a dolgozatban a FES-sel létrehozott alsó végtagi kerékpározásról írok SCI alanyoknál.

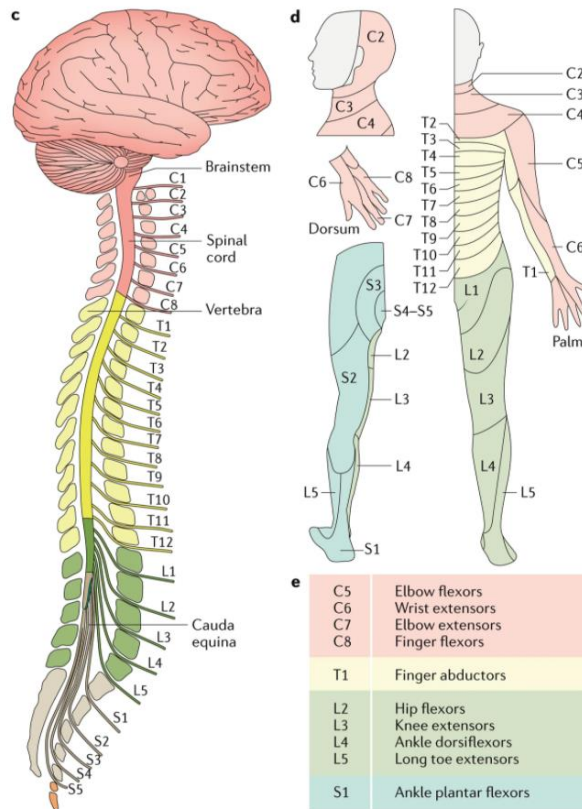
II.2.1. A gerincvelősérülés epidemiológiája és következményei

Gerincvelősérülés során az agy mozgásért felelős központjaiból kiinduló információ, mely az idegsejtek segítségével az izmokhoz jut, nem tud megérkezni. Az idegi pálya megszakad, az elektromos jel nem érkezik meg a végrehajtó szervhez, az izomhoz, ezért nem tud létrejönni az akaratlagos izomkontrakció.

A gerincvelő sérülésének számos oka lehet. Évente 250-500 ezer új gerincvelősérüléses esetet regisztrálnak világszerte. Nagy része traumás eredetű, leggyakoribb okok között említhetjük a közúti balesetet, a magas helyről leesést vagy az erőszakot. A férfi sérültek aránya nagyobb (World Health Organization, 2013).

A gerincvelő sérülések az aktív korú népességet érintik leginkább, mind hazai, mind nemzetközi viszonylatban. Ennek oka elsősorban traumás eredetű – közúti, közlekedési balesetek (Ahuja et al., 2017; Devivo, 2012). Az állapot gyakorisága az Egyesült Államokban 39/1.000.000 fő, Ausztráliában 16/1.000.000 fő, míg Nyugat Európában 15/1.000.000 fő. Hazánkban az esetszám az Egyesült Államok és Nyugat-Európa értékei közé tehető. Elsősorban férfiakat érint (79,8%) (Chen et al., 2016).

A gerincvelő-sérülés a motoros, vegetatív és érző funkciók kiesésével járhat. A sérülés magassága és típusa határozza meg a bénulás mértékét és a különböző izmok és izomcsoportok érintettségét. Megkülönböztetünk teljes vagy részleges bénulást, illetve a végtagok érintettségétől függően paraparézist/paraplégiát (alsó végtagot érinti a bénulás) és tetraparézist /tetraplégiát (alsó és felső végtagot is érinti a bénulás). Az 1. kép Ahuja 2017-es publikációjának (Ahuja et al., 2017) 1. ábrájának a részlete.



1. ábra: (c): A csigolyák (7 nyaki (Cervicalis), 12 háti (Thoracalis) 5 ágyéki (Lumbalis) és 5 keresztcsonti (Sacralis)) és a kilépő idegek. Az első nyaki ideg a C1-es csigolya fölött lép ki, a C8-as pedig a C7 és Th1 csigolya között, majd a további idegek a megfelelő csigolya alatt lépnek ki. Dermatomák (d) és az izomcsoportokat (e) specifikus beidegző idegek. Forrás: (Ahuja et al., 2017)

A gerincvelő sérülés mértékének osztályozására egy ötfokozatú skálát állított össze az American Spinal Injury Association (ASIA), ez az AIS (ASIA Impairment Scale) (1. táblázat) (S. Kirshblum et al., 2020; S. C. Kirshblum et al., 2011).

1. táblázat: AIS besorolás

Kategória	Karakterisztika
AIS A	Teljes gerincvelői harántsérülés, teljes érzés és mozgáskiesés a sérülési magasság alatt, az S4-S5 szegmentumban sem maradt érzés
AIS B	Részleges gerincvelő sérülés, szenzoros funkció részben, de akaratlagos izommozgás nincs, az S4-S5 szegmentumban maradtak érzések
AIS C	Részleges gerincvelő sérülés, vannak akaratlagos mozgások a sérült szegmentum alatt, azonban a kulcsizmok felének az ereje kevesebb, mint 3-as
AIS D	részleges gerincvelő sérülés, akaratlagos mozgások a sérült szegmentum alatt, a kulcsizmok legalább felének az izomereje 3-as
AIS E	Nem található motoros és szenzoros eltérés

Gerinc sérülést követően új és egyedi fizikai, pszichés és szociális változásokon mennek keresztül a betegek az aktív mozgások kivitelezésének csökkent képessége miatt. A várható élettartam a sérülést követően csökken (2. táblázat), megkezdődik az izomsorvadás, csont- és ízületi elváltozások – pl. csontritkulás, szív- és érrendszeri elváltozások, a diabétesz kialakulásának kockázata megnő.

Az SCI betegek átlagos élettartama az 1980-as évek óta nem javult és jelentősen elmarad a gerincvelősérülést nem szenvedők várható élettartamától. A halálozási arány lényegesen magasabb a sérülést követő első években, különösen a legsúlyosabb idegrendszeri károsodásban szenvedőknél. A 2. táblázatban a várható élettartamot láthatjuk.

A táblázat aszerint adja meg a sérülést követő várható élettartamot, hogy milyen életkorban következik be a sérülés. A második oszlopban a gerincvelősérülést nem szenvedtek (No SCI) további várható élettartamához lehet viszonyítani az értékeket. A sérülés magassága (AIS D/ Parapleg/ Alacsony tetra (C5-C8) / Magas tetra (C1-C4)) befolyásolja ezt a számot, valamint a sérülést túlélve egy évvel módosulnak az értékek.

2. táblázat: Várható életkor SCI után, forrás: (NSCISC (National Spinal Cord Injury Statistical Center), 2020) [forrás: <https://www.nscisc.uab.edu/Public/Facts%20and%20Figures%202020.pdf>]

Age at Injury	Life Expectancy (years) for Post-Injury by Severity of Injury and Age at Injury										
	No SCI	For Persons Who Survive the First 24 Hours					For Persons Surviving at Least 1 Year Post-Injury				
		AIS D—Motor Functional at Any Level	Para	Low Tetra (C5–C8)	High Tetra (C1–C4)	Ventilator Dependent Any Level	AIS D—Motor Functional at Any Level	Para	Low Tetra (C5–C8)	High Tetra (C1–C4)	Ventilator Dependent Any Level
20	59.4	52.0	44.7	39.1	32.5	9.8	52.3	45.1	40.0	33.6	16.9
40	40.7	34.8	29.5	24.7	20.6	8.6	35.1	29.9	25.4	21.7	13.1
60	23.3	19.2	16.0	13.0	11.1	3.6	19.4	16.4	13.7	12.4	7.9

Természetesen nem csak az élettartam, hanem a sérülés utáni élet minősége is kulcskérdés. Az utóbbi években került igazán fókuszba a hétköznapi önellátás, a függetlenség kialakítása és segítése, valamint az életminőség növelése. Ez utóbbiban jelentős szerepe lehet a FES tréningeknek.

II.2.2. FES kerékpározással kapcsolatos kutatások

FES hatása az életminőségre

Az intézményes rehabilitációt követően az otthoni élet minőségét vizsgálták Dolbow és mtsai 2013-as munkájukban (Dolbow, Gorgey, Ketchum, et al., 2013) és a WHO által kiadott életminőségre vonatkozó kérdőívet (WHO, 1996) használták tanulmányukban (3. táblázat foglalja össze a témaköröket). A vizsgálatban 11

gerincvelősérült 8 hétig, heti 3 alkalommal FES kerékpározott otthonában. A WHO kérdőívét két alkalommal töltötték ki a résztvevők, a házi FES program előtt és után. Az eredmények szignifikánsan javultak a fizikai és gazdasági/környezeti kérdéskörre vonatkozóan, míg számszerűen javultak, szignifikánsan azonban nem a pszichológiai és szociális pontszámok.

3. táblázat: WHO életminőségre vonatkozó kérdőívének témakörei adaptálva gerincvelősérültekre. Forrás: https://www.who.int/mental_health/media/en/76.pdf

Területek	Életminőségi jellemzők
Fizikai	Fájdalom és kényelmetlenség
	Energia és fáradtság
	Fizikai egészség
	Alvás és pihenés
	Gyógyszer és gyógykezeléstől való függés
	Munka kapacitás
	Mobilitás
Pszichológiai	Pozitív érzések
	Tanulás és koncentráció
	Önbecsülés
	Testkép és megjelenés
	Negatív érzések
	Spiritualitás és egyéni hit
Szociális	Személyes kapcsolatok
	Szociális támogatottság
	Szexuális aktivitás
Környezet	Szabadság és fizikai biztonság
	Otthoni környezet
	Pénzügyi források
	Egészségügyi és szociális ellátáshoz való hozzáférés
	Szállítás

A sérülés következtében létrejövő bénulás negatív hatással van a cardiovascularis-, a teljes mozgató- és a respiratorikus- szervrendszerek működésére, illetve növeli egyes anyagcsere betegségek kialakulásának kockázatát.

FES hatása a muszkuloskeletális rendszerre gerincvelősérülteknél

A sérülés izomsorvadáshoz, csonttrikuláshoz és a csontok elmervedéséhez vezet. A bénult izmok nem képesek akaratlagos mozgást végezni, kontrakciót végrehajtani, nincs tónusuk, megkezdődik az izomsorvadás. Az ülő életmódból adódóan a csontokra

ható terhelés mértéke, illetve az erőhatások is nagyban csökkennek. Az aktív izommunka és a terhelés hiánya együttesen osteoporozishoz vezetnek. Leginkább a combcsont és a sípcsont érintett a csontritkulásban, a csontsűrűség 50%, de akár 70%-kal is csökkenhet (Eser et al., 2004; Frotzler et al., 2009). A gerincvelősérültek többsége mozgásszegény életmódot él, melynek számos negatív következménye van. Könnyen vezet elhízáshoz, a rendszeres testmozgás hiánya növeli a diabetes kialakulásának esélyét.

A gerincvelősérülés következtében létrejövő paraplégia, tetraplégia számos szövődmény kialakulását eredményezheti. Ilyen például a nem elégséges mozgás, az adott helyhez kötöttség miatt kialakuló felfekvések létrejötte. A felfekvések megelőzése olcsóbb, mint a kialakult sebek kezelése, ezért nagyon nagy hangsúlyt fektetnek az esetleges posztoperatív és a rehabilitációs szakaszban erre. A megfelelő matracok, párnák mindennapos használata elhagyhatatlan.

Dolbow és munkatársai SCI alanyonál vizsgálták 8 hetes FES alsó végtagi kerékpározás előtt és után az ülőfelületre ható nyomást. A farizmok, a térd feszítő és hajlító izomcsoportjait ingerelték. Nyomásérzékelő lappal mérték a nyomást, amelyet kerekesszékesek megfelelő ülőpárnájának kiválasztásánál is használnak. Ez egy vékony érzékelő lap, amit a kerekesszék ülőfelületére tesznek, majd ráül a páciens és egy perc mozdulatlanságban történik az adatok rögzítése. Megnézték, hogy mekkora az átlagos, valamint a maximális nyomás. Szignifikánsan ugyan nem csökkent az átlagos nyomás a nyolchetes otthoni tréning hatására, de a nyomás értékek jelentősen csökkentek. Az erős csökkenő trend előremutató és további vizsgálatokat indikál (Dolbow, Gorgey, Dolbow, et al., 2013).

A gerincvelősérülteket nagyban érinti a bénult izmok sorvadása, az izom keresztmetszet csökkenése és a csontsűrűség csökkenése is. Frotzler és munkatársai 2008-as munkájukban arra a kérdésre keresték a választ, hogy vajon visszafordítható-e a csontritkulás magas intenzitású FES kerékpározással. A csontritkulással nő a törések előfordulásának esélye, ami nagy kockázatot jelent. A 11 teljes motoros-szenzoros gerincvelősérült egy előzetes, izom kondicionáláson vett részt 14±7 hétig, heti 3-5 alkalommal, 30-60 percig terjedő idő intervallumban edzésenként. A kondicionálást követően 12 hónapon keresztül FES kerékpároztak. Az első 3 hónapban heti 3-5 alkalommal, 10-60 percig tekertek, majd az ezt követő 9 hónapos szakaszban már képesek voltak 60 percen keresztül, heti 5 alkalommal FES kerékpározni. 50 Hz stimulációs frekvenciát, 300 µs pulzusszélességet alkalmaztak – az áramformáról nem tettek említést.

A csont minőségére irányuló méréseket perifériás kvantitatív CT-vel (pQCT) vizsgálták, amit 3 alkalommal végeztek el: a tréningeket megelőzően, a 6. hónapban, valamint a 12 hónap leteltével. A combcsont szignifikánsan változott, a distalis epifízis trabecularis csontsűrűsége és a teljes csontsűrűség az első és harmadik mérés között szignifikánsan nőtt. A 2. és 3. mérés között a teljes csontsűrűség és a teljes csont keresztmetszet nőtt szignifikánsan. A combcsonti diafízis csont ásványianyag tartalma szignifikánsan csökkent az első és második, a második és harmadik mérések között. Egyetlen mért csont paraméter sem mutatott szignifikáns eltérést a distalis és proximális sípcsonti epifízisben a FES tréning során (Frotzler et al., 2008).

Frotzler utánkövetéses vizsgálatában (Frotzler et al., 2009) 5 teljes motoros-szenzoros gerincvelősérült vett részt, akik közül négyen teljesen befejezték a kerékpározást, egy alany pedig folytatta csökkentett intenzitással: heti 2-3 alkalommal 30 percet FES kerékpározott. A FES kerékpározás hatását vizsgálták pQCT-vel 6, illetve 12 hónappal a tréning befejezését követően. Az egy éves detréninget követően csak részben tudták megtartani a magas intenzitású kerékpározásnál szerzett javulást. A combcsont distalis végén a trabecularis csontsűrűség 73%-a, a teljes csontsűrűség 63,8%-a, a csont ásványianyag tartalmának 59,4%-a és az izom keresztmetszet 22,1%-a maradt meg. Az a személy, aki folytatta, a teljes csontsűrűség 96,2%-át és a trabecularis csontsűrűség 95%-át, és a teljes izom keresztmetszet 98,5%-át tartotta fenn (Frotzler et al., 2009).

Galea és munkatársai (Galea et al., 2015) a kutatásukba 50 akut gerincvelő sérültet vontak be. Két vizsgálati csoportot hoztak létre: az elsőben 12 hetes FES kerékpározás, a másodikban viszont 12 hetes passzív kerékpározás szerepelt. Az elsődleges eredmények MRI felvételekből látszanak, az izom keresztmetszet, a sorvadás mértékében volt különbség. Másodlagos eredmények a csontitrikulási szérumbiomarkereket (sclerostin, P1NP and β -CTX), immunfunkció markereit (IL-6, IL-10, FGF2, INF- γ , TNF- α), neurológiai funkciót, testösszetételt, depressziót és az életminőséget foglalják magukban. A stimulált izmok a farizmok, a quadriceps, a hamstring izmok voltak. A maximális ingerlési intenzitás 140 mA-ben volt maximalizálva, az impulzus szélesség 0,3 ms, a frekvencia 35 Hz volt. Az eredmények a 12 hetes FES kerékpározási program relatív hatékonyságát határozták meg a passzív kerékpározással szemben az izomsorvadás és a csontok integritásának megtartásának, fenntartásában (Galea et al., 2015).

A gravitáció által és az izmok által a csontokra gyakorolt erőhatások elvesztése miatt a csontok mineralizációja is változik. A csontsűrűség csökken. A megváltozott

helyezethez való elsődleges alkalmazkodás az epifízisek (csontvégek) demineralizációja és a diafízisek falának elvékonyodása. A bénult izmok elektromos stimulációja jelentősen csökkenti ezt az alkalmazkodást (Dudley-Javoroski & Shields, 2008).

FES hatása a kardiopulmonális rendszerre gerincvelősérülteknél

A gerincvelősérültek limitált aerob kapacitása hozzájárul a megnövekedett kardiiovaszkuláris kockázati profilhoz (Bauman & Spungen, 2008). Ez a limitált aerob kapacitás összefüggésben van a sérülés magasságával és mértékével. Ez különösen igaz azokra, akiknek T6-os vagy annál magasabb a sérülése – náluk a szívizom kontraktilitása és a szív teljesítménye (cardiac output) csökkent. T1 és e fölötti sérüléssel élőknel csökkent a terhelésre adott pulzus válasz az egészségesekhez képest, valamint a maximális pulzusuk 130-140 ütés/perc. T6 és ennél magasabb sérülteknél hiányzik a splanchnicus érrendszer központi beidegzése és ez, valamint az izmok vénás pumpájának hiányával együtt az alsó végtagokban csökken a vénás visszaáramlás, csökken a szív teljesítmény. A csökkent szív teljesítmény javítására és a maximális oxigén felvevő képesség növelésére hatékony módszer a FES kerékpározás (Brurok et al., 2013).

A maximális oxigénfelvevő képességet vizsgálták különböző mozgásformáknál is gerincvelősérült személyeknél. A quadriceps, a hamstring és farizmokat aktiválták, kétpólusú szögletes áramformával, 40 Hz-es frekvenciával és 500 μ s pulzusszélességgel. A mozgásformák: 1. Alsó végtagi izometriás kontrakciót létrehozó elektromos stimuláció kar tekerő mozgással kombinálva (FES iso hybrid), 2. FES kerékpározás kar tekeréssel kombinálva (FES hybrid cycling), 3. Kar tekerő mozgás (ACE). 15 SCI alany végezte a mozgásokat, akiket 2 csoportra osztottak a sérülés magassága szerint. T6 alatt (SCI-low) és fölött (SCI-high). Különböző napokon végezték a mozgásokat az alanyok és a következő eredményeket kapták: SCI-high csoportnál az iso hybrid szignifikánsan emelte a VO₂max-ot és a ventilációt, összehasonlítva az ACE-vel. Továbbá a FES hybrid cycling 6.8ml/kg/min-el emelte a VO₂maxot, és 11.0. L/min-el a ventilációt. A FES hybrid cyclingnél a maximális terhelés 10.5W-al nagyobb volt, mint ACE esetén. Az SCI-low csoportban nem volt szignifikáns különbség (Brurok et al., 2013).

Hasnan és munkatársai 2018-as publikációjukban (Hasnan et al., 2018) összehasonlították - hasonlóan az előző munkához - négy különböző mozgásformánál a maximális oxigén felvevő képességet (VO₂ max) és az izom oxigenizációt (StO₂). A FES-el ingerelt izmok a quadriceps, a hamstring és a gluteus izomcsoportok, kétpólusú szögletes áramformát, 35 Hz-es frekvenciát és 300 μ s pulzusszélességet alkalmaztak, a

maximális ingerlési nagyság pedig 140 mA volt. Mozcásformák: Kar ergométerrel (ACE), FES-lábbal (FES-LCE), kombinálva a kar ergométert és a láb ergométert (ACE+FES-LCE (arm) és ACE+FES-LEG (arm)). A vizsgálat két szakaszból áll: 1. Minden alany részt vett mind a 4 mozgásformánál egy emelkedő teljesítmény teszten, amelyben megállapították a VO₂max-ot. A teszt második szakaszában az izom oxigenizációt mérték szubmaximális steady-state terheléseknél a mozgásforma maximális oxigénfelvevő képességének 40%, 60% és 80%-án. Az izom oxigenizáció mérésére NIRS (near-infrared spectroscopy) -t használtak, ami egy noninvasív valós időben, folyamatos, közvetlen módszer a szövetek oxigenizációjának és hemodinamikájának mérésére. Ebben a tanulmányban a vastus lateralis izom oxigenizációs mintáját hasonlították össze SCI és egészséges alanyok között. Az SCI alanyoknál megfigyelhető az alacsonyabb izom deoxigenizáció maximális feladatoknál és a gyorsabb változás ebben a paraméterben a terheléses feladatoknál. Nyolc SCI alany vett részt a vizsgálat sorozatban, C7-T12-es magasságú léziókkal, Az izom oxigenizáció csökkenést mutatott ACE+FES-LCE esetén, mivel a karizmok növekvő StO₂-t mutattak a nyugalmitól az összes VO₂ maximum esetén. FES-LCE során az StO₂-ben megjelent egy csökkenés a VO₂max 40%-án és maradt a növekedés a 60 és 80%-on, és az ACE+FES-LCE a nyugalmitól folyamatos növekedést mutatott. Az ACE+FES-LCE nagyobb StO₂-t mutatott mindkét végtagban, amiből arra következtettek, hogy e közben a mozgásforma közben a felső és alsó végtagokban nagyobb a vérátáramlás és nagyobb az oxigenizáció, összehasonlítva a csak kézi tekeréssel és az önmagában csak FES alsó végtagi kerékpározással (Hasnan et al., 2018).

A következő tanulmányban a sérülési magasság, a maximális ventiláció és a maximális aerob kapacitás közötti összefüggéseket vizsgálták Qiu és munkatársai (Qiu et al., 2016), valamint kiszámították még az oxigénfelvétel hatékonyságának meredekségét. A mozgási feladat a hibrid FES evezés volt – a quadriceps és hamstring izomcsoportok kontrakcióit elektromos ingerrel hozták létre, a karok pedig akaratlagosan működtek. A stimulációs intenzitást addig emelték, amíg a térd a teljes extenziót elérte – de maximum 110 mA lehetett. A nyolc SCI alany sérülési magassága C4 és T2 közötti volt. A méréseket a 6 hónapos FES evező tréning előtt és után végezték. A tréning a maximális aerob kapacitást 12%-kal növelte, a maximális ventiláció csak csekély mértékben növekedett (12 alany közül 7). A tréning előtti és utáni mérésnél is, a sérülési magasságtól erősen függ a maximális ventiláció és a maximális aerob kapacitás. A tréningek előtt a

csúcs aerob kapacitás és a maximális ventiláció között szoros összefüggés volt, míg a tréning utáni mérésnél ez a kapcsolat teljesen lineáris volt, valamint az oxigénfelvétel hatékonyságának meredeksége 11%-al nőtt FES evezés után (Qiu et al., 2016).

Taylor és munkatársai is a FES evező mozgást alkalmazták 6 hónapon át 14 SCI alanyonál (AIS: A, T3-T11-es sérülési magassággal). Két légzési paramétert vizsgáltak, a maximális aerob kapacitást és a maximális ventilációt a tréninget megelőzően és a tréninget követően. A mérések eredményei szignifikáns emelkedést mutattak a maximális aerob kapacitás és a maximális ventiláció tekintetében is. Szoros kapcsolatot írtak le a sérülés magassága és a VO₂max értékek között (Taylor et al., 2014).

FES-sel létrehozott kerékpározásnál a mechanikai teljesítmény nagyon alacsony – 8-35 W (Duffell et al., 2010). A FES kerékpározás során elért alacsony teljesítmény elérésére 3 okot fogalmaztak meg: 1) a mesterséges izomingerlés nem megfelelő hatásfoka; 2) a stimulált izomcsoportok „nyers” szabályozása, 3) izom atrofia és transzformáció a krónikus paralízis következtében (Szecsi et al., 2014).

Az elektromos stimulációval létrehozott mozgások pozitív hatásairól számos tanulmány született, viszont beszélnünk kell az elektromos inger paramétereiről is. A stimulációs mintát meghatározza az áram frekvenciája (Hz), az impulzusok szélessége (μ s), valamint az áramforma. Az elektromos impulzusok négy formáját a 2. ábrán mutatom be. Johnson a könyvfejezetében a TENS (transcutaneous electrical nerve stimulation)-ről ír, melyben definiálja, hogy minden olyan eszköz, amely elektromos áramot juttat keresztül az ép bőrfelületen, azt TENS-nek nevezzük (Johnson, 2001).

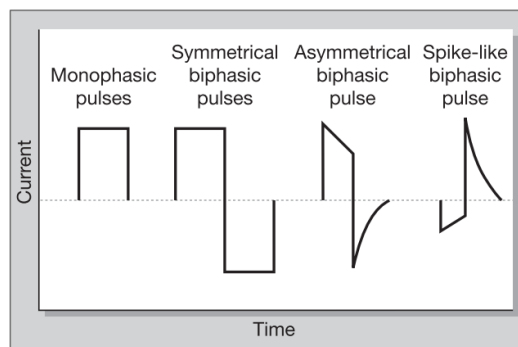


Figure 17.5 Common pulse waveforms used in TENS.

2. ábra: Hullámformák (Johnson, 2001) publikációjából. Balról: monofázisos, szögletes impulzus, szimmetrikus kétfázisos impulzus, aszimmetrikus kétfázisos, túszerű kétfázisos impulzus

Alsó végtagbénultság esetén különösen fontossá válnak a megmaradt motoros funkciók - ilyen például a felső végtagi mozgások megőrzése és fejlesztése. Ebben az esetben a felső végtagi tekerő mozgást FES-tréninggel kombinálva alkalmazták gerincvelősérült személyeknél (Bakkum et al., 2015; Kaupp et al., 2018; Zhou et al., 2018). Emellett Kaupp és mtsai (Kaupp et al., 2018) munkájának eredményei azt mutatják, hogy a kézi kerékpározási tréning klinikai és neurofiziológiai javulást hozott a járási funkcióban krónikus stroke betegeknél.

A spasztikus izomzatú gerincvelősérültek FES tréningjeiről már született szakdolgozat, két gyógytornász hallgató tollából. Fodor Amelita (Fodor, 2021) két tréning protokollt hasonlított össze, Ernyey Dávid (Ernyey, 2020) pedig az ingerlési frekvencia változtatásának hatásáról írt.

Petyhüdt vagy denervált izomzatú gerincvelősérülteknél a FES alkalmazása

Denervált izomról beszélünk, ha a gerincvelő sérülése T10 alatti vagy a cauda equina régióban van, alsó motoneuron lézióval kiegészítve. A gerincvelősérülést követően fontos megállapítani, hogy felső motoneuron (UMN) lézió, alsó motoneuron (LMN) lézió vagy ezek kombinációja áll fenn. Ezt nem tudjuk meghatározni csupán a neurológiai sérülési szint alapján (Doherty et al., 2002). Az alsó motoneuron vagy a végső közös motoros pálya az elülső szarv sejtéből és a hozzá tartozó axonokból áll, amelyek beidegzik a periférián lévő izmot. A LMN léziót ennek az utolsó közös pályának a megszakítása jellemzi, ami a vázizomzat denervációjához vezet. Klinikailag ez gyengeségként vagy bénulásként jelenik meg, izomtónus veszteséssel (petyhüdséggel), a reflexek elvesztésével és izomsorvadással jár. Amikor a lumbális és szakrális gerincvelő is érintett, láthatunk 1. petyhüdt, atrofizált, bénult alsó végtagot, 2. hiányzó alsó végtagi ín reflexeket, 3. hiányzó ágyéki reflexek (pl. bulbocavernosus reflex), 4. petyhüdt, reflex nélküli gyomor-bél traktust a lépgörbület alatt 5. petyhüdt reflex mentes hólyagot és 6. elvesztett pénisz erekciós reflexet (Doherty et al., 2002).

Denerváció után 3 szakaszon megy keresztül az izom: 1. az akaratlagos kontrakció azonnali elvesztése és gyors izomtömeg veszteség, 2. fokozódó sorvadás és a szarkomerikus organizáció elvesztése (izom aktomiozinok szarkomerekbe rendeződése) és 3. izomrost leépülés és az izom rostos kötőszövetrel és zsírral való helyettesítése (Carlson, 2014). Patkányoknál és a legtöbb laboratóriumi állatnál hónapokban mérték ezeket az állapotokat, az embereknél években mérhetőek.

