

Pázmány Péter Katolikus Egyetem
Roska Tamás Műszaki és Természettudományi
Doktori Iskola



Radeleczki Balázs

Ciklikus mozgási feladatok szabályozása
gerincvelő-sérülés utáni mozgásrehabilitációhoz

PhD Disszertáció

Témavezető:

Laczkó József, PhD

1 Bevezetés

A természetes emberi helyváltoztatás nem tárgyalható a ciklikus végtagmozgások megértése nélkül. A futás, a kúszás, az úszás, a mászás, de még a járás vagy a szökdelés során is a karoknak szintén fontos szerepük van, a lábak mellett.

Még azok is, akiknek „csupán” részlegesen sérült a végtagfunkciójuk, számos nehézséggel szembesülnek a mindennapi feladatok elvégzése során, beleértve a helyváltoztatást is. Ezért a végtagok rehabilitációja vagy pótlása, a klinikai rehabilitációs és bionikai kutatások fókuszában áll.

Az emberi ciklikus végtagmozgások biológiai szempontból is érdekesek. Az emberi járás – mind a sétálás, mind a futás – egyedülálló a kétlábú helyváltoztatás formái között az élővilágban.

Az elmúlt évtizedekben gyakran felmerülő kérdés, hogy az emberi felső és alsó végtagi mozgásokat milyen mértékben szabályozza függetlenül a központi idegrendszer, szemben más gerincesekkel, amelyeknél a helyváltoztatás során a végtagok között sok esetben csatolt vagy egymástól függő motoros kontroll figyelhető meg.

Ebben a tézisben, ezt a kérdést mind a motoros kontroll, mind a részleges gerincvelő-sérült betegek járás rehabilitációjának szempontjából vizsgálom meg.

1.1 A kerékpározástól a járásrehabilitációig

A gerincvelő-sérülés (SCI) utáni elvesztett járásképeség helyreállítása az SCI-orvosi ellátások és kutatások egyik legfőbb célkitűzése. A szakirodalom szerint a gerincvelő-sérült páciensek körülbelül kétharmada inkomplett mó-

don sérült (iSCI) [1], [2]. Ezekben az esetekben a lábak részleges funkcionálitása megmarad, a reziduális idegi kapcsolatok pedig felhasználhatók a járásrehabilitáció során. Az iSCI páciensek járásának javulása pozitív hatással van mind a páciensek személyes életére, mind a társadalmi és gazdasági rendszerekre.

A páciens járás fejlesztésének feltétele, hogy a páciens elegendő erőt tudjon kifejteni a teste felállításához és mozgásban tartásához. Emellett valósághű propiocepciót és egyensúlyérzetet is követel a szervezettől. Sok SCI-s páciensnél ezek a képességek hiányoznak. Így a rehabilitáció célja a vázizomrendszer erősítése és edzése, valamint hogy a neuroplaszticitáson keresztül védje és fokozza a megmaradt idegpályák aktivitását. Minél korábban és hatékonyabban kezdjük el a vázizomrendszer edzését és a megmaradt idegpályák stimulálását, annál jobb felépülés várható. Alapvető fontosságú a lehető leghatékonyabb rehabilitációs protokollok megtalálása. A karral és lábbal végzett szimultán kerékpározás alkalmazása jó választás lehet, mivel javíthatja a járási funkciókat [3].

A stroke-túlélők járásrehabilitációjában a ciklikus és pedálozó mozgások alkalmazását azért vezették be, hogy a rehabilitációs terápia során a lehető leghamarabb a járáshoz hasonló mozgásokat imitáljanak [4].

Más publikációk is kiemelték a járás és a lábbal végzett kerékpározás [5], vagy a "kar- és láb-kerékpározás" [6] közötti analógiát. Ezek a gyakorlatok nem igényelnek nagy izomerőt, mivel a páciens izmainak nem kell megtartaniuk a páciens testsúlyát. Így a kar- és láb-kerékpározás alkalmazása az iSCI-páciensek járásrehabilitációjában előnyös választásnak tűnik; a gerincvelő-sérült populáció számára elengedhetetlen az ilyen típusú, járási funkciókat edző gyakorlatok végzése.

A kerékpáros gyakorlatok elektromos stimulációs technikákkal is segíthetők vagy vezérelhetők. Az elektromos stimuláció és a láb-kerékpározás egyik gyakori alkalmazása a funkcionális elektromos stimulációval segített láb-kerékpározás (Functional Electrical Stimulation assisted leg cycling (FES cycling)).

Legutóbbi tanulmányunk kimutatta [J1], hogy a FES cycling még az

iSCI korai szubakut fázisában is jótékony hatással lehet a résztvevők tréningssorozata alatti teljesítményének növelésére. Mivel a járáshoz szintén jelentős izomerőre és motoros kontrollra van szükség, ez a technika hasznos kiegészítő tréningnek tűnik a járásrehabilitációban.

Yaşar és munkatársai a FES cycling hatásait vizsgálták krónikus iSCI-résztvevők körében ($n=10$). Minden résztvevő heti 3 alkalommal 1 órás tréningen vett részt 12 héten keresztül. Azt találták, hogy a Functional Independence Measure (FIM) (funkcionális függetlenségi mérték) jelentősen növekedett [7]. A járási paraméterek, mint a járási sebesség, a lépési frekvencia és a lépéshossz növekedtek, de nem szignifikáns mértékben [8].

Duffell továbbfejlesztette ezt a módszert a stimulációs mintázat pedálozás közbeni, a hajtókar nyomatékának megfelelő modulálásával. Ezt a rendszert biofeedback-alapú virtuális valósággal egészítették ki [9]. Vizsgálatukban 11 szubakut iSCI-résztvevő vett részt. A tréning heti $3 \times (2045)$ perces FES cycling alkalomból állt, összesen 4 héten át. A résztvevőknél szórványos javulást tapasztaltak a Modified Ashworth Scale (MAS) szerint, valamint kismértékű javulást az Spinal Cord Independence Measure (SCIM) mobilitási pontszámában.

Ha a Functional Electrical Stimulation (FES) kerékpározást egyidejű, akaratlagos kar-kerékpározással egészítik ki, az hatékonyabb edzésforma lehet, mint a kizárólag lábbal végzett hagyományos FES kerékpározás. A karok és lábak ezen kombinált edzését hibrid FES kerékpározásnak (hibrid Functional Electrical Stimulation cycling (hibrid FES cycling)) nevezzük.

Zhou és munkatársai tanulmánya kimutatta, hogy a hibrid FES cycling jobban fejleszti az iSCI-páciensek járásképeségét, mint az egyszerű FES cycling [3]. Vizsgálatukba hét ($n=7$) iSCI-résztvevőt vontak be a hibrid FES cycling csoportba, és nyolc ($n=8$) iSCI-résztvevőt a FES cycling csoportba. Minden résztvevő intenzív tréninget kapott: heti 5 alkalommal 1 órás edzést 12 héten keresztül. Eredményeik igazolták, hogy a hibrid FES cycling-gal szignifikánsan jobb fejlődés érhető el a járásképeségben a FES cycling-hoz képest. A felső végtagi kerékpározás járásrehabilitációra gyakorolt jótékony hatásának hátterében álló ok még tisztázatlan, de a szerzők feltételezik,

hogy a felső és alsó végtagok ritmikus mozgása közös idegpályákon osztozik, és ezek aktiválása kedvező változásokat idézhet elő a járásmintákban.

A kerékpáros edzések intenzitása eltérő a fent említett tanulmányok figyelembevételkor. A kerékpáros edzésprotokollok tervezésekor az intenzitás fontos kérdés. Vajon nagy intenzitású tréningre (gyakori és hosszú edzésekre) van szükség ahhoz, hogy a kar- és láb-kerékpározás eredményeként javuljon a járás?

1.2 A karok és lábak közös motoros vezérlése kerékpározás közben

Zehr és munkatársai [10] a lábbal végzett kerékpározás hatását vizsgálták a kar H-reflexére, valamint a karhoz futó korticospinális idegi projekciók aktivációjára. A lábbal végzett kerékpározás elnyomta az alkarizom, a flexor carpi radialis H-reflexét még akkor is, ha a kar ellazult vagy izometrikusan feszült állapotban volt a pedálozás alatt.

Sakamoto és munkatársai megállapították, hogy egyidejű kar- és láb-kerékpározás során a karkerékpározás sebességének változása nincs hatással a lábak pedálozási sebességére, ellenben a lábak pedálozásának lassítása vagy gyorsítása a karok pedálozási sebességének változását is előidézte [11]. Sakamoto és munkatársai azt is vizsgálták, hogy az ülő vagy álló helyzetben végzett kar- és láb-kerékpározás miként modulálja a karok és lábak kután (bőr) reflexeit fázisfüggő módon. Úgy találták, hogy a reflexek nagyságát mind a karokban, mind a lábakban a pedálok pozíciója modulálta. Emellett nem találtak különbséget az alsó és felső végtagok között fellépő reflexváltozásokban, sem az ipszilaterális végtagreflexek amplitúdójában az azonos fázisú (in-phase) és ellenfázisú (anti-phase) kar- és láb-kerékpározás összehasonlításakor [12].

Zhou és munkatársai [13] kimutatták, hogy a korticospinális traktus tranzkraniális mágneses stimulációjával kiváltott motoros aktivációs potenciál (MAP) a vastus lateralis combizomban szignifikánsan nagyobb, amikor a résztvevő nyugalomban lévő lábak mellett karkerékpározást végez, mint

amikor mind a négy végtag ellazult, statikus helyzetben van. Továbbá nem találtak szignifikáns különbséget azon iSCI-résztvevők esetében, akik nagyon korlátozott járásképességgel rendelkeztek (kevesebb mint 0,31 m/s). Ezen eredményekből arra következtettek, hogy a karkerékpározó mozgások modulálják az alsó végtagok korticospinális motoros vezérlését, és ez a vezérlés az inkomplett gerincvelő-sérült résztvevőknél károsodott.

Ugyanezen közlemény második részében a szerzők a 12 héten át tartó, FES-segített egyidejű kar- és láb-kerékpározás tréning hatásait vizsgálták (napi 1 óra, heti 5 nap). Megállapították, hogy a pácienseknél a tréning után szignifikánsan magasabb motoros aktivációs potenciálok (MAP-ok) voltak mérhetők a korticospinális traktuson keresztül a vastus lateralis izomban, mint a tréning előtt. Tehát a hybrid FES cycling jótékony hatással van a korticospinális idegpálya funkcionális felépülésére.

Ezek a tanulmányok rávilágítanak a felső és alsó végtagi kerékpározás közötti szoros kapcsolatokra a reflexpályák, valamint a gerincvelő leszálló (korticospinális, cervicospinális) és felszálló (cervicospinális) pályáinak szintjén. Ugyanakkor legjobb tudomásunk szerint eddig egyetlen tanulmány sem vizsgálta ezt a kérdést az izomszinergiák szerveződési szintjén. Nevezetesen, továbbra is tisztázatlan, hogy a felső és alsó végtagok befolyásolják-e egymást a neuromuszkuláris koordináció szintjén.

2 Célkitűzések

1. kérdés, Kimutatható-e interlimb neurális koordináció a karok és a lábak között szimultán karkörzés és láb-kerékpározás során?

E kérdés megválaszolására két különböző megközelítést alkalmaztam. Az elsőben azt vizsgáltam, hogy a karok és lábak közötti neurális interlimb koordináció helyettesíthető-e mesterséges vezérléssel. A második megközelítésben azt elemeztem, hogy a karizmok szinergikus koordinációja a karkörzés során függ-e attól, hogy a feladatot lábbal végzett kerékpározás nélkül vagy azzal egyidejűleg hajtják végre.

1a. célkitűzés,

- Elektromiográfiás (EMG) és kinematikai adatok gyűjtése és feldolgozása egészséges egyénektől, egyidejű kar- és láb-kerékpározás során.
- Regresszióalapú becslési módszer implementálása neurális hálózat tanításával, a térdflexor és -extenzor izmok EMG-aktivitásának előrejelzésére a karizmokról elvezetett EMG-jelek alapján.
- Küszöbszámítás alapú módszerek alkalmazása FES-kerékpározáshoz alkalmas unipoláris vezérlőjelek kiszámítására.

1b. célkitűzés,

- Elektromiográfiás (EMG) és kinematikai adatok gyűjtése és feldolgozása egészséges egyénektől két feltétel mellett: (1) kizárólag karral történő tekerés, és (2) egyidejű kar- és láb-kerékpározás során.
- Izomszinergiák kinyerése az EMG-adatokból nem-negatív mátrix faktorizáció (NNMF) alkalmazásával.

- A kinyert szinergia-súlyok és aktivációs együtthatók (vezérlőjelek) strukturálása, valamint kvantitatív összehasonlítások végzése a különböző feltételek közötti eltérések vagy hasonlóságok értékelésére.

2. kérdés, Hogyan változnak a járás során mért talajreakciós erők olyan inkomplett gerincvelő-sérült résztvevőknél, akik a hagyományos rehabilitációs terápiák mellett szimultán akaratlagos karkörzésből és FES-szel segített lábhajtásból álló (hibrid FES cycling) tréningben vettek részt?

