

PÉCSI TUDOMÁNYEGYETEM

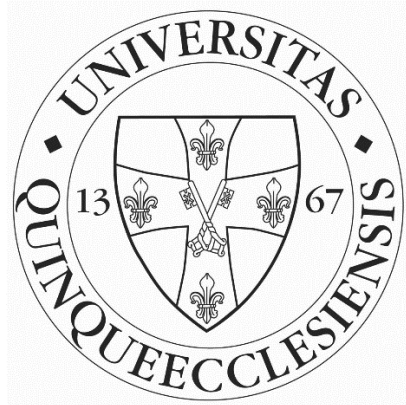
Biológiai és Sportbiológiai Doktori Iskola

Ciklikus végtagmozgások természetes és mesterséges szabályozása

Külső erők hatása kézi kerékpározás változatosságára éptestűeknél és funkcionális elektromos stimulációval szabályozott alsó végtagi kerékpározás gerincvelősérülteknél

PhD értekezés tézisei

Percze-Mravcsik Mariann



Témavezető:

Dr. Laczkó József
habilitált egyetemi docens

PÉCS, 2022

1. BEVEZETÉS

Dolgozatomban ciklikus végtagmozgások szabályozásának vizsgálatával foglalkozom: egészséges személyeknél a felső végtag tekerő mozgásával, valamint alsóvégtag bénult gerincvelősérültek mesterségesen létrehozott kerékpározó mozgásával.

A kar tekerő mozgását (kézi kerékpározást) alkalmazzák sportmozgásként éptestű, ép idegrendszerű embereknél (Elmer, Danvind, et al., 2013) és az izomerő és teljesítmény értékelésre (Hübner-Wozniak et al., 2004) sport aktivitások során. Az orvosi rehabilitációs protokollok része a motoros teljesítmény és a szabályozás javítására gerincvelősérülteknél (Zhou et al., 2018) és 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. A kézi kerékpározás fontosságát már jó néhány kutatás alátámasztja (Botzheim et al., 2021; Elmer, Marshall, et al., 2013; Laczko et al., 2016; Matjačić et al., 2014; Mravcsik et al., 2016). 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 kar konfigurációt az ízületi térben írhatjuk le, ami annyi dimenziós, ahány ízületi elfordulást veszünk figyelembe. Tehát 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. A kar konfiguráció varianciája függött a kézben tartott tárgy súlyától, amikor felfele történt a mozgás. A lefele történő mozgásnál 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).

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).

Lineáris kapcsolatot találtak 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 is 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 nincs hatással az ellenállás a kar konfiguráció varianciára, akkor elkülönül a kinematika és az erő szabályozása (Kolesnikov et al., 2011; Piovesan et al., 2019), és ez mutatja, hogy a kinematikai feladat jól reprodukálható, amikor a külső erő, jelen esetben a hajtókar ellenállása megváltozik.

A kar tekerő gyakorlatok és az ezzel egyidőben végzett funkcionális elektromos stimulációval előidézett alsóvégtagi izomkontrakciók pozitív hatással vannak a gerincvelősérültek szív és érrendszerének működésére (Davis et al., 1990). Gerincvelősérült (SCI) személyeknél is alkalmazták a kézi kerékpározást kombinálva a funkcionális elektromos stimulációval (FES) szabályozott alsóvégtag kerékpározással (Bakkum et al., 2015; Zhou et al., 2018). Dolgozatomban a FES-sel szabályozott, alsó végtaggal végzett kerékpározásról írok.

A funkcionális elektromos stimuláció egy olyan rehabilitációs eljárás, amely során valamilyen funkciót, funkcionális mozgást hozunk létre elektromos impulzusokkal. Az alsóvégtag bénult személyeknél ez az egyetlen olyan módszer, amellyel aktívan mozgathatjuk meg a bénult izmot - izomkontrakciót generálunk, előre meghatározott minta alapján. Magyarországon egyedülként kutatócsoportunk végez méréseket az Országos Orvosi Rehabilitációs Intézetben a FES-sel szabályozott alsó végtagi kerékpározás témakörében.

