

PÉCSI TUDOMÁNYEGYETEM

Biológiai és Sportbiológiai Doktori Iskola

**A változó külső kényszerek hatása a kézi kerékpározó mozgás
koordinációjára**

PhD értekezés tézisei

Zólyominé Botzheim Lilla



Témavezető:

Dr. Laczkó József

tanszékvezető egyetemi docens

PÉCS, 2021

1. BEVEZETÉS

Dolgozatomban emberi mozgással, mozgásszabályozással kapcsolatos kérdéseket, feladatokat vizsgálok. A mozgásszabályozási kutatásoknak, - amelyek például az izmok, ízületek összehangolt működését vizsgálja – az a célja, hogy az adott mozgási feladat biomechanikai és szabályozási tulajdonságairól minél több információt gyűjtsünk, továbbá, hogy az így szerzett ismereteket a gyakorlatban is alkalmazzuk. Egy fontos gyakorlati cél, hogy a megszerzett ismeretek felhasználhatóak legyenek mozgássérült személyek speciális terápiája során és mozgási feladatok végrehajtásának kvantitatív értékelésében.

A karmozgás tulajdonságait számos kutatócsoport vizsgálta. Ezekben a tanulmányokban legtöbbször az úgynevezett elérő karmozgást és annak optimalizálását vizsgálták különböző feladatok és paraméterek esetén. Marteniuk és Mackenzie (1987) megfigyelték, hogy a mozgás kimenete, alakja és szándéka egyaránt hatással van a mozgástervezésre és mozgásszabályozásra. Az agyban megtalálható egy gravitációs modell, melynek segítségével a mozgás végrehajtásához szükséges erő kifejtés is minimalizálódhat (Gaveau et al. 2016). A mozgás tervezést és végrehajtást a vizuális információ is befolyásolhatja (Sciutti et al. 2012). Ugyanakkor a sebesség megváltozása nincs szisztematikus hatással sem a kar végállapotára (Nishikawa et al. 1999), sem az izomszínergiák szerveződésére (Sabzevari et al. 2017) az elérő karmozgás esetén.

Az utóbbi néhány évben kezdtek nagyobb figyelmet fordítani a ciklikus karmozgások, általában a kézi kerékpározás felé. Az elérő mozgással szemben a kézi kerékpározás egy úgynevezett kényszerített, kötött pályás mozgás, így előfordul, hogy eltérő tulajdonságokkal rendelkezik. Stroke-on átesett páciensek esetében a kortikospinalis ingerelhetőséget vizsgálták, és azt találták, hogy a kézi kerékpározás jótékony hatással van a megváltozott reflexműködésekre a rehabilitáció során (Lockyer et al. 2018; Mezzarane et al. 2014; Spence et al. 2016). Más kutatások a kézi kerékpározás metabolikus és kardiovaszkuláris hatásait vizsgálták gerincvelősérült embereken. Azt találták, hogy a felső, nyaki sérülés esetén kóros kardiovaszkuláris reakció is felléphet (Claydon et al. 2006).

Ép-testű résztvevők bevonásával vizsgálták a terhelés hatását különböző feltételek esetén (Chaytor et al. 2020; Mravcsik et al. 2021). Mások a tekerési módot vizsgálták energiafelhasználás és hatékonyság szempontjából (Hopman et al. 1995; Kraaijenbrink et al. 2020; Mossberg et al. 1999). Kutatásaink során mi is ép-testű résztvevők kézi kerékpározó mozgását vizsgáltuk, mozgásszabályozási szempontból.

Meg kell jegyezni, hogy a legújabb kutatások a kézi kerékpározást nemcsak önmagában vizsgálják, hanem úgynevezett hibrid kerékpározás során. Ez azt jelenti, hogy a gerincvelősérült páciensek a kézi kerékpározással egy időben lábbal is kerékpároznak, amelyet a funkcionális elektromos stimulációs (FES) terápia tesz lehetővé számukra. Az erre irányuló kutatások azt találták, hogy a hibrid FES jótékony hatással van a kardiovaszkuláris és légzési paraméterek alakulására (Brurok et al. 2013; Hasnan et al. 2013; Hooker et al. 1992). Ez az eljárás javítja a járásképeséget is részleges gerincvelősérült vagy stroke-on átesett páciensek esetén (Kaupp et al. 2018; Zhou et al. 2018).

A jelen dolgozatban ismertetett mérések során olyan ciklikus karmozgási feladatot választottunk, amelyben kötött pályán mozog a kar és a feladat jól reprodukálható. A vizsgálatban a kézi kerékpározás egyes biomechanikai (rángás) és szabályozhatósági (izomszinergiák) tulajdonságait vizsgáltuk.