2. célkitűzés,

- Járásvizsgálat elvégzése inkomplett gerincvelő-sérült résztvevőkön három időpontban: a hibrid FES-kerékpározás tréning sorozat előtt, félidőnőben és a végén.
- Talajreakció Erő, azaz Ground Reaction Force (GRF) adatok és az azokból származtatott mutatók – a nyomásközéppont pont, azaz Center of Pressure (CoP), pályájának simasága – gyűjtése inkomplett gerincvelő-sérült résztvevőktől.
- Járás-specifikus referencia kinematikai és EMG-mérések végzése inkomplett gerincvelő-sérült egyéneken.
- Releváns biomechanikai paraméterek kinyerése és kiszámítása az erőmérő platform méréseiből és a megfelelő referenciaadatokból.
- A kinyert biomechanikai és referencia-paraméterek kvantitatív összehasonlítása a hibrid FES-kerékpározás tréning előtt és után.

3 Módszerek

3.1 Kar- és láb-kerékpározás – neurális hálózat

3.1.1 Résztevők

Ebben az exploratív tanulmányban négy felnőtt (24–30 év közötti, 2 nő, 2 férfi) vett részt. A mérések előtt a résztvevők írásos beleegyező nyilatkozatot adtak a vizsgálatban való részvételhez, amelyet az Országos Orvosi Rehabilitációs Intézet (Budapest) Etikai Bizottsága hagyott jóvá.

3.1.2 Regisztrált izmok

A vizsgált izmok listája a következő:

jobb oldali gluteus maximus (GM), jobb rectus femoris (RF), jobb vastus medialis (VM), jobb vastus lateralis (VL), jobb biceps femoris (BF), jobb tibialis anterior (TA), jobb gastrocnemius medialis (GM), jobb gastrocnemius lateralis (GL), jobb anterior deltoid (AD), jobb posterior deltoid (PD), jobb biceps brachii (BB), jobb triceps brachii (TB), jobb flexor carpi radialis (FCR) és jobb brachioradialis (BR).

3.1.3 Gyakorlatok és mérési protokoll

A résztvevő kényelmesen elhelyezkedett egy háttámlás székből a Motomed Viva2 hibrid kar- és lábergométer előtt. A mérések kezdetén külön-külön mértük a kar- és láb-kerékpározást, miközben a résztvevőknek 60 rpm (fordulat/perc) pedálozási sebességet kellett tartaniuk. A tekerési sebességről való visszacsatolás érdekében minden esetben a kívánt frekvenciájú hangjelzést biztosítottunk. Ezt követően a felhasználónak szinkronban kellett

hajtania a felső és alsó végtagjaival, szintén 60 rpm sebességgel. Ennek befejeztével a protokoll hasonló gyakorlatokkal folytatódott, azzal az egyetlen különbséggel, hogy a feladatot aszinkron módon kellett végrehajtani.

3.1.4 Elektromiográfiás jel feldolgozása

Az EMG-jeleket egy negyedrendű Butterworth-szűrővel (20–500 Hz sávszélesség) és egy lyukszűrővel (50 Hz notch filter) szűrtük, majd RMS (négyzetes középérték) módszerrel simítottuk 80 mintás (66,6 ms) ablakmérettel. Az utolsó előfeldolgozási lépésben minden résztvevőtől 30 másodperces EMG méréseket fűztünk össze, külön a szinkron és az aszinkron kerékpározáshoz. Így két, egyenként 4×30 s hosszúságú idősorunk keletkezett. Ezután ezeket az idősorokat a [0–1] tartományba normalizáltuk a MATLAB rescale() függvényével. Ez azért volt előnyös, mert a neurális hálózat aktivációs függvényei hasonló tartománnyal rendelkeznek, és ez a módszer korlátozza a neurális hálózat súlyait, segítve a tanulási folyamatot.

A neurális hálózat tanításához nyolc izmot használtunk. A hálózat bemeneteként a jobb kar mind a hat EMG-csatornáját felhasználtuk, kimenetként pedig két izom, a jobb rectus femoris (R. Rect. Fem.) és a jobb biceps femoris (R. Bic. Fem.) EMG-aktivitásának előrejelzését határoztuk meg. Az alsó végtagi csatornák számának csökkentése a következő megfontoláson alapult: a cél az volt, hogy kizárólag a karizmok EMG-jeleit használjuk az alsó végtagi izomaktivitás előrejelzésére, így az alsó végtagi EMG-t nem alkalmazhatjuk a transzformáció közvetlen bemeneteként.

A leképezés illusztrációja a 3.1. ábrán látható.

A rögzített adatok méretét a szűrt és simított idősorok alulmintavételezésével is csökkentettük. Az alulmintavételezés során minden 30. mintát választottuk ki a hálózat tanításához, ami a rendelkezésre álló erőforrások mellett az ésszerű számítási idő betartásához volt szükséges. A számítási sebesség növelése mellett ez a rendszer tanulási képességére is kedvező hatással lehet, mivel ez a módszer kiemeli a főbb jellemzők időbeli alakulását.

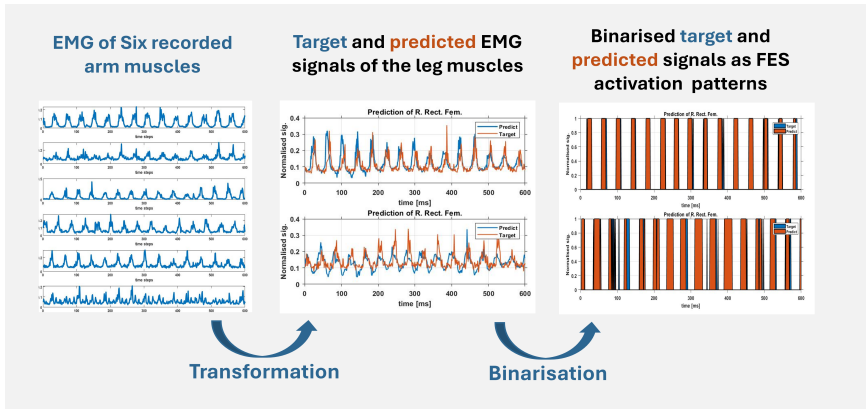


Figure 3.1: A FES időzítésének számítási lépései. A neurális hálózat a térdflexor és -extenzor EMG-aktivitását jósolja meg hat karizom EMG-jele alapján, amelyeket ezután FES-aktivációs mintázattá binarizálunk.

3.1.5 Neurális hálózati modell

A kar- és láb-kerékpározás neurális hálózati tanításához nemlineáris autoregresszív exogén (NARX) neurális hálózatokat használtunk. Ez a neurális hálózat a rekurrens neurális hálózatok egyik altípusa, ami azt jelenti, hogy a hálózat kimenetét bemenetként visszacsatoljuk a rendszerbe. Egy másik fontos kifejezés az „exogén”, amely a bemenetek típusára utal. Ezt a terminológiát azért használják, mert ez a hálózat minden lépésben egy vagy több külső bemenettel rendelkezik a visszacsatolás mellett. Modellünk a hat karizom-aktivitás (EMG-csatornák) aktuális és az utolsó 14 rögzített értékét használja külső bemenetként. Belső bemenetként a két kimeneti csatorna aktuális és utolsó 24 rögzített kimeneti értékének visszacsatolását alkalmazza.

Ezek a kimeneti értékek az R. Rect. Fem. és az R. Bic. Fem. EMG-jelek előrejelzéseit képviselik. A rendszer leírását matematikailag a 3.1.5. egyenlet formalizálja, ahol $u(t)$ és $y(t)$ a hálózat bemenetét és kimenetét jelenti a t

időpontban. D_u és D_y a bemeneti és kimeneti rendszámok (késleltetések), az f függvény pedig egy nemlineáris függvény [14].

$$y(t) = f[u(t - D_u), \dots, u(t - 1), u(t), y(t - D_y), \dots, y(t - 1)] \quad (3.1)$$

A feladathoz három rejtett réteget használtunk, az elsőtől a harmadik réteig a következő neuronszámokkal: 10, 7 és 5. A rejtett rétegekben szigmoid aktivációs függvényeket alkalmaztunk. Egy rejtett réteg teljes mértékben kapcsolódik (fully connected) az előző és a következő réteghez. A kimeneti réteg két neuront tartalmaz identitás transzferfüggvénnyel, ahonnan a megjósolt kimenetek visszacsatolásra kerülnek az első rejtett rétegbe. A neurális hálózatot a 3.2. ábra illusztrálja.

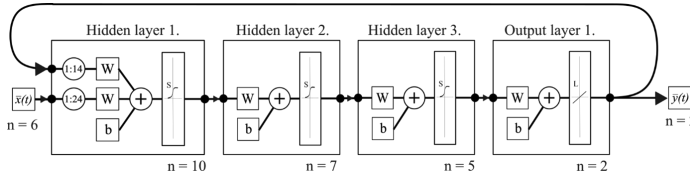


Figure 3.2: A feladathoz alkalmazott neurális hálózat. A hálózat három rejtett réteggel rendelkezik ($n = 10, 7, 5$ neuron), és egy kimeneti réteggel (két neuron). A rétegek teljes mértékben kapcsolódnak. A W betűk a súlymátrixokat, a b betűk pedig a bias (eltolási) értékeket jelölik. Az információáramlás irányát nyilak jelzik.

3.1.6 A hálózati modell tanítása

A neurális hálózat tanításához a kerékpáros gyakorlatok EMG-rekordjait használtuk. Minden feltételhez négy résztvevő azonos méretű felvételeit fűztük össze, és ezeket az idősorokat használva minden feltételhez külön-külön tanítottuk be a neurális hálózatot. A hálózat tanítása a beépített Levenberg-Marquardt optimalizációs módszert használta 80 epoch-on keresztül.

A tanítási hibát átlagos négyzetes hiba (MSE) számításával mértük. A program teszteléséhez 8×10 -es keresztvalidációt alkalmaztunk. Ez azt jelenti, hogy a négy résztvevő rekordjait tartalmazó adatsorokat nyolc alcsoportra osztottuk. Ebből a nyolc alcsoportból nyolc különböző tanító és tesztelő csoportot hoztunk létre a következő módon: a tesztkészlet csak egy alcsoportot tartalmaz, míg a tanítókészlet az összes többi hét alcsoportot.

Ezzel az elrendezéssel nyolc különböző tanító- és tesztkészlet hozható létre. A tanulási készletek összeállítása után a tanulási algoritmust 10-szer futtattuk le. Minden körben a program kiszámította az előrejelzési pontosságát a küszöbölt jelekre. Mivel a tanulás nem determinisztikus folyamat, a 10 különböző kísérlet eltérő eredményeket hoz, ezért a végén 8×10 kvantitatív eredményt kapunk. Végül ezeket az eredményeket számtani átlaggal összesítettük minden mennyiségre és tanulási készletre vonatkozóan. Ezzel a módszerrel értékeltük a tanulási folyamat generalizációs (általánosító) teljesítményét.

3.1.7 Küszöbölés a bináris vezérlőjel előállításához

Ebben a szakaszban a célizmok megjósolt EMG-jéből származtatott bináris vezérlőjelek egyszerű előállítását mutatom be. Kiszámítottuk a kiválasztott EMG-jel normalizált hisztogramját. A normalizáláshoz az EMG-idősor összes pontjának számát használtuk. A hisztogram 200 osztályközzel (bin) készült. Ezután a küszöbértéket úgy határoztuk meg, mint azt az értéket, amely a jel mintáit egy előre meghatározott arányban osztja fel a felső korlátú értékek területe és a teljes terület között. Ez az arány körülbelül $2/3$ volt.

A bináris aktivációs mintázatok (jósolt és célmintázatok) pontosságának mérésére kiszámítottuk az átlagos teljes fáziskülönbséget egy 360° -os körben. Ez matematikailag a következőképpen formalizálható:

$$\text{Szögpontosság} = 360 - \frac{1}{N_{\text{ciklus}}} \sum_{i=1}^n |\vec{y}_i - \vec{p}_i|_{\alpha_{\text{rez}}}, \quad (3.2)$$

$$\text{ahol } \vec{y}, \vec{p} \in \{0, 1\}^n \text{ és } \alpha_{\text{rez}} \in \mathbb{R}$$

Továbbá, $\vec{y}$ a küszöbölt céljel, $\vec{p}$ a küszöbölt előrejelzés, n a két idősor hossza, i az aktuális koordináta, N_{cycle} a ciklusok száma, α_{res} pedig a módszer szögfelbontása. Ez az érték a $360^\circ/(\text{egy körben használt EMG-pontok száma})$ módon kapható meg.

3.2 Kar és láb kerékpározás – izomszinergia-analízis

3.2.1 Résztvevők

A tanulmányban tíz egészséges nő (életkor: $22,2 \pm 3,7$ év, magasság: $1,64 \pm 0,06$ m, testsúly: $59,6 \pm 5,3$ kg) vett részt, akik nem rendelkeztek ismert ortopédiai vagy neurológiai problémával, és beleegyező nyilatkozatot tettek. Mindannyian jobbkezesek és jobblábások voltak. A kísérleteket a Helsinki Deklarációnak megfelelően végeztük. A kutatást az Országos Orvosi Rehabilitációs Intézet (jelenleg Semmelweis Egyetem, Rehabilitációs Klinika) Etikai Bizottsága hagyta jóvá.

3.2.2 Regisztrált izmok

A vizsgált izmok listája a következő: bal és jobb anterior deltoid (AD), bal és jobb posterior deltoid (PD), bal és jobb biceps brachii (BB), bal és jobb triceps brachii (TB), bal és jobb extensor carpi radialis (ECR), bal és jobb flexor carpi radialis (FCR).