A gerincvelő sérülésének számos oka lehet. Az aktív korú népességet érintik leginkább, mind hazai, mind nemzetközi viszonylatban (Ahuja et al., 2017; Devivo, 2012). Nagy része traumás eredetű - közúti baleset, a magas helyről leesés, erőszak. A férfi sérültek aránya nagyobb (Chen et al., 2016; World Health Organization, 2013). Hazánkban az új sérültek éves száma kb 350-550. A gerincvelő-sérülés a motoros, vegetatív és érző funkciók kiesésével járhat. A FES pozitív hatásait számos kutatás bizonyította. Az életminőségre való pozitív hatását kérdőívvel vizsgálták (Dolbow et al., 2013). A gerincvelősérülés izomsorvadáshoz, csonttritkuláshoz és a csontok elmerevedéséhez vezet, 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 csonttritkulásban, a csontsűrűség 50%, de akár 70%-kal is csökkenhet (Eser et al., 2004; Frotzler et al., 2009). A FES hatására a combcsont distalis epifízisének trabecularis csontsűrűsége és a teljes csontsűrűség szignifikánsan nőtt, a sípcsont proximális és disztális epifíziseiben azonban nem mértek szignifikáns eltérést a FES tréningek hatására (Frotzler et al., 2008). Az SCI személyek limitált aerob kapacitása hozzájárul a megnövekedett kardiovaszkuláris kockázati profilhoz (Bauman & Spungen, 2008). Ez a limitált aerob kapacitás összefüggésben van

a sérülés magasságával és mértékével. A csökkent szív teljesítmény javítására és a maximális oxigén felvevő képesség növelésére hatékony módszer a FES kerékpározás (Brurok et al., 2013).

A gerincvelősérülés egyes eseteiben denervált izomról beszélünk - a gerincvelő sérülése T10 alatti vagy a cauda equina régióban van, alsó motoneuron lézióval kiegészítve. 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 (Mayr et al., 2002).

2. CÉLKITŰZÉSEK

2.1. 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 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 a következő kérdés megválaszolása volt:

Az izomaktivitások változatossága (varianciája) hogyan függ a kézi kerékpár hajtókarjának ellenállásától?

2.2. FES-sel 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?

3. MÓDSZER

3.1. Kézi kerékpározás

Tizenöt egészséges fiatal karjának tekerő mozgását elemeztük a kinematikai és izomaktivitási vizsgálatokkal. Átlag életkoruk 24 ± 4 év, közöttük 7 férfi volt és mindannyian jobbkezesek voltak. A mozgási feladat a kézi kerékpározás volt ülő helyzetben különböző ellenállásokkal (alacsony, közepes és magas ellenállási feltétel). A résztvevők egy széken ültek az ergométer előtt. Az ergométertől való távolságot úgy határoztuk meg, hogy az alkar és felkar körülbelül $160\text{-}170^\circ$ -ot zárt be, amikor a leginkább nyújtott helyzetben volt a mozgás során. Vizsgálatunkhoz egy MEYRA ergométert és egy Zebris CMS-HS ultrahangos mozgásanalizáló műszert használtunk, amelynek a mintavételi frekvenciája a kinematikai adatok esetén 100 Hz, az elektromiográfiai (EMG) adatoknál pedig 900 Hz volt. Egyidőben 8 izom elektromos aktivitását (*M. Biceps Brachii* (BI), *M. Triceps Brachii* (TR), *M. Deltoideus anterior* (DA) és *M. Deltoideus Posterior* (DP) izmok mindkét karon) és 8 kinematikai marker térbeli helyzetét rögzítettük (M1: Referencia marker a szék támláján, M2: Vállcsúcs (acromion), M3: Felkar distalis vége (epicondylus lateralis humeri), M4: Alkar proximalis vége (caput radii), M5: Ulna íróvesszőnyúlvánnya (styloid process of the ulnae), M6: Radius íróvesszőnyúlvánnya (styloid process of the radius), M7: Kisujj (caput of the fifth metacarpal bone), M8: Referencia marker a hajtókar tengelyén). Minden feltételnél legalább 30 kört kellett teljesíteni, valamint megadtuk a sebességet: 60 rpm (revolutions per minute, kör/perc), ehhez egy metronómot adtunk segítségül.