A denervált izmok ingerelhetősége – Az elektromos membrán érzékenység erősen függ az izomsejt degenerációs vagy a regeneráltsági szintjétől, de mindenesetre sokkal alacsonyabb, mint az idegsejt érzékenysége. Az ilyen izomrostok ingerlése 10 és 150 ms közötti impulzus időtartamot igényel, súlyos degeneráció után hosszabb időtartamút, hogy depolarizációt lehessen előidézni az izom membránon egy adott helyen az izomrost mentén, majd akciós potenciálok alakuljanak ki, melyek mindkét irányba haladhatnak az izomrost végeihez. Következésképpen az amplitudó értékek szignifikánsan magasabbak, mint az idegstimulációnál. Az elégséges rostmennyiség ingerlése függ a homogén eloszlású elektromos mezőtől, amely többé-kevésbé a cél-izomra koncentrálódik. A használható áramformák a kétfázisú szögletes/téglalap alakú vagy bizonyos esetekben a rámpa alakú impulzusok. A téglalap alakú áramforma hatékonyabb az izomrostok aktiválásában, a rámpa alakúnak fontos előnye, hogy az izom közvetlen közelében lévő idegi struktúrák kevésbé ingerlődnek. 2002-ben még súlyos probléma volt, hogy az európai szabályozás szerint korlátozták a kimenő energiát impulzusonként 300mJ-ra. Ez nem volt elegendő ahhoz, hogy a denervált izmokban funkcionálisan használható összehúzóásokat hozzanak létre felületi elektródákon keresztül, kivéve, ha ezek az izmok nagyon kicsik és nem súlyosan degeneráltak (Mayr et al., 2002).

III. CÉLKITŰZÉSEK

III.1. Kézi kerékpározás

A karral végzett kerékpározásnál a kéz egy meghatározott, kötött pályán, egy körpályán mozog, miközben a kar minden kör esetén más-más helyzetet vehet fel, más-más kar konfigurációt alkothat. Elméletileg a vállnál, könyöknél és csuklónál a testrészek közötti hajlásszög változások végtelen sok kombinációja eredményezheti a kéznek az adott pályán való mozgását. Az ízületi elfordulások koordinációjának nagy változatossága lehetséges. Kutatásaim egyik célja, annak felderítése, hogy a gyakorlatban ez a változatosság hogyan függ külső erőttől, nevezetesen a kézi kerékpár hajtókarjának ellenállásától. A motoros variancia szempontjából vizsgáltuk a mozgást.

A szabályozási stratégiák típusainak ismerete fontos az edzéseknél és a rehabilitációs protokolloknál. Dolgozatomban nem céлом, hogy rehabilitációs protokollokat értékeljek, de vizsgálom a kar tekerő mozgás potenciálisan hasznos funkcióit.

A következő kérdést tettük fel: *“Hogyan alakul a kézi kerékpározó mozgás során a kar konfigurációk varianciája, ha a kézi kerékpár hajtókarjának ellenállása változik?”*, tehát ha a kéz adott pályára van kényszerítve, de a rajta levő terhelés változik.

A kar konfigurációk mellett az izomaktivitásoknak és azok változásának is végtelen sok kombinációja eredményezheti, hogy a kar disztális vége (a kéz) a megadott pályán mozogjon. Kutatásaim másik célja annak a kérdésnek a megválaszolása, hogy *„az izomaktivitások változatossága (varianciája) hogyan függ a kézi kerékpár hajtókarjának ellenállásától?”*

III.2. Funkcionális Elektromos Stimulációval szabályozott mozgások

Munkám másik célja volt gerincvelősérültek, funkcionális elektromos izomingerléssel szabályozott alsó végtagi kerékpározó tréningjeinek, edzési protokollok megtervezése és az edzések kivitelezése az Országos Orvosi Rehabilitációs Intézetben. Céлом volt megvizsgálni a tréningek hatását a leadott fizikai teljesítmény és energia értékekre, fizikai jellemzőkre, valamint a szívritmus és vérnyomásértékekre a következő kérdések megválaszolásával:

Különbözik-e ugyanannak az izomingerlési mintának a fizikai teljesítményre való hatása különböző pácienseknél?

Azonos-e két különböző ingerlési mintázat hatása a fizikai teljesítményre ugyanannál a gerincvelősérült páciensnél?

Hogyan változnak a szívritmus és vérnyomás értékek a tréningek alatt?

Milyen javulás érhető el denervált izomzatú páciensek FES-sel létrehozott tricikliző mozgásakor a megtett távolság és tekerési sebesség értékek átlagában?

IV. MÓDSZEREK

IV.1. Kézi kerékpározás

IV.1.1. Vizsgált személyek és mozgás

Tizenöt egészséges fiatal karjának tekerő mozgását elemeztük a kinematikai és izomaktivitási vizsgálatoknál is. Átlag életkoruk 24 ± 4 év, közöttük 7 férfi volt és mindannyian jobbkezesek voltak. A vizsgálati személyek testmagasságának átlaga (\pm szórás): $176 \pm 10,07$ cm, testtömegük: $66,6 \pm 12,79$ kg volt.

A mozgási feladat a kézi kerékpározás volt ülő helyzetben különböző ellenállásokkal és fogásnemekben. A vizsgált személyek egy mozgatható széken, ülő helyzetben helyezkedtek el. A szék ergométertől való távolságát úgy határoztuk meg, hogy a kör tekerés során, amikor a kéz a testtől legtávolabbi pontban van, a kar ne legyen teljesen kinyújtott állapotban, az alkar és felkar körülbelül $160-170^\circ$ -ot zárt be. A felsőtestet egy gumiszalaggal rögzítettük, melynek célja az volt, hogy a lehető legkevésbé mozgassák törzsüket a feladat végrehajtása során.

IV.1.2. Mérési berendezés

Vizsgálatunkhoz egy MEYRA ergométert és egy Zebris CMS-HS ultrahangos mozgásanalizáló műszert használtunk. Ez utóbbit a Pázmány Péter Katolikus Egyetem Információtechnológiai és Bionikai Karáról kaptuk kölcsön.

A ZEBRIS (CMS70p, Isny/Allgau, Germany) főbb részei: az ultrahang vevőfej, az elektromiográf, az ultrahangot kibocsátó kinematikai markerek, a számítógép és a hozzá tartozó szoftver, ami a WinData volt (v2.22.09). A markerek által kibocsátott jelet a vevőfej három érzékelője rögzítette és ebből határozta meg a markerek térbeli helyzetét 3 dimenzióban. A marker által kibocsátott jel és a vevőfej érzékelése közti idő és az ultrahang terjedési sebessége ismeretében meghatározható a marker és az egyes vevőfejek távolsága (az ultrahang terjedési sebessége és az eltelt idő szorzata adja meg a távolságot). Ha tudjuk egy adott pont három másik ponttól való távolságát, akkor ez egyértelműen meghatározza az adott pont térbeli helyét.

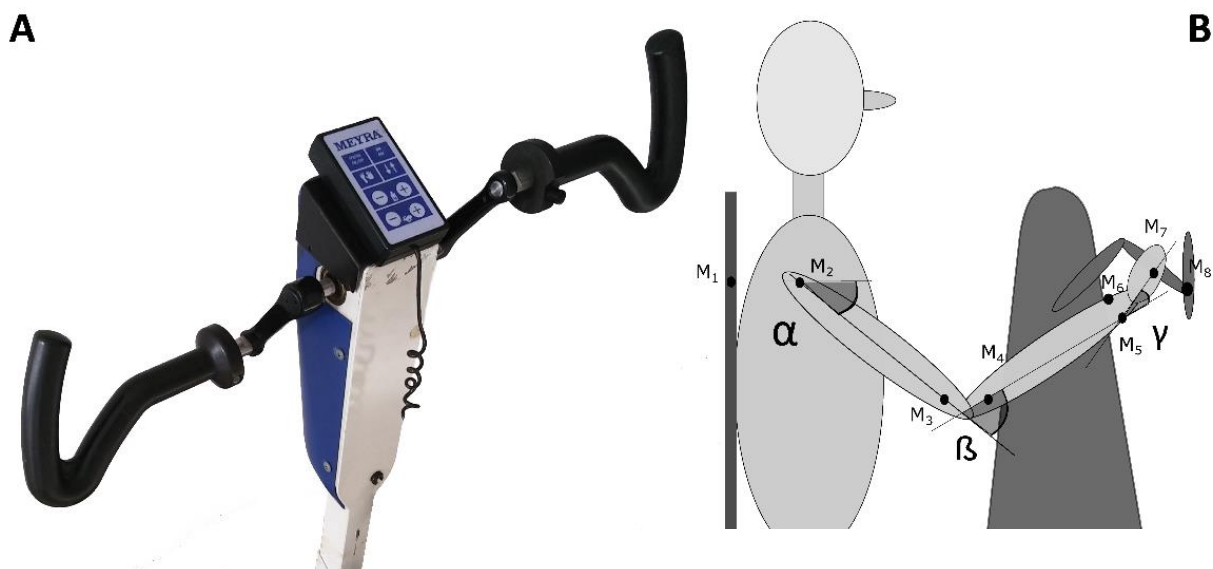
Ezzel az eszközzel egyidejűleg tudunk izomaktivitást és kinematikai adatokat rögzíteni 8-8 csatornán. A mérésünk szempontjából ez kulcsfontosságú volt, mert egyszerre tudtuk a két kar izomaktivitását rögzíteni. A kinematikai adatokat egy oldalról tudtuk venni adott időpontban, mert egy ultrahangos mérőfejjel rendelkezik a mérési berendezés. A kinematikai adatokat a karon és az ergométeren elhelyezett markerekkel

rögzítettük (3. ábra). Mintavételi frekvencia: EMG esetén: 900 Hz, a kinematikai markerek esetén pedig 100 Hz volt.

IV.1.3. Mérési protokoll

A teljes mérési eljárás úgy kezdődött, hogy felhelyeztük a felületi EMG elektródákat NORAXON (Type 272). Ehhez előkészítettük a mért izmok feletti bőrfelületet: szárazon borotváltuk, majd 70%-os alkohollal tisztítottuk. A *M. Biceps Brachii* (BI), *M. Triceps Brachii* (TR), *M. Deltoideus* két ágát, a *M. Deltoideus anterior* (DA) és *Posterior* (DP) izmok elektromos aktivitását mértük. A referencia elektródát a könyökre helyeztük, az olecranonra. Az elektróda felhelyezést a SENIAM ajánlása alapján készítettük (Hermens et al., 1999; Seniam, 2021).

Ezután beállítottuk a szék és az ergométer közötti megfelelő távolságot, ami azt jelentette, hogy a tekerés során a kör legtávolabbi pontjában a felkar és alkar által bezárt szög $160\text{-}170^\circ$ volt. Az alanyok az így beállított székre ültek, a székhez rögzítettük a mellkasukat egy rugalmas gumiszalaggal és felhelyeztük a kinematikai markereket. A hajtókar irányát úgy állítottuk be, hogy a vizsgált személy tolja el magától a hajtókart, amikor a hajtókar által leírt kör horizontális középvonala fölé ér (így jön létre az előre tekerés).



3. ábra: A) ergométer hajtókarja, amely lehetővé tette a horizontális (vízszintes) és vertikális (függőleges) fogásnemet. B) sematikus ábra a mérési pozícióról, 8 markerrel (M) (fekete pontok a széken, a vállon, a felkar distalis és az alkar proximalis és distalis végén, a csuklón, a kézfejen és az ergométer hajtókarján), a számított ízületi hajlásszögekkel (α - váll, β - könyök, γ - csukló)

Nyolc markert helyeztem fel anatómiai pontokra a vizsgálat során:

M₁: Referencia marker a szék támlájára helyezve

M₂: Vállcsúcson (acromion)

M₃: A felkar distalis vége (epicondylus lateralis humeri)

M₄: Az alkar proximalis vége (caput radii)

M₅: Ulna íróvesszőnyúlványa (styloid process of the ulnae)

M₆: Radius íróvesszőnyúlványa (styloid process of the radius)

M₇: Kisujj (caput of the fifth metacarpal bone)

M₈: Referencia marker a hajtókar tengelyére helyezve

A mozgási feladatot különböző feltételek alatt hajtották végre a résztvevők. Minden egyes feltételnél legalább 30 kört kellett tekerniük. Kértük, hogy a mozgás során próbálják egyenletesen tartani a tempót, ehhez egy metronómot adtunk segítségül. Elvárt sebességük 60 rpm (revolutions per minute, kör/perc) volt.

Három különböző ellenállás ellen tekertek: alacsony, közepes és magas. Kétkezes és egykezes tekerést hajtottak végre bal és jobb kézzel, horizontális és vertikális fogásnemben. Ebben a dolgozatban csak a horizontális fogásnimmel végrehajtott mozgások elemzésével foglalkozom. Az egyes feltételekkel végzett tekerések között 1 perc pihenője volt a vizsgált személyeknek, ami elegendő volt az új feltétel beállításához és a feladat megbeszéléséhez, illetve a pihenéshez.

Beállítási lehetőségek, melyek kombinációjából adódott egy feltétel:

- bal oldal és jobb oldalról való mérés (L/R)
- egykezes vagy kétkezes tekerés (S/D)
- horizontális vagy vertikális fogásnem (H/V)
- három különböző ellenállás (egykezes tekerésnél az ergométer nehézségi fokozatának megfelelően: 1,2,3-as ellenállások, kétkezesnél pedig 1,3,5-ös ellenállások)

egykezesnél: 1.16 Nm, 2.08 Nm, 3.09 Nm

kétkezesnél: 1.16 Nm, 3.09 Nm, 6.14 Nm

IV.1.4. Adatfeldolgozás

A rögzített adatokat Matlab és Excel programokkal dolgoztuk fel. A mérés során rögzített adatokon zajszűrést, az EMG adatokon simítást is kellett végezni. A további

adatfeldolgozás során kiszámítottuk az ízületi hajlásszögeket a váll, könyök és csukló ízületekre, megnéztük ezek időbeli változását, majd ciklusokra vágtuk és ciklusonként számítottuk az átlagot és a varianciát. Az izmok EMG adatait – Delta Anterior, Delta Posterior, Biceps és Triceps – a szűrést és simítást követően szintén ciklusokra vágtuk és kiszámítottuk az izomaktivitási varianciákat.

Szűrés és simítás

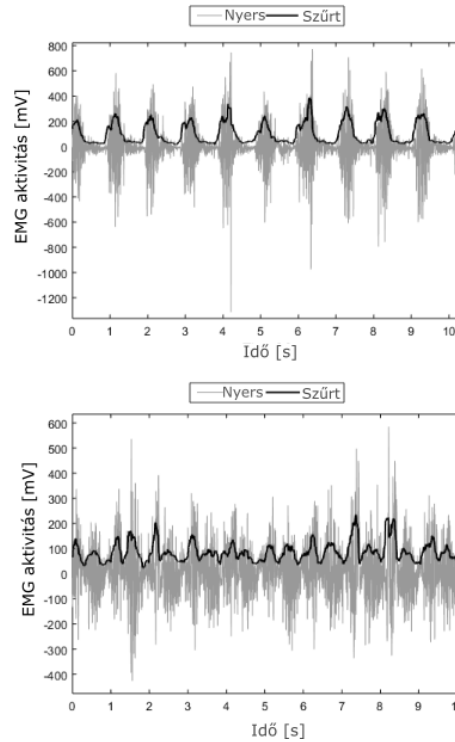
A nyers EMG adatokat szűrtük és simítottuk. A szűréshez 3. típusú Butterworth szűrőt használtunk, mely során az EMG jelet különböző frekvenciájú sinus függvények összegére bontottuk. Az összegből egy adott frekvencia alatti és adott frekvencia feletti frekvenciáknak megfelelő tagokat kivettük. Az alsó frekvenciahatár 25 Hz, a felső pedig 300 Hz volt, valamint a hálózati frekvenciának megfelelő 50 Hz-es összetevőt is kivettük. Tehát a megmaradt jelet használtuk a további adatfeldolgozáshoz. RMS (Root Mean Square) -sel simítottuk a kinyert adatokat, 80 mintavétel széles ablakkal (88 ms-os ablakkal; $88 = (1000/900) * 80$), mert az EMG mintavételi frekvenciája 900 Hz volt, és így 1000/900 ms telt el két mintavétel között.

$$RMS(n) = \sqrt{\frac{\sum_{k=n-a}^{k=n+a} (EMG(k))^2}{2a + 1}}$$

ahol a = átlagolási ablakot megadó paraméter (esetünkben $a=40$), n = átlagolt érték az n -edik mintavételben, k = mintavétel sorszáma.

Egy résztvevő esetén kapott nyers és szűrt EMG jeleket mutatja 10 ciklus során a 4. ábra.

Az ultrahangos mozgásanalizálóval felvett marker koordináták idősorait diszkrét koszinusz transzformációval szűrtük (DCT) (Shin et al., 2010).



4. ábra: Nyers és szűrt EMG jel biceps és triceps izmokról tekerő karmozgás során, 10 ciklus

Hajlásszög számítás

Az ízületi hajlásszögeket a markerek koordinátáiból számítottuk ki. Először meghatároztuk a szegmensek hosszát: a két marker koordinátáit kivontuk egymásból, így megkaptuk a két markert összekötő vektort. Az $M_2 - M_1$ és $M_3 - M_2$ markerek által meghatározott vektorok által bezárt szög a váll hajlásszög (α). Az $M_3 - M_2$ és $M_5 - M_4$ vektorokból a könyök hajlásszöget (β), az $M_5 - M_4$ és $M_7 - M_5$ vektorokból a csukló hajlásszöget (γ) számítottuk ki (3. ábra).

A következő képlettel számítottuk ki a hajlásszögeket:

$$\alpha = \arccos\left(\frac{\langle (M_2 - M_1), (M_3 - M_2) \rangle}{|M_2 - M_1| * |M_3 - M_2|}\right)$$

$$\beta = \arccos\left(\frac{\langle (M_3 - M_2), (M_5 - M_4) \rangle}{|M_3 - M_2| * |M_5 - M_4|}\right)$$

$$\gamma = \arccos\left(\frac{\langle (M_5 - M_4), (M_7 - M_5) \rangle}{|M_5 - M_4| * |M_7 - M_5|}\right)$$

, ahol $\langle ., . \rangle$ skaláris szorzatot, $| \cdot |$ vektor normát jelöl.

Körökre bontás és idő szerinti normalizálás

Az izomaktivitási és ízületi hajlásszögeket tartalmazó idősorokat ciklusokra (körökre) bontottuk (vágtuk), hogy összehasonlíthatók legyenek az egyes körökben mért izomaktivitások és hajlásszögek. A vágást a kinematikai adatok alapján készítettük úgy, hogy 0 foknak definiáltuk azt a pozíciót, amikor az ergométer hajtókarja vízszintes irányban a tekerést végző személy teste felé mutatott. A teljes kört a hajtókarszög definiálja, minden kör kezdete a 0 fok és 360 fokkal végződik. Az egyes körökben mért idősorokat idő szerint normalizáltuk. A normalizálás során minden kör esetén spline interpolációval adtuk meg a mozgási idő minden százalékában az izomaktivitási és ízületi hajlásszög adatokat.

Variancia számítás

A következő lépés a variancia kiszámítása volt az ízületi hajlásszögekre és az izomaktivitásokra. Mindkét értéket a kör megtételéhez szükséges idő minden százalékában számítottuk.

Kar konfiguráció variancia (ízületi hajlásszög variancia):

$$V_{ang}(t) = \frac{\sum_{k=1}^N [\bar{a}(t) - a_k(t)]^2}{N * 3}$$

ahol $a(t) = [\alpha(t), \beta(t), \gamma(t)]$, és $t = 1, \dots, 100$ (normalizált idő: egy teljes kör idejének száz egyenlő részre osztott részeinek sorszáma). Felülvonás átlagot jelöl. k jelöli a kör sorszámát, N a körök száma, a 3-as szorzó a szabadsági fokot (az $\alpha(t)$ vektor dimenzióját) jelöli, mivel három ízületi hajlásszöget veszünk figyelembe.

Izomaktiváció variancia:

$$V_{EMG}(t) = \frac{\sum_{k=1}^N [\overline{Mus}(t) - Mus_k(t)]^2}{N * 4}$$

ahol $Mus(t) = [BI(t), TR(t), DA(t), DP(t)]$ és $t = 1, \dots, 100$ (normalizált idő: egy teljes kör idejének száz egyenlő részre osztott részeinek sorszáma). Felülvonás átlagot jelöl. k jelöli a körök sorszámát, N a mért körök száma és a 4-es szorzó a

szabadsági fokot ($Mus(t)$ vektor dimenzióját) jelöli, mivel négy izom aktivitását vesszük figyelembe. Tehát a négy izom együttes aktivitását jellemzi a $Mus(t)$ vektor.

Az előbbiekben kiszámított varianciát átlagoltuk, tehát a minden normalizált időpillanatban kapott érték idő szerinti átlagát is kiszámoltuk a kar konfigurációra és izomaktivációra nézve is külön-külön. Így egy-egy számmal jellemezhetjük a mozgási varianciát a kar konfigurációjára és izomaktivációra minden tekerési módban és feltételnél:

$$\bar{V}_x = \frac{\sum_{t=1}^{100}(V_x(t))}{100}$$

ahol $x = ang$ vagy $x=EMG$

Statisztikai analízis

A statisztikai analízishez többszemponos kevert ANOVA-t használtunk az EMG, valamint a kinematikai adatok értelmezésére. Az analízis során 4 faktor szerint analizáltunk: oldal = [bal, jobb], mód = [kétkézes, egykezes], ellenállás = [alacsony, közepes, magas] és a [vizsgált személy]. Az oldal, a mód és az ellenállás volt a független faktor, a vizsgált személyt pedig a random faktornak tekintettünk és ez tette vegyessé a modellt. A modellben a három faktor hatását és a köztük fellépő interakciókat vizsgáltuk. Figyelembe vettük a faktorok páros és háromirányú kölcsönhatásait is (A, B, C, AxB, AxC, BxC, AxBxC). Így egy többtenyezős ANOVA elvégzésével pontosan meghatározhatjuk minden tényező szórásának nagyságát. A hatások pontos vizsgálatához Tukey-féle post-hoc tesztet alkalmaztunk.

IV.2. Funkcionális Elektromos Stimulációval szabályozott mozgások

Ebben a fejezetben az általam alkalmazott FES-sel szabályozott alsó végtagi kerékpározás módszerét ismertetem.

IV.2.1. Beleegyezési nyilatkozat, tájékoztató

A vizsgálatban, tréningen résztvevő személyek egy előzetes szóbeli tájékoztató és bemutató után egy hivatalos írásbeli tájékoztatót olvasnak el, majd egy beleegyezési nyilatkozatban járulnak hozzá, hogy a mérés során rögzített adatokat felhasználjuk kutatásunkhoz. Az etikai engedélyt az Országos Orvosi Rehabilitációs Intézet Etikai bizottságának 2017. október 4-én keltezett határozata adta. A beleegyezési nyilatkozat és tájékoztató, amelyet a résztvevők megkapnak, a dolgozatom mellékleteként megtalálható.

IV.2.2. Vizsgált személyek

A vizsgált személyek kiválasztása az Országos Orvosi Rehabilitációs Intézet Gerincvelősérültek Rehabilitációs Osztályáról, orvosi engedéllyel, illetve javaslatra történt, ha a kezelőorvos és a velük teamben dolgozó gyógytornászok biztonságosnak ítélték meg a beteg részvételét a tréningeken mind fizikai, mind pszichés állapotukat tekintve. A munkám kezdetekor spasztikus bénulással rendelkezők jártak a FES tréningekre. Kizáró okok az ingerlés helyének közelében lévő implantátum és a sebek, a trombózisveszély fennállása. Az alanyok életkora, neme, sérülésének a magassága, eredete, a végtagok érintettsége, az AIS besorolása, a sérülés óta eltelt idő kerül rögzítésre. A résztvevők beleegyeznek adataik felhasználásába és ezeket titkosan kezeljük. Az adatfeldolgozás és publikáció során sorszámot rendelünk a személyekhez és ezt használjuk az azonosításra.

4 különböző összehasonlítás eredményét mutatom be az eredmények részben, melyekben a résztvevők különböztek.

Az V.2.1. fejezetben a H2 és H4 minták teljesítményre való hatását vizsgáltam.

Az első összehasonlításban szereplő résztvevők mindegyike teljes harántléziós, spasztikus izmú gerincvelősérült. Sérüléseik magassága: Th9 (Thoracalis/háti 9 (1. alany)), Th4 (thoracalis/háti 4 (2. alany)) és C3-4 (Cervicalis/nyaki 3-4 (3. alany)), a H2-es mintával kerékpározó résztvevők adatait a 4. táblázatban foglaltam össze:

4. táblázat: A H2 mintával tekerő 3 résztvevő adatai

	Nem	Sérülés magassága	Életkor	Sérülés óta eltelt idő	Sérülés oka	Para/tera	AIS
1. alany	Férfi	Th9	32	4 év	politrauma	tetra	A
2. alany	Férfi	Th4	33	2 év	canalis szűkület	para	A
3. alany	Férfi	C3-4	44	9 év	gerincvelő keringési zavar	tetra	C

Két résztvevő eredményeit hasonlítottuk össze a H4-es minta alkalmazása során. Ezen résztvevők alapadatait az 5. táblázatban foglaltam össze. Mindketten férfiak, 34 és 37 évesek. Egyikük háti 8-as (Th8), másikuk nyaki 5-6-os (C5-6) sérült. Mindketten traumás – közlekedési baleset – eredetű gerincvelősérültek. Az AIS besorolásuk A és B.

5. táblázat: A H4-es mintával tekerő két alany adatai

	Nem	Sérülés magassága	Életkor	Sérülés óta eltelt idő	Sérülés oka	Para/tetra	AIS
P1	Férfi	Th8	34	4 év	politrauma	tetra	A
P2	Férfi	C5-6	37	10 hónap	trauma	tetra	B

Az V.2.2. fejezben egy páciensnél kétféle mintát alkalmaztunk. A páciens adatait a következő táblázatban mutatom be:

6. táblázat: A H2 és H4 mintával tekerő résztvevők adatai

	Nem	Sérülés magassága	Életkor	Sérülés óta eltelt idő	Sérülés oka	Para/tetra	AIS
P1	Férfi	Th8	34	4 év	politrauma	para	A

Az V.2.3. fejezetben tíz gerincvelősérült páciens FES kerékpározása alatt mért pulzus, vérnyomás és teljesítmény értékekről írok. A 7. táblázat a 10 alany adatát tartalmazza: a sérülés magasságát, az életkort, a sérülés óta eltelt időt, a sérülés típusát, a végtagok érintettségét (parapleg, tetrapleg), valamint az AIS besorolást. Minden résztvevő elmúlt 18 éves, kivéve egy hölgyet – nála a szülő írta alá a beleegyezési nyilatkozatot. A sérülés típusa 5 páciensnél traumás eredetű, két alanyánál spinalis abscessus (tályog), egy alanyánál canalis szűkület, egy alanyánál pedig gerincsérv (discus hernia) volt a bénulás kiváltó oka. A sérülési magasság is változatos, két nyaki sérült van, ők tetraplegiek. A 2-es alany is tetrapleg, nála a gerincvelősérülés magasságából nem következik, hogy a felső végtagok is érintettek lennének, viszont ő egy politraumás páciens, a bal plexus brachialis is sérült. Öt alany AIS besorolása A, ők teljes sérültek, a gerincvelői kapcsolatok teljesen megszakadtak. Két B és két C besorolású páciens vett még részt a tréningeken. A 4-es alany gerincsérv miatt bénult, a tréning kezdetén mozgási funkciói nem voltak az alsó végtagban (AIS B), de a rehabilitáció során javult az állapota

és a FES tréningek közben már önállóan is meg tudta hajtani az ergométert – az ő értékei kiugróak a többi pácienshez képest, ezért külön mutatom be. Az alanyok összetétele heterogén.

7. táblázat: A 10 alany adatai

	Nem	Sérülés magassága	Életkor	Sérülés óta eltelt idő	Sérülés oka	Para/tetra	AIS
P_1	Férfi	C3-4	44	9év, 4 hónap	gerincvelő keringési zavar	tetra	C
P_2	Férfi	Th8	32	4 év	trauma	tetra	A
P_3	Férfi	Th7	25	2 hónap	trauma	para	A
P_4	Nő	Th9	43	2 hónap	discus hernia	para	B
P_5	Férfi	C5	37	11 év 6 hónap	trauma	tetra	C
P_6	Férfi	Th4	33	2 év 9 hónap	canalis szűkület	para	A
P_7	Nő	Th10-11	14	4 hónap	spinalis abscessus	para	A
P_8	Férfi	Th7	36	4 hónap	trauma	para	A
P_9	Férfi	Th10-L1	36	3 hónap	spinalis abscessus	para	B
P_10	Férfi	Th8	30	4 hónap	trauma	para	A

Az V.2.4. Denervált izomzatú gerincvelősérülteknél is lehet FES-t alkalmazni, viszont más ingerlési paraméterekkel, mint a spasztikus bénulással rendelkezőknél. A 8. táblázatban foglalom össze a résztvevők adatait.