3.2.3 Mozgási feladatok és mérési protokoll

Minden résztvevő több kerékpározási feladatot hajtott végre egy MotoMed Viva2 (Reck GMBH, Betzenweiler, Németország) kar- és lábergométeren (3.3. ábra). A résztvevők két különböző ellenállási szinttel (alacsony és közepes) szemben végeztek karral történő tekerést. A kerékpározást két különböző módban hajtották végre: csak karral végzett hajtás („only-arm” mód) és egyidejű kar- és lábajtás („arm leg” mód). Így minden résztvevő 4 különböző kombinációt teljesített: 2 hajtási mód 2 ellenállási szinttel.

A kar- és láb-kerékpározási módban a résztvevőket arra kértük, hogy egyszerre hajtsák a kart és a lábat úgy, hogy a jobb kar azonos frekvencián és fázisban mozogjon a bal lábbal, törekedve a szinkronizáció megtartására. Minden kombináció esetén a felszíni EMG-jeleket mindkét oldalon függetlenül rögzítettük.

A hajtási frekvenciát percenként 60 fordulatszámban (rpm) határoztuk

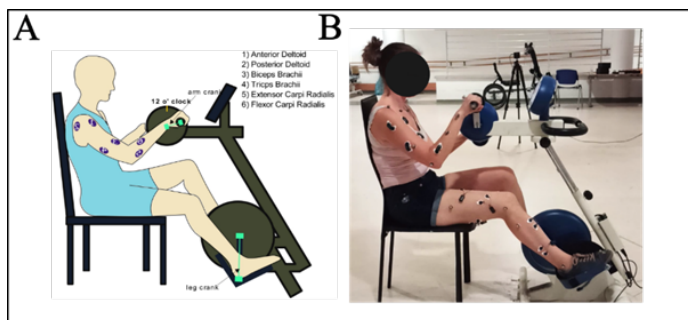


Figure 3.3: A kar- és láb-kerékpározási gyakorlatok semmatikus ábrája. A gyakorlatok során hat karizom aktivitását mértük elektromiográfiával. Ezek az izmok az A panelen láthatók. A bal és jobb oldal izomaktivitását külön rögzítettük. B panel: Egy résztvevő az ergométer előtt ülve hajtja végre a kar- és láb-kerékpározási feladatot.

meg, amelyet metronóm biztosított audió-visszacsatolásként. A résztvevők minden beállításnál összesen három percig pedáloztak. A 3 perces próbák között rövid (60 s) szüneteket tartottunk az izomfáradás elkerülése érdekében.

3.2.4 Kinematikai jel-feldolgozás

A ciklusok szegmentálásához az ergométer jobb oldali fogantyúján elhelyezett marker függőleges koordinátáit használtuk. Egy ciklust a jobb hajtókar két egymást követő 12 órás pozíciója közötti intervallumként határoztunk meg. Ezen események meghatározásához a MATLAB findpeaks() függvényét alkalmaztuk. Ezeket a pozíciókat használtuk fel mind a jobb, mind a bal kar mozgásának szegmentálásához.

3.2.5 Elektromiogram jel-feldolgozás

Minden rögzített EMG-jelet sávszűrővel láttunk el (25-300 Hz, 3. rendű Butterworth). Ezután egy 2. rendű IIR lyukszűrőt (Notch filter) alkalmaztunk 50 Hz-en. Az EMG-jelekből kivontuk a jel átlagértékét, majd egyenirányítottuk és 5 Hz-es aluláteresztő szűrővel (3. rendű Butterworth)

simítottuk őket az EMG-burkológörbék előállításához [15], [16]. Az EMG-burkológörbéket időben normalizáltuk a ciklus minden százalékára történő újramintavételezéssel (101 pont: 0-100

Az EMG-burkológörbéket ciklusról ciklusra elemeztük az eltérő (outlier) adatok eltávolítása érdekében. Átlagosan több mint 60 ciklust tartottunk meg a további elemzéshez résztvevőnként és beállításonként, ami megfelel Turpin és munkatársai ajánlásának [17].

Minden résztvevőnél (10) meghatároztuk az összes ciklus EMG-burkológörbéjének maximumát minden beállítás (8) és izom (6) esetén. Ezután izmonként a 8 beállítás közül a legnagyobbat használtuk az adott izom összes EMG-idősorának normalizálásához.

3.2.6 Szinergia számítások

Minden beállításhoz az összefűzött EMG-burkológörbéket egy $m \times t$ (EMG_o) mátrixba rendeztük, ahol m az izmok száma (jelen esetben hat), t pedig az időalap. Az izomszinergia-komponenseket nem-negatív mátrix faktorizációval (NNMF) számítottuk ki [18] MATLAB környezetben. Matematikailag az algoritmus a következő:

$$EMG_o = WH + e = EMG_r + e \quad (3.3)$$

Ahol W egy $m \times n$ méretű mátrix, amely megadja az egyes izmok súlyát az egyes szinergiákban, n a szinergiák száma, H pedig egy $n \times t$ méretű mátrix, amely az időben változó aktivációs együtthatókat tartalmazza. EMG_r a rekonstruált EMG-mátrix, e pedig a reziduális hiba. Az NNMF algoritmusnál 3 és 4 szinergiát ($n = 3, 4$) vettünk alapul. Minden n értékre az NNMF-et 40-szer futtattuk le, és a legkisebb rekonstrukciós hibával rendelkező futtatást választottuk ki. A szükséges szinergiák minimális számát úgy határoztuk meg, hogy a varianciaarány (VAF - variability accounted for) érje el vagy haladja meg a 90%-ot [5], [16], [19].

3.2.7 Szinergiavektorok rendezése

A W szinergia-súly mátrixon max-normalizálást alkalmaztunk [20]. A W mátrix minden oszlopát az oszlop maximális értékével normalizáltuk. A szinergiavektorokat (a W mátrix oszlopaiból) ezután minden résztvevőnél és beállításnál sorrendbe állítottuk egymáshoz való hasonlóságuk alapján. Hasonlósági mérőszámként a szinergia-súlyok koszinusz-hasonlóságát használtuk [5], [16]. Minden beállításnál a résztvevők szinergiavektorait egy referencia-résztvevőhöz viszonyítva rendeztük sorba, majd beállításonként átlagoltuk őket a résztvevők között. Végül az átlagolt szinergiavektorokat is sorrendbe állítottuk a referencia-feltételhez (csak karral hajtás, alacsony ellenállás, bal oldal) képest. Az aktivációs együtthatók (H mátrixok) követték a szinergiavektoroknak megfelelő sorrendet.

3.2.8 Statisztikai elemzés

Fő célunk a különböző hajtási kombinációk (mód és ellenállás) izomszinergiákra gyakorolt hatásának feltárása volt. Először a szinergiavektorok normalitását ellenőriztük Shapiro-Wilk teszttel. Mivel az adatok nem mutattak normális eloszlást, nem-paraméteres statisztikai módszereket alkalmaztunk.

Az aktivációs együtthatókat résztvevőnként átlagoltuk a ciklusokra, és 101 mintára normalizáltuk. A hasonlóság vizsgálatára Spearman-féle rangkorrelációt alkalmaztunk. A korreláció szignifikanciájának (p -érték) és a hatás méretnek (Cohen-féle d) kiszámításához Fisher- z transzformációt használtunk.

Emellett vizsgáltuk az átlagos aktivációs együtthatók közötti különbségeket is. A biológiai idősorok kvantitatív korrelációjára bevett módszert, a statisztikai parametrikus leképezés (SPM - Statistical Parametric Mapping) vektormező-analízisét alkalmaztuk. Az aktivációs együtthatók páronkénti összehasonlításához nem-paraméteres páros t -tesztet használtunk SPM-en belül, Bonferroni-korrekcióval.

A szinergia-súlyokat is összehasonlítottuk a különböző kombinációk között koszinusz-hasonlóság segítségével. Az egyes izmok szinergia-súlyai közötti különbségeket Friedman-teszttel vizsgáltuk a JASP statisztikai szoftver-

ben, majd Conover post-hoc tesztet alkalmaztunk a páronkénti összehasonlításokhoz. A szignifikanciaszintet $p < 0,05$ -ben határoztuk meg, Holm-Bonferroni korrekció alkalmazásával.

3.3 Hibrid FES kerékpártréning – járásvizsgálat

3.3.1 Résztevők

A tanulmányba öt szubakut iSCI-ben (inkomplett gerincvelő-sérülés) szenvedő férfi résztvevőt vontunk be, akik a részvétel előtt írásos beleegyező nyilatkozatot adtak a Helsinki Deklarációnak megfelelően. A kutatást az Országos Népegészségügyi Központ (Budapest) engedélyezte, a jóváhagyást az Egészségügyi Tudományos Tanács Tudományos és Kutatásetikai Bizottsága adta ki.

3.3.2 A tréning felépítése

A résztvevők 12 héten keresztül heti 2×30 perces hibrid FES kerékpártréningben vettek részt. Minden edzés során egyidejűleg végeztek FES-segített alsó végtagi kerékpározást és akaratlagos karral történő tekerést. A tréning mellett a résztvevők hagyományos rehabilitációs terápiában is részesültek. A tréning során három alkalommal végeztünk járásvizsgálatot és klinikai állapotfelmérést: a tréningprogram megkezdése előtt, hat hét elteltével, valamint a tréning befejezésekor. Lásd a 3.4. ábrát.

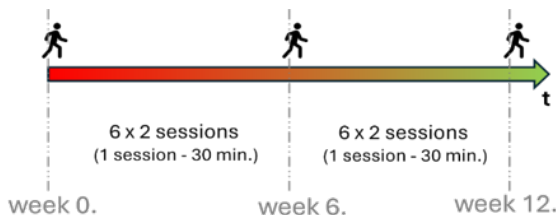


Figure 3.4: A kerékpáros edzések számát és a résztvevők járásvizsgálatainak eloszlását illusztrálja. Az emberi piktogramok a biomechanikai járásanalízist és a klinikai felméréseket jelölik.

3.3.3 A tréningek

Minden edzés a következő specifikációkkal zajlott: A gyógytornász segített a résztvevőknek az ergométernél való elhelyezkedésben. Ezután bipoláris felszíni elektródákat helyeztek fel mindkét lábon a quadriceps és a hamstrings izomcsoportokra. A gyakorlatokat a 3.5. ábra szemlélteti. A stimulációs frekvencia (30 Hz) és az impulzusszélesség (300 μ s) minden edzésen állandó volt. Az áram amplitúdóját a gyógytornász állította be és módosította.



Figure 3.5: A hybrid FES cycling training clinical application.

Az edzés elején öt perc passzív lábkerékpározást alkalmaztunk elektromos stimuláció nélkül, ekkor az ergométer motorja forgatta az alsó hajtókarokat. Ez egy beemelegítő szakasz volt. Ezután a résztvevő 20 perc hibrid FES kerékpározást végzett. Az edzés 5 perc passzív lábkerékpározással zárult a lábizmok ellazítása érdekében.

3.3.4 Regisztrált izmok

A vizsgált izmok listája a következő:

bal és jobb rectus femoris (RF), bal és jobb vastus lateralis (VL), bal és jobb vastus medialis (VM), bal és jobb semitendinosus (Smt), bal és jobb biceps femoris (BF).

3.3.5 Járásvizsgálat

A járás preferált sebességgel történt egy egyenes útvonalon, 3D erőmérő platformok felett. Minden felmérés során négy járási próbát figyeltünk meg.

A következő paramétereket elemeztük: lépéshossz, lépésidő, járási sebesség, valamint a talajreakciós erők 3 ortogonális komponensének maximális abszolút értékei (a GRF mediolaterális -x, posztéroanterior -y és vertikális -z komponensei), minden komponenst külön-külön vizsgálva. Kiszámítottuk

a Center of Pressure (CoP) (nyomáspon) elmozdulási görbék euklideszi hosszát és teljes jerk (rángás) értékét. Minden felmérés után a GRF és CoP értékeket átlagoltuk több lépés támaszfázisára vonatkozóan mindkét oldalon (4 járási próbából, a 3 erőmérő plató felett).

A biomechanikai paraméterek mellett számszerűsíteni kívántam a lábizmok járás közbeni Electromyogram (EMG) aktivitásának ismételhetőségét és szabályosságát is, mivel ez további információt ad a páciensek neuromuszkuláris kontrolljáról.

A Shannon-entrópia kiterjesztett definíciói az EMG idősorokon jó választásnak bizonyulnak, mivel ez egy skalár mennyiség, amely leírja az idősor általános szabályosságát. Kiszámítottam a Sample Entropy (SampEn)-t (mintavételi entrópia), amelyet Richman és munkatársai definiáltak [21]. A SampEn alkalmazásának előzetes eredményeit már publikáltuk [C1].

3.3.6 Elektromiogram jel-feldolgozás

A térdextenzor és -flexor izmok SampEn analízise során először a nyers EMG-jeleket 25–350 Hz közötti sávszűrővel láttuk el egy harmadrendű Butterworth-szűrő segítségével. Ezt követően az 50 Hz-es hálózati interferenciát egy harmadrendű Butterworth lyukszűrővel (notch filter, 49–51 Hz tartomány) csillapítottuk. Végül a jeleket teljes hullámú egyenirányítás után RMS (négyzetes középérték) módszerrel simítottuk. 61 mintás (51 ms) mozgóablakot használtunk, a vonatkozó szakirodalom ajánlásainak megfelelően [22]. A szűrt és simított EMG-jeleket járásciklusokra szegmentáltuk, ahol egy ciklust két egymást követő bal sarokleütés közötti intervallumként határoztunk meg. Az egyes járásciklusokhoz tartozó EMG-adatokat lineáris interpolációval egységesen 500 minta hosszúságúra hoztuk.