A rögzített adatokat Matlab és Excel programokkal dolgoztuk fel. Az EMG adatok szűrésére 3. típusú Butterworth szűrőt használtunk, amelyben az alsó frekvenciahatár 25 Hz, a felső pedig 300 Hz volt, valamint a hálózati frekvenciának megfelelő 50 Hz-es összetevőt is kiszűrtük, majd RMS (Root Mean Square) -sel simítottuk a kinyert adatokat, 80 mintavétel széles ablakkal. Az ultrahangos mozgásanalizálóval felvett marker koordináták idősorait diszkrét koszinusz transzformációval szűrtük (DCT) (Shin et al., 2010). Az adatfeldolgozást a

hajlásszögek kiszámolásával folytattuk, amit a markerek koordinátáiból számítottuk ki mindhárom ízület esetén: váll (α), könyök (β) és csukló (γ).

Az izomaktivitási és ízületi hajlásszögeket tartalmazó idősorokat ciklusokra (körökre) bontottuk (vágtuk), hogy összehasonlíthatók legyenek az egyes körökben mért értékek.

Kiszámítottuk a kar konfiguráció varianciát:

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

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). Felülvonalás 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.

Kiszámítottuk az izomaktiváció varianciát:

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

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). 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. E két varianciát külön-külön átlagoltuk, tehát minden normalizált időpillanatban kapott érték idő szerinti átlagát is kiszámoltuk a kar konfigurációra és izomaktivációra nézve is. 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 $x=EMG$.

A statisztikai analízishez többszemponos kevert ANOVA-t használtunk az EMG és kinematikai adatok értelmezésére. A hatások pontos vizsgálatához Tukey-féle post-hoc tesztet alkalmaztunk.

3.2. FES-sel szabályozott mozgások

A vizsgált személyek kiválasztása az Országos Orvosi Rehabilitációs Intézet Gerincvelősérültek Rehabilitációs Osztályáról történt, orvosi engedéllyel, illetve javaslatra, az etikai engedélyt az Országos Orvosi Rehabilitációs Intézet Etikai bizottságának 2017. október 4-én keltezett határozata adta. Négy különböző összehasonlítás eredményét mutatom be az eredmények részben, melyekben a résztvevők különböztek. A gerincvelősérültek egy Motomed Viva 2 kerékpár ergométeren végezték a kerékpározó mozgást, valamint a Pázmány Péter Katolikus Egyetemen fejlesztett nyolc csatornás izomingerlő stimulátort használtuk. Az ingerlés 300 μ s impulzusszélességgel és 30Hz frekvenciával történt, az alkalmazott áramforma monofázisos, trapéz alakú volt. Az ingerlési mintázatokat (a hajtókarszög függvényében) egészséges mozgásminták alapján határoztuk meg – H2 és H4-nek neveztük el őket, a H2 mintázattal a quadriceps és hamstring izomcsoportokat ingereltük, a H4 mintával pedig a vastus lateralis, vastus medialis, rectus femoris és hamstring izmokat.

A résztvevők a saját kerekesszékükben ültek. A kerekesszék előtt helyeztük el a MotoMed Viva 2 kerékpár ergométert. Az izomingerlő stimulátort összekötöttük egy hajtókarszög érzékelővel, mely méri az ergométer hajtókarjának szöghelyzetét meghatározott időközönként. A hajtókarszög függvényében küldi ki a stimulátor az ingerlő jelet az izmokhoz, felületi elektródákon keresztül. Az aktív kerékpározás maximum 30 percig tart. Vérnyomást a tréning kezdetekor, a levezetést követően és a tréning közben 8-10 percenként mértünk. Az átlagos artériás nyomást számítottuk, valamint a leadott mechanikai teljesítményt és energiát minden tréningre.

A denervált izomzatú gerincvelősérültek egy triciklit hajtottak meg a bénult izmaikkal. 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. A quadriceps stimulációja által a térd kinyúlik, az ülés hátra csúszik és közben meghajtja a hátsó kerekeket. Fontos, hogy ez nem egy statikus, egyhelyben, görgőkön hajtott tricikli, hanem helyváltoztatásra képes.