8. táblázat: Denervált izmú gerincvelősérültek adatai

	Nem	Sérülés magassága	Életkor	Sérülés óta eltelt idő	Sérülés típusa	Para/tetra	AIS
P1	Férfi	T10	32	3 hónap	trauma	para	A
P2	Férfi	T12	45	6 hónap	trauma	para	A

A teljesítmény és energia értékeken túl, a mindennapi funkciók javulásához is hozzájárulhatnak a FES tréningek, de nem tulajdonítható teljes egészében ennek a fejlődés. A FIM (Functional Independence Measure) skálát használják a funkcionális függetlenség mérésére. Ezzel a skálával 18 tevékenységet vizsgálunk. Az első 13 motoros tevékenységre irányul (Önellátás: A. Étkezés, B. Tisztálkodás, C. Fürdés, D. Öltözködés (felső testfél), E. Öltözködés (alsó testfél), F. Toalett-higiéné; Sphincter kontroll: G. Vizelettartás, H. Széklettartás; Mozgáskészség: I. Átülés (ágy-szék-kerekesszék), J. WC használat, K. Fürdőszoba használat; Járás: L. Járás vagy kerekesszék használat, M. Lépcsőjárás), melyből 6 önellátási képességet, 2 a sphincter (hólyag és végbél) funkciót és 3 a mozgáskészséget lakáson belül (fürdőszoba és WC használat is), 2 járás- vagy kerekesszék használatot és lépcsőjárást vizsgál. A további 5 pont kognitív funkciókat,

szociális együttműködést és viselkedést is vizsgál (Kommunikáció: N. Megértés, O. Önkifejezés; Szociális képességek: P. Szociális együttműködés, Q. Probléma megoldás, R. Emlékezés). Az egyes funkciókat 1-től 7-ig osztályozzák, 1 a teljes ellátásra szorultságot jelöli, a 7 pedig a teljes függetlenséget. Tehát a FIM értékek 18 és 126 közötti értékek lehetnek. A FIM értékek javulása nem csak a FES tréningeknek köszönhető, ezért a résztvevők ebben a mutatóban való javulását nem részletezem a dolgozatban, azt azonban megjegyzem, hogy a mindennapi életben nagy a jelentősége a FIM értékének.

IV.2.3. Mérési berendezés – Használt eszközök

MotoMed Viva 2 kerékpár ergométer

A berendezés, amelyen a kerékpározó mozgást végezték a páciensek, egy MotoMed Viva 2 ergométer volt. Annak is egy olyan változata, amelyet csak lábbal lehet meghajtani (5. ábra).



5. ábra: MotoMed Viva 2 kerékpár ergométer (Germany)

Az ergométer műszaki adottságai megfelelnek a FES kerékpározáshoz. A megfelelő nagyságú erő kifejtésekor a motor kikapcsol, így ki lehetett mérni az egyes ellenállási fokozatok forgatónyomatékát (9. táblázat).

9. táblázat: MotoMed Viva2 kerékpár ergométer fokozatainak megfelelő forgatónyomaték

Fokozat	motor	0	1	2	3	4	5
Forgatónyomaték (Nm)	0,2	1	1,4	2,1	2,8	3,5	4,2

El lehet különíteni az aktív és passzív tekerést. Aktív tekerés alatt a FES által generált izomkontrakciók által létrehozott tekerést értem, passzív tekerés alatt pedig azt, amikor a lábat az ergométer motorja mozgatja, a láb csak „utazik”. Folyamatosan nyomon lehet követni a tekerés sebességét, az aktív és passzív kerékpározás időtartamát, a megtett

távolságot mind aktív, mind passzív tekerési módban, valamint a két láb működésének szimmetriáját. A szimmetria gyors visszajelzést ad arról, hogy például az ülési pozíciót jól állítottuk-e be, hogy egyenlő távolságra van-e a két csípő az ergométertől. Az ergométert felszerelték egy hajtókarszög mérővel, valamint egy csatlakozóval, ami a hajtókarszög értékeit továbbítja az izom ingerő készülékbe. A hajtókarszög az ergométer hajtókarjának az irányát adja meg egy referencia irányhoz képest.

Izomingerlő Stimulátor

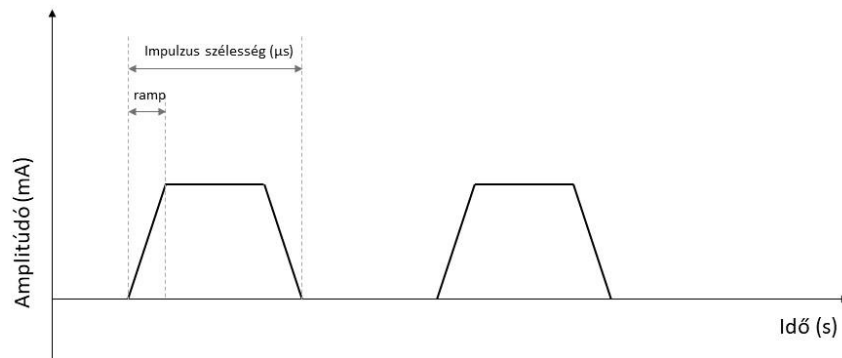
Az edzések során a Pázmány Péter Katolikus Egyetemen fejlesztett nyolc csatornás izomingerlő stimulátort használtunk (6. ábra). Az eszköz lehetőséget biztosított a stimulációs paraméterek rugalmas változtatására, illetve saját stimulációs minta beprogramozására. A változtatható paraméterek: áramerősség nagysága, impulzusszélesség, frekvencia.

A készülék közepén egy kijelző látható, két oldalán 8-8 gomb található, amelyeket a beállításhoz használunk. Középen egy mindkét irányba forgatható gomb van, mellyel az eszköz menüjében navigálhatunk, valamint a különböző paramétereket módosíthatjuk. A készülék bal oldalán van egy kártyaolvasó, ahová a stimulációs mintát tartalmazó SD kártyát helyezünk. A stimulátor alján helyzeték el azt a csatlakozót, amelyen keresztül az ergométertől a hajtókarszög értékeit fogadja és ezen értékek függvényében jön az létre az elektromos ingerlés a megfelelő csatornán. Az eszköz felső részén 8 kivezető csatlakozót találunk, ahová az elektródákat tudjuk csatlakoztatni.



6. ábra: Izom ingerlő készülék

Az általunk használt áramforma monofázisos, viszont egy emelkedés (ramp) található benne (7. ábra). Ez arra szolgál, hogy egy általunk meghatározott időintervallum/hajtókarszög tartomány alatt, emelkedő intenzitással érjen az izomhoz a beállított áramerősség, illetve a lefutás is egyenletes. A jel frekvenciáját az egy másodperc alatt kibocsátott impulzusok száma adja, az impulzus szélessége pedig az egy impulzus időtartamát jelenti. Az ingerlési frekvencia 30 Hz, az impulzus szélessége pedig 300 μ s volt a tréningjeinknél.



7. ábra: Általunk használt áramforma. Kép forrása: saját szerkesztés

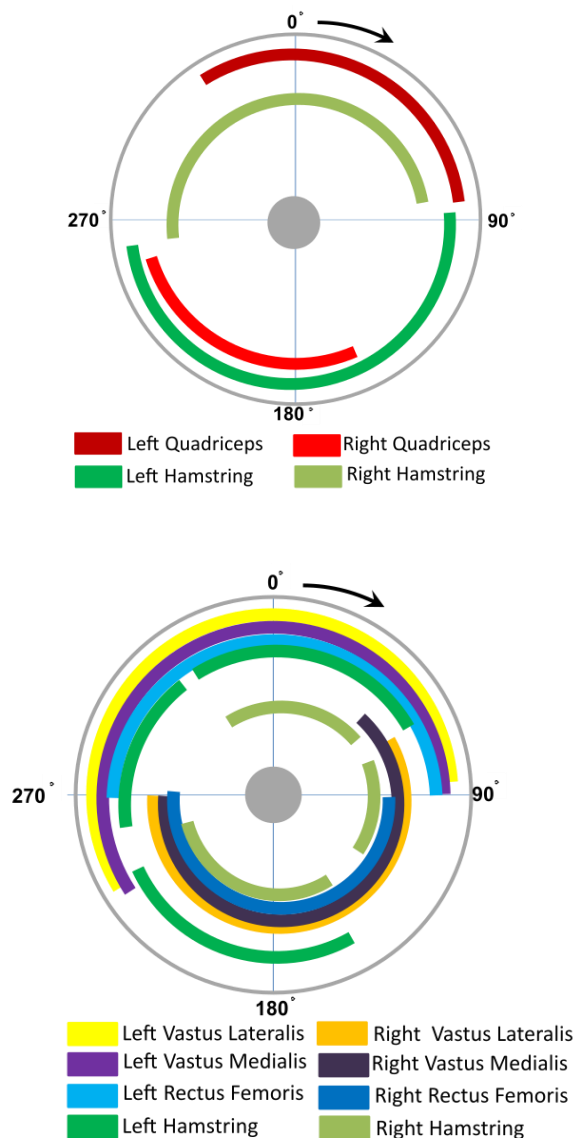
A stimulációs minta alatt azokat a hajtókarszög-intervallumokat értem, ahol aktiváljuk, elektromosan ingereljük az izmokat. Ezen mintázatok meghatározására több módszer van. Az izmok funkcionális anatómiai paraméterei alapján vagy ezen értékeket finomítva, eltolva is megadhatók a minták.

Esetünkben két olyan mintát használtunk, amelyeket úgy határoztak meg, hogy egészséges, ép-testű fiatalok szobakerékpározó mozgása során EMG adatokat (az izmok elektromos aktivitási adatait) rögzítettek az ingerelni kívánt izmokról. Ennek alapján definiáltak olyan izomingerlési mintázatokat, amelyekben az izmok ingerlése a kerékpár hajtókarjának irányának a függvénye. Az egyénenként kapott mintákat átlagolták és az átlagolt ingerlési mintázatokat használták a gerincvelősérült személyek izmainak ingerlésére (Katona et al., 2014; Pilissy et al., 2008). Az izmok ingerlésének a hajtókarszögtől való függését reprezentálja a 8. ábra.

Pilissy és munkatársai 42 fiatal kerékpározó mozgása során mérték a quadriceps és hamstring izomcsoportok elektromos aktivitásait elektromiográf segítségével. Az adatfeldolgozás során kiszámolták, hogy mely hajtókarszög-tartományokban aktívak az egyes izmok (Pilissy et al., 2008). Ilyen ingerlési mintát alkalmaztunk mi is, és ezt

neveztük el H2 mintának. A quadriceps izom 3 ágának és a hamstring izomnak az aktivitását mérték Vály és munkatársai (Laczko et al., 2014; Vály & Laczko, 2015) – ezt pedig H4 mintának neveztük el.

A minták elnevezése beszédes – H2: lábanként két izmot ingerlünk (quadriceps és hamstring), H4: 4 izmot ingerlünk (a quadriceps három ágát külön-külön: vastus medialis, vastus lateralis, rectus femoris és a hamstringet). A hajtókar szög függvényében ábrázoltam a mintákat, ahol a 0° a függőleges felfelé mutató irányt jelölte.



8. ábra: H2 és H4 ingerlési minták a hajtókar szög függvényében. Kép forrása: saját szerkesztés

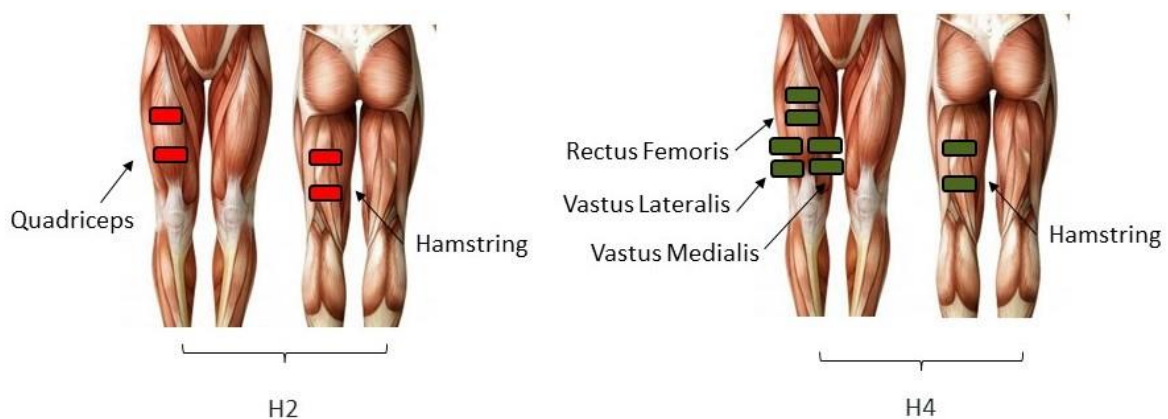
Izmonként egy felszíni elektródapárt használunk, melyet az izomhasra, egymástól megfelelő távolságra tesszük (9. ábra) – ez egyénenként változó lehet az anatómiai különbségek miatt. Az elektróda felhelyezést befolyásolja az egyéni állapot, a megmaradt izmok nagysága.

IV.2.4. Mérési protokoll

A tréningeket az Országos Orvosi Rehabilitációs Intézetben végeztük.

A hamstring és quadriceps izomcsoportokat ingereltük mindkét lábon felszíni ingerlő elektródákkal (PG473W TENS elektródákkal 45x80mm). A stimulációs paraméterek az áram erőssége, a pulzusszélesség és az ingerlési frekvencia. Az impulzusszélesség (trapéz, monofázisos) 300 μ s, a stimulációs frekvencia 30 Hz volt minden tréning alkalmával. Az ingerlés áramerősségének nagysága változott tréningenként.

A résztvevők a saját kerekesszékükben ülnek, elősegítve ezzel, hogy komfortosan és biztonságban érezzék magukat a saját megszokott helyzetükben. A kerekesszék előtt helyeztük el a MotoMed Viva 2 kerékpár ergométert. A kerekesszék és az ergométer távolságát úgy állítottuk be, hogy a kerekesszék ne akadályozza a mozgást és a térd hajlítása létrejöhessen. Arra külön figyelünk az ergométertől való távolság megválasztásánál, hogy a tekerés során a láb ne legyen teljesen kinyújtott állapotban. A résztvevők lábát behelyeztük az ergométerbe, a vádlijukat stabilan tartó pánttal rögzítettük.



9. ábra: Balra a H2 (quadriceps és hamstring izmokra egy-egy ingerlő elektródapár), jobbra a H4 (vastus medialis, vastus lateralis, rectus femoris hamstring izmokra egy-egy ingerlő elektródapár) mintákhoz tartozó elektróda felhelyezések, az elektródapárokat az izomhasra helyezzük fel, figyelembe véve az atrofizált izmok méretét

A mozgás minden esetben egy bemelegítő fázissal indult, ahol az ergométer passzívan mozgatta a lábat. Ezt követi az aktív kerékpározás, ahol elkezdjük az izmok ingerlését és létrejön az aktív izomkontrakció, melynek a mértéke akkora, hogy a tekerést átveszi az ergométertől a benuult izomzat. Az aktív kerékpározás időtartama változó. Személyenként és alkalmanként is változhat az időtartam. Maximum 30 percig tart a tekerés, de volt olyan alkalom, hogy ezt átléptük. Ezt követi a levezető fázis. Itt újra a motor viszi a lábat, és a fiziológiai paraméterek visszatérnek a kiindulási állapothoz.

Az aktív kerékpározás időtartama tehát változó, 20-40 perc (14, 16, 19. táblázatok). A stimuláció nagyságát, azaz az áramerősséget minden izomnál addig emeljük, míg az izmok át nem veszik a tekerést az ergométertől, illetve el nem érik a 40-50 rpm sebességet. Addig tart az aktív kerékpározás, míg tudja tartani a sebességet és nem esik 30 rpm alá, vagy letelik az idő, illetve nem kéri a résztvevő a befejezést. Ennek különböző okai lehetnek, mint pl. a katéter csere.

A protokollt részletesen az alábbi ábrán mutatom be (10. ábra).



10. ábra: A FES tréning protokollja

A tréning során mért és számított paraméterek

Vérnyomást és pulzusszámot 4-5 alkalommal mértünk a tréning során: a bemelegítés előtt, a levezetés után és három alkalommal az aktív tekerés közben - 8-9 percenként. Átlagos artériás nyomást (mean arterial pressure - MAP) a mért szisztolés (SBP) és diasztolés (DBP) nyomásból számítottuk a következő formulával:

$$MAP = (SBP - DBP)/3 + DBP$$

Leadott mechanikai teljesítmény és energia

A stimulátort összekötöttük a hajtókarszög érzékelővel, mely méri a hajtókarszöget meghatározott időközönként. A hajtókarszög függvényében küldi ki a stimulátor az ingerlő jelet az izmokhoz. A szögsebességet az ergométer monitorján tudjuk nyomon követni. A leadott fizikai teljesítményt a következő formulával számítottam:

$$P = T * \omega$$

ahol P = teljesítmény (Watt), T = forgatónyomaték (Nm), ω = szögsebesség (rpm)

Esetünkben módosul a képlet a következőképp:

$$P = 0.105 * T * \omega$$

ahol 0.105-ös szorzó az rpm-ről radián/secundumra átváltáshoz szükséges.

Az edzés ideje alatti teljes mechanikai energiát a következő formulával számoltam:

$$\text{Energia (kJ)} = \text{teljesítmény (W)} * \text{tekerési idő (min)} * 0,06$$

A 0,06-os szorzó a perc/másodperc és a J és kJ átváltáshoz szükséges.

Egy tréning során több nehézségi fokozatban is tekerhettek a résztvevők. A teljesítmény számításánál figyelembe kellett ezt venni, valamint egy átlagot számoltunk a teljes tréningre kivetítve.

IV.2.5. Denervált izomzatú gerincvelősérültek FES-sel szabályozott kerékpározása

2016-ban lehetőségünk nyílt együttműködést létrehozni a Medical University of Vienna, Biomedical Engineering intézetének kutatóival. Eredményeinket több konferencián bemutattuk (Mravcsik et al., 2019; Mravcsik, Kast, Malik, et al., 2018; Mravcsik, Kast, Vargas Luna, et al., 2018), melyek szintén az alsó-végtag bénultak kerékpározásáról szólnak, azonban a gerincvelősérülés olyan speciális típusával rendelkezőknél, akiknek a bénulása nem spasztikus, hanem petyhüdt, az izmok teljesen elveszítették beidegzésüket. Denervált izomról beszélünk, ha a sérülés T10 alatti vagy a cauda equina régióban van, alsó motoneuron lézióval kiegészítve. A közös munka keretén belül egy triciklit hoztunk Magyarországra, melyre egy speciális izom-ingerlő készülék van építve, ami kifejezetten a denervált izomok ingerlésére használható (Reha-Funtrike, OVG, München, Németország) (11.ábra).



11. ábra: Reha-Funtrike a denervált izomzatú gerincvelősérültek kerékpározásához

A tricikli fel volt szerelve egy 4 csatornás elektromos izomingerlő készülékkel, amit a Bécsi Orvosi Egyetemen fejlesztettek és ami képes volt olyan hosszúidejű impulzusokat (15-100 ms, +/- 80V) kibocsátani, ami szükséges ahhoz, hogy a denervált izmokat aktiválni tudjuk.

Két csatornát használtunk, nagy (200 cm²) felületi elektródákkal (Schuhfried Inc, Vienna Austria) amelyeket nedvesített párnában helyeztünk a quadriceps izmokra azért, hogy azokat így ingereljük és aktiváljuk a térdnyújtáshoz.

A tricikli ülése egy sínen van elhelyezve, a mozgás során előre-hátra csúszik. Az ülés a kormányhoz legközelebbi pontján egy kapcsolóhoz ér, amely elindítja a stimulációt – a quadriceps izomstimulációját. Ezáltal a térd kinyúlik, az ülés hátra csúszik és közben meghajtja a hátsó kerekeket. Az ülésnek van egy ütközője, amelyen szintén elhelyeztek egy kapcsolót, amely leállítja az ingerlést. Ezután az ülést a kar húzó mozdulatával újra a kezdeti pozícióba – a kormányhoz legközelebbi ponthoz - kell juttatni (hajlítási fázis). Ekkor a láb passzívan mozog, izomkontrakció nincs. Fontos, hogy ez nem egy statikus, egyhelyben, görgőkön hajtott tricikli, hanem helyváltoztatásra képes (11. ábra).

Két résztvevő esetén azt vizsgáltuk, hogy a kerékpározás sebessége változott-e egy 6 hetes tréning sorozat során, amelyben hetente két tréningen vettek részt, továbbá azt, hogy hogyan változott a sebesség egy tréningen belül.

V. EREDMÉNYEK

V.1. Kézi kerékpározás

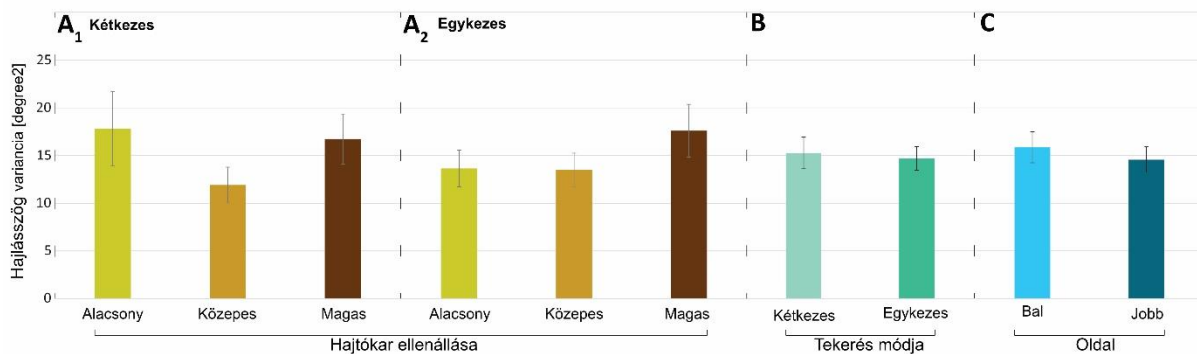
A kézi kerékpározáskor a kar konfigurációjának a varianciáját nem befolyásolja a kézi kerékpár hajtókarjának ellenállása a domináns és a nem-domináns karnál sem, valamint egy karral és két karral való kerékpározáskor sem. A mozgás varianciája időbeni változásának, mint függvénynek az alakja nem változik az ellenállás változása után, sem a kar konfiguráció varianciáját, sem az izomaktiváció varianciáját tekintve. Az izomaktiváció varianciája az izomaktivitások (EMG jel) értékének négyzetével volt arányos.

A statisztikai analízis során nem találtunk szignifikáns különbséget sem a faktorokban, sem pedig a faktorok között a kar konfiguráció varianciában. Másrészt, az EMG varianciában a nehézségi fokozat ($F_{2,28}=28,02$; $p<0,0001$) és a tekerési mód ($F_{1,14}=20,11$; $p=0,0005$) faktorokat tekintve különbséget találtunk. Továbbá szignifikáns különbség/interakció van az alany és az oldal ($F_{14,6.7772}=4,52$; $p=0,0282$) és az alany és mód között, ami indikálja, hogy az alanyok statisztikailag szignifikánsan különböznek a feladat végrehajtása közben a két oldalt tekintve, valamint a kétkezes és egykezes tekerés között is szignifikáns különbséget találtunk. Mindez arra utal, hogy az alanyt független tényezőnek kell tekinteni.

V.1.1. Kinematikai variancia

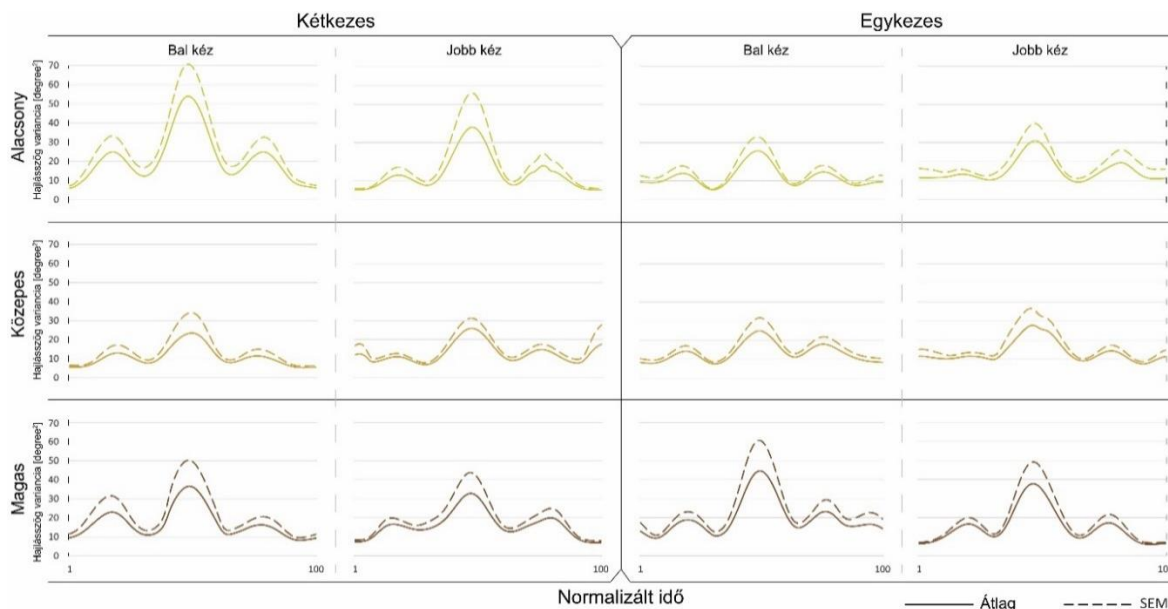
A kinematikai varianciára vonatkozó eredményeim: a hajtókar ellenállása nincs szignifikáns hatással az kar konfiguráció varianciára ($F_{2,28}=1,43$; $p=0,2573$). Továbbá, az ellenállás és a tekerési mód között nincs szignifikáns interakció ($F_{2,28}=0,28$; $p=0,7574$) (12. ábra A1 és A2). Az oldal ($F_{1,14}=1,20$; $p=0,2910$) és a tekerési mód ($F_{1,14}=0,5$; $p=0,4894$) nincs szignifikáns hatással az ízületi varianciára (12. ábra B és C).

Az kar konfiguráció varianciákat (más szóval az ízületi hajlásszög varianciákat) összehasonlítottuk az ellenállás függvényében (12. ábra).



12. ábra: Átlag ízületi hajlásszög varianciák A1) alacsony, közepes és magas ellenállásoknál kétkézes tekerésnél (átlagolva az alanyokra és oldalakra); A2) alacsony, közepes és magas ellenállásoknál egykezes tekerésnél (alanyok és oldal átlaga); B) kétkézes és egykezes tekerés (alanyok, ellenállás és oldalak átlaga) C) bal és jobb kéznél (alanyok, ellenállás és mód átlaga). Az oszlopdiaagramokon a függőleges vonalak a SEM-et ábrázolják (standard error of the mean)

A 12. ábra és 13. ábra mutatja be, hogy a kar konfiguráció varianciájának nagyságára és az időbeli változására nincs szignifikáns hatással a hajtókar ellenállása. Ezt találtuk mind a kétkézes, mind pedig az egykezes tekerési feltételekre. Három maximuma van a varianciának. A hajtókarszög és a normalizált idő az állandó sebesség miatt egyenletesen változik, így ezek a maximumok körülbelül a 90°, 180° és 270° hajtókarszögeknek találhatók. 180°-nál éri el a variancia értéke az abszolút maximumát, ahol a kar leginkább nyújtott állapotban van.



13. ábra: Ízületi hajlásszög variancia változása a normalizált idő függvényében ($Vang(t)$) alacsony, közepes és magas ellenállásoknál, kétkézes és egykezes tekerésnél, a jobb és bal karral való tekerésnél. Folytonos vonal: alanyok átlaga. Szaggatott vonal: átlag+SEM

Összefoglalva, az ellenállás változtatása nem volt hatással a kar konfiguráció varianciájára. A varianciára vonatkozó statisztikai eredményeinket kiegészítem 3

táblázattal, amelyek a három ízület hajlásszög-tartományait foglalják magukban (10. táblázat, 11. táblázat, 12. táblázat). A táblázatok mutatják, hogy a hajlásszögtartományok nagysága alig tért el egymástól a hajtókar különböző forgatónyomatékainál. Ez volt megfigyelhető a váll, a könyök és a csukló esetén is. Bal- és jobb kézre, kétkezes és egykezes tekerésnél egyaránt megadtam ezeket az értékeket. A legnagyobb hajtókarszögtartományban a könyök ízület mozgott, majd a váll, végül a csukló ízület. A bal vállízületi hajlásszög a kétkezes és egykezes tekerés esetén is növekszik az ellenállás növelésével, a jobb oldalra ez viszont nem igaz (10. táblázat).

10. táblázat: Különböző feltételek melletti kézi kerékpározás közben mért váll ízületi hajlásszög-tartományok átlagolva az alanyokra \pm szórás

Váll	Bal		Jobb	
	Kétkezes	Egykezes	Kétkezes	Egykezes
1.16Nm	39,42 \pm 3,12	41,32 \pm 4,40	44,77 \pm 16,37	43,65 \pm 10,70
2.08Nm		42,09 \pm 4,50		43,98 \pm 9,19
3.09Nm	40,99 \pm 3,4	45,82 \pm 9,97	41,61 \pm 6,56	42,75 \pm 8,77
6.14Nm	42,41 \pm 5,68		44,23 \pm 7,56	

A könyök ízületi hajlásszög csökkent az ellenállás növelésével (11. táblázat), kivéve egy esetet, a bal karnál, kétkezes tekerés esetén, 3,09 Nm-re emelés esetén.