A SampEn értékeket minden normalizált idejű járásciklusból kiszámítottuk, minden izomra külön-külön. A kapott SampEn értékek átlagát és szórását a járásciklusokra vonatkozóan összegeztük. Az entrópia kiszámításához a Richman és munkatársai [23] által kifejlesztett nyílt forráskódú sampen() MATLAB függvényt használtuk. A függvény paramétereit $m=4$ és $r=0,2$ értékekre állítottuk be, korábbi munkánk [C1] és a szakirodalmi ajánlások

alapján.

3.3.7 Kinematikai jel-feldolgozás

Egy lépést két egymást követő talaj sarokérintés közötti eseményként határoztunk meg. A sarokleütés (heel strike) esemény detektálásához a bal és jobb sarokmarkereket használtuk. Ezen markerek vertikális (z-tengely) koordinátáinak lokális minimumai felelnek meg a sarokleütéseknek. A lépésidőt a két lokális maximum közötti időkülönbséggé definiáltuk. A lépéshosszt a két sarokérintés euklideszi távolságaként számítottuk ki az előre-hátra (y-tengely) irányban. A járási sebességet a lépéshossz és a lépésidő átlagos hányadosaként kaptuk meg.

3.3.8 Dinamikai jel-feldolgozás

Talajreakciós erő (GRF) komponensek

A 3D GRF-ek (x,y,z) komponensei abszolút értékeinek időbeli alakulását minden lépésnél vizsgáltuk. Kiválasztottuk minden idősor maximumát az egyes lépésekben. Ezután kiszámítottuk ezen értékek átlagát (μ_{cord}) és szórását (SD_{cord}) a lépésekre és próbákra vonatkozóan az 1. és 2. egyenletek alapján.

$$\mu_{\text{cord}} = \text{mean} \left(\max_{1 \leq t \leq N} (|GRF_{\text{cord},t}|) \right) \quad (3.4)$$

$$SD_{\text{cord}} = \text{std} \left(\max_{1 \leq t \leq N} (|GRF_{\text{cord},t}|) \right) \quad (3.5)$$

Ahol $GRF_{\text{cord}} \in \mathbb{R}$ és $N, t \in \mathbb{N}$; N az idősor hossza az adott lépésben, t pedig az aktuális időbélyeg.

A nyomáspont (CoP) elmozdulása

A CoP görbe hosszát minden lépésnél a vertikális GRF (z-tengely) két legnagyobb lokális maximuma közötti intervallumban határoztam meg. Lásd a 3.6. ábrát. Ezek az időpontok a terhelés (loading) és az elrugaszkodás

(push-off) eseményeihez köthetők. Ezen időintervallumokban kiszámítottuk a rögzített CoP pontok közötti euklideszi távolságok összegét.

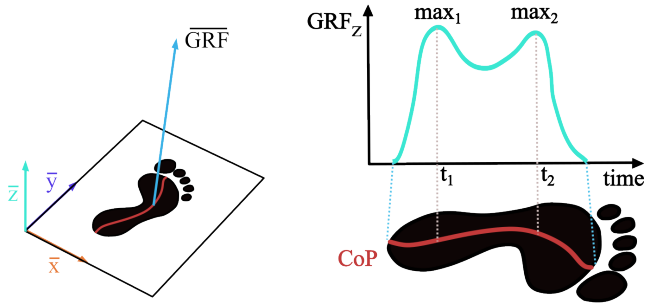


Figure 3.6: A talajreakációs erők (GRF) és a nyomáspont (CoP) közötti kapcsolat. A CoP elmozdulási görbét a GRF-vektor támadáspontjainak halmaza alkotja az erőmérő platón a járás támaszfázisa során.

Jerk (rángás) számítása

Kiszámítottuk a CoP koordináták $[CoP_x(t), CoP_y(t)]$ időbeli alakulását és azok idő szerinti deriváltjait harmadrendig. Minden deriválás után az adatokat másodrendű Butterworth-szűrővel szűrtük 10 Hz-es vágási frekvenciával. A CoP pálya teljes jerk értékét a következőképpen számítottuk ki:

$$J_{\text{total}} = \int_{t_1}^{t_2} (CoP_x'''(t))^2 + (CoP_y'''(t))^2 dt \quad (3.6)$$

Ahol $[t_1, t_2]$ a vizsgált CoP elmozdulási időintervallum, amelyet a 3.6. ábra szemléltet. $CoP_x(t)$, $CoP_y(t)$ a CoP elmozdulás mediolaterális és poszterioanterior komponenseit jelentik az idő függvényében.

3.3.9 A biomechanikai paraméterek statisztikai összehasonlítása a három felmérés között

A statisztikai összehasonlíthatóság biztosítása érdekében először megvizsgáltuk az adatok eloszlását (normál vagy nem-normál). Ezt Shapiro–Wilk hipotézisteszttel értékeltük, a szignifikanciaszintet $p=0,05$ értékre állítva. A tesztet a MATLAB nyílt forráskódú `swtest()` függvényével végeztük.

A Shapiro–Wilk teszt során azt tapasztaltam, hogy szinte minden vizsgált paraméter nem-normál eloszlást mutatott, függetlenül attól, hogy a paramétereket összesítve, vagy a bal és jobb lábra külön-külön elemeztük a különböző felmérések során. Azokban az esetekben, ahol az adatok nem követtek normál eloszlást, log-normalizálást alkalmaztam, majd megismételtem a Shapiro–Wilk tesztet, azonban ez sem eredményezett normál eloszlást. Következésképpen a statisztikai elemzés konzisztenciája érdekében minden további elemzést nem-paraméteres statisztikai módszerekkel végeztem el.

A 0., 6. és 12. héten kapott eredmények összehasonlításához nem-paraméteres Friedman-tesztet alkalmaztunk a MATLAB beépített `friedman()` függvényével. A Friedman-teszt eredményeit Bonferroni post-hoc teszt követte, amelyhez a MATLAB `multicompare()` függvényét használtuk.

4 Eredmények

4.1 A kar- és láb-kerékpározás eredményei – neurális hálózat

Ezek az eredmények a [J2] közleményben jelentek meg, és tartalmazzák a szinkron, valamint aszinkron hibrid kerékpározási feladatok előrejelzési kimeneteit. Lásd a 4.1. ábrát.

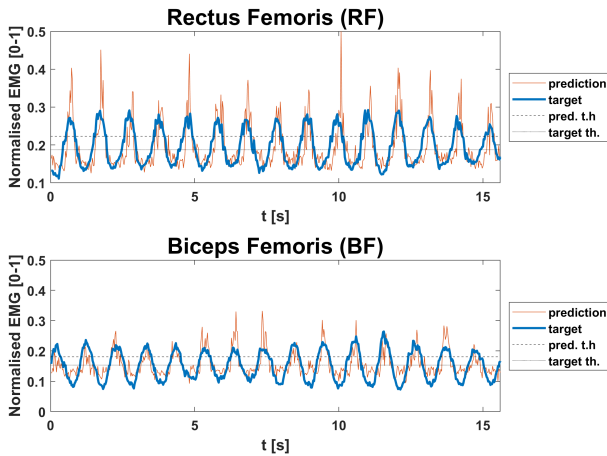


Figure 4.1: Normalizált eredeti (narancssárga) és NARX-becsült (kék) EMG-jelek az R. Rectus Femoris (fent) és R. Biceps Femoris (lent) izmokról 15 aszinkron ciklus alatt. A modellt négy résztvevő adatával, hat jobb kari EMG-bemenet használatával tanítottuk; a szaggatott vonalak a küszöbértékeket jelölik.

Ezt követően a binarizálási folyamat eredményeit mutatjuk be. Két

reprezentatív példát láthatunk az átlagolt bináris egyezési értékekre a két különböző tanítási feltétel mellett (4.2. ábra). Az alkalmazott tanulási algoritmus teljesítményét a becsült bináris jelek és a megfelelő céljelek (target) kvantitatív összehasonlításával értékeltük. Ezeket a pontossági mutatókat a 4.1. táblázat foglalja össze.

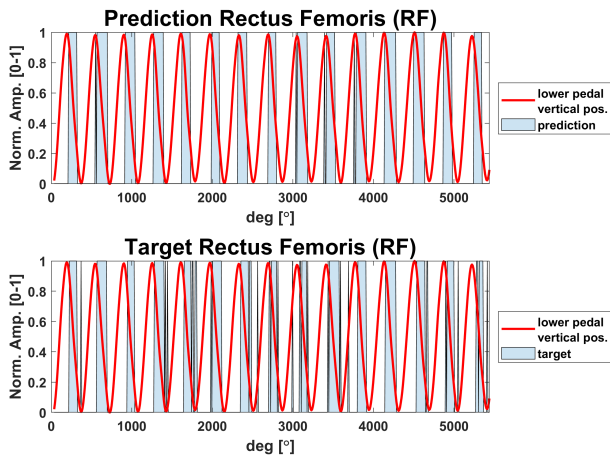


Figure 4.2: Mért (lent) és becsült (fent) binarizált R. Rectus Femoris (RF) aktivitás 15 aszinkron cikluson keresztül. A kék bináris jel a küszöb feletti aktivitást jelzi. A piros görbe a pedálpozíciót mutatja.

Table 4.1: A táblázat összefoglalja a binarizált aktivációs mintázatok átlagos teljesítményét és szórását...

Feladat	Izom	P1	P2	P3	P4
Szinkron	r. rectus fem.	$228^{\circ} \pm 26^{\circ}$	$225^{\circ} \pm 31^{\circ}$	$212^{\circ} \pm 19^{\circ}$	$174^{\circ} \pm 43^{\circ}$
	r. biceps fem.	$201^{\circ} \pm 15^{\circ}$	$181^{\circ} \pm 24^{\circ}$	$195^{\circ} \pm 20^{\circ}$	$186^{\circ} \pm 30^{\circ}$
Aszinkron	r. rectus fem.	$272^{\circ} \pm 36^{\circ}$	$208^{\circ} \pm 31^{\circ}$	$190^{\circ} \pm 27^{\circ}$	$208^{\circ} \pm 41^{\circ}$
	r. biceps fem.	$200^{\circ} \pm 29^{\circ}$	$205^{\circ} \pm 14^{\circ}$	$227^{\circ} \pm 17^{\circ}$	$237^{\circ} \pm 35^{\circ}$

4.2 A kar- és láb-kerékpározás eredményei – izomszinergia-analízis

4.2.1 Az izomszinergia-komponensek összehasonlítása

A szinergia-számítások eredményei a 4.3. ábrán láthatók. Az ábra a szinergia-súlyok (W) és az aktivációs együtthatók (H) résztvevők adatain átlagolt értékeit és azok standard hibáit szemlélteti.

Összehasonlítottuk az alacsony és közepes ellenállású, valamint a csak karral („only arm”) és a karral és lábbal végzett („arm & leg”) kerékpározási módokat az aktivációs együtthatók és a szinergia-súlyok szintjén.

Az aktivációs együtthatókat tekintve a hasonlósági elemzés eredményeit – a Spearman-féle rangkorreláción alapuló értékeket a p-értékekkel és a Cohen-féle d hatásmérettel együtt – a 4.3. táblázat mutatja be. Statisztikailag szignifikáns, magas korrelációt tapasztaltunk a kerékpározási módok és az ellenállási szintek között ($p < 0.05$, $d > 0.8$). Csupán egyetlen esetben, hibrid kerékpározási módban a bal kar esetén nem volt szignifikánsan magas a korreláció ($\rho = 0.46$, $p = 0.09$, $d = 0.6$) a két ellenállási szint között.

Az aktivációs együtthatók SPM módszerrel történő összehasonlítása nem mutatott ki statisztikailag szignifikáns különbséget a beállítások között. Nem volt szignifikáns eltérés sem az ellenállási szintek, sem a kerékpározási módok között.

A szinergia-súlyokat illetően a kerékpározási kombinációk közötti koszinusz-hasonlóságot a 4.2. táblázat tartalmazza. Az alacsony és közepes ellenállási szintek közötti szinergia-súlyok hasonlóknak bizonyultak a bal oldalon mindkét hajtási módban, valamint a jobb oldalon hibrid hajtás esetén (a koszinusz-hasonlóság értéke magasabb volt 0,83-nál). Csak a harmadik szinergia-súly esetében, a jobb oldali, csak karral végzett hajtásnál maradt a koszinusz-hasonlóság 0,8 alatt (0,76), ami más tanulmányokban a hasonlósági küszöbértéket jelentette [24], [25].

Table 4.2: A szinergia-súlyok koszinusz-hasonlósága. A beállítások a következők voltak: ellenállás – alacsony (low) vagy közepes (mod), kerékpározási mód – csak karral (only-arm) vagy karral és lábbal végzett (arm&leg), valamint oldal – bal vagy jobb oldal.

	Resistance				Cycling mode			
	left, only arm	left, arm & leg	right, only arm	right, arm & leg	left, low	left, mod	right, low	right, mod
S1	1.00	0.96	0.99	1.00	0.99	0.99	0.99	0.99
S2	0.99	0.97	1.00	1.00	0.96	0.98	1.00	1.00
S3	0.97	0.89	0.76	0.97	0.93	0.95	0.92	0.99
S4	0.98	0.92	0.83	0.95	0.97	0.95	0.93	0.99

Table 4.3: Az aktivációs együtthatók részletes korrelációs analízise. A ρ érték a Spearman-féle rangkorreláció eredményét jelöli, a p a szignifikanciaszintet (amelyet Fisher-z transzformációval számítottunk), a d pedig a Cohen-féle hatásméretet.