4. KÉZI KERÉKPÁROZÁS EREDMÉNYEI

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. Ugyanakkor, ha az ellenállás változik, akkor az izomaktiváció varianciája változik, mégpedig az izomaktivitások változásának négyzetével arányosan változik. 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. Három maximuma van a varianciának, ezek a maximumok körülbelül a 90° , 180° és 270° hajtókarszögeknél találhatóak akkor, ha nulla foknak azt tekintjük, mikor az ergométer hajtókarja a kerékpározó személy irányába mutat. A 180° -nál éri el a variancia értéke az abszolút maximumát, ahol a kar leginkább nyújtott állapotban van.

A statisztikai analízis során nem találtunk szignifikáns különbséget sem a faktorokban, sem pedig a faktorok között a kar konfiguráció varianciában. Ugyanakkor, az EMG varianciában a nehézségi fokozatot (hajtókar ellenállás) és a tekerési módot (egykezes és kétkezes) tekintve különbséget találtunk. Továbbá szignifikáns különbség/interakció van az alany és az oldal (jobb kar-bal kar) 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.

Az ízületben mért hajlásszögváltozások nagysága alig tért el egymástól a hajtókar különböző forgatónyomatékai esetén. Ezt tapasztaltuk a váll, a könyök és a csukló esetén is.

5. FES KERÉKPÁROZÁS EREDMÉNYEI

A FES kerékpározás témakörében kapott eredményeimet négy részre osztom. Egy adott stimulációs minta alkalmazásának hatásait írom le több gerincvelősérült résztvevő esetén egyénekenként, majd egy résztvevőnél két különböző mintát alkalmazva kapott eredményeket, ezután tíz páciens eredményeit, majd a denervált izomzatú alanyok tricikliző mozgásának eredményeiről írok.

Ugyanazt a mintát (H2) alkalmaztuk 3 gerincvelősérült páciensnél, akiknek különböző volt a sérülési magasságuk, a sérülésük oka és súlyossága. Vizsgálataim azt mutatják, hogy az energia és teljesítmény értékek nőttek a tréningek során mindhárom páciensnél, bár ez a fejlődés eltérő mértékű volt.

Majd két páciens (mindkettejük felső végtagja is érintett) 14-14 tréningjét a H4-es mintával szabályoztuk, ahol azt az eredményt kaptuk, hogy az első alanynál szignifikánsan nagyobb volt a mechanikai energia és szignifikánsan nagyobb teljesítménnyel teker. Arra következtettünk,

hogy a sérülés magassága okozta a különbséget (az első résztvevő sérülési magassága Th8 (politraumas), a második résztvevőé C5-6).

Egy gerincvelősérültnél mind a két mintát használtuk 10-10-tréningnél. Eredményeink azt mutatják, hogy a H4-es mintával szignifikánsan nagyobb teljesítményt ért el a vizsgált személy.

Tíz résztvevő 172 FES alsóvégtagi kerékpározó tréningjén mért pulzus és artériás középnyomás értékek átlagait vizsgáltam. Minden résztvevőnek minimum 10 tréningje volt. Az egyénekenkénti átlagban nagy különbségeket láthatunk mindkét érték esetén. A pulzus változása a tréning megkezdését követően egyénekenként különbözik, de általában a tréning befejezését követően, a levezetés végén csökkenést mértünk, amely mutatja, hogy az edzés hatásos volt, a levezetési fázisban nyugalmi értékre visszavezettük a pulzust. Az artériás középnyomás a tréning kezdetével megemelkedik, majd ezen az emelkedett szinten marad. A levezetést követően csökken az értéke, amelyből következtethetünk a jó edzés hatásra.

Kettő denervált izomzatú gerincvelősérült használta a stimulátorral felszerelt triciklit heti két alkalommal, hat héten keresztül. A megtett távolság a 12 tréning alatt a kezdeti 2,23 km-ről, 3,33 km-re emelkedett az első résztvevő, 1,61 km-ről, 2,25 km-re a második résztvevő esetén. Az átlagsebesség is növekedést mutatott. Továbbá megfigyeltük, hogy egy tréningen belül a tréning második harmadában visszaesik a sebesség, ezáltal a megtett távolság is, viszont a harmadik fázisban újra növelni tudták a sebességet. Denervált izomzatú gerincvelősérülteknél FES-t még nem alkalmazták helyváltoztató mozgás létrehozására. Ez az első munka, amelyben megmutattam, hogy az ilyen típusú sérüléssel rendelkező páciensek eredményeket tudnak elérni.