11. táblázat: Különböző feltételek melletti kézi kerékpározás közben mért könyök ízületi hajlásszög-tartományok átlagolva az alanyokra \pm szórás

Könyök	Bal		Jobb	
	Kétkezes	Egykezes	Kétkezes	Egykezes
1.16Nm	68,5 \pm 5,65	72,82 \pm 5,65	66,84 \pm 7,93	71,02 \pm 8,83
2.08Nm		71,68 \pm 5,45		70,15 \pm 6,10
3.09Nm	68,96 \pm 5,97	70,34 \pm 6,73	65,27 \pm 5,25	68,86 \pm 6,45
6.14Nm	67,34 \pm 4,63		64,67 \pm 4,59	

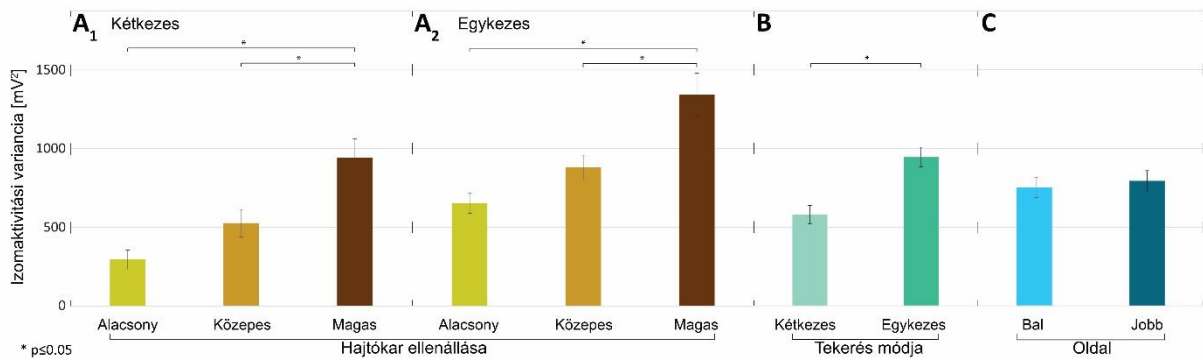
A csukló ízület hajlásszög tartománya a jobb kétkezes tekerésnél emelkedik az ellenállások növelésével, de a bal karnál a legnagyobb ellenállásnál kétkezes és egykezes tekerésnél is nőtt ez az érték.

12. táblázat: Különböző feltételek melletti kézi kerékpározás közben mért csukló ízületi hajlásszög-tartományok átlagolva az alanyokra \pm szórás

Csukló	Bal		Jobb	
	Kétkezes	Egykezes	Kétkezes	Egykezes
1.16Nm	22,72 \pm 16,38	23,65 \pm 15,65	18,10 \pm 6,01	24,21 \pm 19,99
2.08Nm		21,81 \pm 13,54		28,21 \pm 17,68
3.09Nm	21,34 \pm 14,51	28,18 \pm 19,22	20,91 \pm 12,89	22,66 \pm 11,49
6.14Nm	25,76 \pm 19,44		22,68 \pm 10,48	

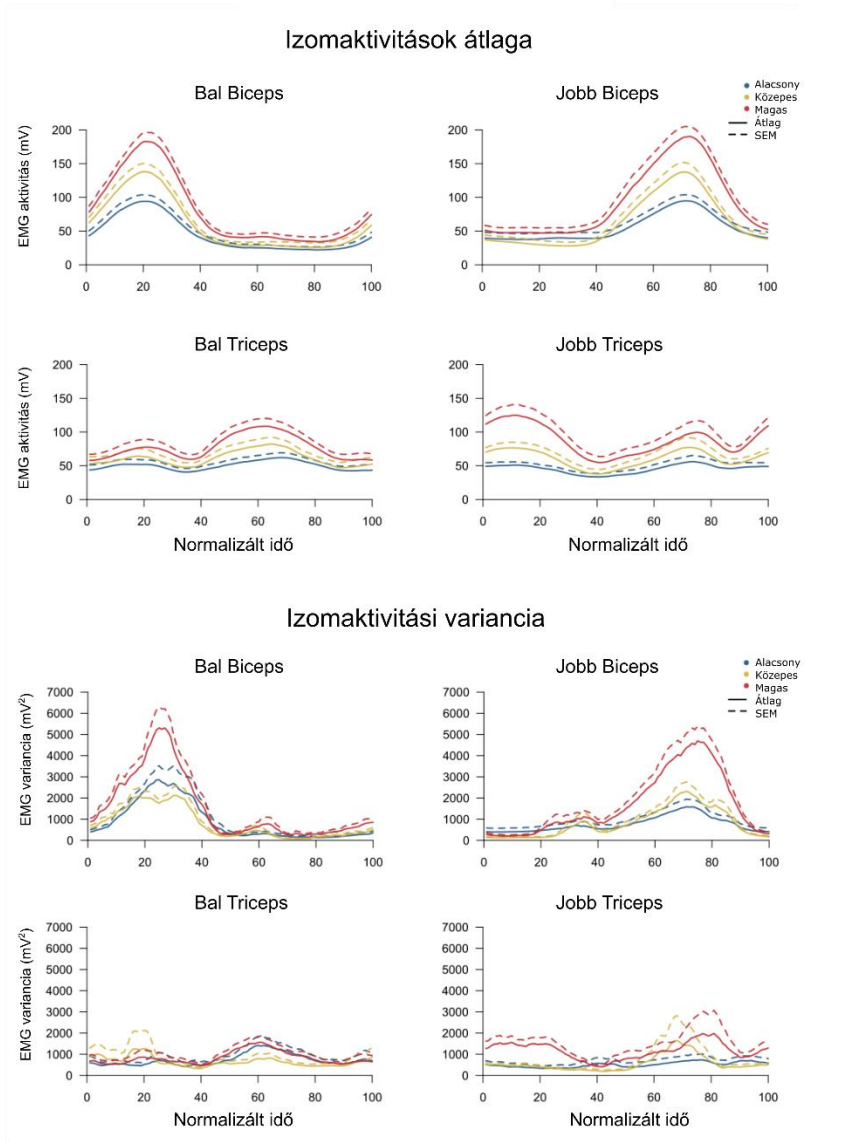
V.1.2. Izomaktiváció variancia

Az ellenállás növelésével nagyobb izomaktiváció varianciákat kaptunk (14. ábra A1 és A2) minden általunk vizsgált tekerési feltételnél mindkét karra. Ez a különbség szignifikáns volt, amikor az alacsony és magas ellenállásokat hasonlítottuk össze mind a kétkezes ($p < 0,0001$), mind az egykezes ($p < 0,0001$) tekeréseknél a Tukey-féle post-hoc analízis alapján. Ezt az eredményt kaptuk, amikor a közepes és magas ellenállást hasonlítottuk össze kétkezes ($p < 0,00025$) vagy egykezes ($p < 0,0001$) tekerésnél. A kétkezes és egykezes tekerést összehasonlítva azt az eredményt kaptuk, hogy az izomaktiváció variancia nagyobb volt egykezes tekerésnél, mint a kétkezesnél (14. ábra B). A bal és jobb kéz között nincs szignifikáns különbség az izomaktiváció varianciában (14. ábra C).



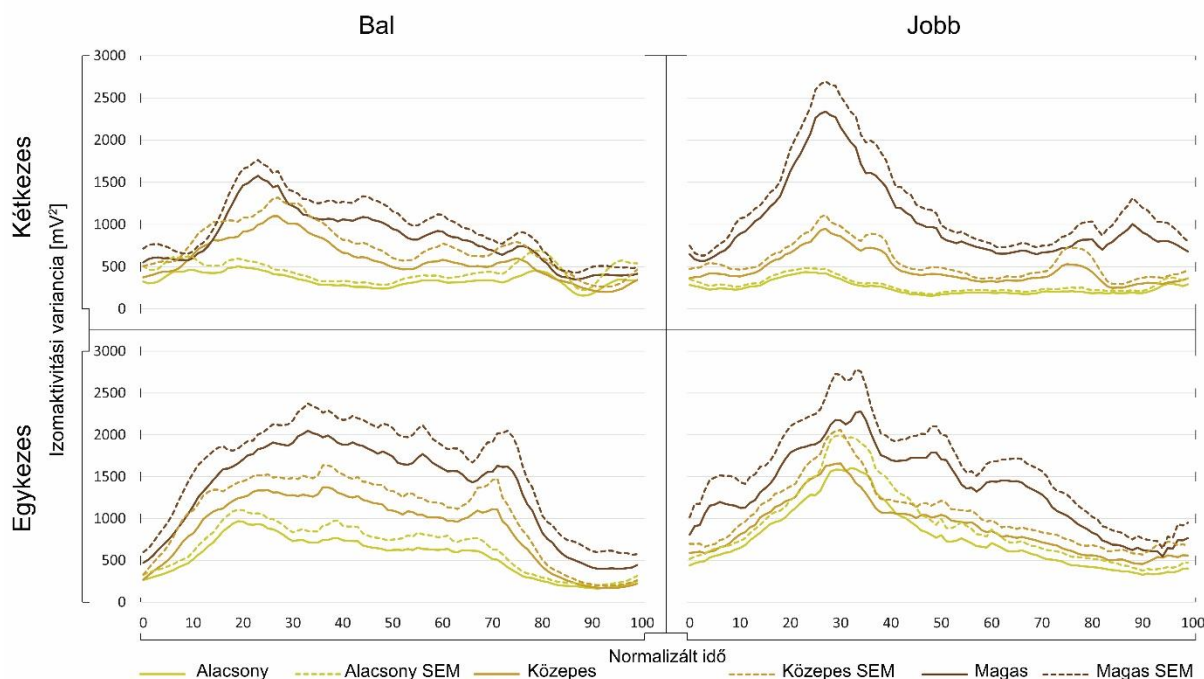
14. ábra: Izomaktiváció varianciák A1) alacsony, közepes és magas ellenállásnál kétkezes tekerésnél (átlagolva az alanyokra és az oldalakra); A2) alacsony, közepes és magas ellenállásnál egykezes tekerésnél (átlagolva az alanyokra és az oldalakra); B) kétkezes és egykezes tekerésnél (átlagolva az alanyokra, ellenállásra és oldalakra $F=20,11$; $p=0,0005$); C) bal és jobb kar (átlagolva az alanyokra, ellenállásokra és módokra $F=0,15$; $p=0,7062$). Az oszlopdiagramokon a függőleges vonallal a SEM-et ábrázoljuk.

A normalizált idő függvényében ábrázoltuk a variancia profilokat és összehasonlítottuk a különböző feltételeknél. Azt az eredményt kaptuk, hogy a variancia görbe formája nem változott, csak a nagysága az ellenállás változásával. Ezt az eredményt a 15. ábrán a biceps és triceps izmokra külön-külön, és a 16. ábrán a vizsgált négy izom együttes aktivitásának varianciájára mutatom be.



15. ábra: Átlag izomaktivitások (felül) és izomaktivitási varianciák (alul) a biceps és triceps izmokra három különböző ellenállásnál

Bemutatom (15. ábra) a BI és TR izmok átlag izomaktivitását és az izomaktivitási varianciákat a normalizált idő függvényében. Az ábra felső részén az izomaktivitás látható, a BI esetében egyértelműen meghatározható, hogy a bal oldal a mozgás első, a jobb pedig a mozgás második felében aktív. A TR aktivitása elmarad a BI-hez képest, több „csúcса” van a görbének, valamint egy folyamatos aktivitás látható. Az ábra alsó részén ezen izmok aktivitásának varianciái láthatók.



16. ábra: Izomaktiváció variancia profilok a normalizált idő függvényében (VEMG(t)) alacsony, közepes és magas ellenállásoknál kétkezes és egykezes tekerésnél bal és jobb oldalra. A folytonos vonal jelöli az alanyok átlag variancia értékeit. Szaggatott vonal: átlag+SEM

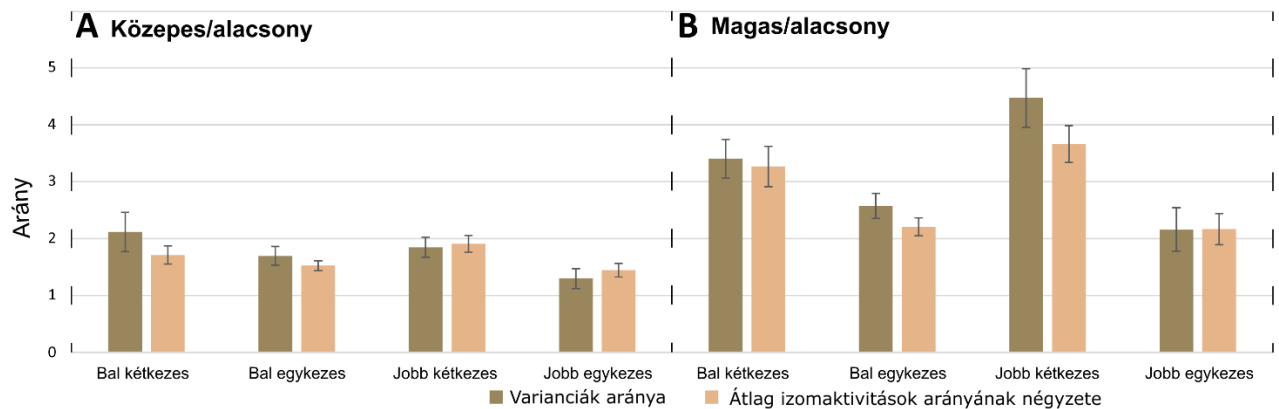
Számszerűen is szeretnénk volna a variancia görbék hasonlóságát megadni, így kiszámoltuk a korrelációs koefficiens értékeit a különböző ellenállási fokozatoknál. A korrelációs együttható (r) értéke $0,6 < r < 0,8$ között erősnek, $0,4 < r < 0,6$ között közepesen erősnek tekinthető (*The Correlation Coefficient (R)*, n.d.). Összehasonlítva a variancia görbéket erős korrelációt kaptunk különböző tekerési feltételeknél az egykezes tekerésnél mindkét karra ($0,6 < r$). Gyengébb, de legalább közepesen erős ($0,4 < r < 0,6$) lineáris korrelációt találtunk mindkét karra (13. táblázat).

13. táblázat: Átlag izomaktiváció variancia görbék korrelációs együtthatói (r) és ezek szórása, különböző ellenállási feltételeket összehasonlítva

	Átlag izomaktiváció variancia görbék korrelációs koefficiensei			
	Kétkezes		Egykezes	
	Bal kar	Jobb kar	Bal kar	Jobb kar
Alacsony és közepes	$0,53 \pm 0,30$	$0,53 \pm 0,39$	$0,65 \pm 0,24$	$0,68 \pm 0,24$
Alacsony és magas	$0,47 \pm 0,43$	$0,42 \pm 0,37$	$0,64 \pm 0,23$	$0,64 \pm 0,19$
Közepes és magas	$0,55 \pm 0,39$	$0,64 \pm 0,26$	$0,83 \pm 0,09$	$0,69 \pm 0,21$

Azt vizsgáltuk, hogy a 4 izom együttes aktivitásának ($Mus(t)$) nagysága és annak varianciája hogyan változott a hajtókar ellenállásának növelésével. Azt kaptuk, hogy a varianciák négyzetesen változtak az átlag izomaktivitás változásához képest.

A 17. ábra bemutatja, hogy az izomaktiváció átlagos varianciája megközelítőleg ugyanolyan arányban növekszik, mint az átlagos négyzetes izomaktiváció az ellenállás növelésével.



17. ábra: Izomaktiváció varianciák arányai és az izomaktivitás arányainak négyzete. A: közepes/alacsony ellenállásoknál számított értékek arányai, B: magas/alacsony ellenállásoknál számított értékek arányai.

Az idő szerint átlagolt izomaktivitás nagyságát minden alanyra kiszámítottuk közepes és alacsony ellenállásnál. A közepes ellenállásnál kapott átlagot elosztottuk az alacsony ellenállásnál kapott átlaggal. Így minden résztvevőre kaptunk egy arányszámot. Ezen arányszámok négyzeteit az összes alanyra átlagoltuk különböző feltételekre külön-külön (kétkézes/egykezes, bal/jobbs). Ugyanígy kiszámítottuk az izomaktivitási arányok négyzetét a magas és alacsony ellenállásokra vonatkozólag. Kiszámítottuk továbbá a közepes ellenállásnál és az alacsony ellenállásnál kapott izomaktiváció varianciák arányát és a magas és alacsony ellenállásnál kapott izomaktiváció varianciák arányát is. Párosított t-próbával ($p=0,05$) hasonlítottuk össze az izomaktiváció varianciák arányát és az izomaktivitás arányának négyzetét, és nem találtunk szignifikáns különbséget (17. ábra).

Természetesen, ha az izmok nagyobb ellenállás ellen dolgoznak az EMG amplitúdója megnő, így az általam vizsgált 4-dimenziós izomaktivitás vektor nagysága is. Másrészt az izomaktivitás vektor nagyságának varianciáját megadó idősor ($V_{EMG}(t)$) profilja (a variancia függvény alakja) is változhat, de azt kaptuk, hogy az nem változik szignifikánsan. Csak az amplitúdója változik, mégpedig úgy, hogy az amplitúdó c^2 szeresére nő, ahol c egy állandó, amely azt mutatja, hogy hányszorosára nő az izomaktivitás nagysága az ellenállás növelésekor. Ez az eredmény nem triviális, mert ahhoz, hogy ez megtörténjen, az izomaktivitást szabályozó változónak lineárisnak kell lennie (Kaupp et al., 2018) a szabályozandó rendszer viszont nem lineáris. Valójában, az

izmok erejét szabályozó jelek 3 különböző feladat elvégzéséhez szükségesek. Ezek a feladatok: 1) operatív parancs megadása, hogy a kéz kövesse a megadott pályát, 2) kompenzálja a nem inerciális erőket, mint például a centrifugális és Coriolis erők, amelyeket a mozgás eredményeképp a nem lineáris dinamika generál, 3) további erők létrehozása az ellenállással szemben. Így ahhoz, hogy a variancia négyzetesen változzon a terhelési ellenállási fokozatok között, a vezérlőnek képesnek kell lennie szétválasztani ezeket a komponenseket, hogy garantálja, hogy a feladat végrehajtása állandó maradjon és az ellenállási erő megfelelő legyen. Eredményeink azt sugallják, hogy külső ellenállással szembeni erők szabályozása elkülönül a mindig jelenlevő centrifugális és Coriolis erők szabályozásától kézi kerékpározáskor.

V.2. FES-sel szabályozott mozgások

Eredményeim bemutatását négy részre osztom. Egy adott stimulációs minta alkalmazásának hatásait írom le több alany esetén egyénekenként, majd egy alanynál két különböző mintát alkalmazva kapott eredményeket, ezután tíz páciens eredményeinek átlagát ábrázolom, majd a denervált izomzatú alanyok tricikliző mozgásának eredményeit mutatom be.

V.2.1. A teljesítmény változása FES-sel létrehozott kerékpározásnál - a H2 és H4-es minták alkalmazása

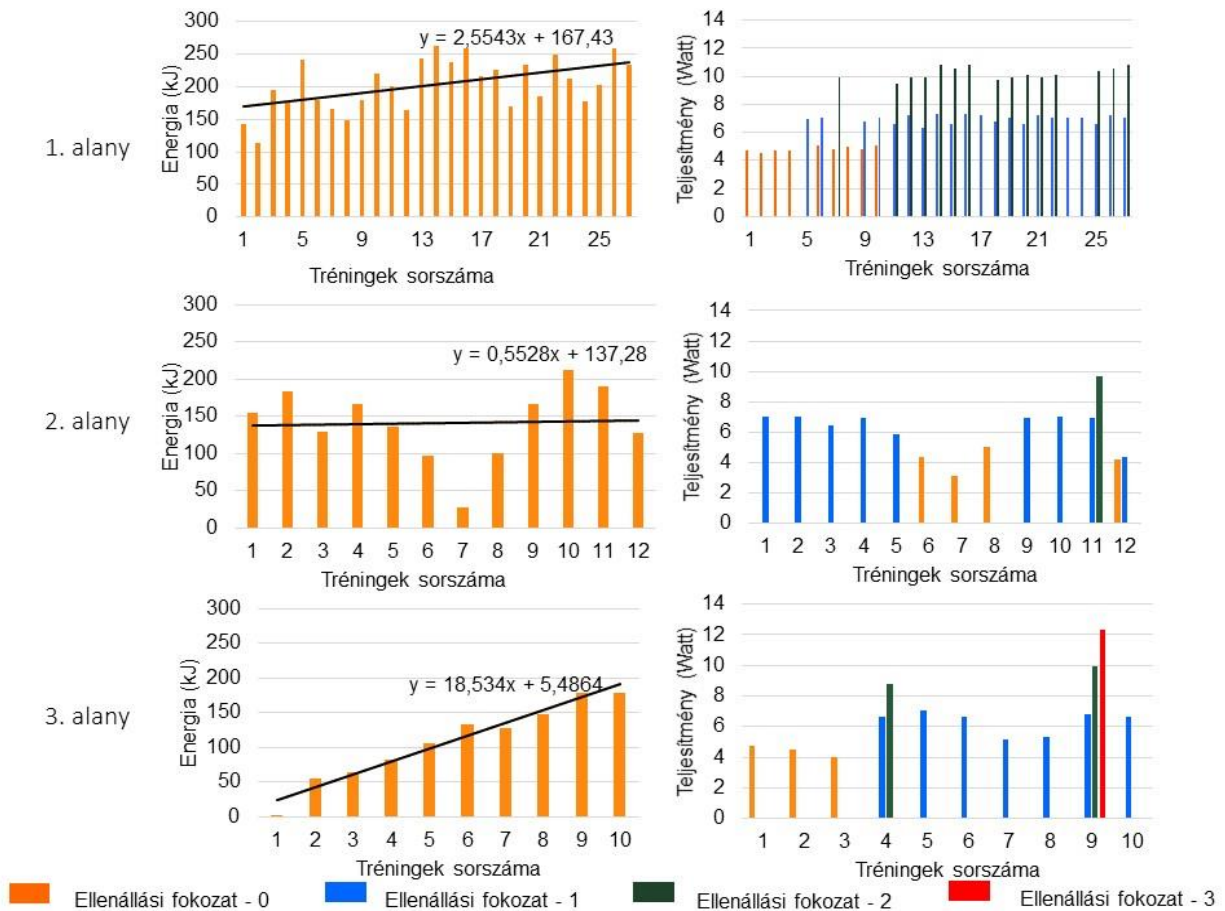
Először három alany eredményeit hasonlítom össze, akik heti két alkalommal vettek részt FES kerékpározó tréningen, amely során rögzítettük a teljesítményüket és a mechanikai energiát *H2-es minta* alkalmazásánál. Ezen értékek kiszámításáról a módszerek részben írok. Az első alany vett részt a legtöbb tréningen – 27 alkalom, míg a második és harmadik alany 12 és 10 edzésen. Az általános protokoll szerint az aktív tekerési időtartama maximum 30 perc, ez természetesen módosulhat alanyonként és alkalmonként is. A 14. táblázatban egyénekenként a minimum és maximum értékek vannak feltüntetve. Egyénekenként változik a tekerés sebessége is, ezeket az intervallumokat is megadtam. Az ingerlés nagysága (áramerősség amplitúdója) is változhat alkalomról-alkalomra, ezzel szemben a frekvencia állandó 30 Hz és a pulzusszélesség is állandó 300 μ s.

14. táblázat: A H2 mintával tekerő 3 résztvevő adatai

	1. alany	2. alany	3. alany
Tréningek száma	27	12	10
Tekerés időtartama (perc)	20-35	4-30	8-28
Sebesség (rpm)	43-50	30-48	30-48
Ingerlés nagysága (mA)	25-70	25-60	20-40

A 18. ábra mutatja be az eredményeket. A mechanikai energia és a teljesítmény is változó alanyonként. Ezen eredményeket nagyban befolyásolja az egyén sérülésének típusa, általános állapota, hol tart a rehabilitációban, valamint az aznapi állapot. Az előbb felsoroltak figyelembevételével mutatom be az eredményeket. A fejlődési tendenciát egy regressziós görbével szemléltetem. Az energia tekintetében (18. ábra bal oszlop) jól látszik az első és a harmadik alanynál a fejlődés, a 3. alanynál meredeken emelkedik a teljesítmény, bár ő nagyon alacsony értékről indult, míg a második alanynál kisebb a regressziós egyenes meredeksége. Az ábra alsó sorában láthatók a teljesítmény értékek tréningenként. Az 1. alany teljesítményénél láthatjuk, hogy az első 4 edzésen 0-s fokozatban tudta meghajtani az ergométert, itt az ellenállás 1 Nm volt. A második alany

izomzata jobb állapotban volt, ő képes volt az első tréningtől kezdve 1-es ellenállással kerékpározni. Az ellenállást akkor emeltem, ha a nehezebb fokozatban képes volt fenntartani a minimális 30 rpm-es sebességet, nem vette vissza a motor a tekerést a láb izmaitól. Általánosságban elmondhatom, hogy 0-s és 1-es fokozatban stabilan, hosszú távon képesek voltak az alanyok tekerni. Előfordult, hogy egy edzésen belül több sebességfokozatban is tekert az adott alany. Ezt jól bemutatja a harmadik alany 9. edzésalkalma, ahol 1-es, 2-es és 3-as fokozatban is hajtott.



18. ábra: A három gerincvelősérült tréningjei során a leadott mechanikai energia (bal oldali diagramok) és teljesítmény (jobb oldali diagramok); a három alany eredményei egymás alatt

Feltételezzük, hogy a második alanynál is el lehet érni a fejlődés nagyobb mértékét további edzésekkel. A teljesítmény növekedésének kis mértékét magyarázhatjuk a kis tréningsszámmal a 2. és 3. alanyok esetén. Ennek ellenére az energia nőtt edzésalkalomról edzésalkalomra, ami a tréningek időtartamával van összefüggésben. Egyre hosszabb ideig tekertek edzésalkalomról edzésalkalomra.

A következőkben *két alany eredményeit hasonlítottuk össze a H4-es minta alkalmazása* során (Mravcsik, Klauber, et al., 2016).

Heti két alkalommal tekertek az alanyok, 7 héten keresztül, így 14 edzésalkalmat hasonlítottunk össze. A stimulált izmok mindkét lábon: vastus medialis, vastus lateralis, rectus femoris és a hamstring izomcsoport. MotoMed Viva 2 ergométert használtak, illetve a PE11 8-csatornás izomstimulátort (PPKE) és kétpólusú felszíni elektróda párokat (PG473W TENS ELEC 45x80mm) izmonként.

Az alkalmazott áramerősségek átlaga $28,6 \pm 5,7$ mA a P1-es alanynál és $31,8 \pm 4,6$ mA a P2 alanynál. 47-48 rpm-es sebességgel tekertek mindketten. Az ergométer lehetővé tette, hogy több ellenállási fokozatban is tekerjenek (1Nm, 1.4 Nm, 2.1 Nm). A teljesítmény és energia értékeket Student-féle T-teszttel hasonlítottam össze ($p < 0.01$).

15. táblázat: A H4-es mintával tekerő két alany eredményei

	P1	P2
Tekerés időtartama (perc)	21.8 ±2.6	22.8±2.6
Sebesség (rpm)	48.6±1.2	47.5±1.5
Áramerősség (mA)	28.6±5.7	31.8±4.6
Energia (kJ)	12.4±2.6	9.46±1.1
Teljesítmény (W)	9.4±1.7	6.9±0.4

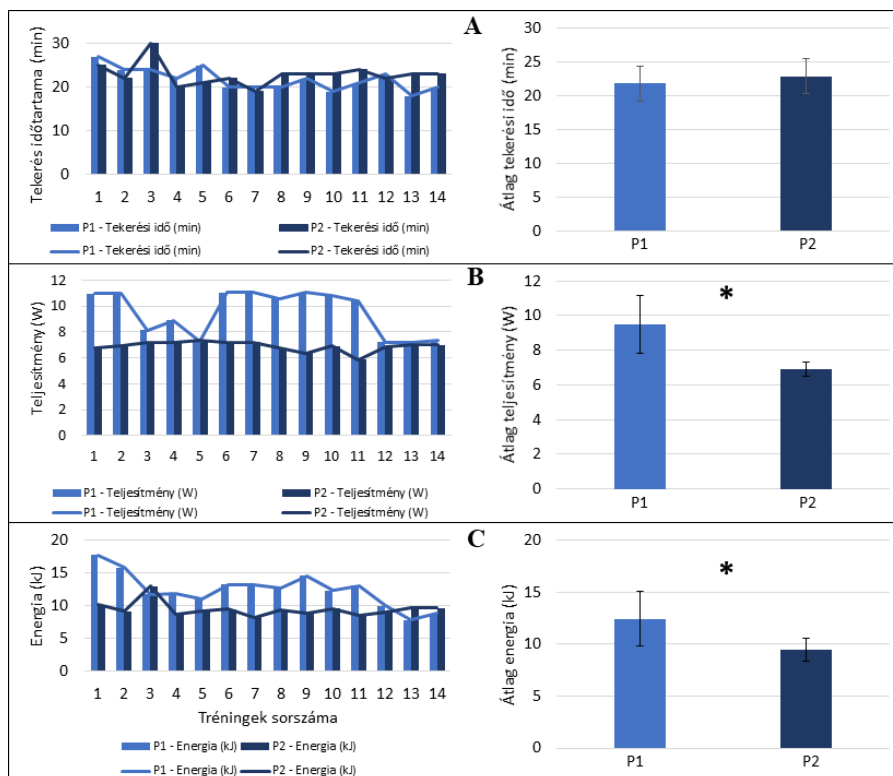
Az alkalmazott áramerősség értékeket edzésenkénti bontásban a következő (16. táblázat) táblázatban mutatom be. Érdekes, hogy a két alany sérülésének különbségei ellenére az ingerlés nagysága nem különbözik jelentősen. A P1 alany 6 évvel a vizsgálat előtt bekövetkező sérülése ellenére igen jó izomzattal rendelkezik, nem kellett magas áramerősséget alkalmaznunk ahhoz, hogy létre tudjon jönni hosszán – 20-25 percig – a kerékpározás sebességcsökkenés nélkül. A P2-es alany sérülése magas – C5-6 –, mégis képes volt ő is olyan hosszán kerékpározni, mint a P1-es alany. A P1 alany 12-14. tréningjénél a quadriceps és hamstring izomcsoportoknál eltérő áramerősséget használtunk. Katona és munkatársai (Katona et al., 2014) egészséges fiatalok kerékpározásánál azt az eredményt kapták, hogy a hamstring izomcsoport elektromos aktivitása nagyobb mértékben nőtt gyorsabb tekerésnél, mint a quadriceps izomcsoport aktivitása. Ezzel összefüggésben három edzésalkalomnál próbáltuk meg, hogy nagyobb sebességgel tudnak-e a gerincvelősérültek kerékpározni, ha nagyobb áramerősséggel ingereljük a hamstring izomcsoportot. Az eredményeink azt mutatják, hogy nem sikerült a sebességet növelni ennél az alanynál. Ennek oka lehet, hogy kevés volt ez a három

alkalom, valamint, hogy nagyobb áramerősség-különbségre van szükség. Ez további kutatások témáját adja.