Synergy		Resistance				Cycling mode			
		left, only arm	left, arm & leg	right, only arm	right, arm & leg	left, low	left, mod	right, low	right, mod
S1	ρ	0.84	0.82	0.51	0.78	0.76	0.90	0.59	0.81
	p	0.00	0.00	0.02	0.00	0.00	0.00	0.03	0.00
	d	2.29	2.10	0.91	1.38	2.14	2.29	0.83	2.66
S2	ρ	0.89	0.74	0.63	0.79	0.80	0.79	0.58	0.71
	p	0.00	0.03	0.01	0.00	0.02	0.01	0.00	0.00
	d	1.42	0.81	1.15	1.43	0.90	0.96	1.50	1.20
S3	ρ	0.75	0.70	0.93	0.92	0.68	0.74	0.83	0.90
	p	0.00	0.01	0.00	0.00	0.01	0.00	0.00	0.00
	d	1.24	1.00	2.58	2.66	1.08	1.31	2.02	2.86
S4	ρ	0.79	0.46	0.97	0.95	0.65	0.71	0.91	0.94
	p	0.00	0.09	0.00	0.00	0.00	0.02	0.00	0.00
	d	1.35	0.60	4.71	5.01	1.36	0.90	3.71	3.16

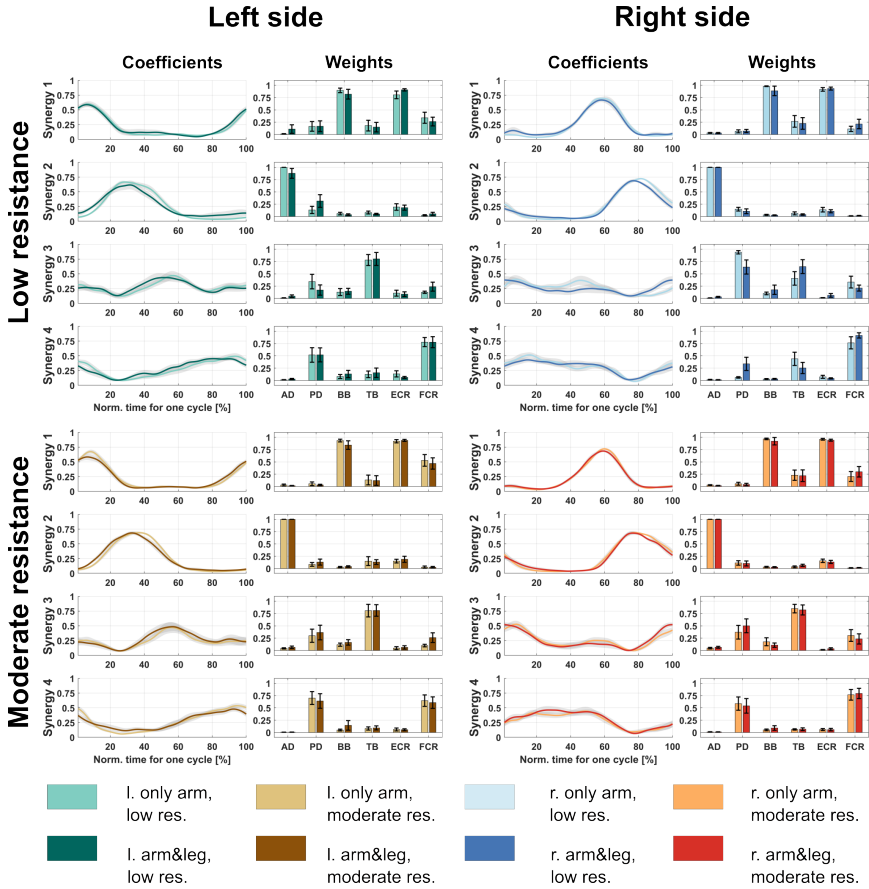


Figure 4.3: Nyolc féle kombináció során kapott átlagolt aktivációs együttthatók és sinergiavektorok. Az aktivációs együttthatók a normalizált idő függvényében láthatók. Az árnyékolt területek a standard hibát jelölik. Az oszlopdiagramok az izomsúlyok átlagát és standard hibáját (résztevőkön átlagolva, $n = 10$) mutatják az egyes sinergiavektorokban.

4.3 A hibrid FES kerékpártréning eredményei – járásvizsgálat

Az öt résztvevő biomechanikai eredményeit a következő kiszámított paraméterek mutatják be: *átlagos lépéshossz, lépésidő, lépésssebesség, a CoP elmozdulás átlagos hossza és jerk (rángás) értéke, valamint az átlagos maximális abszolút GRF komponensek.*

4.3.1 Lépéshossz, lépésidő, sebesség

Lépéshossz

A résztvevők átlagos lépéshossza – p06 kivételével – növekedett a tréning hatására. Ezek a változások szignifikánsak ($p < 0,05$) voltak p01 és p02 esetében az első és a másik két felmérés között. Lásd: 4.4. ábra.

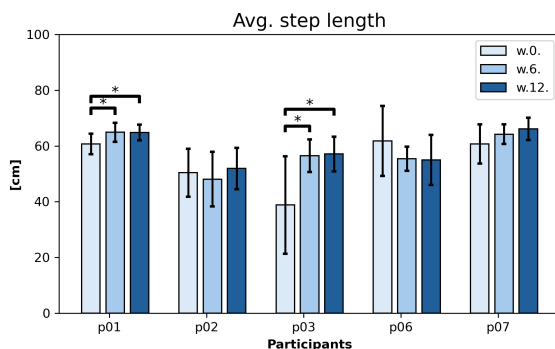


Figure 4.4: Az átlagos (lépéseken átlagolt) lépéshossz és szórás a tréning előtt, közben és után, a bal és a jobb lábra együttesen. A fekete vonalak és csillagok a statisztikailag szignifikáns változásokat jelölik a felmérések között ($p < 0,05$).

Lépésidő

Az átlagos lépésidő minden résztvevőnél csökkent vagy stabil maradt. A kezdeti és a középső állapot közötti változások egyénfüggőek voltak. Szig-

nifikáns változás a tréning előtt és után p01, p03 és p06 esetében volt tapasztalható, míg a tréning előtti és a középső állapot között p01, p02, p03 és p06 betegeknél mutatkozott szignifikáns különbség. Lásd: 4.5. ábra.

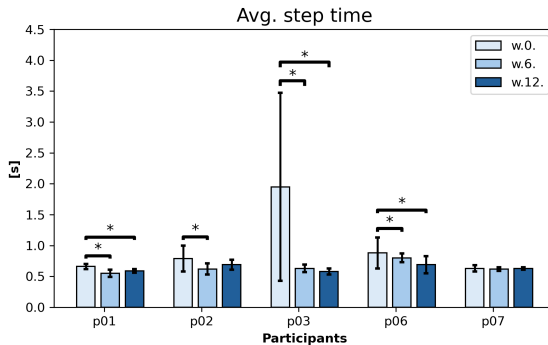


Figure 4.5: Átlagos (lépéseken átlagolt) lépésidő és az adatok szórása a tréning előtt, közben és után, a bal és a jobb lábra együttesen. A fekete vonalak és a csillagok a felmérések közötti statisztikailag szignifikáns változásokat jelölik ($p < 0,05$). A három felmérésre a 0. héten (w.0.), a 6. héten (w.6.) és a 12. héten (w.12.) került sor

Lépéssebesség

Az átlagos lépéssebesség minden résztvevőnél javult, és ötből négy esetben szignifikáns javulást mutattunk ki legalább a tréning eleje és vége között. Lásd: 4.6. ábra. p01, p03 és p06 résztvevőknél javulás mutatkozott a kezdeti és a középső felmérés között is. p03 esetében a középső és az utolsó állapot között is további javulás történt.

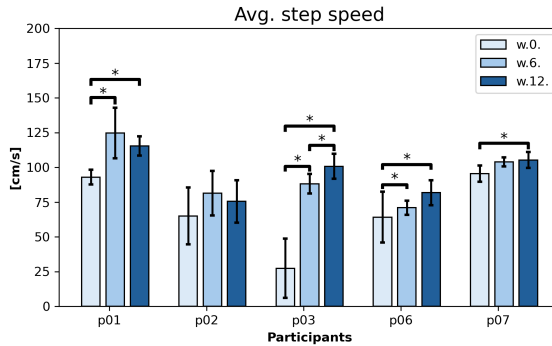


Figure 4.6: Átlagos (lépéseken átlagolt) lépési sebesség és az adatok szórása a tréning előtt, közben és után, a bal és a jobb lábra együttesen. A fekete vonalak és a csillagok a felmérések közötti statisztikailag szignifikáns változásokat jelölik ($p < 0,05$). A három felmérésre a 0. héten (w.0.), a 6. héten (w.6.) és a 12. héten (w.12.) került sor.

4.3.2 A CoP elmozdulás hossza és jerk értéke

A nyomáspont (CoP) elmozdulási hosszának statisztikailag szignifikáns csökkenése volt megfigyelhető p01, p02, p03 és p07 résztvevőknél. p06 szintén csökkenést mutatott, de ez a változás nem érte el a statisztikai szignifikanciát. p03 esetében szignifikáns különbséget detektáltunk a 0. és a 6. hét között (4.7. ábra). A CoP-hossz szórása csökkent vagy változatlan maradt a tréning előtti és utáni állapot között, kivéve p06 résztvevőt.

Az átlagos (lépéseken átlagolt) teljes CoP jerk (rángás) minden résztvevőnél csökkent. Ötből négy résztvevőnél szignifikánsan csökkent a teljes jerk az első és az utolsó felmérés között, két résztvevőnél (p01, p03) pedig szignifikánsan alacsonyabb értékeket mértünk a 0. és a 6. heti mérések között. Lásd a 4.8. ábrát.

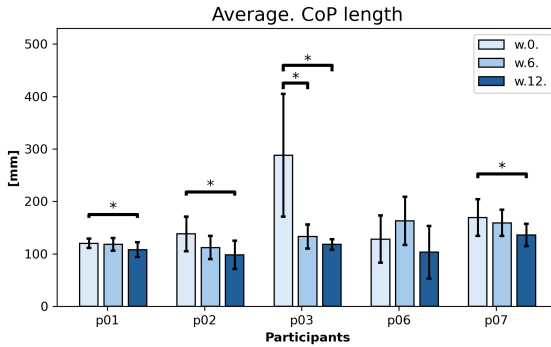


Figure 4.7: Átlagos ($\pm$ SD) CoP elmozdulási hossz a 0., 6. és 12. héten. A fekete vonalak és a csillagok a mérési időpontok közötti szignifikáns különbségeket jelölik ($p < 0.05$).

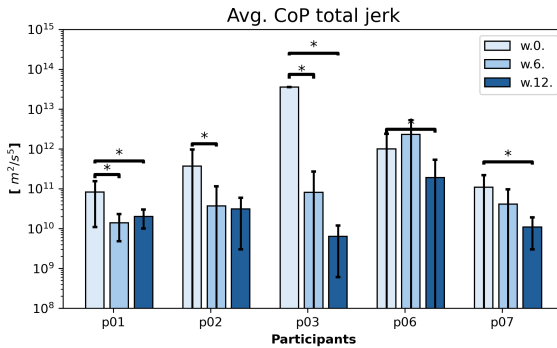


Figure 4.8: Átlagos ($\pm$ SD) CoP össz rángás a 0., 6. és 12. héten. A fekete vonalak és a csillagok a mérési időpontok közötti szignifikáns különbségeket jelölik ($p < 0.05$).

4.3.3 Talajreakció erők

A talajreakció erők abszolút értékeinek átlagos maximuma (max. abs. GRF) a kifejthető erőhatás felső határait reprezentálja.

A max. abs. GRF mediolaterális (x-irányú) komponensénél a változások

egyén-specifikusak voltak. Szignifikáns különbség a mérések között csak p03 esetében volt kimutatható a tréning előtti és a középső, valamint a tréning előtti és az utáni állapotok összehasonlításakor. A két oldal trendje közötti eltérés p02 és p06 esetében volt megfigyelhető. Lásd: 4.9. ábra.

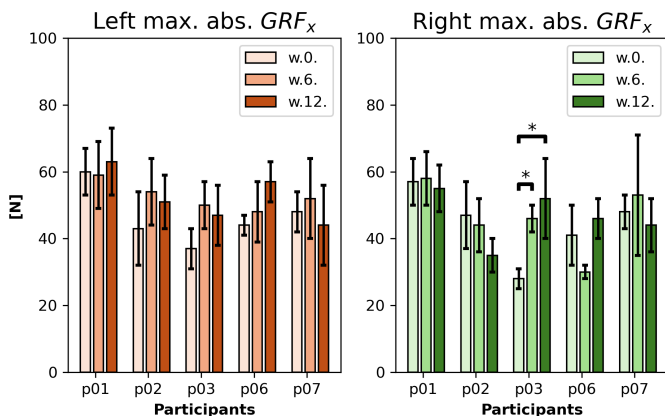


Figure 4.9: Átlagos ($\pm$ SD) maximális abszolút GRF (x-komponens) a bal és a jobb lábra a 0., 6. és 12. héten. A fekete vonalak és csillagok szignifikáns különbségeket jelölnek ($p < 0,05$).

A max. abs. GRF anterioposzterior (y-irányú) komponense stabil volt vagy növekedett a 0. és 6. hét között. Szignifikáns változást találtunk p02 tréning előtti és középső értékei között a bal oldalon, valamint p03 tréning előtti és utáni értékei között. Lásd: 4.10. ábra.