6. ÖSSZEFOGLALÁS

Dolgozatomban megmutattam, hogy éptestű résztvevők kézi kerékpározó mozgásánál a kerékpár hajtókar ellenállásának növelésével nem változik az emberi kar térbeli konfigurációjának varianciája. Annak ellenére, hogy elvileg végtelen sok karhellyzettel lehetne a feladatot végrehajtani és a kezet a megadott körpályán mozgatni, ez a variancia nem változik a külső ellenállás változásakor.

Méréseim eredményei mutatják, hogy kézi kerékpározó mozgásnál, ha emeljük a kerékpár hajtókarjának ellenállását, az izomaktiváció vektor nagyságának varianciája nő, ennek időprofilja azonban nem változik.

A fentiekből 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.

Megmutattam, hogy az izomingerlési minták milyen hatással vannak a FES-sel szabályozott kerékpározó tréningeken résztvevő, teljes harántléziós gerincvelősérültek fizikai teljesítményére. A hónapokon keresztül tartó tréningorozat teljesítményre való hatását mutattam be a pácienseknél. A teljesítményben jelentős emelkedést értek el a páciensek a tréningek hatására.

Megmutattam, hogy két különböző izomingerlési mintázatot alkalmazva ugyanannál a páciensnél mennyire különbözik a két ingerlési minta hatása a teljesítményre. Ha 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 artériás középnyomás adatokat. A sérülés típusa, magassága és az általános fizikai, kardiovaszkuláris állapot eltérése miatt a páciensek 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 (nö) tréningről tréningre. Továbbá megmutattam, hogy hogyan változik a sebesség egy-egy tréningen belül. Tudomásom szerint még senki nem vizsgálta, hogy denervált izom esetén FES-sel szabályozott triciklizés közben hogyan változnak a mért paraméterek.

Dolgozatomban az akaratlagosan szabályozott felsővégtaggal végzett kerékpározás és a FES-el szabályozott alsóvégtaggal való kerékpározás kutatásával foglalkoztam. Ezen kutatások hozzájárulhatnak gerincvelősérültek általános fizikai állapotának megőrzését szolgáló edzés protokollok fejlesztéséhez. Gerincvelősérültek, alsóvégtag bénultak mozgásszegény életmódot folytatnak. Alsó végtaggal végzett kerékpározó mozgásukat funkcionális elektromos stimulációval lehet előidézni. Munkám ehhez járult hozzá. E mellett a kézi kerékpározás szabályozását kinematikai és erőtani szempontból vizsgálatam és azt a következtetést vontam le, hogy a kézi kerékpározás a kinematikai stabilitás fenntartása mellett is megenged nagyobb izomaktivitás varianciát. Ez utóbbi következtetést éptestű személyek vizsgálatából vontam le, de a jövőben, a disszertációban ismertetett eredmények hozzájárulhatnak parapleg személyek számára tervezhető edzési protokollokhoz, felsővégtaggal végzett akaratlagos kerékpározásnak és FES-el szabályozott alsóvégtagi kerékpározásnak kombinációjával.

FELHASZNÁLT IRODALOM

- 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>
- 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>
- 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>
- 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>
- 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.
- 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>
- 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>
- 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>
- 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.
- 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>

- 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.
- 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>
- 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>
- 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., 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>
- 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>
- Mravcsik, M., Zentai, N., Botzheim, L., & Laczko, J. (2016). Unimanual versus bimanual arm cycling movements - muscle activity variances. *Neuroscience 2016*, Program nr.: 806.01 / FF14. <https://www.abstractsonline.com/pp8/index.html#!/4071/presentations/mravcsik/1>
- 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>
- 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>
- 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>
- 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, 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. *Advances in Experimental Medicine and Biology*, Vol. 957:273-289. https://doi.org/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.
- 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. ISBN: 978-3-900928-12-4
- 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, online
- 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. Fialat 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

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, The Netherlands, Poster Abstract P093.

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: PII.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