16. táblázat: A 14 tréning során alkalmazott áramerősségek mA-ben a P1 és P2 pacienseknél. A P1 paciensenél a 12-14. tréningeknél a két áramerősség arra utal, hogy ezek a quadriceps (Q) és a hamstring (H) izomcsoportoknál eltérő voltak.

Tréning sorszáma		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	Átlag ±SD
Áramerősség (mA)	P1 (Q/H)	25	20	25	25	40	35	25	30	35	35	35	25/35	35/40	35/40	26.6±5.7
	P2	30	30	40	35	30	20	35	30	35	35	35	30	30	30	31.8±4.6

A 19. ábra a tekerés időtartamát, a teljesítmény és energia értékeket mutatja be a két alany esetén. Világoskékkel a P1-es, sötétkékkel a P2-es alany eredményeit láthatjuk. A tréningek időtartama (19. ábra A) nem különbözött szignifikánsan, míg a P1-es alany teljesítménye és az energia (19. ábra B és C) szignifikánsan magasabb volt, mint a P2 alanyé. Számszerűen a 15. táblázatban foglaltam össze az átlag értékeket a szórásokkal. A szignifikáns különbség abból adódik, hogy a P1-es alany nagyobb ellenállás ellen tudott (20. ábra) közel ugyanolyan időtartamban tekerni. Ennek az alanynak a sérülése alacsonyabb, az izmai jobb állapotban vannak, valamint ő már egy „régibb” sérült, a pszichés állapota is kiegyensúlyozottabb.



19. ábra: A - tekerés időtartama (bal) tréningenként és az átlag (\pm szórás) tekerési idő a 14 tréningre átlagolva (jobb); B - Teljesítmény értékek tréningenként (bal) és az átlagok (\pm szórás) (jobb); C - Energia értékek tréningenként, és az átlagok (\pm szórás)

A 20. ábrán azt mutatom be, hogy az egyes tréningeken mekkora ellenállási fokozatban tudtak tekerni a vizsgált alanyok. Egy alkalmon belül akár két fokozatban is tekertek. A vízszintes tengelyen látható a tréningek sorszáma, a függőleges tengelyen pedig a két alany által használt ellenállási fokozatok. Az első edzésen tehát a P1 (világoskék) alany 2-es és 3-as fokozatban is tekert, míg a P2 (sötétkék) csak 1-es fokozatban. Az ellenállások nagyságát a 4. táblázatban foglaltam össze.



20. ábra: A 14 tréning alatt használt nehézségi fokozatok alanyonként. Néhány edzésen belül több fokozatban is tekertek, pl. az első tréningen a P1-es alany 2-es és 3-as ellenállással is, a P2-es alany 1-es ellenállással tekert

V.2.2. FES kerékpározás négy és nyolc csatornás stimulációval - egy alany kétféle mintával

Ebben a vizsgálatban azt a kérdést szerettük volna megválaszolni, hogyha ugyanazt a mozgást hozzuk létre – alsó végtagi kerékpározó mozgás – négy vagy hat csatornás izom ingerléssel (2 különböző mintát alkalmazva ugyanannál a személynél), akkor van-e különbség a leadott mechanikai energia vagy teljesítmény értékekben.

A vizsgált alanyunk, egy 34 éves férfi teljes gerincvelősérüléssel használta mindkét stimulációs mintát - H2 és H4. Sérülésének magassága Th8 és 4 évvel a sérülése után kezdte el a FES kerékpározást. A H2 mintával kezdte a tréningeket, 27 edzést követően kezdte el a H4-es mintával az edzéseket. Az utolsó 10 alkalmat hasonlítottuk össze a két mintánál. Folyamatosan fejlesztjük a stimulációs mintáinkat, ennek köszönhető, hogy egy részletesebb, nyolc csatornás mintát is alkalmazhatunk. A minták elnevezése beszédes, a H2-es minta lábanként 2 izmot, a quadriceps és hamstring izmokat ingerelte, míg a H4-es a quadriceps részleteiben, a vastus medialis, a vastus lateralis és a rectus femoris külön-külön és a hamstringet (21. ábra).



21. ábra: A H2-es mintában és H4-es mintával külön ingereljük a quadriceps 3 ágát - elektróda felhelyezése

A teljesítményt FES kerékpározás során számos paraméter befolyásolja. Ilyen például a tekerés sebessége, a pedál ellenállása és az ingerlés paraméterei. Ebben a tanulmányban az áramerősségtől való függését vizsgáltuk 2 stimulációs minta esetén (Mravcsik, Klauber, et al., 2016). Az áramerősség változó volt protokollonként.

A már említett Motomed Viva 2 kerékpárt és a PPKE ITK-n fejlesztett stimulátort használtuk a tréningek során. Az izomkontrakció létrehozásához felszíni ingerlő

elektrodákat használtunk, valamint egy Omron vérnyomásmérőt a vérnyomás és a pulzus követésére.

A stimulációs paraméterek a következők voltak: áramerősség mA-ben kifejezve, a pulzusszélesség 300 μ s és a frekvencia 30 Hz. Az áramforma szögletes, monofázisos (7. ábra).

Statisztikai összehasonlítást végeztünk a teljesítmény, a mechanikai energia és a tekerési időtartamok között a két minta esetén. A különbségek vizsgálatára Student-féle T-tesztet ($p=0,05$) használtunk.

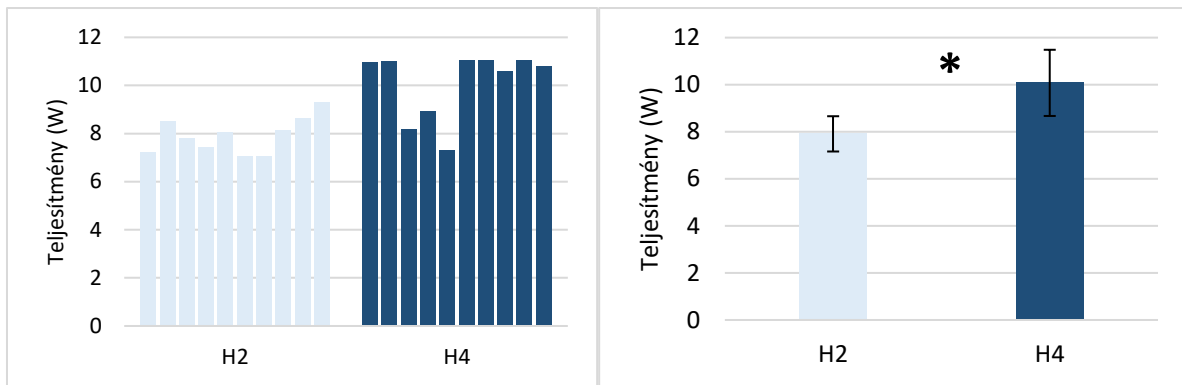
Az alábbi táblázat (17. táblázat) tartalmazza az átlag és szórás értékeket. A 18. táblázat pedig a 10-10 edzés alkalommal végzett edzés teljesítményét, tekerési idejét és az ingerlés nagyságát mutatják be.

17. táblázat: *Átlag értékek (\pm szórás) a H2 és H4 minták alkalmazásánál*

	H2	H4
Tekerés időtartama (min)	27.1 \pm 3.6	22.3 \pm 2.6
Sebesség (rpm)	47.4 \pm 1.17	48.5 \pm 1.3
Áramerősség (mA)	35 \pm 7.45	25.9 \pm 3.7
Energia (kJ)	12.82 \pm 1.82	13.41 \pm 2.08
Teljesítmény (W)	7.91 \pm 0.75	10.08 \pm 1.4

A tréningek időtartamában szignifikáns különbséget találtunk. A H2-es mintával hosszabb ideig tudott kerékpározni sebességsökkenés nélkül.

Az 22. ábrán mutatom be, hogy a teljesítmények általában nagyobbak voltak, amikor a quadriceps 3 különböző ágát ingereltük 3-3 elektródapárral, mint akkor, amikor egy elektródapárral ingereltük a quadricepset. A bal oldali oszlopdiagramon világos kékkel jelöltem a H2-es mintával létrehozott kerékpározás teljesítmény értékeit, sötét kékkel pedig a H4-gyel. A jobb oldali ábrán pedig az átlag és szórás látható. Statisztikailag vizsgálva szignifikáns különbséget találtunk a két minta között.



22. ábra: Bal: Teljesítmény értékek 10-10 tréning során. Jobb: Átlag teljesítmények (\pm szórás)

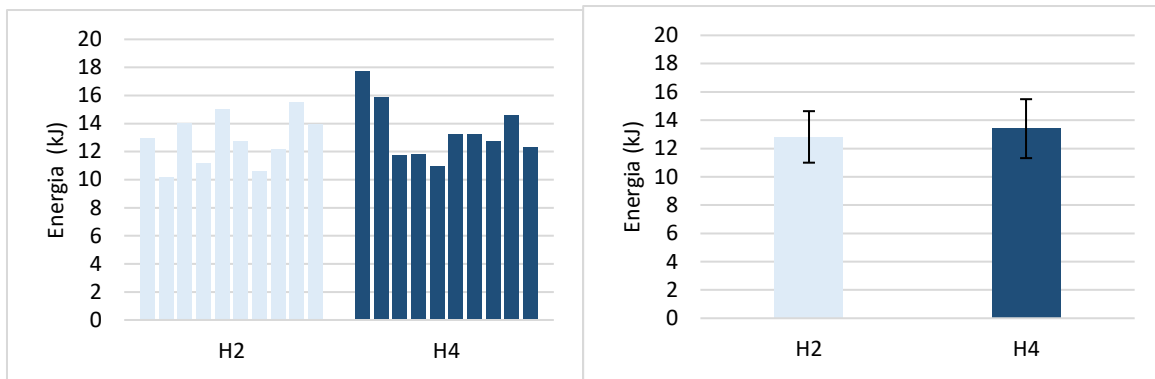
Számszerűen a következő táblázatban (18. táblázat) (fogalom össze a tréningek időtartamát, az alkalmazott áramerősséget, valamint a teljesítményt. A tekerés időtartamában és az alkalmazott áramerősségek statisztikai összehasonlítása során is szignifikáns különbséget találtam. Nagyobb áramerősségeket alkalmaztunk a H2-es mintánál, mint a H4-esnél, ugyanakkor meg kell említeni, hogy a H4-es mintánál 3 elektródapár van a quadricepsen, míg 1 pár a H2-esnél.

18. táblázat: A H2 és H4 mintákkal elért eredmények

H2 (tréningek sorszáma)	1.	2.	3.	4.	5.	6.	7.	8.	9.	10.	Átlag
Tekerés ideje (min)	30	20	30	25	31	30	25	25	30	25	27.1
Áramerősség (mA)	35	45	45	35	45	30	30	30	30	25	35
Teljesítmény (W)	7.20	8.48	7.79	7.42	8.05	7.05	7.05	8.11	8.61	9.30	7.91

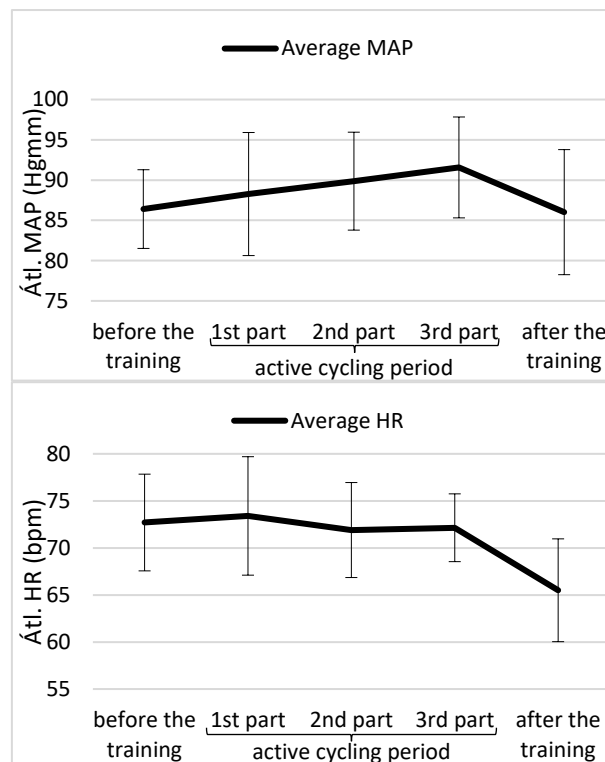
H4	1.	2.	3.	4.	5.	6.	7.	8.	9.	10	Átlag
Tekerés ideje (min)	27	24	24	22	25	20	20	20	22	19	22.3
Áramerősség(mA) (Quad/Ham)	25	20	25	25	30/40	25/35	20/25	25/30	25/30	25/35	24.5/29
Teljesítmény (W)	10.94	10.98	8.15	8.92	7.29	11.02	11.02	10.58	11.02	10.80	10.08

A 23. ábrán a mechanikai energia értékeit mutatom be. Itt nem találtam szignifikáns különbséget a két minta között.



23. ábra: Az energia értékek 10-10 tréning alkalmával, illetve az átlagok (\pm szórás) a statisztikai összehasonlításhoz

Vérnyomást mértünk a tréning megkezdése előtt, után és 3 alkalommal az aktív tekerés alatt. A 24. ábrán az átlag MAP és HR értékeket mutatom be a H2 minta esetén.



24. ábra: Átlag MAP és HR értékek

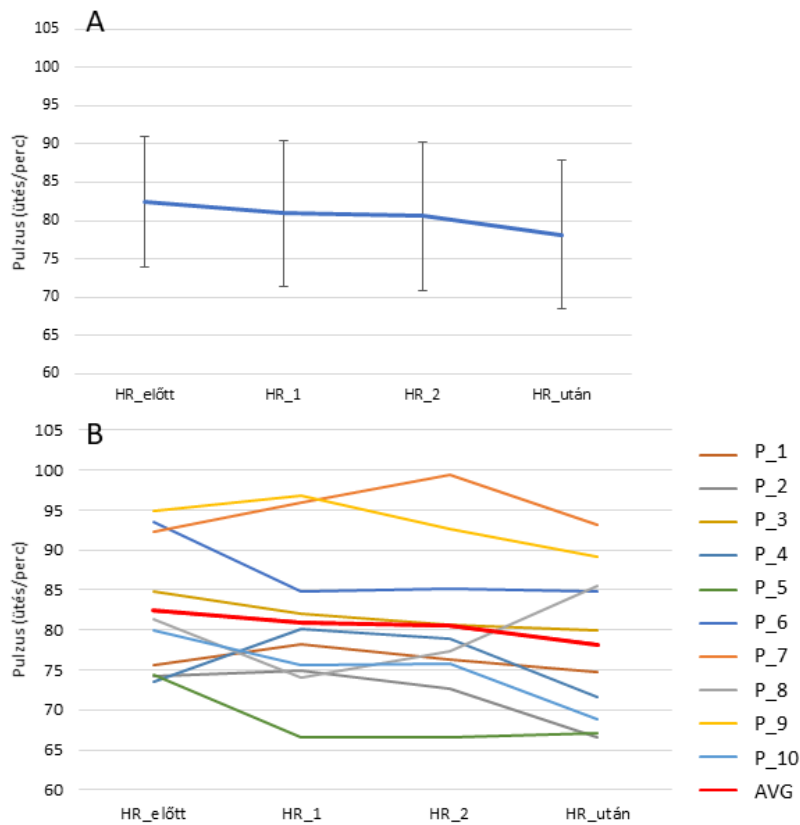
V.2.3. Pulzus és artériás középnyomás átlagai tíz alany FES kerékpározó tréningjein

A következő részben tíz alany átlagolt eredményeiről írok. Minden alanynak minimum 10 edzése volt, összesen 172 tréningen vett részt a 10 alany.

Az alanyok FES kerékpározási protokollja megegyezett: pár perc bemelegítést követően kezdődött az elektromos stimulációval létrehozott aktív mozgás, majd a végén egy passzív levezetés. Mindannyian a H2-es mintával, 30 Hz ingerlési frekvenciával, 300 μ s pulzusszélességgel kerékpároztak.

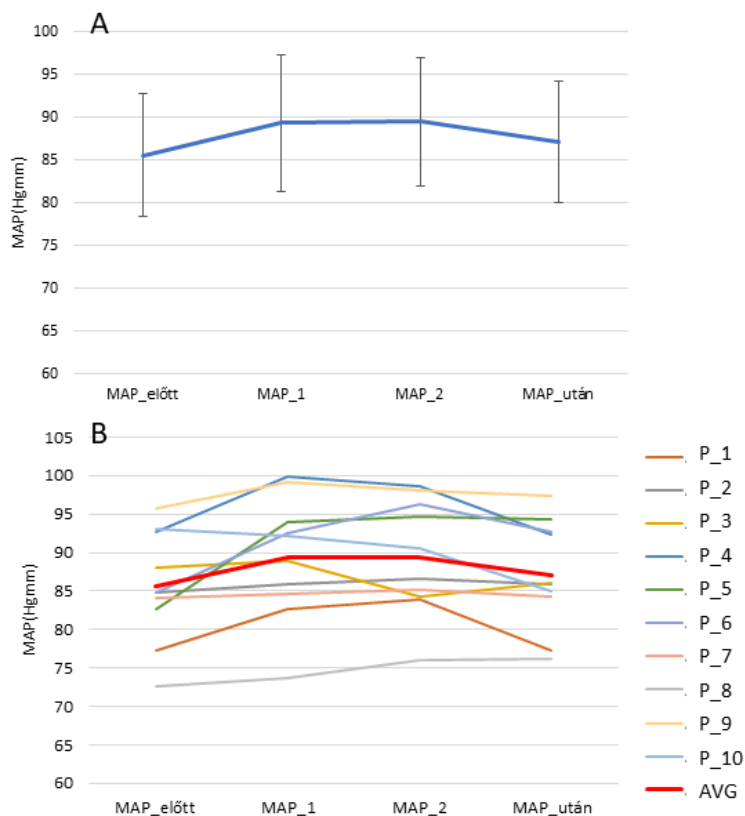
Pulzust a tréning előtt, után és a tréning közben két alkalommal mértünk (körülbelül 10 percenként). A 25. ábrán a pulzus értékeket mutatom be. Először a 10 alany átlagát és a szórást, majd az alanyonkénti átlagot. Az alanyonkénti átlag nem minden alanynál származik egyenlő számú mérésből – minimum 10 tréningje mindenkinek volt, de ez sok esetben több is.

A tréning előtti méréshez képest 4 alanyuk csökkent a pulzusa az első mérésnél. A második és az utáni mérés között csökkent a pulzus, kivéve 2 alanyuk: a P_5 alany két átlag értéke között mindössze 0,6 bpm volt a különbség. A P_8 esetén a pulzus magasabb volt a tréning után, mint a második mérésnél. Összesen 14 edzése volt, ebből 3 alkalommal volt alacsonyabb a tréning utáni HR, mint a kezdeti érték. Ennél az alanyuk több időnek kell eltelnie, hogy a pulzusa visszatérjen a normál tartományba.



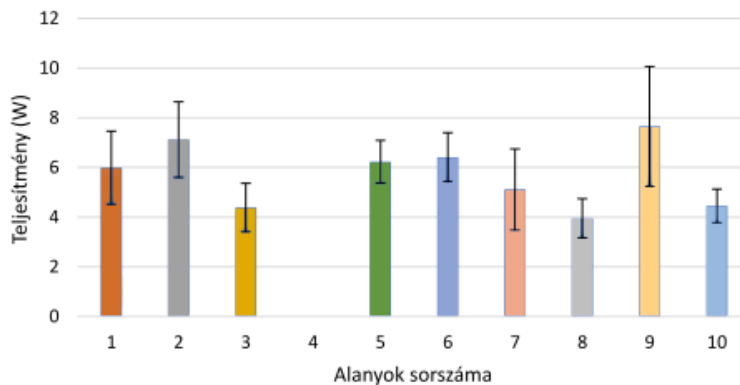
25. ábra: Átlag pulzus értékek a 10 alany esetén, valamint a 10 alany átlaga (AVG), a tréning kezdete előtt (HR_előtt), után (HR_után), valamint 2 alkalommal az aktív tekerés közben (HR_1, HR_2).

Az artériás középnyomás (MAP) értékeket a IV.2. fejezetben leírt képlettel számoltuk. Megfigyelhető a sok alany átlagában, hogy a tréning kezdete előtti érték megemelkedik, majd enyhén tovább emelkedik és csökken a tréninget követően (26. ábra A). Az egyénekenkénti átlagban nagy különbségeket láthatunk (26. ábra B része). Minden alanyra igaz, hogy a tréning előtti mérés és az aktív tekerés alatti első mérés között emelkedik a MAP érték. Az emelkedés mértéke eltérő alanyonként. A második és harmadik mérés között 3 alanynál csökkent a MAP érték (3., 4., 9. alany), náluk 4,69, 1,23 és 1,05 Hgmm-rel csökkent. A tréning utáni érték két alany kivételével mindenkinél alacsonyabb volt, mint az aktív tréning alatt (P_3, P_8).



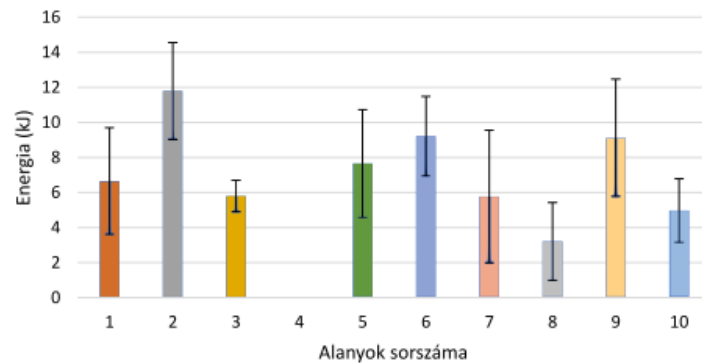
26. ábra: Átlag MAP értékek a 10 alany esetén, valamint a 10 alany átlaga (AVG), a tréning kezdete előtt (MAP_előtt), után (MAP_után), valamint 2 alkalommal az aktív tekerés közben (MAP_1, MAP_2).

A 27. ábra az alanyonkénti átlagteljesítmény értékeket mutatja be. A 9 alany átlag teljesítménye 5,7 W volt. Ahogyan korábban már írtam, a 4-es alany eredményeit külön ábrán mutatom be. A legnagyobb teljesítményt a 9-es és a 2-es alany érte el, az ő sérülési magasságuk háti 9 és 10 volt. A legalacsonyabb teljesítményt a 8-as alany érte el, ez 3,95 W volt.



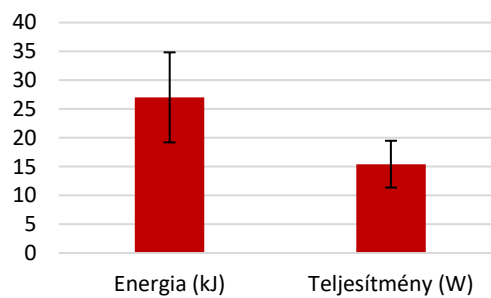
27. ábra: Átlag teljesítmény alanyonként

A következő ábrán az energia értékeket mutatom be alanyonként (28. ábra). A 9 alany átlaga 7,13 kJ volt.



28. ábra: Átlag energia értékek alanyonként

A 4-es alany átlag értékeit a 29. ábrán mutatom be. Az átlag teljesítménye 15,4 W, ami a legtöbb alany eredményének a duplája. Ugyanez elmondható az energia eredményeiről is, az 27 kJ volt. Mindkét érték kiugróan magas a többi résztvevőhöz képest. A bénulás oka is különbözik, egy sérvműtétet követően alakult ki, majd a rehabilitáció során nagymértékben visszatértek a különböző funkciók mindkét alsó végtagba.



29. ábra: A 4-es alany tréningjein elért energia és teljesítményének átlaga

V.2.4. Denervált izmokkal történő FES kerékpározás

Kettő denervált izomzatú gerincvelősérült használta a speciális triciklit heti két alkalommal, hat héten keresztül. Az alanyok kiválasztása úgy történt, hogy egy Stimulette (Schuhfried, Vienna, Austria) stimulátorral megvizsgálták az osztrák partnereink, hogy valóban denervált-e az izom. Két alanyt választottak ki, akik megkezdtek a tréningeket.

A résztvevőknek át kell ülniük a saját kerekesszékükből a triciklire, tehát a megfelelő fizikai erőnlét is szerepel kiválasztási szempontként. Az ülés egy sínen előre és hátra csúszik a mozgás két fázisában. A láb izmainak munkája szempontjából egy passzív fázis, amikor a felső végtagokkal a kormányhoz közelít, a kormányhoz húzza magát a tricikliző a teljes térdhajlítás állapotáig. Az izom ingerlése ezen a ponton kapcsol be, az ingerelt quadricepsek megfeszülnek, létrejön az izom kontrakció és az ülés hátracsúszik a térd nyújtásával. A hátracsúszó ülés hajtja meg a lánckereket, ezáltal a triciklit is és megtörténik a helyváltoztatás. Fontosnak tartom kiemelni, hogy ez helyváltoztató mozgás, az alanyoknak saját testtömegüket és a triciklit is mozgásra bírták a bémult izmaikkal!



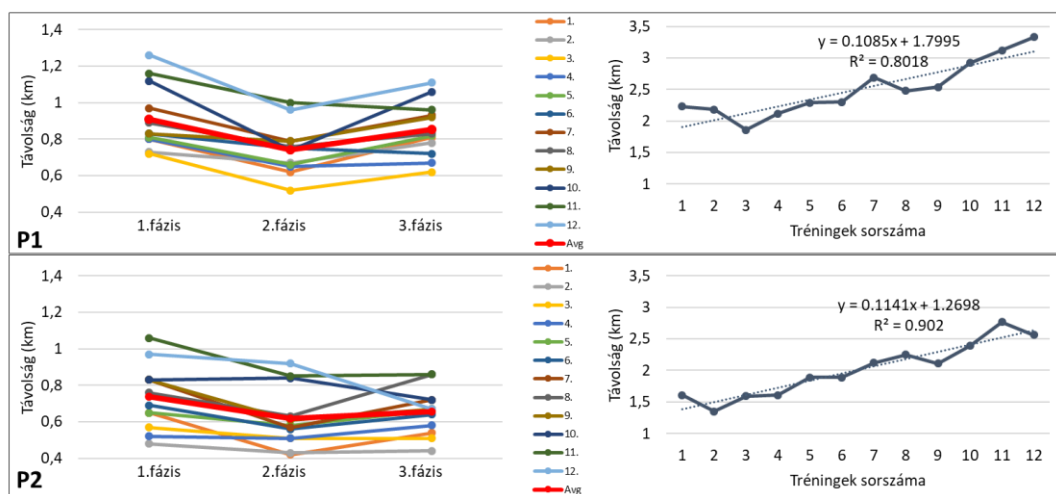
30. ábra: A mozgás két végpontja, a térd teljes hajlítása és lehetséges teljes nyújtás pozíciói

A vizsgálatban két alany vett részt, az ő adataikat a 8. táblázatban foglaltam össze. Mindketten férfiak, T10 alatti sérültek és a sérülésük nagyon frissnek mondható. ASIA besorolásuk A, ami a teljes motoros és szenzoros kiesést jelenti az alsó végtagokban.