A maximális abszolút GRF vertikális (z-irányú) komponense szignifikánsan növekedett p02, p03 és p06 résztvevőknél az első és az utolsó felmérés között. p01 esetében szignifikáns növekedés volt megfigyelhető a bal oldali vertikális komponensben, míg a jobb oldal stabil maradt. Egyedül p07 esetében nem történt szignifikáns változás a z komponensben. Lásd: 4.11. ábra.

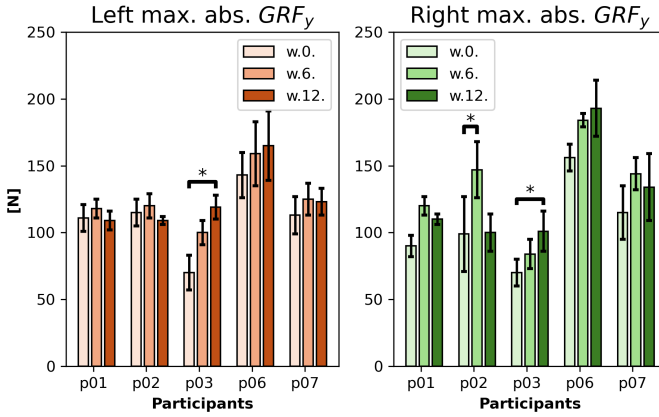


Figure 4.10: Átlagos ($\pm$ SD) maximális abszolút GRF (y-komponens) a bal és a jobb lábra a 0., 6. és 12. héten. A fekete vonalak és csillagok szignifikáns különbségeket jelölnek ($p < 0,05$).

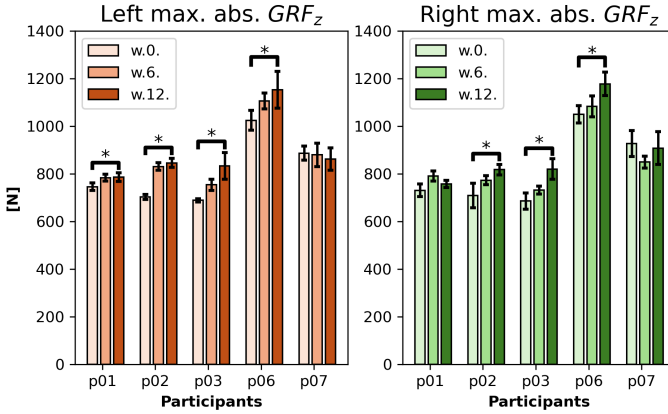


Figure 4.11: Átlagos ($\pm$ SD) maximális abszolút GRF (z-komponens) a bal és a jobb lábra a 0., 6. és 12. héten. A fekete vonalak és csillagok szignifikáns különbségeket jelölnek ($p < 0,05$).

4.3.4 Sample Entropy eredmények

A Sample Entropy (SampEn) egy dinamikai rendszer komplexitásának mérőszáma, amely alkalmas egy idősor periodicitásának leírására. Esetünkben ezek az idősorok a térdflexor és -extenzor izmok járasciklus-EMG-burkológörbéinek átlaga és szórása. Az öt résztvevő eredményei a 4.12. ábrán láthatók.

Bár a SampEn értékekben egyéni változások láthatók, a résztvevők között megfigyelhető egy hasonló trend. E munka néhány előzetes eredményét már publikáltuk [C1] az *IEEE International Conference of Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)* konferencián.

p01: A SampEn és a szórás (SD) általában csökkent, kivéve a bal oldali RF (SampEn) és a jobb oldali Smt (SD) esetét. A változások hangsúlyosabbak voltak a jobb oldalon. p02: Az átlagértékek csökkentek vagy stabilak maradtak, kivéve a jobb oldali BF-et. 12 hét után az SD növekedett a VL és BF izmoknál. A kétoldali változások mértéke hasonló volt. p03: Nála volt tapasztalható a legjelentősebb csökkenés mind a SampEn átlagában, mind az SD-ben az összes résztvevő közül, mindkét oldalon. p06 (Bal): Erős aszimmetria az extenzorok és flexorok között; a flexorok szabálytalanabb aktivitást mutattak. Az RF entrópiája jelentősen csökkent, a VL stabil maradt, a VM pedig enyhén növekedett (bár alacsony maradt). Az Smt és BF értékei a csökkenés ellenére magasak maradtak a többi résztvevőhöz képest. Az SD nem mutatott egyértelmű mintázatot. p06 (Jobb): Kedvezőbb eredmények; minden átlag- és SD-érték csökkent, kivéve a VL kismértékű növekedését. p07: A SampEn növekedett a kétoldali RF, a bal VM és a jobb Smt izmoknál. A bal oldalon az SD növekedett (kivéve a VL-t), míg a jobb oldalon az SD csökkent (kivéve az RF-et).

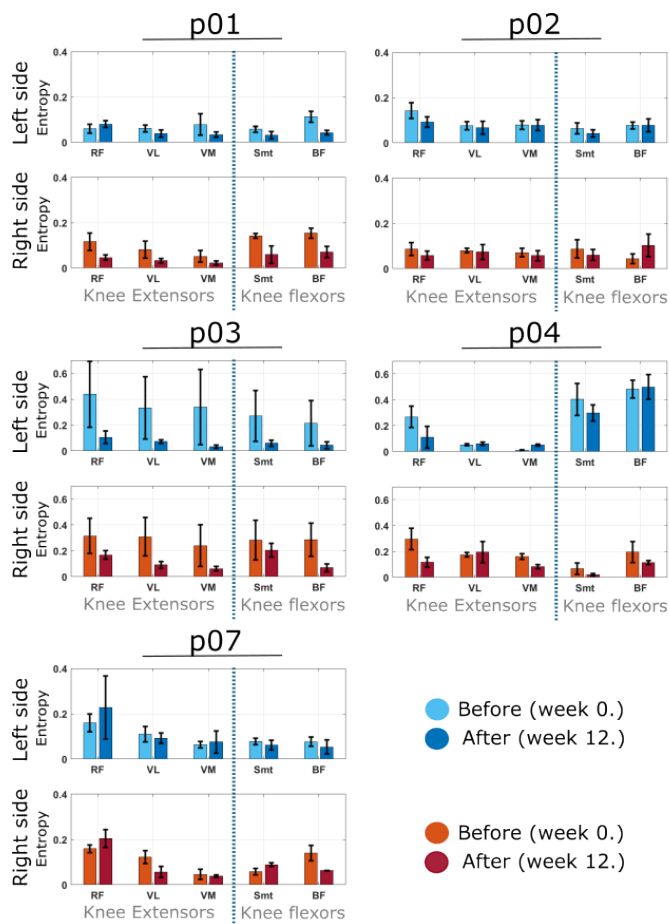


Figure 4.12: A Sample Entropy (SampEn) átlag- és szórásértékeinek összehasonlítása a résztvevők EMG-burkológörbéiben: a hibrid FES kerékpártréning beavatkozás előtt és után.

5 Diszkusszió

5.1 Kar- és láb-kerékpározás – neurális hálózat

5.1.1 A becsült és a teszt EMG-jelek összehasonlítása

A neurális hálózat részben volt képes megbecsülni a cél (target) EMG-jelek nagy amplitúdójú, tüskeszerű elemeit. Ezek a tüskés és sztochasztikus jelenségek az EMG-aktivitás jellemzően nehezen meghatározható sajátosságai, amit az értékelés során is figyelembe kell venni [26]. Ennek következtében a bemutatott becslési példák simább lefutásúak, mint a 4.1. ábrán látható eredeti jelek.

A zaj és a releváns nagyfrekvenciás jellemzők megkülönböztetése gyakran nehéz, ezért a hálózatok preferálják a simább mintázatú modelleket. Emellett a hálózat optimalizálása során alkalmazott átlagos négyzetes hiba (MSE) mint veszteségfüggvény arra ösztönzi a hálózatot, hogy a sztochasztikus folyamat várható értékeit próbálja visszaadni.

A neurális hálózat aluláteresztő szűrőként viselkedik, amely eliminálja a sztochasztikus és zajszerű hatásokat. Ez azt jelentheti, hogy a hálózat a céljelek általános jellemzőit és mintázatait igyekszik kiemelni, ami előnyös lehet egy determinisztikus mérnöki szabályozási megoldás kidolgozásakor.

5.1.2 A FES aktivációs mintázatok összehasonlítása

A becslési pontosság az átlagos teljesítményt mutatja a szórással együtt, amelyet a 4.1. táblázat foglal össze. Az eredmények alapján a rendszer átlagos prediktív teljesítménye gyenge, bár mutatkoznak jobb egyéni eredmények.

5.1.3 Limitációk

Feltételezésünk szerint az alacsony teljesítmény okai a következők: A mért izmok EMG-variabilitása a résztvevők között magas, ami gyakori probléma az ilyen típusú adatoknál. Ez arra utalhat, hogy az egyes kerékpározási feladatok végrehajtására különböző stratégiák léteznek. Például a kerékpározó mozgás fenntartható a quadriceps ritmikus impulzusaival (ekkor a hamstrings aktivitása minimális lehet), vagy olyan módon, ahol a láb a hamstrings segítségével húzza, a quadriceps segítségével pedig tolja a hajtókart. Ezen probléma leküzdéséhez további résztvevők bevonására, valamint a modell komplexitásának növelésére (további rétegekkel vagy architektúrális elemekkel) lenne szükség.

A teljesítmény korlátozottságának másik oka, hogy a résztvevők nem voltak képesek pontosan azonos frekvenciával hajtani az alsó és felső végtagjaikkal. Emiatt folyamatos fáziseltolódás lépett fel, amely több perióduson keresztül halmozódott. Ez az eltolódás rontotta a felső és alsó végtagi EMG-aktivitás közötti leképezést. Ezen hatás elkerülése érdekében további jelfeldolgozási technikákat kell tesztelni a felső és alsó ciklusok összehangolására.

5.2 Kar- és láb-kerékpározás – izomszinergia-analízis

5.2.1 A lábhajítás hatása a karizom-koordinációra

E tanulmány egyik célja annak vizsgálata volt, hogy a kar-kerékpározáshoz szimultán hozzáadott lábhajítás befolyásolja-e a karizom-szinergiákat egészséges alanyoknál. Eredményeink azt mutatják, hogy nem volt szignifikáns különbség az izomszinergia-vektorokban vagy az aktivációs együtthatókban a két hajtási mód (csak karral végzett, illetve hibrid kar- és lábhajítás) között. Ez arra utal, hogy a karizom-koordináció invariáns a lábhajítással szemben, és a központi idegrendszer ugyanazt a karizom-koordinációs stratégiát alkalmazza akkor is, ha az alsó végtagi aktivitás hozzáadódik a karral végzett mozgáshoz.

A karizom-koordináció ezen vizsgálata segít megérteni, hogyan befolyásolja az alsó végtagi aktivitás a felső végtagi motoros kontrollt, betekintést nyújt a szenzomotoros integrációba, és releváns következtetésekkel szolgál a neurorehabilitáció számára.

A szakirodalom viszonylag korlátozott az alsó végtagi kerékpározás felső végtagi mozgásokra és izomaktivációra gyakorolt hatását illetően, összehasonlítva a fordított irányú (karhajítás hatása a lábizmokra) kutatásokkal. Egy tanulmány [27] vizsgálta a szinergiákat külön kar- és lábhajításnál, de nem szimultán hajítás esetén. Biomechanikai és elektrofiziológiai módszereket már alkalmaztak az alsó végtagi hajítás felső végtagi kinematikára és izomaktivációra gyakorolt hatásának vizsgálatára, ami eltérő eredményekhez vezetett [11], [28], [29].

Ezek a tanulmányok vagy kinematikai, vagy elektrofiziológiai tulajdonságokat vizsgáltak. Vizsgálatunk újdonsága, hogy az izomszinergia-megközelítést alkalmaztuk annak feltárására, befolyásolja-e az alsó végtagi kerékpározás a felső végtagi izomkoordinációt. Eredményeink alátámasztják azt a feltételezést, hogy az alsó végtagi mozgás nem befolyásolja jelentősen a felső végtagi izomkoordinációt a karkörzés során.

5.2.2 A hajtókar ellenállásának hatása az izomkoordinációra

Megvizsgáltuk, hogy a különböző ellenállások eltérő izomkoordinációt igényelnek-e. Az eredmények feltárták, hogy a szinergiákat nem befolyásolta az ellenállás mértéke egyik hajtási módban sem, sem a domináns, sem a nem-domináns kar esetén. Egy korábbi tanulmány kimutatta, hogy a karkörzés során az izomaktiváció variancia-profilját nem befolyásolja az ellenállás [30]. Az izomaktiváció amplitúdója (EMG-vel mérve) növekszik a nagyobb terheléssel, de az aktivációs profil nem feltétlenül változik. Mivel az EMG-jel az aktivációs együtthatók és a szinergia-súlyok kombinációjából áll, az aktivációs együttható nagysága nem függ közvetlenül az EMG-amplitúdótól. Így lehetséges, hogy van némi különbség a két ellenállás között mind a súlyok, mind az együtthatók tekintetében, de ez nem szignifikáns.

Esmaeili és Maleki [31] nagyfokú hasonlóságot talált a láb-kerékpározás izomszinergiái között különböző terhelési körülmények mellett, és bizonyította, hogy a különböző mechanikai feltételek ugyanazokat a motoros kontrollstratégiákat használják. Ha az izomszinergiák közösek a terhelési szintek között az alsó végtagi hajtásnál, ésszerű feltételezni, hogy hasonló tulajdonságok érvényesek a felső végtagi hajtásra is.

5.2.3 Rehabilitációs vonatkozások

Az alsó és felső végtagi mozgások közös neurális szabályozása fontos következményekkel bír a gerincvelő-sérültek (Spinal Cord Injury (SCI)) rehabilitációjában. Dietz [32] felvetette a nyaki és a háti-ágyéki propriospinális körök feladatfüggő neuronális kapcsolatának fontosságát, amelyek a kar- és lábmozgásokat vezérlik. A szimultán kar- és lábhajítás kiváló jelölt az inkomplett gerincvelő-sérült betegek rehabilitációs terápiájára [32]. A kar- és lábhajítás kombinálása a tréningprotokollokban magasabb oxigénfelvételt eredményezhet, mint a csak két végtaggal végzett edzés, ami a kerékpáros gyakorlatok egyik fő célja [33], [34]. Motoros kontroll szempontjából eredményeink azt sugallják, hogy a karizom-koordináció megőrződik, miközben a központi idegrendszer a karmozgás mellett a lábmozgást is vezérli. A karkörzés kontrollja fenntartható marad a tréningkörülmények

változásakor is. Tanulmányunk szerint az izomszinergiákban kifejezett karizom-koordinációt nem befolyásolja sem az ellenállás, sem az olyan kiegészítő beállítások, mint a szimultán lábhajtás.

További vizsgálatok szükségesek a hibrid kerékpározás során megfigyelhető karkörzés-kontroll elemzésére neurológiai rendellenességgel élő személyeknél.

5.3 Hibrid FES kerékpártréning – járásvizsgálat

A CoP elmozdulási görbék hossza és jerk (rángás) értéke alapján megfigyelhető, hogy a CoP-paraméterek minden betegnél pozitív fejlődést mutatnak, és szinte minden esetben szignifikáns változás történt. Ezek az eredmények arra utalnak, hogy minden alany járásképesége javult, mind a lépéssebesség, mind a dinamika tekintetében.

A talajreakciós erők (GRF) maximális abszolút értékeinek változása x (latero-mediális) és y (anterio-poszteriór) irányban egyik betegnél sem volt statisztikailag szignifikáns, kivéve a p03-as alanyt.

Figyelembe véve azonban a lépéssebesség egyidejű növekedését, a résztvevők képesek voltak magasabb lépéssebességet elérni az x és y irányú izomerő azonos átlagos nagysága mellett. Ezáltal a mozgás ezekben az irányokban hatékonyabbá vált.

A vertikális (z irányú) talajreakciós erők az ötből négy esetben szignifikáns növekedést mutattak. Hipotézisünk szerint ez a növekedés a test megtartási képességének javulására vezethető vissza.

A SampEn (mintavételi entrópia) értékeinek változásai összhangban vannak a p01, p02, p03 és p06 résztvevők biomechanikai paramétereinek változásaival. A p02-es résztvevő alacsony SampEn értékeket mutatott enyhe javulással; nála a többi biomechanikai paraméterben is csak kismértékű, statisztikailag nem szignifikáns javulás történt. A p07-es alany esetében a biomechanikai paraméterek javulást mutattak, amit a SampEn eredmények nem igazoltak vissza.

A MAS pontszámokat leszámítva, és eredményeinket más klinikai felmérésekkel összevetve egyértelművé válik, hogy a legtöbb klinikai teszt kisebb felbontással (érzékenységgel) rendelkezett a járásképeség leírására, mint a biomechanikai mérések.

A SampEn még azokban az esetekben is mérhető, amikor a MAS pontszám egészséges tónust jelez (0-ás pontszám). Erre példa a p03-as alany, akinél erős SampEn változásokat tapasztaltunk. Más esetekben, mint például a p06 és p07 résztvevőknél, mindkét mutató változott a 12 hetes időszak alatt,

kimenetelük mégsem mutatott azonos trendet. Ezen jellemzők értelmezése további vizsgálatokat igényelhet. Néhány viszonylag friss, de módszertanilag eltérő munka már elkezdett foglalkozni ezekkel a témákkal [35], [36].

Összefoglalva: a dinamikai és kinematikai paraméterek együttes elemzése a betegek állapotának javulását jelzi, az egyes paraméterek vagy stabilak maradtak, vagy pozitív irányba változtak. Ezek az adatok összhangban vannak a klinikai tesztek eredményeivel, de részletesebb képet adnak a betegek rehabilitációs folyamatáról.

5.3.1 Összehasonlítás más FES kerékpártréning tanulmányokkal

Yasar és munkatársai tanulmánya [8] nem-akut iSCI betegeket ($n=15$) vizsgált. A résztvevők heti háromszor egyórás FES kerékpártréningen vettek részt. Az általuk mért paraméterek – átlagos járássebesség (v), lépéshossz (l) és lépésfrekvencia (lépés/perc) – összehasonlíthatók a jelen munkában tárgyalt eredményekkel. Az általunk gyűjtött adatokkal való összevetés alapján a hagyományos FES lábkerékpár-tréning kismértékű, 10–15%-os javulást mutatott ($\alpha < 0.05$).

Az általunk vizsgált öt alany közül kettő mutatott szignifikáns javulást mind az átlagos lépéshosszban, mind az átlagos járássebességben. A járássebesség szignifikáns növekedése azonban ötből négy esetben megfigyelhető volt. Fontos megjegyezni, hogy az általam vizsgált betegek a sérülés szubakut fázisában voltak (a sérülést követő egy éven belül), ami jelentős élettani különbséget jelent. Résztvevőink hetente csak kétszer fél órát kaptak a hibrid FES kerékpártréningből.

A jelen munkához legközelebb álló kutatás Zhou és munkatársai cikke, amely részletes klinikai, biomechanikai és EMG paraméterváltozásokat közöl a hagyományos és a hibrid FES kerékpározás összehasonlításakor. Ebben a tanulmányban hét nem-akut iSCI beteg vett részt, akik hibrid FES kerékpárterápiát kaptak.

Összevetve ezen eredményeket a dolgozatban bemutatottakkal, megállapítható, hogy a Zhou és munkatársai által vizsgált betegek rosszabb

járásképességgel kezdték és fejezték be a programot, mint a mi résztvevőink. Figyelemre méltó, hogy a betegek átlagos járási sebessége a 10 méteres járásteszt alapján 50%-kal, a biomechanikai mérések alapján pedig 62%-kal nőtt. A mi csoportunk által vizsgált betegek szignifikáns, 35%-os lépésssebesség-javulást mutattak. Bár ez a javulási ütem alacsonyabb, mint amit Zhou és munkatársai jelentettek, több jelentős különbség is megfigyelhető a két csoport között. A mi protokollunk heti kétszer 30 perc hibrid FES kerékpározást alkalmazott, míg Zhouék egy sokkal intenzívebb, heti ötször egyórás protokollt használtak. Betegeink jobb kiindulási állapotból kezdték a tréninget, ami valószínűleg megmagyarázza a megfigyelt kisebb mértékű javulási arányt.

Zhou és munkatársai cikke nem közölt információkat a résztvevők dinamikai járásparamétereiről (GRF és CoP). Legjobb tudomásunk szerint ezen adatok szerepeltetése a jelen értekezésben teljesen újszerű eredményeknek minősül.

5.3.2 Limitációk

Ezen fejezet egyik korlátja a kontrollcsoport jelenlegi hiánya az eredményeink validálásához. Kutatócsoportunk aktívan dolgozik egy ilyen csoport toborzásán és az adatok feldolgozásán. Referenciaként azonban Zhou és munkatársai [3] is vizsgálták a hibrid FES cycling hatásait, és közöltek adatokat egy referenciacsoportról. Ezen információk alapján a résztvevőinknél tapasztalt pozitív javulások összemérhetők az ő hibrid FES tréningben részesült alanyaik eredményeivel.

Továbbá az egészséges egyénektől származó összehasonlító adatok is érdekes összehasonlítási alapot jelentenének. Tisztában vagyok azzal is, hogy a járásvizsgálatokból nyert járásciklusok száma alacsony. A magasabb ciklusszám gyűjtésének korlátozó tényezője a betegek fizikai állapota és fáradékonysága.

6 Összefoglalás

6.1 Új tudományos eredmények

1. Tézis

1. kérdés: Kimutatható-e interlimb neurális koordináció a karok és a lábak között szimultán karkörzés és láb-kerékpározás során?

Válasz az 1. kérdésre: A neurális hálózat alapú megközelítés közvetve azt jelzi, hogy a karizmok aktivitása tartalmaz a lábizmok szabályozása szempontjából releváns információkat, amelyek átvihetők a lábizom-aktivitás vezérlésére. Ezzel szemben az izomszinergia-alapú megközelítés nem mutatott ki a lábak felől a karok irányába terjedő szignifikáns hatást állandó ütemű karral és lábbal történő kerékpározás során.[J2], [J3].

Ezek az eredmények összhangban vannak a felső és alsó végtagok közös motoros kontrolljának alábbi értelmezésével:

- A reflexszintű kapcsolatokon túlmenően, az állandó ütemű ritmikus kar- és lábmozgások során a modulációs hatások elsősorban a karok felől a lábak irányába hatnak.

Tézispont az 1a. célkitűzés alapján:

Kidolgoztam egy neurális hálózatot, amely képes volt tanulni és becsülni specifikus térd hajlító és feszítő izmok aktivitását a karizmok EMG-aktivitása alapján. Bár a becslési pontosság önmagában nem volt elegendő egy unipoláris FES (funkcionális elektromos stimuláció) mintázat generálásához, a modell további finomítása kiemelt jelentőséggel bír a láb-kerékpározás során alkalmazott izomstimuláció automatizálásában .

A modell tanulási képességének pontosságát elsősorban a karok és lábak közötti inkonzisztens frekvencia- és fázisszinkronizáció korlátozta, amelyet a természetes mozgásvariabilitás és a résztvevők figyelmének ingadozása okozott. E tényezők ellenére a neurális hálózat részleges tanulást mutatott, ami arra utal, hogy a karokról gyűjtött EMG-adatok – legalább részben – felhasználhatók a lábizmok vezérlésére szimultán kar- és lábhajítás során. Ha figyelembe vesszük, hogy ez a tanulmány viszonylag kicsi és korlátozott adathalmazt használt több résztvevő adataiból, feltételezhető, hogy egy adott személy idegrendszere lényegesen komplexebb architektúrája személyspecifikusan képes a kar- és lábizmok összehangolt vezérlésére [J2].

Tézispont az 1b, célkitűzés alapján:

Nem találtam statisztikailag szignifikáns különbséget a felső végtagi izom-szinergiákban a tisztán karkörzés és a szimultán (állandó ütemű) kar- és lábhajítás között, Non-Negatív Mátrix Faktorizációt (NNMF) alkalmazva az elemzéshez. Ezek az eredmények azonban nem zárják ki a reflexszintű modulációt, vagy az alsó végtagok változó frekvenciájú mozgása által kiváltott felső végtagi motoros kontroll módosulását [J3].

2. Tézis

2. kérdés: Hogyan változnak a járás során mért talajreakciós erők olyan inkomplett gerincvelő-sérült résztvevőknél, akik a hagyományos rehabilitációs terápiák mellett szimultán akaratlagos karkörzésből és FES-szel segített lábhajításból álló (hybrid FES cycling) tréningben vettek részt?

Válasz a 2. kérdésre: Mérési protokollt dolgoztam ki a járásjellemzők meghatározására, és bemutattam a talajreakciós erőkhöz (GRF) kapcsolódó dinamikai paraméterek változásait – különös tekintettel a nyomáspont (CoP) elmozdulásának hosszára és simaságára – olyan incomplete Spinal Cord Injury (iSCI) résztvevőknél, akik hybrid FES cycling tréninget kaptak. Tizenkét hét elteltével a GRF minden résztvevőnél konzisztensebb módon, rövidebb és simább pályán hatott a kezdeti értékekhez képest. Ezek az

eredmények alátámasztják, hogy a résztvevők járásképesége stabilabbá és kontrolláltabbá vált [C1], [C2], [C3], [C4].

Tézispont az 2. célkitűzés alapján:

Rámutattam, hogy a CoP elmozdulási görbék hossza minden résztvevőnél csökkent, és a változás a tréning végére ötből négy résztvevőnél szignifikáns volt (mindkét oldal összesített adatai alapján). Hasonlóképpen, a CoP teljes jerk (rángás) értéke minden páciensnél csökkent, és az ötből négy esetben szignifikánsnak bizonyult.

Elemzésem szerint a GRF mediolaterális (x-tengely) komponenseinek maximális abszolút értékeiben egyénspecifikus variációk mutatkoznak. Az anterioposterior (y-tengely) komponensek stagnálást vagy enyhe növekedést mutattak. A vertikális (z-tengely) komponensek tekintetében ötből három páciensnél egyértelmű szignifikáns növekedés volt tapasztalható és egy páciensnél a bal láb esetén jelentkezett szignifikáns javulás. Továbbá, egy páciens esetén stagnálás vagy enyhe csökkenés volt megfigyelhető ebben a paraméterben.

Ezen eredmények alapján az erőprodukciónak növekedése elsősorban a vertikális komponensre jellemző, ami a járás közbeni teherbíró képesség javulására utal. Emellett, a talajreakció erői támadáspontjának az időbeli változása simább lett. A klasszikus biomechanikai paraméterekkel és a klinikai skálákkal együtt értelmezve eredményeim azt mutatják, hogy a páciensek járása stabilabbá vált a járássebesség növekedése mellett.