19. táblázat: A két résztvevő adatai

	P1	P2
Nem	férfi	férfi
Életkor	32	45
Sérülés magassága	T10	T12
Sérülés óta eltelt idő	3 hónap	6 hónap
ASIA	A	A
Átl. sebesség	5 km/h	4 km/h
Átl. távolság	2.51 km	2.01 km

A tréningek 30 percig tartottak, amelyet 3 db 10 perces fázisra bontottunk. A 10 perc leteltével feljegyeztem a megtett távolságot, valamint vérnyomást mértem. A 12 tréning alatt megtett távolságot ábrázolom a 31. ábra bal oldalán fázisonként, majd tréningenként a jobb oldali két diagramon. Jól látszik, hogy az edzés első fázisában minden alkalommal nagyobb távolságot tudtak megtenni, mint a másodikban, majd a harmadik fázisban meg tudták emelni ezt az értéket. Az átlag értékeket a három fázisban a 20. táblázatban mutatom be. A fejlődés mértéke jól látszik mindkét alanynál, a trendgörbe meredeksége 0,108 és 0,114.

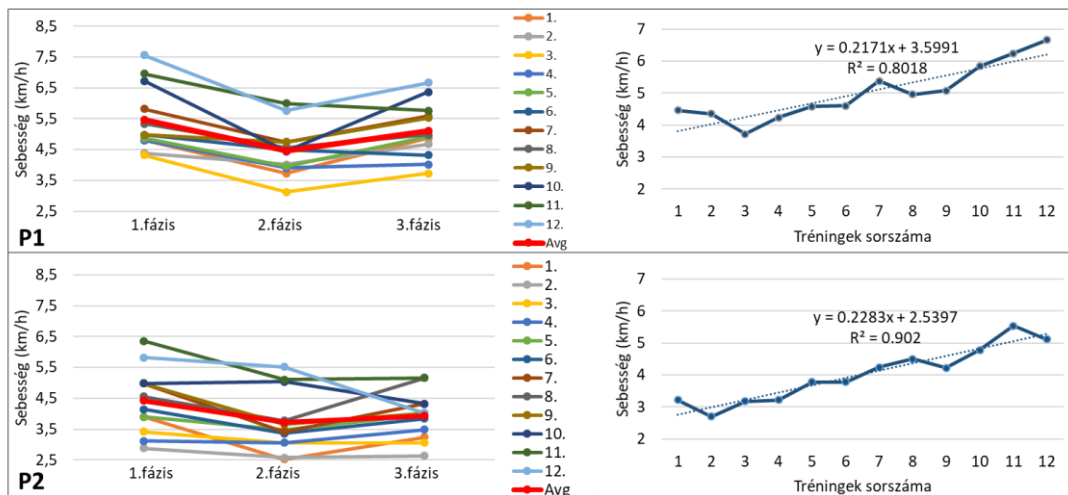


31. ábra: Megtett távolság értékek fázisonként (bal), illetve az átlag értékek tréningenként (jobb) mindkét alanyra (P1, P2)

20. táblázat: A két alany 3 fázisban átlagosan megtett távolságai km-ben

	1. fázis	2. fázis	3. fázis
P1	0,91	0,74	0,85
P2	0,74	0,62	0,66

Kiszámoltuk az átlagsebességet fázisonként és a tréningek folyamatában is mindkét alanynál. A sebességet és a megtett távolságot ábrázolom a 31-32-es ábrákon. A három fázis időtartama egyenlő volt, 10 perc. Érdekes viszont, hogy a sebesség visszaesett a második fázisban mindkét alanynál és a 3. fázisban újra tudtak gyorsulni, de nem érték el az első fázis sebességét. Számszerűen a 21. táblázatban mutatom be az értékeket. Felmerülhet a kérdés, hogy a fázisok közötti pihenő különbözött-e. A válasz az, hogy nem. Minden esetben addig tartott a szünet, amíg a vérnyomást megmértem és feljegyeztem a távolság értékeket. A tréningek előrehaladtával jól látszik a sebességben is a fejlődés (32. ábra jobb oldala).



32. ábra: Sebesség értékek fázisonként; a 12 tréningben mért sebességek a tréning 1. 2. és 3. fázisában. A különböző színek a különböző tréningekre utalnak. A piros szín pedig a 12 tréningben mért sebesség átlagértéke fázisonként, a tréningek 1., 2., és 3. fázisában (bal). Az átlagsebesség értékek teljes tréning időtartamára tréningenként (jobb) mindkét alanyra (P1, P2)

21. táblázat: A két alany 3 fázisban teljesített átlag sebességei km/h-ban

	1. fázis	2. fázis	3. fázis
P1	5,46	4,46	5,12
P2	4,42	3,72	3,94

Összefoglalva elmondhatjuk, hogy mindkét alany fejlődött a hat hetes tréningorozat alatt az általunk mért paraméterekben, a fejlődésük mértéke majdnem egyforma.

VI. KÖVETKEZTETÉSEK ÉS MEGBESZÉLÉS

VI.1. Kézi kerékpározás

A kézi kerékpározás egy ciklikus, kötött pályán végzett mozgás. A ciklikus karmozgások közül a kört rajzoló mozgás varianciáját már vizsgálták a végpont és a kar konfigurációt tekintve (Dounskaia, 2007; Keresztényi et al., 2009; Tseng et al., 2006; Tseng & Scholz, 2005; Verschueren et al., 1999). Az ilyen mozgásoknál a kéz minimális ellenállással szemben mozog, amelyet a rajzoláshoz használt toll és papír súrlódása okoz. Amikor a kar ergométeren tekernek, nem csak a rögzített mozgási pálya adott, amelyet a többsuklós rendszer végpontja (a kéz) kell, hogy kövessen, hanem az ergométer hajtókarjának ellenállása is. Ezért szükség van egy hozzáadott erőre is a hajtókar tekeréséhez. Még akkor is, ha a kéz kívánt pályája adott vagy rögzített, továbbra is sok lehetőség van az ízületi elfordulások koordinációjára és az izom aktivitási mintázatok választására. Hogy mennyire sok különböző lehetőséget választ az idegrendszer, az függhet a hajtókar ellenállásától. A kézi kerékpározásról bemutatott eredményeim alapjául szolgáló publikáció (Mravcsik et al., 2021).

VI.1.1. Kinematikai variancia

Az itt vizsgált tekerő karmozgás során mindkét kar egy adott pályán mozgott, adott sebességgel függetlenül a hajtókar ellenállásától. Pontosabban, a kéz egy kétdimenziós (kör) pályán mozgott. A kéz helyzetének varianciáját nem befolyásolta a hajtókar ellenállása a definíció szerint. Az azonban ismeretlen volt, hogy a kar konfiguráció varianciájára hatással van-e a hajtókar ellenállása. A rendszer valójában redundáns, mert az interszegmentális hajlásszögek mind a három ízületben, a vállban, könyökben és csuklóban a mozgás során változnak, mialatt a kéz egy adott kétdimenziós pályát követ. Az átlagos mozgásterjedelem a vállnál $42,75^{\circ} \pm 0,63$ volt, a könyöknél $68,87^{\circ} \pm 0,49$ és a csuklónál $23,35^{\circ} \pm 1,16$ (átlag \pm SEM). Mivel a rendszer redundáns, a feladat végrehajtásához végtelen sok leképezés létezik az ízületi térről a munkatérre (a kéz mozgásának pályájára). Az eredményeink azt mutatják, hogy az ízületi hajlásszögváltozások varianciája az ízületi térben nem függ a hajtókar ellenállásától. Ezt kaptuk mindkét karra. Ez azt sugallja, hogy kézi kerékpározás során a központi szabályozás biztosítja a stabil mozgást kinematikai szinten akkor is, ha a hajtókar ellenállása megváltozik. A feladat kinematikai követelményei nem változnak a megváltozott hajtókar ellenállás miatt, ami változik, az a mozgás végrehajtásához szükséges további erő kifejtés. Ez a szempont azt sugallja, hogy amikor az ízületi tér és a

munkatér közötti leképezés kiválasztásra kerül, ez megmarad, amikor a hajtókar ellenállása nő. Továbbá ez bizonyítékul szolgál az erő és mozgás független szabályozására (Mason, 1981). A központi idegrendszer képes külön kezelni két feladatot. Egyrészt garantálja a mozgás végrehajtását az adott kinematikai pályán. Másrészt képes szabályozni a kézre kifejtendő erőt a kinematika megváltoztatása nélkül, annak ellenére, hogy a kinematika és az erőkifejtés nagyon erősen kapcsolódik a neuromechanikai rendszer nemlineáris dinamikájához. A központi idegrendszer így felbontja az izomerőt konkrét feladatokra, külön-külön szabályozva a kinematikához szükséges erőt és a további erőt, amely a növekvő ellenálláshoz szükséges. A kétkezes kör rajzoló feladatokról szóló tanulmányok megállapították, hogy a nem domináns kar mozgása változatosabb, mint a domináns karé (Ryu & Buchanan, 2004). A kényszerített kar tekerő mozgást vizsgáló kutatásunkban nem találtunk varianciához kapcsolódó különbségeket a karok között. Ez azzal magyarázható, hogy a kéz útja rögzítve volt és a feladat végrehajtása nem igényelt nagy ügyességet. A jövőbeli munka során meg kell vizsgálni a két kar mozgásának variabilitását más vezetett mozgási feladatok során.

VI.1.2. Izomaktiváció variancia

A kerékpározás nagyobb hajtókar ellenállással szemben fokozott izomműködést igényel. Ez egy általános feltételezés, hogy a nagyobb amplitúdójú aktivációs jelek nagyobb motoros varianciát hoznak létre a jelfüggő zaj miatt. Nem ismert, hogy vajon a nagyobb varianciák, melyet a nagyobb ellenállás elleni tekeréskor rögzítettünk, csupán csak a nagyobb jel amplitúdó miatt van, vagy más szabályozási faktorok is hozzájárulnak ehhez. Eredményeink azt mutatják, hogy az izomaktiváció variancia nagysága szignifikánsan függ a hajtókar ellenállásától, de a variancia görbe alakja nem függ a hajtókar ellenállásától (17. ábra, 13. táblázat).

Az izomaktiváció variancia a kar tekerés közben nőtt az ellenállással, míg a kinematikai (karkonfiguráció) variancia nem változott. Ez arra utal, hogy a központi idegrendszer képes külön-külön modulálni egy kinematikai feladatot és egy erő feladatot.

Az izomaktivitás profilok arányos változása a hajtókar ellenállásának növelésekor (és így a variancia másodfokú változtatása) csak akkor lehetséges, ha a vezérlő rendszer lineáris. Tekintettel a dinamikus rendszer nemlinearitására, ilyen szabályozás csak akkor valósulhat meg, hogyha van egy előrejelzés a rendszer dinamikus tulajdonságaira és a központi idegrendszer képes kompenzálni a dinamikus nem linearitást.

A variancia profilok változatlansága arra utal, hogy az ellenállás növelésével a mozgás nem válik kevésbé szabályozhatóvá. A variancia csak az izomaktivitás értékek növekedése miatt nagyobb, de a mozgás jól ismételtető végrehajtását nem zavarják meg szabályozási eltérések, ha a külső ellenállás megváltozik.

Az a következtetésünk, hogy a kinematika és az erő szabályozása elkülönül, egybevág más ciklikus mozgásra, nevezetesen az alsó végtaggal végzett kerékpározásra vonatkozó eredményekkel, amely szerint az erő és a kinematika különbözőképpen szabályozható (Christensen et al., 2000). Agykérgi aktivitást vizsgáltak pozitron emissziós tomográfiával, alsó végtaggal végzett kerékpározáskor és azt találták, hogy az elsődleges motoros kéreg aktivitása erősen korrelál a mozgás sebességével, de az ellenállással nem.

A kézi kerékpározásra kapott eredményeink egyik orvosi rehabilitációs vonatkozása, hogy a kar ergométeren végzett kézi kerékpározás olyan gyakorlatokat ajánl, ami parapleg paciensek számára is biztonságos lehetőséget ad fizikai kapacitás növelésére. Hiszen ezzel a gyakorlattal megőrizhető egy biztonságos, kevésbé változó mozgásvégrehajtás akkor is, ha az növekvő külső ellenállással szemben történik.

A Zebris mérőműszer egy ultrahang vevőfejjel rendelkezett, ezért a kinematikai paramétereket, egyidőben csak egy oldalról tudtuk rögzíteni, ez limitje volt a mérésünknek, ugyanakkor az izomaktivitást tudtuk egyidőben mindkét oldalról mérni.

VI.2. FES-sel szabályozott mozgások

A FES kerékpározás pozitív élettani és pszichés hatásokkal bír, ezt számos kutatás bizonyította már. Az Országos Orvosi Rehabilitációs Intézetben végzett kutatómunkám során a saját tapasztalatom az, hogy a páciensek motiváltak voltak a tréningeken való részvételben, a nagyobb teljesítmény elérésében. A visszajelzések alapján azt tudom leírni, hogy a mindennapi önellátásban tapasztaltak könnyebbséget, például az ágyból a székbe való kiülés esetén a bénult végtagoknak volt egy alap tónusa és a görcseik kisebbek voltak. Az adatgyűjtés időszakában a bénult végtagot csak passzív módon mozgatták, a FES kerékpározás volt az egyetlen olyan terápia, amely a bénult izomzatot célozta.

VI.2.1. A teljesítmény változása FES-sel létrehozott kerékpározásnál - a H2 és H4-es minták alkalmazása

Az alsó végtagbénult páciensek kerékpározása során mért és számított paraméterek változását követtük a tréningek során. A IV.2.1. fejezetben bemutattam, hogy **H2-es mintával 3 alany** teljesítmény és energia értékei tréningről tréningre hogyan változtak. A teljesítmény változását a regressziós egyenes meredekségével jellemeztük. Az első és a harmadik alany fejlődése egyértelmű az energia tekintetében, második alany 6-8. tréningjének eredményeiben nagy visszaesés látható. Az általunk rögzített teljesítmény értékek megegyeznek Theisen és munkatársai (Theisen et al., 2002) által mértékével. Esetünkben 3 és 12 W között változtak ezek az értékek a 3 alanyánál, a publikációban közöltben pedig 3,8 és 13 W között. Eredményeink megerősítik a korábban publikáltakat.

Két páciensnél a H4-es mintával történt a tréning. A kerékpározás időtartamában nincs szignifikáns különbség a sérülési magasságok különbsége ellenére sem – a P1 alany háti 8-as magasságban sérült, míg a 2-es alany nyaki 5-6-os szinten – neki a kezei is érintettek (tetrapleg). A kiszámított teljesítmény értékekben szignifikáns különbséget találtunk a két alany között, a P1-es alany szignifikánsan nagyobb teljesítménnyel teker, mint a P2-es. Ebből arra következtetünk, hogy a sérülés magassága hatással van a teljesítményre. Mivel a tekerési időben nem találtunk különbséget, valószínűsítettük, hogy a leadott energiában is találunk különbséget. A statisztikai analízis során ez be is bizonyosodott, a P1 alany szignifikánsan nagyobb energia értékeket ért el. A sérülés magassága nem volt hatással ennél a két páciensnél a kerékpározás időtartamára, viszont a teljesítményre igen.

VI.2.2. FES kerékpározás négy és nyolc csatornás stimulációval - egy alany kétféle mintával

A következő mérésorozatban **ugyanannál a páciensnél** alkalmaztunk kétféle ingerlési mintázatot – a **H2 és H4-es mintákat**. A tréning időtartamában szignifikáns különbséget találtunk. A H2-es mintával hosszabb ideig tudott sebességcsökkenés nélkül tekerni a gerincvelősérült. Hamarabb bekövetkezett a fáradás. A H4-es mintánál a quadriceps három ágát ingereltük külön-külön, nagyobb volt az összesen alkalmazott áramerősség, mint a H2-es mintánál. A teljesítményben is szignifikáns különbséget találtunk, tehát a H4-es mintával rövidebb időtartamban, de nagyobb teljesítménnyel teker. Az energiában nem találtunk szignifikáns különbséget – ezt a tekerés időtartama és a teljesítmény befolyásolta. Tehát ez a háti 8-as sérült a quadriceps izomcsoport részletesebb ingerlésével nagyobb teljesítményt ért el. Korábban nem publikáltak olyan összehasonlítást, amelyben ugyanannál a SCI páciensnél két különböző mintát alkalmaztak és a különbség abból adódott, hogy eltérő számú izmot ingereltek ugyanannál a funkcionális feladat végrehajtásánál.

VI.2.3. Pulzus és artériás középnyomás átlagai tíz alany FES kerékpározó tréningjein

10 alany H2-es mintával szabályozott kerékpározása során a vérnyomás és pulzus értékeket hasonlítottuk össze. Wecht és munkatársai (Wecht et al., 2013) 72 gerincvelősérültnél mérték meg a pulzus és vérnyomás értékeket. 3 csoportot határoztak meg a sérülés magassága szerint: tetraplég (C3-C8), magas paraplég (Th1-Th6) és alacsony paraplég (Th7-L2). A Wecht és mtsai által meghatározott csoportosítás szerint kutatásunkban 2 tetraplég, 1 magas paraplég és 7 alacsony paraplég eredményeit rögzítettük. A tréning előtti vérnyomás és pulzus értékeket tudom összevetni Wecht munkájával, mivel ezeket mértük ugyanúgy nyugalomban. A tetrapleg csoportba az 1-es 5-ös alanyok sorolhatók, az 1-es alany 11 mérésének átlaga: 75,6 ütés/perc és 99,4/66,1 Hgmm – a pulzusa és a vérnyomás értékei is beleesnek az általuk mért értékek közé. Az 5-ös alany szintén. A 6-os alany a magas paraplég csoportba sorolható, az ő értékei is átlagosnak mondhatóak. Az alacsony paraplég csoportba a 2,3,4,7,8,9,10-es alanyok sorolhatók. Mindannyiuk pulzusa és dyastole értéke Wecht és munkatársai által mért értékek közé esik, viszont a systole értéke minden alanyunknál alacsonyabb, de a cikkben meghatározott definíció szerint nem mondható abnormálisnak.

Theisen és munkatársai (Theisen et al., 2002) öt gerincvelősérült (AIS A; Th4-Th9 közötti sérüléssel) HR értékeit rögzítették FES kerékpározás során. Publikációjukban az

átlag±szórás értékeket adták meg a tréninget megelőzően, valamint a 2.,6.,19,5. és 40. percben. Az általunk vizsgált alanyok közül a 2,3,4,6,8,10-es alanyok értékeit tudom összehasonlítani a publikációban leírtakkal – az ő sérülési magasságuk esik bele a publikációban közöltékébe. A 0. percben 76 ± 16 ütés/perc értékeket rögzítettek, a mi alanyainknál 73-93 ütés/perc között értékeket mértünk. A 6. percben 80 ± 14 HR értékeket mértek, ezt az általunk mért HR_1-es értékekkel hasonlítottam össze: 74-84 ütés/perc értékeket mértünk. A 19,5 percben 90 ± 12 -t rögzítettek, mi pedig 72 és 85 közötti értékeket. Esetünkben nem emelkedett meg oly mértékben a pulzus, ebből arra következtetünk, hogy a terhelés nagysága elmaradt a publikációban közölthöz képest. Különbség továbbá, hogy nem mértük folyamatosan a pulzust, csak egy-egy meghatározott időpontban.

Az ingerlési paraméterek esetünkben a trapéz alakú, monofázisos, 30 Hz ingerlési frekvenciával, 300 μ s impulzus szélességgel történt, a maximális amplitúdó 95 mA volt mindkét ingerlési minta esetén (H2 és H4). Theisen és munkatársai (Theisen et al., 2002) szintén monofázisos, de hullám impulzusokat alkalmaztak, 250 μ s impulzusszélességgel, 35 Hz frekvenciával, 120-140 mA-ben maximalizálva az áramerősséget. A hasonló teljesítményeket tehát Theisen és munkatársai több izom (a gluteusokat is ingerelték) együtműködésével, együtt működtetésével érték el, valamint az impulzus szélesség és frekvencia is más volt. Duffel és munkatársai (Duffell et al., 2010) 4 edzett SCI alanyánál 4 izomcsoportot ingereltek (quadriceps, hamstring, gluteus, gastrocnemius) 10 percig tartó maximális stimulációs tesztnél $18,7\pm 4,5$ W-ot értek el. A korábbi edzettséget 52 heti edzéssel, a heti 5 alkalommal egy órát át tartó edzéssel érték el. Következtetek arra, hogy a kutatásainkba bevont alanyok is képesek ilyen nagy teljesítményekre hosszú időtartamú és intenzitású tréninget követően.

A teljesítményt befolyásolhatja az ingerelt izomcsoportok száma, a sérülés magassága, az izmok állapota és az ingerlési paraméterek. Összehasonlítva az általunk kapott eredményeket, elmondhatjuk, hogy a bemutatott új módszerünk hatékony, a magyarországi klinikai környezetben alkalmazható, ugyanakkor kompatibilis a nemzetközi kutatási színtereken elért eredményekkel.

A dolgozatomban bemutatott, nagyszámú gerincvelősérült bevonásával végzett mérésorozataink eredményei alátámasztják, hogy az általunk kidolgozott és alkalmazott tréningorozat a mindennapi rehabilitációs gyakorlatba beépíthető, azt kiegészíti, a rehabilitáció eredményességét növelheti.

VI.2.4. Denervált izmokkal történő FES kerékpározás

Denervált izomzatú SCI pácienseknél a FES-t még nem alkalmazták helyváltoztató mozgás létrehozására. Ez az első munka, amelyben megmutattam, hogy az ilyen típusú sérüléssel rendelkező páciensek eredményeket tudnak elérni. Számszerűen bemutattam a fejlődést a tréningek hatására a megtett távolság és az elért sebességekben.

Vizsgálták ugyan, hogy a bőrre milyen hatással van az elektromos stimuláció (Albertin et al., 2018), az otthoni FES tréningek hatékonyságát (Kern et al., 2010) és a FES hatását a denerváció után (Kern et al., 1999).

A FES módszer hatékonyságát és eredményeinket kardio és spiroergometriás mérésekkel erősíthetjük. Eddig sajnos nem állt rendelkezésünkre ilyen eszköz. A rendelkezésünkre álló eszközökkel a dolgozatban ismertetett paramétereket tudtuk nyomon követni. Javaslom a szív-keringési és a respiratórikus rendszerekre gyakorolt hatás leírására spiroergometriás mérésekkel kiegészíteni a tréningeket, valamint a pulzus folyamatos nyomon követésével még inkább személyre szabhatók a tréningek.

VII. ÖSSZEFOGLALÁS

VII.1. Kézi kerékpározás

Dolgozatomban megmutattam, hogy kézi kerékpározó mozgásnál a hajtókar ellenállásának növelésével nem változik az emberi kar térbeli konfigurációjának varianciája. Annak ellenére, hogy elvileg végtelen sok karhelyzettel lehetne a feladatot végrehajtani és a kezét a megadott körpályán mozgatni, ez a variancia mégsem változik.

Továbbá azt is bemutattam dolgozatomban, hogy kézi kerékpározó mozgásnál, ha emeljük a kerékpár hajtókarjának ellenállását, az izomaktivitási vektor nagyságának varianciája nő, ennek időprofilja azonban nem változik.

Ezekből azt a következtetést vontam le, hogy a központi idegrendszeri szabályozás a kinematikai stabilitásra törekszik, miközben az izomaktivitás nagysága nagyobb mértékben változik.

Tudomásom szerint ez az első munka, amely megmutatta, hogy kézi kerékpározásnál a változó ellenálláshoz szükséges nagyobb izomaktivációs variancia mellett is fenntartható a kinematikai stabilitás.

VII.2. FES-sel szabályozott kerékpározás

Gerincvelősérült pácienseknek funkcionális elektromos stimulációval szabályozott kerékpározó tréningorozatokat terveztem és vezettem.

Dolgozatomban megmutattam, hogy az izomingerlési minták milyen hatással vannak a tréningeken résztvevő, teljes harántléziós gerincvelősérültek fizikai teljesítményére. A hónapokon keresztül tartó tréningorozat teljesítményre való hatását mutattam be a pácienseknél. A teljesítményben jelentős emelkedést tapasztaltunk a tréningek hatására.

Megmutattam, hogy két különböző izomingerlési mintázatot alkalmazva ugyanannál a páciensnél mennyire különbözik a két ingerlési minta hatása a teljesítményre. Megmutattam, hogyha a térd feszítő (quadriceps) izomcsoportot részleteiben (rectus femoris, vastus lateralis és medialis), több izom összehangolt ingerlésével hozzuk működésbe, nagyobb teljesítmény érhető el.

Tíz gerincvelősérült páciens, 172 tréningjén keresztül mutattam be a tréning során mért pulzus és vérnyomás adatokat. A sérülés típusa, magassága és az általános fizikai,

kardiovaszkuláris állapot eltérése miatt az alanyok eredményei eltérők voltak. A pulzus tekintetében a 172 tréning átlagában azt találtam, hogy nem emelkedik, majd a tréning végén csökken. Az artériás középnyomás (MAP) emelkedett, majd csökkent.

Bemutattam, hogy denervált izomzatú gerincvelősérültek helyváltoztató triciklizése közben a megtett távolság és sebesség hogyan változik (nő) tréningről tréningre. Továbbá megmutattam, hogy hogyan változik a sebesség egy-egy tréningen belül. Tudomásom szerint korábban még senki nem vizsgálta, hogy denervált izom esetén FES-sel szabályozott triciklizés közben hogyan változnak a mért paraméterek.

VIII. SUMMARY

VIII.1. Arm cycling

I designed a measurement protocol, performed the measurements and processed the recorded data assessed from the participants who performed arm cycling movements on an arm crank ergometer. We analyzed the processed data and made statistical comparisons.

In my dissertation, I showed that during arm cycling movements, when the resistance of the crank is altered the variance of the configuration of the human arm does not change. Even though theoretically the task could be performed with an infinite number of arm pose while the hand moved in the given path, this variance does not change.

Furthermore, I showed that in arm cycling movements, if we increase the resistance of the crank, the variance of the magnitude of the multi-muscle activation vector increases but the shape of its time profile is not affected.

From these, I concluded that central nervous system tends to regulate kinematic stability while the magnitude of muscle activation varies to a greater extent.

VIII.2. Functional Electrical Stimulation controlled leg cycling

For patients with spinal cord injuries (SCI), I designed functional electrical stimulation (FES) controlled cycling training protocols and conducted serials of training sessions.

In my dissertation, I showed the effect of muscle stimulation patterns on physical performance of patients with complete transverse spinal cord injury. I demonstrated the effect of several months long sequence of training sessions on performance of the patients. We saw a significant increase in power output as a result of the sequence of training sessions.

I have shown the difference in the effect of two stimulation patterns on performance of the same patient. I have shown that when the quadriceps muscle group is activated by coordinated stimulation of its three parts (rectus femoris, vastus medialis and lateralis) separately, than higher power output can be achieved compared to that case when the quadriceps is stimulated as a whole.

Through 172 training sessions of ten spinal cord injured patients, I presented heart rate and blood pressure data which was measured within the trainings. Due to differences in the type of injury, the level of injury and general physical and cardiovascular status, the participants showed different results. Regarding heart rate, I found that averaged across the 172 training sessions, the heart rate increased during the session and then decreased at the end of the session. Mean arterial pressure (MAP) increased and then decreased.

I have shown that how the cycling distance and speed varies (increases) from training to training during mobile FES tricycling of spinal cord injured patients with denervated muscles. Additionally, I presented that how the speed alters within individual training sessions. To the best of my knowledge, no one has yet studied in the case of spinal cord injured patients who have denervated muscles that how the measured parameters change during FES controlled tricycling.

KÖSZÖNETNYILVÁNÍTÁS

Köszönetemet szeretném kifejezni témavezetőmnek Dr. Laczkó Józsefnek (habil. egyetemi docens) a sok éves szakmai iránymutatásért és a fejlődésre kapott lehetőségekért. Az éveken át tartó munka során mindig számíthattam a segítségére, szakmai támogatására. Köszönöm Dr. Gábrriel Róbert (habil. egyetemi tanár) a PTE-TTK, BDI vezetőjének támogatását és a doktori képzés során felmerült kérdéseimre és kéréseimre adott segítő válaszait.

Ezúton köszönöm kollégáim, Dr. Zólyominé Botzheim Lilla, Dr. Zentai Norbert és Malik Szabolcs segítségét, az inspiráló közös munkát, a szakmai és emberi támogatásukat. Továbbá köszönöm külföldi társszerzőnk, Dr. Winfried Mayr professzor szakmai iránymutatását, a közös munkát. Hálás köszönet illeti Dr. Davide Piovesan szerzőtársunkat is, köszönöm a befektetett idejét és energiáját, amit a szakmai együttműködésbe és publikációkba fektetett.

Köszönöm a mérésben résztvevőknek, hogy szabadidejüket szánták a mérések elvégzésére, lelkesen hozzájárulva a projekt sikerességéhez.

Hálás szívvel gondolok Dr. Klauber András, Dr. Cserhádi Péter, az OMINT – OORI (Országos Mozgásszervi Intézet - Országos Orvosi Rehabilitációs Intézet) Gerincvelősérültek Rehabilitációs Osztályának főorvosaira, akik az orvosi háttérét nyújtották a munkámnak, valamint az osztály gyógytornászainak a szervezési segítséget.

Továbbá köszönöm az Országos Orvosi Rehabilitációs Intézetnek, a Pázmány Péter Katolikus Egyetem Információtechnológiai és Bionikai Karának, a Wigner Fizikai Kutatóközpontnak és a Pécsi Tudományegyetem Természettudományi Kar Információtechnológia és Biorobotika tanszékének, hogy a kutatásomhoz kapcsolódó mérésekhez a helyszínt és eszközöket biztosították, valamint a szakmai támogatást.

Nem tudok elég hálás lenni a családomnak, a férjemnek és a kisfiamnak, hogy lehetővé tették, hogy létre jöhessen ez a dolgozat. Mindvégig mellettem álltak, támogattak és lehetőséget biztosítottak a nyugodt írásra.

Munkám megvalósulásához a Nemzeti Kutatási, Fejlesztési és Innovációs Hivatal is hozzájárult a GINOP-2.3.2-15-2016-00022 és a GINOP-2.3.3.15.00032 pályázatok keretében, valamint az OMAA 94ou7 projekt „Rehabilitációs protokollok fejlesztése gerincvelősérültek számára” („Entwicklung von Rehabilitationsprotokollen für Rückenmarkeverletzte”) című osztrák-magyar együttműködési pályázat is.

MELLÉKLETEK

1.sz. melléklet

Tájékoztató

a „Gerincvelősérült emberek és éptestű résztvevők kerékpározó mozgásának vizsgálata funkcionális elektromos izomingerléshez megfelelő stimulációs mintázatok meghatározása érdekében”

elnevezésű klinikai vizsgálatban résztvevők számára

Tisztelt Résztvevő!

A klinikai vizsgálat távlati célja egy olyan eszköz kifejlesztése és alkalmazása, ahol a bémült izmokat külső elektromos impulzusokkal ingerelve létre tudunk hozni az egészségesre minél jobban hasonlító mozgást.

A vizsgálandó végtag bőrére az izmok elektromos tevékenységét mérő illetve stimuláló elektródokat ragasztunk. Ezek vezetékai egy központi egységbe, innen a számítógépbe jutnak, amely feldolgozza a mozgás során mért értékeket.

Az alsó és felső végtag esetén kerékpározó mozgást vizsgálunk.

A vizsgálat során veszélyhelyzettel, érdemleges kellemetlenséggel nem kell számolni. A résztvevők adatait a vonatkozó előírásoknak megfelelően titkosan kezeljük. Minden résztvevő vizsgálati, azonosító sorszámot kap, az adatlapra és a számítógépbe csak ez az azonosító szám kerül, név, TAJ-szám vagy egyéb a beteg azonosítására alkalmas adat nem. A vizsgálat vezetője egy külön lapra jegyzi fel, hogy az egyes azonosító számok mely résztvevőt takarják. Ezt a listát a vizsgálati dokumentációtól elkülönítve tároljuk. A klinikai vizsgálat elvégzését az Országos Orvosi Rehabilitációs Intézet Kutatásetikai Bizottsága jóváhagyta. Kérésével, kérdésével, problémájával a vizsgálat kapcsán bizalommal forduljon hozzánk:

A kutatás vezetője: Dr. Klauber András, elérhetőség: 3911900 / 1252

Köszönjük közreműködését!

2. sz. melléklet

Beleegyezési nyilatkozat

a „Gerinevelősérült emberek és éptestű személyek kerékpározó mozgásának vizsgálata funkcionális elektromos izomingerléshez megfelelő stimulációs mintázatok meghatározása érdekében“

elnevezésű klinikai vizsgálatban résztvevők számára

Alulírott

Név:

Lakcím:

Telefon

TAJ szám:

Születési idő, hely:

Anyja neve:

Személyi igazolvány száma:

kijelentem, hogy a fenti elnevezésű klinikai vizsgálatról részletesen tájékoztattak, abban önként veszek részt és hozzájárulok, hogy a mérés eredményeit kutatásra, tudományos publikálásra felhasználhassák. Tisztában vagyok azzal, hogy beleegyezésemet bármikor, indoklás és következmények nélkül visszavonhatom.

Budapest,

.....

Aláírás

ÁBRAJEGYZÉK

1. ÁBRA: (C): A CSIGOLYÁK (7 NYAKI (CERVICALIS), 12 HÁTI (THORACALIS) 5 ÁGYÉKI (LUMBALIS) ÉS 5 KERESZTCSONTI (SACRALIS)) ÉS A KILÉPŐ IDEGEK. AZ ELSŐ NYAKI IDEG A C1-ES CSIGOLYA FÖLÖTT LÉP KI, A C8-AS PEDIG A C7 ÉS TH1 CSIGOLYA KÖZÖTT, MAJD A TOVÁBBI IDEGEK A MEGFELELŐ CSIGOLYA ALATT LÉPNEK KI. DERMATOMÁK (D) ÉS AZ IZOMCSOPORTOKAT (E) SPECIFIKUS BEIDEGZŐ IDEGEK. FORRÁS: (AHUJA ET AL., 2017).....	12
2. ÁBRA: HULLÁMFORMÁK (JOHNSON, 2001) PUBLIKÁCIÓJÁBÓL. BALRÓL: MONOFÁZISOS, SZÖGLETES IMPULZUS, SZIMMETRIKUS KÉTFÁZISOS IMPULZUS, ASZIMMETRIKUS KÉTFÁZISOS, TÚSZERŰ KÉTFÁZISOS IMPULZUS	19
3. ÁBRA: A) ERGOMÉTER HAJTÓKARJA, AMELY LEHETŐVÉ TETTE A HORIZONTÁLIS (VÍZSZINTES) ÉS VERTIKÁLIS (FÜGGŐLEGES) FOGÁSNEMET. B) SEMATIKUS ÁBRA A MÉRÉSI POZÍCIÓRÓL, 8 MARKERREL (M) (FEKETE PONTOK A SZÉKEN, A VÁLLON, A FELKAR DISTALIS ÉS AZ ALKAR PROXIMALIS ÉS DISTALIS VÉGÉN, A CSUKLÓN, A KÉZFÉJEN ÉS AZ ERGOMÉTER HAJTÓKARJÁN), A SZÁMÍTOTT ÍZÜLETI HAJLÁSSZÖGEKKEL (A - VÁLL, B - KÖNYÖK, Γ - CSUKLÓ).....	25
4. ÁBRA: NYERS ÉS SZŰRT EMG JEL BICEPS ÉS TRICEPS IZMOKRÓL TEKERŐ KARMOZGÁS SORÁN, 10 CIKLUS	28
5. ÁBRA: MOTOMED VIVA 2 KERÉKPÁR ERGOMÉTER (GERMANY)	34
6. ÁBRA: IZOM INGERLŐ KÉSZÜLÉK.....	35
7. ÁBRA: ÁLTALUNK HASZNÁLT ÁRAMFORMA. KÉP FORRÁSA: SAJÁT SZERKESZTÉS.....	36
8. ÁBRA: H2 ÉS H4 INGERLÉSI MINTÁK A HAJTÓKARSZÖG FÜGGVÉNYÉBEN. KÉP FORRÁSA: SAJÁT SZERKESZTÉS .	37
9. ÁBRA: BALRA A H2 (QUADRICEPS ÉS HAMSTRING IZMOKRA EGY-EGY INGERLŐ ELEKTRODAPÁR), JOBBRA A H4 (VASTUS MEDIALIS, VASTUS LATERALIS, RECTUS FEMORIS HAMSTRING IZMOKRA EGY-EGY INGERLŐ ELEKTRODAPÁR) MINTÁKHOZ TARTOZÓ ELEKTRODA FELHELYEZÉSEK, AZ ELEKTRODAPÁROKAT AZ IZOMHASRA HELYEZZÜK FEL, FIGYELEMBE VÉVE AZ ATROFIZÁLT IZMOK MÉRETÉT.....	38
10. ÁBRA: A FES TRÉNING PROTOKOLLJA.....	39
11. ÁBRA: REHA-FUNTRIKE A DENERVÁLT IZOMZATÚ GERINCVELŐSÉRÜLTEK KERÉKPÁROZÁSÁHOZ	41
12. ÁBRA: ÁTLAG ÍZÜLETI HAJLÁSSZÖG VARIÁNCIÁK A1) ALACSONY, KÖZEPES ÉS MAGAS ELLENÁLLÁSOKNÁL KÉTKEZES TEKERÉSNÉL (ÁTLAGOLVA AZ ALANYOKRA ÉS OLDALAKRA); A2) ALACSONY, KÖZEPES ÉS MAGAS ELLENÁLLÁSOKNÁL EGYKEZES TEKERÉSNÉL (ALANYOK ÉS OLDAL ÁTLAGA); B) KÉTKEZES ÉS EGYKEZES TEKERÉS (ALANYOK, ELLENÁLLÁS ÉS OLDALAK ÁTLAGA) C) BAL ÉS JOBB KÉZNÉL (ALANYOK, ELLENÁLLÁS ÉS MÓD ÁTLAGA). AZ OSZLOPDIAGRAMOKON A FÜGGŐLEGES VONALAK A SEM-ET ÁBRÁZOLJÁK (STANDARD ERROR OF THE MEAN).....	43
13. ÁBRA: ÍZÜLETI HAJLÁSSZÖG VARIANCIA VÁLTOZÁSA A NORMALIZÁLT IDŐ FÜGGVÉNYÉBEN (VANG(T)) ALACSONY, KÖZEPES ÉS MAGAS ELLENÁLLÁSOKNÁL, KÉTKEZES ÉS EGYKEZES TEKERÉSNÉL, A JOBB ÉS BAL KARRAL VALÓ TEKERÉSNÉL. FOLYTONOS VONAL: ALANYOK ÁTLAGA. SZAGGATOTT VONAL: ÁTLAG+SEM	43
14. ÁBRA: IZOMAKTIVÁCIÓ VARIÁNCIÁK A1) ALACSONY, KÖZEPES ÉS MAGAS ELLENÁLLÁSOKNÁL KÉTKEZES TEKERÉSNÉL (ÁTLAGOLVA AZ ALANYOKRA ÉS AZ OLDALAKRA); A2) ALACSONY, KÖZEPES ÉS MAGAS ELLENÁLLÁSOKNÁL EGYKEZES TEKERÉSNÉL (ÁTLAGOLVA AZ ALANYOKRA ÉS AZ OLDALAKRA); B) KÉTKEZES ÉS EGYKEZES TEKERÉSNÉL (ÁTLAGOLVA AZ ALANYOKRA, ELLENÁLLÁSRA ÉS OLDALAKRA F=20,11; p=0,0005); C) BAL ÉS JOBB KAR (ÁTLAGOLVA AZ ALANYOKRA, ELLENÁLLÁSOKRA ÉS MÓDOKRA F=0,15; p=0,7062). AZ OSZLOPDIAGRAMOKON A FÜGGŐLEGES VONALLAL A SEM-ET ÁBRÁZOLJUK.....	45
15. ÁBRA: ÁTLAG IZOMAKTIVITÁSOK (FELÜL) ÉS IZOMAKTIVITÁSI VARIÁNCIÁK (ALUL) A BICEPS ÉS TRICEPS IZMOKRA HÁROM KÜLÖNBÖZŐ ELLENÁLLÁSOKNÁL	46
16. ÁBRA: IZOMAKTIVÁCIÓ VARIANCIA PROFILOK A NORMALIZÁLT IDŐ FÜGGVÉNYÉBEN (VEMG(T)) ALACSONY, KÖZEPES ÉS MAGAS ELLENÁLLÁSOKNÁL KÉTKEZES ÉS EGYKEZES TEKERÉSNÉL BAL ÉS JOBB OLDALRA. A FOLYTONOS VONAL JELÖLI AZ ALANYOK ÁTLAG VARIANCIA ÉRTÉKEIT. SZAGGATOTT VONAL: ÁTLAG+SEM	47
17. ÁBRA: IZOMAKTIVÁCIÓ VARIÁNCIÁK ARÁNYAI ÉS AZ IZOMAKTIVITÁS ARÁNYAINAK NÉGYZETE. A: KÖZEPES/ALACSONY ELLENÁLLÁSOKNÁL SZÁMÍTOTT ÉRTÉKEK ARÁNYAI, B: MAGAS/ALACSONY ELLENÁLLÁSOKNÁL SZÁMÍTOTT ÉRTÉKEK ARÁNYAI	48
18. ÁBRA: A HÁROM GERINCVELŐSÉRÜLT TRÉNINGJEI SORÁN A LEADOTT MECHANIKAI ENERGIA (BAL OLDALI DIAGRAMOK) ÉS TELJESÍTMÉNY (JOBB OLDALI DIAGRAMOK); A HÁROM ALANY EREDMÉNYEI EGYMÁS ALATT	51
19. ÁBRA: A - TEKERÉS IDŐTARTAMA (BAL) TRÉNINGENKÉNT ÉS AZ ÁTLAG (±SZÓRÁS) TEKERÉSI IDŐ A 14 TRÉNINGRE ÁTLAGOLVA (JOBB); B - TELJESÍTMÉNY ÉRTÉKEK TRÉNINGENKÉNT (BAL) ÉS AZ ÁTLAGOK (±SZÓRÁS) (JOBB); C - ENERGIA ÉRTÉKEK TRÉNINGENKÉNT, ÉS AZ ÁTLAGOK (±SZÓRÁS).....	54

20. ÁBRA: A 14 TRÉNING ALATT HASZNÁLT NEHÉZSÉGI FOKOZATOK ALANYONKÉNT. NÉHÁNY EDZÉSEN BELÜL TÖBB FOKOZATBAN IS TEKERTEK, PL. AZ ELSŐ TRÉNINGEN A P1-ES ALANY 2-ES ÉS 3-AS ELLENÁLLÁSSAL IS, A P2-ES ALANY 1-ES ELLENÁLLÁSSAL TEKERT.....	54
21. ÁBRA: A H2-ES MINTÁBAN ÉS H4-ES MINTÁVAL KÜLÖN INGERELJÜK A QUADRICEPS 3 ÁGÁT - ELEKTRÓDA FELHELYEZÉSE	55
22. ÁBRA: BAL: TELJESÍTMÉNY ÉRTÉKEK 10-10 TRÉNING SORÁN. JOBB: ÁTLAG TELJESÍTMÉNYEK (±SZÓRÁS).....	57
23. ÁBRA: AZ ENERGIA ÉRTÉKEK 10-10 TRÉNING ALKALMÁVAL, ILLETVE AZ ÁTLAGOK (±SZÓRÁS) A STATISZTIKAI ÖSSZEHASONLÍTÁSHOZ.....	58
24. ÁBRA: ÁTLAG MAP ÉS HR ÉRTÉKEK	58
25. ÁBRA: ÁTLAG PULZUS ÉRTÉKEK A 10 ALANY ESETÉN, VALAMINT A 10 ALANY ÁTLAGA (AVG), A TRÉNING KEZDETE ELŐTT (HR_ELŐTT), UTÁN (HR_UTÁN), VALAMINT 2 ALKALOMMAL AZ AKTÍV TEKERÉS KÖZBEN (HR_1, HR_2).	60
26. ÁBRA: ÁTLAG MAP ÉRTÉKEK A 10 ALANY ESETÉN, VALAMINT A 10 ALANY ÁTLAGA (AVG), A TRÉNING KEZDETE ELŐTT (MAP_ELŐTT), UTÁN (MAP_UTÁN), VALAMINT 2 ALKALOMMAL AZ AKTÍV TEKERÉS KÖZBEN (MAP_1, MAP_2).	61
27. ÁBRA: ÁTLAG TELJESÍTMÉNY ALANYONKÉNT.....	61
28. ÁBRA: ÁTLAG ENERGIA ÉRTÉKEK ALANYONKÉNT.....	62
29. ÁBRA: A 4-ES ALANY TRÉNINGJEIN ELÉRT ENERGIA ÉS TELJESÍTMÉNYÉNEK ÁTLAGA	62
30. ÁBRA: A MOZGÁS KÉT VÉGPONTJA, A TÉRD TELJES HAJLÍTÁSA ÉS LEHETSÉGES TELJES NYÚJTÁS POZÍCIÓI	63
31. ÁBRA: MEGTETT TÁVOLSÁG ÉRTÉKEK FÁZISONKÉNT (BAL), ILLETVE AZ ÁTLAG ÉRTÉKEK TRÉNINGENKÉNT (JOBB) MINDKÉT ALANYRA (P1, P2).....	64
32. ÁBRA: SEBESSÉG ÉRTÉKEK FÁZISONKÉNT; A 12 TRÉNINGBEN MÉRT SEBESSÉGEK A TRÉNING 1. 2. ÉS 3. FÁZISÁBAN. A KÜLÖNBÖZŐ SZÍNEK A KÜLÖNBÖZŐ TRÉNINGEKRE UTALNAK. A PIROS SZÍN PEDIG A 12 TRÉNINGEN MÉRT SEBESSÉG ÁTLAGÉRTÉKE FÁZISONKÉNT, A TRÉNINGEK 1., 2., ÉS 3. FÁZISÁBAN (BAL). AZ ÁTLAGSEBESSÉG ÉRTÉKEK TELJES TRÉNING IDŐTARTAMÁRA TRÉNINGENKÉNT (JOBB) MINDKÉT ALANYRA (P1, P2).....	65

TÁBLÁZATOK JEGYZÉKE

1. TÁBLÁZAT: AIS BESOROLÁS	12
2. TÁBLÁZAT: VÁRHATÓ ÉLET KOR SCI UTÁN, FORRÁS: (NSCISC (NATIONAL SPINAL CORD INJURY STATISTICAL CENTER), 2020) [FORRÁS: HTTPS://WWW.NSCISC.UAB.EDU/PUBLIC/FACTS%20AND%20FIGURES%202020.PDF].....	13
3. TÁBLÁZAT: WHO ÉLETMINŐSÉGRE VONATKOZÓ KÉRDŐÍVÉNEK TÉMAKÖREI ADAPTÁLVA GERINCVELŐSÉRÜLTEKRE. FORRÁS: HTTPS://WWW.WHO.INT/MENTAL_HEALTH/MEDIA/EN/76.PDF	14
4. TÁBLÁZAT: A H2 MINTÁVAL TEKERŐ 3 RÉSZTVEVŐ ADATAI	32
5. TÁBLÁZAT: A H4-ES MINTÁVAL TEKERŐ KÉT ALANY ADATAI.....	32
6. TÁBLÁZAT: A H2 ÉS H4 MINTÁVAL TEKERŐ RÉSZTVEVŐK ADATAI.....	32
7. TÁBLÁZAT: A 10 ALANY ADATAI.....	33
8. TÁBLÁZAT: DENERVÁLT IZMÚ GERINCVELŐSÉRÜLTEK ADATAI	33
9. TÁBLÁZAT: MOTOMED VIVA2 KERÉKPÁR ERGOMÉTER FOKOZATAINAK MEGFELELŐ FORGATÓNYOMATÉK.....	34
10. TÁBLÁZAT: KÜLÖNBÖZŐ FELTÉTELEK MELLETTI KÉZI KERÉKPÁROZÁS KÖZBEN MÉRT VÁLL ÍZÜLETI HAJLÁSSZÖG-TARTOMÁNYOK ÁTLAGOLVA AZ ALANYOKRA ± SZÓRÁS	44
11. TÁBLÁZAT: KÜLÖNBÖZŐ FELTÉTELEK MELLETTI KÉZI KERÉKPÁROZÁS KÖZBEN MÉRT KÖNYÖK ÍZÜLETI HAJLÁSSZÖG-TARTOMÁNYOK ÁTLAGOLVA AZ ALANYOKRA ± SZÓRÁS	44
12. TÁBLÁZAT: KÜLÖNBÖZŐ FELTÉTELEK MELLETTI KÉZI KERÉKPÁROZÁS KÖZBEN MÉRT CSUKLÓ ÍZÜLETI HAJLÁSSZÖG-TARTOMÁNYOK ÁTLAGOLVA AZ ALANYOKRA ± SZÓRÁS	44
13. TÁBLÁZAT: ÁTLAG IZOMAKTIVÁCIÓ VARIANCIA GÖRBÉK KORRELÁCIÓS EGYÜTTHATÓI (R) ÉS EZEK SZÓRÁSA, KÜLÖNBÖZŐ ELLENÁLLÁSI FELTÉTELEKET ÖSSZEHASONLÍTVA.....	47
14. TÁBLÁZAT: A H2 MINTÁVAL TEKERŐ 3 RÉSZTVEVŐ ADATAI	50
15. TÁBLÁZAT: A H4-ES MINTÁVAL TEKERŐ KÉT ALANY EREDMÉNYEI	52
16. TÁBLÁZAT: A 14 TRÉNING SORÁN ALKALMAZOTT ÁRAMERŐSSÉGEK MA-BEN A P1 ÉS P2 PACIENSEKNÉL. A P1 PACIENSNÉL A 12-14. TRÉNINGEKNÉL A KÉT ÁRAMERŐSSÉG ARRÁ UTAL, HOGY EZEK A QUADRICEPS (Q) ÉS A HAMSTRING (H) IZOMCSOPORTOKNÁL ELTÉRŐ VOLTAK.	53
17. TÁBLÁZAT: ÁTLAG ÉRTÉKEK (±SZÓRÁS) A H2 ÉS H4 MINTÁK ALKALMAZÁSÁNÁL.....	56
18. TÁBLÁZAT: A H2 ÉS H4 MINTÁKKAL ELÉRT EREDMÉNYEK	57
19. TÁBLÁZAT: A KÉT RÉSZTVEVŐ ADATAI.....	63
20. TÁBLÁZAT: A KÉT ALANY 3 FÁZISBAN ÁTLAGOSAN MEGTETT TÁVOLSÁGAI KM-BEN.....	64
21. TÁBLÁZAT: A KÉT ALANY 3 FÁZISBAN TELJESÍTETT ÁTLAG SEBESSÉGEI KM/H-BAN.....	65

IRODALOMJEGYZÉK

- Ahuja, C. S., Wilson, J. R., Nori, S., Kotter, M. R. N., Druschel, C., Curt, A., & Fehlings, M. G. (2017). Traumatic spinal cord injury. *Nature Reviews Disease Primers*, 3. <https://doi.org/10.1038/nrdp.2017.18>
- Albertin, G., Hofer, C., Zampieri, S., Vogelauer, M., Löfler, S., Ravara, B., Guidolin, D., Fede, C., Incendi, D., Porzionato, A., Caro, R. De, Baba, A., Marcante, A., Piccione, F., Gargiulo, P., Pond, A., Carraro, U., & Kern, H. (2018). In complete SCI patients, long-term functional electrical stimulation of permanent denervated muscles increases epidermis thickness. *Https://Doi.Org/10.1080/01616412.2018.1436877*, 40(4), 277–282. <https://doi.org/10.1080/01616412.2018.1436877>
- Bakkum, A. J. T., De Groot, S., Stolwijk-Swüste, J. M., Van Kuppevelt, D. J., Van Der Woude, L. H. V., & Janssen, T. W. J. (2015). Effects of hybrid cycling versus handcycling on wheelchair-specific fitness and physical activity in people with long-term spinal cord injury: A 16-week randomized controlled trial. *Spinal Cord*, 53(5), 395–401. <https://doi.org/10.1038/sc.2014.237>
- Barzi, Y., & Zehr, E. P. (2008). Rhythmic arm cycling suppresses hyperactive soleus H-reflex amplitude after stroke. *Clinical Neurophysiology*, 119(6), 1443–1452. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2008.02.016>
- Bauman, W. A., & Spungen, A. M. (2008). Coronary heart disease in individuals with spinal cord injury: Assessment of risk factors. *Spinal Cord*, 46(7), 466–476. <https://doi.org/10.1038/sj.sc.3102161>
- Beaven, C. M., Willis, S. J., Cook, C. J., & Holmberg, H. C. (2014). Physiological comparison of concentric and eccentric arm cycling in males and females. *PLoS ONE*, 9(11). <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0112079>
- Botzheim, L., Laczko, J., Torricelli, D., Mravcsik, M., Pons, J. L., & Barroso, F. O. (2021). Effects of gravity and kinematic constraints on muscle synergies in arm cycling. *Journal of Neurophysiology*, 125(4), 1367–1381. <https://doi.org/10.1152/JN.00415.2020>
- Brurok, B., Tørhaug, T., Karlsen, T., Leivseth, G., Helgerud, J., & Hoff, J. (2013). Effect of lower extremity functional electrical stimulation pulsed isometric contractions on arm cycling peak oxygen uptake in spinal cord injured individuals. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 45(3), 254–259. <https://doi.org/10.2340/16501977-1098>

- Carlson, B. M. (2014). The biology of long-term denervated muscle The biology of long-term denervated skeletal muscle. In *Eur J Trans Myol-Basic Appl Myol* (Vol. 24, Issue 1).
- Chaytor, C. P., Forman, D., Byrne, J., Loucks-Atkinson, A., & Power, K. E. (2020). Changes in muscle activity during the flexion and extension phases of arm cycling as an effect of power output are muscle-specific. *PeerJ*, 8. <https://doi.org/10.7717/peerj.9759>
- Chen, Y., He, Y., & DeVivo, M. J. (2016). Changing Demographics and Injury Profile of New Traumatic Spinal Cord Injuries in the United States, 1972–2014. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, Volume 97*(Issue 10), 1610–1619.
- Christensen, L. O. D., Johannsen, P., Sinkjaer, T., Petersen, N., Pyndt, H. S., & Nielsen, J. B. (2000). Cerebral activation during bicycle movements in man. *Experimental Brain Research*, 135(1), 66–72. <https://doi.org/10.1007/s002210000493>
- Davis, G. M., Servedio, F. J., Glaser, R. M., Gupta, S. C., & Suryaprasad, A. G. (1990). Cardiovascular responses to arm cranking and FNS-induced leg exercise in paraplegics. *Journal of Applied Physiology*, 69(2), 671–677. <https://doi.org/10.1152/jappl.1990.69.2.671>
- Devivo, M. J. (2012). Epidemiology of traumatic spinal cord injury: Trends and future implications. *Spinal Cord*, 50(5), 365–372. <https://doi.org/10.1038/sc.2011.178>
- Diserens, K., Perret, N., Chatelain, S., Bashir, S., Ruegg, D., Vuadens, P., & Vingerhoets, F. (2007). The effect of repetitive arm cycling on post stroke spasticity and motor control. Repetitive arm cycling and spasticity. *Journal of the Neurological Sciences*, 253(1–2), 18–24. <https://doi.org/10.1016/j.jns.2006.10.021>
- Doherty, J., Burns, A., O’Ferrall, D., & Ditunno, J. (2002). Prevalence of upper motor neuron vs lower motor neuron lesions in complete lower thoracic and lumbar spinal cord injuries. *The Journal of Spinal Cord Medicine*, 25(4), 289–292. <https://doi.org/10.1080/10790268.2002.11753630>
- Dolbow, D., Gorgey, A., Dolbow, J., & Gater, D. (2013). Seat pressure changes after eight weeks of functional electrical stimulation cycling: A pilot study. *Topics in Spinal Cord Injury Rehabilitation*, 19(3), 222–228. <https://doi.org/10.1310/sci1903-222>
- Dolbow, D., Gorgey, A., Ketchum, J., & Gater, D. (2013). Home-Based Functional Electrical Stimulation Cycling Enhances Quality of Life in Individuals with Spinal Cord Injury.

- Topics in Spinal Cord Injury Rehabilitation*, 19(4), 324–329.
<https://doi.org/10.1310/sci1904-324>
- Domkin, D., Laczko, J., Jaric, S., Johansson, H., & Latash, M. L. (2002). Structure of joint variability in bimanual pointing tasks. *Experimental Brain Research*, 143(1), 11–23.
<https://doi.org/10.1007/s00221-001-0944-1>
- Dounskaia, N. (2007). Kinematic invariants during cyclical arm movements. *Biological Cybernetics*, 96(2), 147–163. <https://doi.org/10.1007/s00422-006-0109-1>
- Dudley-Javoroski, S., & Shields, R. K. (2008). Muscle and bone plasticity after spinal cord injury: Review of adaptations. *J Rehabil Res Dev*, 45(2), 283–296.
- Duffell, L. D., Donaldson, N. D. N., & Newham, D. J. (2010). Power output during functional electrically stimulated cycling in trained spinal cord injured people. *Neuromodulation*, 13(1), 50–57. <https://doi.org/10.1111/j.1525-1403.2009.00245.x>
- Elmer, S. J., Danvind, J., & Holmberg, H. C. (2013). Development of a novel eccentric arm cycle ergometer for training the upper body. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 45(1), 206–211. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e318269c79c>
- Elmer, S. J., Marshall, C. S., McGinnis, K. R., Van Haitsma, T. A., & Lastayo, P. C. (2013). Eccentric arm cycling: Physiological characteristics and potential applications with healthy populations. *European Journal of Applied Physiology*, 113(10), 2541–2552.
<https://doi.org/10.1007/s00421-013-2687-7>
- Ernyey, D. (2020). *A Funkcionális Elektrostimuláció (FES) hatása gerincvelősérültek rehabilitációjában*. BSc Szakdolgozat, Semmelweis Egyetem, Egészségtudományi Kar.
- Eser, P., Schiessl, H., & Willnecker, J. (2004). Bone loss and steady state after spinal cord injury: A cross-sectional study using pQCT. *Journal of Musculoskeletal Neuronal Interactions*, 4(2), 197–198.
- Ferris, D. P., Huang, H. J., & Kao, P. C. (2006). Moving the arms to activate the legs. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 34(3), 113–120. <https://doi.org/10.1249/00003677-200607000-00005>
- Fodor, A. (2021). *A funkcionális elektromos stimuláció, mint testedzés*. BSc Szakdolgozat, Semmelweis Egyetem, Egészségtudományi Kar.