6.2 Az eredmények relevanciája

A felső végtagi EMG-jelekből történő alsó végtagi izomaktivitás-bebecsléssel egy újszerű FES-vezérlési módszer alapjait fektettem le. Ezek az előzetes eredmények bázist teremtenek a valós klinikai alkalmazásokhoz. Az izom-szinergiák vizsgálata feltárta, hogy a szimultán lábhajítás nem befolyásolja a karszinergiákat. Ez egyirányú információáramlást sugall a karoktól a lábak felé (proximálistól disztális irányba), ami alapul szolgálhat tetraplég betegek fizioterápiás tervezéséhez. A hibrid FES-kerékpározás mint alac-

sony intenzitású kiegészítő tréning vizsgálata pozitív hatást mutatott a járásképessegre. Bár az abszolút javulás kisebb volt, mint korábbi intenzívebb tanulmányokban (pl. Zhou és tsai), az idő-intenzításra vetített relatív javulás magasabbnak bizonyult, megerősítve a tréning hatékonyságát.

6.3 Jövőbeni tervek

Vizsgálni fogom a felső és alsó végtagi EMG-jelek közötti kétirányú leképezést aneurális háló alkalmazásainak. A konzisztencia érdekében a kerékpározás során szegmentált EMG-periódusokat a jelfeldolgozás során fázishelyesen illeszttem. Emellett az adathalmazt további résztvevőkkel bővíttem a neurális hálózat általánosító és tanulási teljesítményének javítása érdekében.

Mivel az NMF (Non-negative Matrix Factorization) gyakran nem képes megragadni az átmeneteket és a fokozatos időbeli trendeket az idősorokban, a jövőben Tenzor Faktorizációt fogok alkalmazni. Ez a módszer egy harmadik mátrixot használ az izomszinergiák időbeli variációinak leírására, ami kritikus betekintést nyújthat a végtagok közötti kölcsönhatásokba, különösen a frekvencia- vagy fázisváltások idején.

A hibrid FES-kerékpározás járásképessegre gyakorolt hatását tovább vizsgálom a mintaszám növelésével és kontrollcsoport felállításával. Továbbá összehasonlítom ezeket az eredményeket stroke-os betegek adataival (Open-Gait adatbázis), hogy azonosítsam a különböző neurológiai sérülésekre jellemző specifikus EMG és biomechanikai sajátosságokat.

Publikációs Lisata

Folyóirat-kiadványok listája

- [J1] M. Mravcsik, A. Fodor, **B. Radeleczki**, M. Feher, P. Cserhati, A. Klauber, J. Laczko, and L. Botzheim, “Retrospective analysis of cardiovascular effects of fes cycling in people with complete and incomplete spinal cord injury”, *Journal of Clinical Medicine*, vol. 15, no. 5, p. 1967, 2026.
- [J2] **B. Radeleczki**, M. Mravcsik, L. Bozheim, and J. Laczko, “Prediction of leg muscle activities from arm muscle activities in arm and leg cycling”, *The Anatomical Record*, vol. 306, no. 4, pp. 710–719, 2023.
- [J3] L. Botzheim, **B. Radeleczki**, M. Mravcsik, J. L. Pons, F. O. Barroso, and J. Laczko, “Assessment of the influence of lower limb cycling on arm muscle coordination during upper limb cycling – a pilot study”, *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2026, In press.

Konferencia kiadványok listája

- [C1] L. Botzheim, **B. Radeleczki**, M. Feher, P. Cserhati, and J. Laczko, “Computational methods to support clinical assessment in examination of walking ability”, in *2025 47th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, IEEE, 2025, pp. 1–6.

- [C2] **B. Radeleczki**, M. Feher, M. Mravcsik, J. Laczko, J. L. Pons, and L. Botzheim, “Kinesiological gait parameter changes in two incomplete spinal cord injured patients due to hybrid arm and leg cycling therapy—pilot study”, in *International Conference on NeuroRehabilitation*, Springer, 2024, pp. 15–19.
- [C3] **B. Radeleczki**, L. Botzheim, N. Nagy, J. Laczko, and M. Mravcsik, “Change of ground reaction force and center of pressure in walking of spinal cord injured patients after fes cycling training”, in *Progress in Clinical Motor Control II.*, Shirley Ryan AbilityLab, 2023, p. 120.
- [C4] L. Botzheim, **B. Radeleczki**, A. Fodor, M. Feher, and J. Laczko, “Jerk analysis of gait in persons with incomplete spinal cord injury: A study about the effect of hybrid arm and leg cycling”, in *International Scientific Conference Motor Control 2024: From Theory To Applications*, The International Society of Motor Control, 2024, p. 16.

Referenciák

- [1] N. S. C. I. Center, “Spinal cord injury facts and figures at a glance”, *The journal of spinal cord medicine*, vol. 37, no. 3, pp. 355–356, 2014.
- [2] V. K. Noonan, “A look at spinal cord injury in canada: Rick hansen spinal cord injury registry (rhscir)–2021 sci data summary”, *Topics in Spinal Cord Injury Rehabilitation*, vol. 29, no. Supplement, pp. 165–170, 2023.
- [3] R. Zhou, L. Alvarado, R. Ogilvie, S. L. Chong, O. Shaw, and V. K. Mushahwar, “Non-gait-specific intervention for the rehabilitation of walking after sci: Role of the arms”, *Journal of Neurophysiology*, vol. 119, no. 6, pp. 2194–2211, 2018.
- [4] D. Barbosa, C. P. Santos, and M. Martins, “The application of cycling and cycling combined with feedback in the rehabilitation of stroke patients: A review”, *Journal of Stroke and Cerebrovascular Diseases*, vol. 24, no. 2, pp. 253–273, 2015.
- [5] F. O. Barroso, D. Torricelli, J. C. Moreno, J. Taylor, J. Gomez-Soriano, E. Bravo-Esteban, S. Piazza, C. Santos, and J. L. Pons, “Shared muscle synergies in human walking and cycling”, *Journal of neurophysiology*, vol. 112, no. 8, pp. 1984–1998, 2014.
- [6] T. Klarner, T. S. Barss, Y. Sun, C. Kaupp, and E. P. Zehr, “Preservation of common rhythmic locomotor control despite weakened supraspinal regulation after stroke”, *Frontiers in integrative neuroscience*, vol. 8, p. 95, 2014.

- [7] P. Ditunno and J. Dittuno, “Walking index for spinal cord injury (wisci ii): Scale revision”, *Spinal cord*, vol. 39, no. 12, pp. 654–656, 2001.
- [8] E. Yaşar, B. Yılmaz, S. Göktepe, and S. Kesikburun, “The effect of functional electrical stimulation cycling on late functional improvement in patients with chronic incomplete spinal cord injury”, *Spinal Cord*, vol. 53, no. 12, pp. 866–869, 2015.
- [9] L. D. Duffell and N. d. N. Donaldson, “A comparison of fes and scs for neuroplastic recovery after sci: Historical perspectives and future directions”, *Frontiers in neurology*, vol. 11, p. 607, 2020.
- [10] E. P. Zehr, M. Klimstra, E. A. Johnson, and T. J. Carroll, “Rhythmic leg cycling modulates forearm muscle h-reflex amplitude and corticospinal tract excitability”, *Neuroscience letters*, vol. 419, no. 1, pp. 10–14, 2007.
- [11] M. Sakamoto, T. Tazoe, T. Nakajima, T. Endoh, S. Shiozawa, and T. Komiyama, “Voluntary changes in leg cadence modulate arm cadence during simultaneous arm and leg cycling”, *Experimental brain research*, vol. 176, no. 1, pp. 188–192, 2007.
- [12] M. Sakamoto, T. Endoh, T. Nakajima, T. Tazoe, S. Shiozawa, and T. Komiyama, “Modulations of interlimb and intralimb cutaneous reflexes during simultaneous arm and leg cycling in humans”, *Clinical neurophysiology*, vol. 117, no. 6, pp. 1301–1311, 2006.
- [13] R. Zhou, L. Alvarado, S. Kim, S. L. Chong, and V. K. Mushahwar, “Modulation of corticospinal input to the legs by arm and leg cycling in people with incomplete spinal cord injury”, *Journal of neurophysiology*, vol. 118, no. 4, pp. 2507–2519, 2017.
- [14] T. Lin, B. G. Horne, P. Tino, and C. L. Giles, “Learning long-term dependencies in narx recurrent neural networks”, *IEEE transactions on neural networks*, vol. 7, no. 6, pp. 1329–1338, 1996.

- [15] F. Hug, “Can muscle coordination be precisely studied by surface electromyography?”, *Journal of electromyography and kinesiology*, vol. 21, no. 1, pp. 1–12, 2011.
- [16] L. Botzheim, J. Laczko, D. Torricelli, M. Mravcsik, J. L. Pons, and F. Oliveira Barroso, “Effects of gravity and kinematic constraints on muscle synergies in arm cycling”, *Journal of neurophysiology*, vol. 125, no. 4, pp. 1367–1381, 2021.
- [17] N. A. Turpin, S. Uriac, and G. Dalleau, “How to improve the muscle synergy analysis methodology?”, *European journal of applied physiology*, vol. 121, no. 4, pp. 1009–1025, 2021.
- [18] D. D. Lee and H. S. Seung, “Learning the parts of objects by non-negative matrix factorization”, *nature*, vol. 401, no. 6755, pp. 788–791, 1999.
- [19] F. Hug, N. A. Turpin, A. Guével, and S. Dorel, “Is interindividual variability of emg patterns in trained cyclists related to different muscle synergies?”, *Journal of applied physiology*, vol. 108, no. 6, pp. 1727–1736, 2010.
- [20] Y.-X. Wang and Y.-J. Zhang, “Nonnegative matrix factorization: A comprehensive review”, *IEEE Transactions on knowledge and data engineering*, vol. 25, no. 6, pp. 1336–1353, 2012.
- [21] J. S. Richman, D. E. Lake, and J. R. Moorman, “Sample entropy”, in *Methods in enzymology*, vol. 384, Elsevier, 2004, pp. 172–184.
- [22] P. Konrad, “The abc of emg”, *A practical introduction to kinesiological electromyography*, vol. 1, no. 2005, pp. 30–5, 2005.
- [23] J. S. Richman and J. R. Moorman, “Physiological time-series analysis using approximate entropy and sample entropy”, *American journal of physiology-heart and circulatory physiology*, vol. 278, no. 6, H2039–H2049, 2000.

- [24] K. M. Steele, M. E. Munger, K. M. Peters, B. R. Shuman, and M. H. Schwartz, “Repeatability of electromyography recordings and muscle synergies during gait among children with cerebral palsy”, *Gait & posture*, vol. 67, pp. 290–295, 2019.
- [25] H. Li and Q. Rong, “Cost function criteria using muscle synergies: Exploring the potential of muscle synergy hypothesis”, *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, vol. 250, p. 108 170, 2024.
- [26] K. Nazarpour, A. H. Al-Timemy, G. Bugmann, and A. Jackson, “A note on the probability distribution function of the surface electromyogram signal”, *Brain research bulletin*, vol. 90, pp. 88–91, 2013.
- [27] T. Cartier, G. Rao, E. Viehweger, and L. Vigouroux, “Evolution of muscle coordination and mechanical output following four weeks of arm cranking submaximal training.”, *Journal of Neurophysiology*, 2023.
- [28] M. Sakamoto, T. Tazoe, T. Nakajima, T. Endoh, and T. Komiyama, “Leg automaticity is stronger than arm automaticity during simultaneous arm and leg cycling”, *Neuroscience Letters*, vol. 564, pp. 62–66, 2014.
- [29] S. K. Sidhu, J. C. Weavil, M. Venturelli, R. S. Garten, M. J. Rossman, R. S. Richardson, B. S. Gmelch, D. E. Morgan, and M. Amann, “Spinal μ -opioid receptor-sensitive lower limb muscle afferents determine corticospinal responsiveness and promote central fatigue in upper limb muscle”, *The Journal of physiology*, vol. 592, no. 22, pp. 5011–5024, 2014.
- [30] M. Mravcsik, L. Botzheim, N. Zentai, D. Piovesan, and J. Laczko, “The effect of crank resistance on arm configuration and muscle activation variances in arm cycling movements”, *Journal of Human Kinetics*, vol. 76, p. 175, 2021.

- [31] J. Esmaeili and A. Maleki, “Comparison of muscle synergies extracted from both legs during cycling at different mechanical conditions”, *Australasian physical & engineering sciences in medicine*, vol. 42, no. 3, pp. 827–838, 2019.
- [32] V. Dietz, “Do human bipeds use quadrupedal coordination?”, *Trends in neurosciences*, vol. 25, no. 9, pp. 462–467, 2002.
- [33] S. Coupaud, H. Gollee, K. Hunt, M. Fraser, D. Allan, and A. McLean, “Arm-cranking exercise assisted by functional electrical stimulation in c6 tetraplegia: A pilot study”, *Technology and Health Care*, vol. 16, no. 6, pp. 415–427, 2008.
- [34] C. Zinner, B. Sperlich, D.-P. Born, and G. Michels, “Effects of combined high intensity arm and leg training on performance and cardio-respiratory measures.”, *The Journal of sports medicine and physical fitness*, vol. 57, no. 7-8, pp. 969–975, 2016.
- [35] T. Xie, Y. Leng, Y. Zhi, C. Jiang, N. Tian, Z. Luo, H. Yu, and R. Song, “Increased muscle activity accompanying with decreased complexity as spasticity appears: High-density emg-based case studies on stroke patients”, *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, vol. 8, p. 589 321, 2020.
- [36] X. Tang, X. Zhang, X. Gao, X. Chen, and P. Zhou, “A novel interpretation of sample entropy in surface electromyographic examination of complex neuromuscular alternations in subacute and chronic stroke”, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 26, no. 9, pp. 1878–1888, 2018.