- Forman, D. A., Philpott, D. T. G., Button, D. C., & Power, K. E. (2015). Cadence-dependent changes in corticospinal excitability of the biceps brachii during arm cycling. *Journal of Neurophysiology*, *114*(4), 2285. <https://doi.org/10.1152/JN.00418.2015>
- Frigon, A., Collins, D. F., & Zehr, E. P. (2004). Effect of Rhythmic Arm Movement on Reflexes in the Legs: Modulation of Soleus H-Reflexes and Somatosensory Conditioning. *Journal of Neurophysiology*, *91*(4), 1516–1523. <https://doi.org/10.1152/jn.00695.2003>
- Frotzler, A., Coupaud, S., Perret, C., Kakebeeke, T. H., Hunt, K. J., Donaldson, N. de N., & Eser, P. (2008). High-volume FES-cycling partially reverses bone loss in people with chronic spinal cord injury. *Bone*, *43*(1), 169–176. <https://doi.org/10.1016/j.bone.2008.03.004>
- Frotzler, A., Coupaud, S., Perret, C., Kakebeeke, T. H., Hunt, K. J., & Eser, P. (2009). Effect of detraining on bone and muscle tissue in subjects with chronic spinal cord injury after a period of electrically-stimulated cycling: A small cohort study. *Journal of Rehabilitation Medicine*, *41*(4), 282–285. <https://doi.org/10.2340/16501977-0321>
- Galea, M. P., Dunlop, S. A., Marshall, R., Clark, J., & Churilov, L. (2015). Early exercise after spinal cord injury ('Switch-On'): Study protocol for a randomised controlled trial. *Trials*, *16*(1), 1–8. <https://doi.org/10.1186/1745-6215-16-7>
- Hasnan, N., Saadon, N. S. M., Hamzaid, N. A., Teoh, M. X. H., Ahmadi, S., & Davis, G. M. (2018). Muscle oxygenation during hybrid arm and functional electrical stimulation-evoked leg cycling after spinal cord injury. *Medicine (United States)*, *97*(43). <https://doi.org/10.1097/MD.00000000000012922>
- Hermens, H. J., Freriks, B., Merletti, R., Stegeman, D., Blok, J., Rau, G., Disselhorst-Klug, C., & Hägg, G. (1999). European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy. *Roessingh Research and Development*, *8*(2), 13–54.
- Hübner-Wozniak, E., Kosmol, A., Lutoslawska, G., & Bem, E. (2004). Anaerobic performance of arms and legs in male and female free style wrestlers. *J Sci Med Sport*, *7*(4), 473–480.
- Hundza, S. R., de Ruyter, G. C., Klimstra, M., & Paul Zehr, E. (2012). Effect of afferent feedback and central motor commands on soleus H-reflex suppression during arm cycling. *Journal of Neurophysiology*, *108*(11), 3049–3058. <https://doi.org/10.1152/jn.00485.2011>
- Johnson, M. (2001). 17. Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation (TENS). In *A Handbook*

- of Physiotherapy* (pp. 259–286). https://doi.org/10.5005/jp/books/10013_3
- Kang, T., He, J., & Tillery, S. I. H. (2005). Determining natural arm configuration along a reaching trajectory. *Experimental Brain Research*, 167(3), 352–361. <https://doi.org/10.1007/s00221-005-0039-5>
- Katona, P., Pilissy, T., Tihanyi, A., & Laczko, J. (2014). The combined effect of cycling cadence and crank resistance on hamstrings and quadriceps muscle activities during cycling. *Acta Physiologica Hungarica*, 101(4), 505–516. <https://doi.org/10.1556/APhysiol.101.2014.4.12>
- Kaupp, C., Pearcey, G. E. P., Klarner, T., Sun, Y., Cullen, H., Barss, T. S., & Zehr, E. P. (2018). Rhythmic arm cycling training improves walking and neurophysiological integrity in chronic stroke: The arms can give legs a helping hand in rehabilitation. *Journal of Neurophysiology*, 119(3), 1095–1112. <https://doi.org/10.1152/jn.00570.2017>
- Keresztényi, Z., Cesari, P., Fazekas, G., & Laczkó, J. (2009). The relation of hand and arm configuration variances while tracking geometric figures in Parkinson's disease: Aspects for rehabilitation. *International Journal of Rehabilitation Research*, 32(1), 53–63. <https://doi.org/10.1097/MRR.0b013e32830d369c>
- Kern, H., Carraro, U., Adami, N., Biral, D., Hofer, C., Forstner, C., Mödlin, M., Vogelauer, M., Pond, A., Boncompagni, S., Paolini, C., Mayr, W., Protasi, F., & Zampieri, S. (2010). Home-based functional electrical stimulation rescues permanently denervated muscles in paraplegic patients with complete lower motor neuron lesion. In *Neurorehabilitation and Neural Repair* (Vol. 24, Issue 8, pp. 709–721). <https://doi.org/10.1177/1545968310366129>
- Kern, Hofer, Strohhofer, Mayr, Richter, & Stöhr. (1999). Standing Up with Denervated Muscles in Humans Using Functional Electrical Stimulation. *Artificial Organs*, 23(5), 447–452. <https://doi.org/10.1046/J.1525-1594.1999.06376.X>
- Khatib, O. (1987). A unified approach for motion and force control of robot manipulators: The operational space formulation. *IEEE Journal on Robotics and Automation*, 3(1), 43–53.
- Kirshblum, S. C., Waring, W., Biering-Sorensen, F., Burns, S. P., Johansen, M., Schmidt-Read, M., Donovan, W., Graves, D., Jha, A., Jones, L., Mulcahey, M. J., & Krassioukov, A. (2011). Reference for the 2011 revision of the International Standards for Neurological Classification of Spinal Cord Injury. *Journal of Spinal Cord Medicine*, 34(6), 547–554.

<https://doi.org/10.1179/107902611X13186000420242>

- Kirshblum, S., Snider, B., Rupp, R., & Read, M. S. (2020). Updates of the International Standards for Neurologic Classification of Spinal Cord Injury: 2015 and 2019. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, 31(3), 319–330. <https://doi.org/10.1016/J.PMR.2020.03.005>
- Klarner, T., Barss, T. S., Sun, Y., Kaupp, C., & Paul Zehr, E. (2014). Preservation of common rhythmic locomotor control despite weakened supraspinal regulation after stroke. *Frontiers in Integrative Neuroscience*, 8(DEC), 1–9. <https://doi.org/10.3389/fnint.2014.00095>
- Kolesnikov, M., Piovesan, D., Lynch, K. M., & Mussa-Ivaldi, F. A. (2011). On Force Regulation Strategies in Predictable Environments. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, 4076–4081. <https://doi.org/10.1109/IEMBS.2011.6091013>
- Laczko, J., Katona, P., & Valy, A. (2014). Muscle co-activation as function of crank angle when cycling on an ergometer with altered power output. *Annual Meeting of Society for Neuroscience, 2014*, Prog.Nr.: 630.06/HH17.
- Laczko, J., Mravcsik, M., & Katona, P. (2016). Control of Cycling Limb Movements: Aspects for Rehabilitation. *Advances in Experimental Medicine and Biology*, 957, 273–289. https://doi.org/10.1007/978-3-319-47313-0_15
- Lasko-McCarthy, P., & Davis, J. A. (1991). Protocol dependency of VO₂max during arm cycle ergometry in males with quadriplegia. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 23(9), 1097–1101. <https://doi.org/10.1249/00005768-199109000-00016>
- Lockyer, E. J., Benson, R. J., Hynes, A. P., Alcock, L. R., Spence, A. J., Button, D. C., & Power, K. E. (2018). Intensity matters: Effects of cadence and power output on corticospinal excitability during arm cycling are phase and muscle dependent. *Journal of Neurophysiology*, 120(6), 2908–2921. <https://doi.org/10.1152/jn.00358.2018>
- Martens, J., Daly, D., Deschamps, K., Fernandes, R. J. P., & Staes, F. (2015). Intra-individual variability of surface electromyography in front crawl swimming. *PLoS ONE*, 10(12), 1–13. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0144998>
- Mason, M. T. (1981). Compliance and force control for computer-controlled manipulators. *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics*, 11(6), 418–432.

- Matjačić, Z., Zadavec, M., & Oblak, J. (2014). Development of an apparatus for bilateral rhythmical training of arm movement via linear and elliptical trajectories of various directions. *Journal of Medical Devices, Transactions of the ASME*, 8(3), 8–13. <https://doi.org/10.1115/1.4027796>
- Mayr, W., Hofer, C., Bijak, M., Rafolt, D., Unger, E., Reichel, M., Sauermann, S., Lenmueller, H., & Kern, H. (2002). Functional Electrical Stimulation (FES) of denervated muscles: existing and prospective technological solutions. *Basic Appl Myol*, 12(6), 287–290. <https://www.researchgate.net/publication/228483898>
- Mezzarane, R. A., Nakajima, T., & Zehr, E. P. (2014). After stroke bidirectional modulation of soleus stretch reflex amplitude emerges during rhythmic arm cycling. *Frontiers in Human Neuroscience*, 8(MAR), 1–9. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2014.00136>
- Mravcsik, M., Botzheim, L., Zentai, N., Piovesan, D., & Laczko, J. (2021). The Effect of Crank Resistance on Arm Configuration and Muscle Activation Variances in Arm Cycling Movements. *Journal of Human Kinetics*, 76(January), 175–189. <https://doi.org/10.2478/hukin-2021-0053>
- Mravcsik, M., Klauber, A., Putz, M., Kast, C., Mayr, W., & Laczko, J. (2019). Tricycling by FES quadriceps muscles leads to increased cycling speed over series of trainings of persons with flaccid paraplegia. *Proceedings of the 13th Vienna FES Workshop*, 133–135.
- Mravcsik, M., Kast, C., Malik, S., Mayr, W., & Laczko, J. (2018). Cycling speed increases through Functional Electrical Stimulation (FES) assisted tricycling trainings of spinal cord injured individuals. *World Congress on Medical Physics & Biomedical Engineering*, Program Book p. 592.
- Mravcsik, M., Kast, C., Vargas Luna, J., Aramphianlert, W., Hofer, C., Malik, S., Putz, M., Mayr, W., & Laczko, J. (2018). FES driven cycling by denervated muscles. 22. *Annual Conference of the International Functional Electrical Stimulation Society*, Program Book p.134-136.
- Mravcsik, M., Klauber, A., & Laczko, J. (2016). FES driven lower limb cycling by four and eight channel stimulations – a comparison in a case study. *The 12th Vienna International Workshop on Functional Electrical Stimulation*, Proceedings Book pp. 89-93.
- Mravcsik, M., Zentai, N., Botzheim, L., & Laczko, J. (2016). Unimanual versus bimanual arm cycling movements - muscle activity variances. *Neuroscience 2016*, Program nr.: 806.01

/

<https://www.abstractsonline.com/pp8/index.html#!/4071/presentations/mravcsik/1>

- NSCISC (National Spinal Cord Injury Statistical Center). (2020). Facts and Figures at a Glance. *The Journal of Spinal Cord Medicine*, 30(4), 304–305. <https://doi.org/10.1080/10790268.2007.11753944>
- Pilissy, T., Klauber, A., Fazekas, G., Laczkó, J., & Szécsi, J. (2008). Improving Functional Electrical Stimulation Driven Cycling By Proper Synchronization of The Muscles. *Ideggyógyászati Szemle*, 61(5–6), 162–167.
- Piovesan, D., Kolesnikov, M., Lynch, K., & Mussa-Ivaldi, F. A. (2019). The Concurrent Control of Motion and Contact Force in the Presence of Predictable Disturbances. *Journal of Mechanisms and Robotics*, 11(6). <https://doi.org/10.1115/1.4044599>
- Qiu, S., Alzhab, S., Picard, G., & Taylor, J. A. (2016). Ventilation Limits Aerobic Capacity after FES Row Training in High Spinal Cord Injury Shuang. *Med Sci Sports Exerc.*, 48(6), 1111–1118. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000000880>.
- Ryu, Y. U., & Buchanan, J. J. (2004). Amplitude scaling in a bimanual circle-drawing task: Pattern switching and end-effector variability. *Journal of Motor Behavior*, 36(3), 265–279. <https://doi.org/10.3200/JMBR.36.3.265-279>
- Sakamoto, M., Tazoe, T., Nakajima, T., Endoh, T., & Komiyama, T. (2014). Leg automaticity is stronger than arm automaticity during simultaneous arm and leg cycling. *Neuroscience Letters*, 564, 62–66. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2014.02.009>
- Sakamoto, M., Tazoe, T., Nakajima, T., Endoh, T., Shiozawa, S., & Komiyama, T. (2007). Voluntary changes in leg cadence modulate arm cadence during simultaneous arm and leg cycling. *Experimental Brain Research*, 176(1), 188–192. <https://doi.org/10.1007/s00221-006-0742-x>
- Seniam. (2021). *Recommendations for sensor locations on individual muscles*. <http://www.seniam.org/>
- Shin, H. S., Lee, C., & Lee, M. (2010). Ideal filtering approach on DCT domain for biomedical signals: Index blocked DCT filtering method (IB-DCTFM). *Journal of Medical Systems*, 34(4), 741–753. <https://doi.org/10.1007/s10916-009-9289-2>
- Spence, A.-J., Alcock, L. R., Lockyer, E. J., Button, D. C., & Power, K. E. (2016). Phase- and

- Workload-Dependent Changes in Corticospinal Excitability to the Biceps and Triceps Brachii during Arm Cycling. *Brain Sciences*, 6(4).
<https://doi.org/10.3390/BRAINSCI6040060>
- Szecsí, J., Straube, A., & Fornusek, C. (2014). A biomechanical cause of low power production during FES cycling of subjects with SCI. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 11(1), 1–12. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-11-123>
- Taylor, J. A., Picard, G., Porter, A., Morse, L. R., Provonost, M. F., & Deley, G. (2014). Hybrid Functional Electrical Stimulation Exercise Training Alters the Relationship Between Spinal Cord Injury Level and Aerobic Capacity. *Arch Phys Med Rehabil*, 95(11), 2172–2179. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2014.07.412>.
- The Correlation Coefficient (r)*. (n.d.). Retrieved October 18, 2021, from <https://sphweb.bumc.bu.edu/otlt/MPH-Modules/PH717-QuantCore/PH717-Module9-Correlation-Regression/PH717-Module9-Correlation-Regression4.html>
- Theisen, D., Fornusek, C., Raymond, J., & Davis, G. M. (2002). External power output changes during prolonged cycling with electrical stimulation. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 34(4), 171–175. <https://doi.org/10.1080/16501970213238>
- Tibold, R., Fazekas, G., & Laczko, J. (2011). Three-dimensional model to predict muscle forces and their relation to motor variances in reaching arm movements. *Journal of Applied Biomechanics*, 27(4), 362–374. <https://doi.org/10.1123/jab.27.4.362>
- Tseng, Y. W., & Scholz, J. P. (2005). Unilateral vs. Bilateral coordination of circle-drawing tasks. *Acta Psychologica*, 120(2), 172–198. <https://doi.org/10.1016/J.ACTPSY.2005.04.001>
- Tseng, Y. W., Scholz, J. P., & Valere, M. (2006). Effects of movement frequency and joint kinetics on the joint coordination underlying bimanual circle drawing. *Journal of Motor Behavior*, 38(5), 383–404. <https://doi.org/10.3200/JMBR.38.5.383-404>
- Valy, A., & Laczko, J. (2015). Timing errors during lower limb cycling under various conditions. *Annual Meeting of Society for Neuroscience, 2015*, Pr.Nr.: 241.18/N41.
- Vasudevan, E. V. L., & Zehr, E. P. (2011). Multi-frequency arm cycling reveals bilateral locomotor coupling to increase movement symmetry. *Experimental Brain Research*, 211(2), 299–312. <https://doi.org/10.1007/s00221-011-2687-y>

- Verschueren, S. M. P., Swinnen, S. P., Cordo, P. J., & Dounskaia, N. V. (1999). Proprioceptive control of multijoint movement: Unimanual circle drawing. *Experimental Brain Research*, *127*(2), 171–181. <https://doi.org/10.1007/s002210050787>
- Vinter, A., & Gras, P. (1998). Spatial features of angular drawing movements in Parkinson's disease patients. *Acta Psychologica*, *100*(1–2), 177–193. [https://doi.org/10.1016/S0001-6918\(98\)00033-X](https://doi.org/10.1016/S0001-6918(98)00033-X)
- Wecht, J. M., Zhu, C., Weir, J. P., Yen, C., Renzi, C., & Galea, M. (2013). A prospective report on the prevalence of heart rate and blood pressure abnormalities in veterans with spinal cord injuries. *Journal of Spinal Cord Medicine*, *36*(5), 454–462. <https://doi.org/10.1179/2045772313Y.0000000109>
- WHO. (1996). *Introduction, administration, scoring and generic version of the assessment - Field Trial Version December 1996 PROGRAMME ON MENTAL HEALTH WORLD HEALTH ORGANIZATION*. https://www.who.int/mental_health/media/en/76.pdf
- World Health Organization. (2013). *Spinal cord injury*. <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/spinal-cord-injury>
- Zehr, E. P., Loadman, P. M., & Hundza, S. R. (2012). Neural control of rhythmic arm cycling after stroke. *J Neurophysiol*, *108*, 891–905. <https://doi.org/10.1152/jn.01152.2011>.
- Zhou, R., Alvarado, L., Ogilvie, R., Chong, S. L., Shaw, O., & Mushahwar, V. K. (2018). Non-gait-specific intervention for the rehabilitation of walking after SCI: role of the arms. *J Neurophysiol*, *119*, 2194–2211. <https://doi.org/10.1152/jn.00569.2017>.

SAJÁT PUBLIKÁCIÓK

Az eljárás témakörében készült publikációk:

- Mravcsik, M**, Botzheim, L., Zentai, N., Piovesan, D., & Laczko, J. (2021). The Effect of Crank Resistance on Arm Configuration and Muscle Activation Variances in Arm Cycling Movements. *Journal of Human Kinetics*, 76(January), 175–189. <https://doi.org/10.2478/hukin-2021-0053> (IF:1,664)
- Laczko J, **Mravcsik M**, Katona P (2016): Control of Cycling Limb Movements: Aspects for Rehabilitation. *Adv Exp Med Biol.* 2016;957:273-289. https://doi:10.1007/978-3-319-47313-0_15. (IF:1,937)
- Botzheim L, Ernyey D, **Mravcsik M**, Varaljai L, Klauber A, Cserhati P, Laczko J (2022): Changes in active cycling time and distance during FES-assisted cycling before and after the pandemic closure—A case study. *Artificial Organs*, Vol 46 (1), E178-E182 (IF: 3,09)
- Katona, P; **Mravcsik, M**; Botzheim, L; Klauber, A; Cserhádi, P; Laczkó, J (2021) Bionikai megoldások gerincvelősérültek mozgás-rehabilitációjában és sportjában – Funkcionális Elektromos Izomingerléssel végzett kerékpározás : Bionic solutions in movement-rehabilitation and sports in the case of people with spinal cord injury Magyar Sporttudományi Szemle 22 : 1 (89) pp. 3-18., 16 p.
- Mravcsik, M**, Klauber, A., & Laczko, J. (2016). FES driven lower limb cycling by four and eight channel stimulations – a comparison in a case study. *The 12th Vienna International Workshop on Functional Electrical Stimulation*, Proceedings Book pp. 89-93.
- Mravcsik, M**, Klauber, A., Putz, M., Kast, C., Mayr, W., & Laczko, J. (2019). Tricycling by FES quadriceps muscles leads to increased cycling speed over series of trainings of persons with flaccid paraplegia. *The 13th Vienna International Workshop on Functional Electrical Stimulation*, Proceedings Book pp. 133–135.
- Mravcsik, M**, Kast, C., Vargas Luna, J., Aramphianlert, W., Hofer, C., Malik, S., Putz, M., Mayr, W., & Laczko, J. (2018). FES driven cycling by denervated muscles. 22. *Annual Conference of the International Functional Electrical Stimulation Society*, Program Book p.134-136.

Az eljárás témakörében készült konferencia-összefoglalók:

- Mravcsik M**, Váraljai L, Botzheim L, Ernyey M. D, Klauber A, Cserhádi P, Laczkó J (2021): Gerincvelősérültek Funkcionális Elektromos Izomingerléssel szabályozott tricikliző mozgásánál elért sebességek, Magyar Rehabilitációs társaság éves vándorgyűlése, *Rehabilitáció*, 31. évf. 3. szám, 165.o.
- Mravcsik M**, Botzheim, L., Laczko, J, Piovesan, D. (2021). Effect of resistance on endpoint jerk decomposition in a constrained arm movement. 30th Annual meeting for the Society of Neural Control of Movement (Virtual). Poster Nr. 2-G-76
- Mravcsik M**, Botzheim L, Piovesan D, Laczko J (2021): Arm configuration variance accounts for endpoint jerk in circular arm motion. Accepted Presentation (No. 527.06) Society for Neuroscience, 2021. Online.

- Piovesan, D, **Mravcsik, M**, Laczko, J (2018): Relating smooth arm cycling to the control of interaction torque, In: Progress in Clinical Motor Control I.: Neurorehabilitation State College, PA, USA, Booklet of Clinical Neuroscience p. 75.
- Mravcsik M**, Kast C, Malik Sz, Mayr W, Laczko J. (2018): Cycling speed increases through Functional Electrical Stimulation (FES) assisted tricycling trainings of spinal cord injured individuals., Proceedings of the World Congress on Medical Physics & Biomedical Engineering, Book of Abstracts pp. 593.
- Mravcsik M**, Zentai N, Botzheim L, Laczko J (2016): Unimanual versus bimanual arm cycling movements - muscle activity variances, Program number: 806.01 / FF14, Neuroscience 2016, San Diego, 12 - 16 November, 2016, online
- Mravcsik M.**, Klauber A and J. Laczko (2016): FES driven lower limb cycling by four and eight channel stimulations – a comparison in a case study. 12th Vienna International Workshop on FES, 2016. szeptember 08-09, Bécs, Ausztria, Proceedings Book 89-93. oldal, ISBN: 978-3-900928-12-4
- Zentai N, **Mravcsik M.**, Botzheim L, Malik Sz, Laczko J (2016): Kinematic Stability of Arm Cycling by the Dominant and Nondominant Arm. 38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2016. augusztus 16-20., Orlando, FL, USA, poszter, https://embs.papercept.net/conferences/conferences/EMBC16/program/EMBC16_ContentListWeb_3.html#frct13_27
- Mravcsik M**, Botzheim L, Zentai N, Laczko J (2015): Variances of joint configuration and muscle activity patterns during arm cycling against external resistances. Program Number 609.06, 2015 Chicago, IL, USA, Society for Neuroscience 2015. Online
- Mravcsik M.**, Klauber A, Laczko J (2015): Power output of spinal cord injured individuals during functional electrical stimulation driven bicycling lower limb movement. Progress in Motor Control X. Conference, 2015.07.22-25. Budapest, Hungary, Program Book p 126., ISBN: 978-615-5187-07-0
- Mravcsik M**, Botzheim L, Zentai N, Laczko J (2015): Stabilization of arm configuration and muscle activity patterns during cycling arm movements against external resistances. Progress in Motor Control X. Conference, 2015.07.22-25. Budapest, Hungary, Program Book p 125., ISBN: 978-615-5187-07-0
- Mravcsik M** (2015): Muscle activity- and arm configuration variances during arm cycling. Motor Control, Health and Movement Satellite Conference, Pre-symposium of Progress in Motor Control X., Program and abstract book p. 10-11.
- Mravcsik M.**, Laczkó J. (2015): Funkcionális elektromos izomingerléssel létrehozott kerékpározás hatásai, különböző minták alkalmazása. Fiatal Sporttudósok III. Országos Konferenciája. Szombathely, Magyarország: 2015.12.04 -2015.12.05., MAGYAR SPORTTUDOMÁNYI SZEMLE 16. évf. 64. szám, 50. oldal
- Mravcsik M.**, Klauber A., Laczkó J. (2015): Funkcionális elektromos izomingerléssel végzett edzés hatása a teljesítményre. XII. Országos Sporttudományi Kongresszus. 2015. 06. 04-06. Eger, Magyar Sporttudományi Szemle 15. évf. 61. szám

- Mravcsik M., Laczkó J** (2014): Izomaktivitási és koaktivációs mintázatok különböző ellenállásokkal végzett kézi kerékpározásnál, XI. Országos Sporttudományi Kongresszus., Magyar Sporttudományi Szemle 15. évf. 58. szám 46-47. oldal
- Mravcsik M, Laczkó J.** (2014): Muscle co-activation during arm cycling against altering crank resistances. 7th World Congress of Biomechanics, Control Number 3864, Boston, USA, 2014.
- Mravcsik M.** (2014).: Co-activation of flexor-extensor muscle pairs during cycling arm movements. The 21th International Congress on Sport Science for Students. April 10-12. 2014. Budapest, Hungary, Program CD p. 28-29.
- Mravcsik M.** (2013): Introduction of muscle activity patterns regarding upper limb cycling movements. 10th János Szentágothai Transdisciplinary Conference and student Competition. 4-5. November 2013. Pécs, Hungary. Abstract book p.31.
- Laczkó J, **Mravcsik M.**, Györfi Zs. (2013): Controlling cyclic arm movements while cycling under altering external conditions. Program No. 651.13 2013 Neuroscience Meeting Planner. San Diego, CA, USA, Society for Neuroscience. 9-13. November 2013
- Mravcsik M., Györfi Zs., Laczkó J.** (2013): Karral végzett kerékpározásnál mért izomaktivitás minták vizsgálata. A Magyar Élettani, Farmakológiai, és Mikrocirkulációs Társaságok 2013. évi közös Tudományos Kongresszusa. 2013. 06. 5-8. Budapest. Program book 138. oldal
- Mravcsik M.** (2012): Izomaktivitási mintázatok függése a hajtókar ellenállásától felső végtaggal végzett kerékpározás esetén. XXXI. Országos Tudományos Diákköri Konferencia, Testnevelés- és Sporttudományi Szekció. 2013. április 4-6. Szeged. Programfüzet. 79. o.

Az eljárás témakörén kívül készült publikációk:

- Botzheim L, Laczko J, Torricelli D, **Mravcsik M**, Pons JL, Oliveira Barroso F. (2021) Effects of gravity and kinematic constraints on muscle synergies in arm cycling. Journal of Neurophysiology, 2021 Apr 1;125(4):1367-1381. doi: 10.1152/jn.00415.2020. Epub 2021 Feb 3. PMID: 33534650. **(IF:2,225)**
- Botzheim L, **Mravcsik M**, Zsenak I, Piovesan D, Laczko J (2019) Jerk decomposition during bimanual independent arm cranking. IEEE 16th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR), Toronto, ON, Canada, 2019, pp. 264-269. DOI: 10.1109/ICORR.2019.8779526

Az eljárás témakörén kívül készült konferencia-összefoglalók:

- Botzheim L, **Mravcsik M**, Malik Sz, Zentai N, Laczko J (2019): The effect of crank resistance on muscle synergies during arm cranking; Progress in Motor Control XII: Movement Improvement Conference (2019), Amsterdam, Hollandia

- Botzheim L, **Mravcsik M**, Laczko J. (2019) Comparing cyclic human arm movement patterns. 8th Interdisciplinary Doctoral Conference 2019, Book of Abstracts, Pécs, 2019
- Botzheim L, Laczko J, **Mravcsik M**, Malik Sz, Szabo S. (2019). Finding 1-Dimensional substructures in set of kinematic time series in a cyclic motor task. 29th Annual Meeting of the Society for the Neural Control of Movement, Poster Abstracts 1G-98. p. 67-68. Toyama, Japan, 2019. Online
- Botzheim L, S. Malik, **Mravcsik M.**, Laczko J. (2018) Dependence of EMG signals on body position in arm cycling movement. Poster number: P11.34. International Society of Electrophysiology and Kinesiology Congress 2018, Dublin. Online: https://isek.org/wp-content/uploads/2018/06/ISEK2018_Book_of_Abstracts.pdf
- Botzheim L, **Mravcsik M**, Malik Sz, Zentai N, Laczko J (2017): Body position affects muscle activity variances in the non-dominant arm during arm cycling, Program number: 152.02/JJ9, Neuroscience 2017, Washington 11-15 November, Online: Program book p 892-893.
- Malik Sz, **Mravcsik M**, Botzheim L, Klauber A, Zentai N, Laczko J (2017): Number and strength of muscle synergies in bimanual arm cycling as a function of crank resistance. Progress in Motor Control XI. Conference, 2017.07.19-22. Miami USA.
- Malik Sz, **Mravcsik M**, Botzheim L, Laczko J (2017): Muscle synergies during arm cycling by dominant and non-dominant arms. In: Annual Meeting of the Society for the Neural Control of Movement, Poster Abstracts 1-G-134. p. 99-100.
- Botzheim L, Malik Sz, **Mravcsik M**, Zentai N, Laczko J (2016): Comparison of Muscle Activities During Arm Cycling in Horizontal and Vertical Planes. V. International Scientific Conference - Motor Control 2016, Wisła, Poland, September 2016, <http://motorcontrol2016.pl/wp-content/uploads/2016/09/Book-of-Abstracts-MC2016.pdf>, Page 25