A kar egy sokcsuklópontos szerkezet, amelyben az egyes szegmensek ízületekben csatlakoznak. A kar főbb szegmensei a felkar, az alkar és a kézfej, csuklópontjai a váll, a könyök és a csukló ízületek. A mozgási feladat végrehajtása során a szegmensek között hajlásszög változás lép fel az ízületekben, ez az ízületi hajlásszögváltozás. A kézi kerékpározás során a váll és a könyök ízületekben jelenik meg jelentős hajlásszögváltozás, így az ezekért felelős felkar és vállizmok elektromos aktivitását mértük (Javed and Ashmyan 2018).

A végtag végpontja az a pont, ami distalis irányban a legtávolabb van az első csuklóponttól. Ennek a pontnak a mozgása tulajdonképpen az ízületi hajlásszögváltozások függvénye és magába foglalja a végtag szegmenseinek jellemzőit. A mozgás simaságának optimalizációja a mozgó pont rángásának minimalizálásával érhető el (Flash and Hogan 1985; Simmons and Demiris 2005).

A karmozgásokat az izmok aktivitása hozza létre, az izomszinergia az izmok együttműködésére utal. Egy mozgási feladat során általában több izom és ízület áll rendelkezésre, mint amennyi feltétlenül szükséges a feladat végrehajtásához. Ezért bizonyos izmok együttműködnek, fennáll közöttük egy nem-lineáris kapcsolat. Az izomszinergiák vizsgálata ezt a kapcsolatot igyekszik feltárni.

2. CÉLKITŰZÉSEK

A vizsgálat célja annak meghatározása volt, hogy a választott biomechanikai és szabályozhatósági tulajdonságok hogyan függenek a mozgási feladat különböző, külső paramétereitől. A korábbi, kézi kerékpározással kapcsolatos eredmények alapján felmerült, hogy vajon adódik-e különbség a két kar között akkor, ha a kézi kerékpár két hajtókarja nincs fizikailag összekötve, így fizikai értelemben a két kar külön-külön tudja végrehajtani a feladatot. Hogyan befolyásolja mindezt a tekerés módja, ha a két kar fázisban – azaz szinkronban vagy – 180° -os fáziseltolódással – azaz aszinkronban végzi a mozgást? Hatással van-e a mozgási feladat szabályozására az, hogy mekkora sugarú körpályán mozognak a kezek? Továbbá, mint az egyik legerősebb külső tényező, a gravitáció testhelyezethez viszonyított irányának megváltozása milyen következményekkel jár a kézi kerékpározás végrehajtása esetén?

Ezek alapján a mérések során a kézi kerékpározás függését három fő szempont, illetve kinematika esetén plusz egy negyedik szempont alapján vizsgáltuk. Ezek a testhelyzet – a gravitáció irányának hatása, a tekerési mód – a mozgás időzítése, és a pálya mérete – a kar végpontja által megtett kör nagysága, továbbá a kinematika esetén a mérési oldal – jobb vagy bal – voltak. A kézi kerékpározás biomechanikai tulajdonságait tekintve a hajlásszögek, a kar konfiguráció és a rángás adnak fontos információt. Míg a szabályozási kérdéseket az izmok együttműködése, az izomszinergia kiszámításával lehet meghatározni. Ezeket összegezve, munkánk célja az alábbi lépések megvalósítása és az alábbi állítások megválaszolása volt.

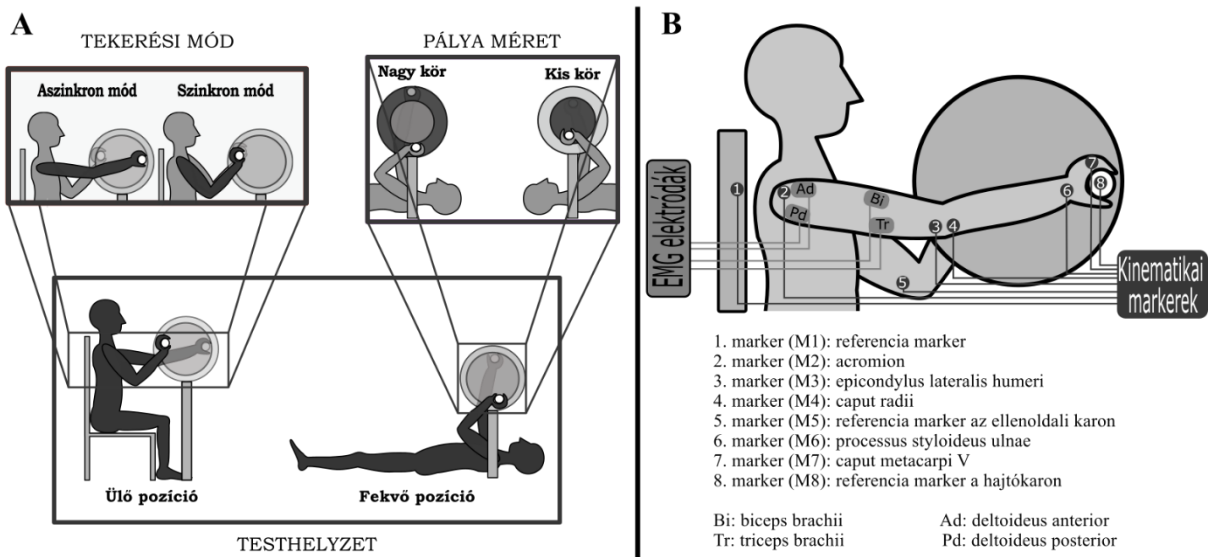
Feladatok:

1. A kézi kerékpározási feladat kinematikai és izomaktivitási (EMG) paramétereinek mérése ép-testű résztvevőkön, egy olyan eszközön, amelyen megvalósíthatók a kívánt beállítások.
2. A mérési adatok szűrésére, feldolgozására, elemzésére alkalmas programkódok fejlesztése Matlab környezetben.
3. Megvizsgálni, hogy a kézi kerékpározás során a rángás komponensek százalékos megoszlása a teljes rángásban (biomechanikai tulajdonság) függ-e a testhelyzettől, a kerékpározás módjától és a pálya méretétől.
4. Megvizsgálni, hogy a kézi kerékpározáskor fellépő izomszinergiák (szabályozási kérdés) függenek-e a testhelyzettől, a kerékpározás módjától és a pálya méretétől.

3. MÓDSZER

3.1. Mérési beállítások

A kézi kerékpározás biomechanikai és szabályozhatósági tulajdonságainak vizsgálatához ép-testű emberek kézi kerékpározó mozgását vettük fel. A vizsgálatban 13 személy vett részt, ők írásos tájékoztatást kaptak a mérés folyamatáról, és írásos beleegyezést adtak a mérésben való részvételre. Az Országos Orvosi Rehabilitációs Intézet Etikai Bizottsága jóváhagyta a méréseket. A mérések kivitelezéséhez egy olyan mérési protokollt és egy olyan egyedi kézi kerékpározó eszközt terveztünk, amellyel megvalósíthatók a 2. Célkitűzések c. fejezetben ismertetett mérési szempontok (1.A ábra). Nevezetesen a testhelyzet – ez lehetett ülő vagy hanyatt fekvő, a tekerési mód – ez lehetett szinkron vagy aszinkron, és a pálya mérete – ez lehetett kis kör (átmérő 20 cm) vagy nagy kör (30 cm). Ezek kombinációjaként összesen nyolc mérési feltételt határoztunk meg: 1) ülő pozíció, aszinkron tekerési mód, nagy kör; 2) ülő pozíció, aszinkron tekerési mód, kis kör; 3) fekvő pozíció, aszinkron tekerési mód, nagy kör; 4) fekvő pozíció, aszinkron tekerési mód, kis kör; 5) ülő pozíció, szinkron tekerési mód, nagy kör; 6) ülő pozíció, szinkron tekerési mód, kis kör; 7) fekvő pozíció, szinkron tekerési mód, nagy kör; 8) fekvő pozíció, szinkron tekerési mód, kis kör. Minden feltétel esetén legalább 30 másodpercnyi kézi kerékpározást rögzítettünk. A protokoll részeként megadtuk a tekerési sebességet is, ez 60 kör per perc volt, amelyet egy metronóm alapján tudtak követni a



1. ábra Mérési protokoll. Az A panelen a meghatározott mérési beállítások láthatók. A B panelen a kinematikai markerek és a mérő elektrodák elhelyezkedése látható.

résztevők.

A mintavételi frekvencia a kinematikai adatok esetén 100Hz, míg az EMG esetén 900 Hz volt. A kézi kerékpározás során Zebris ultrahang alapú mozgásanalizáló rendszerrel mértük a kar kinematikáját, azaz meghatározott pontjainak térbeli helyzetét, továbbá a felkar meghatározott izmainak elektromos aktivitását. Az izmok aktivitását mindkét karról egyszerre rögzítettük, míg a kinematikát egyszerre csak az egyik oldalról vettük fel a mozgásanalizáló rendszer fizikai tulajdonságai miatt. A nyolc kinematikai markert a mért oldalon helyeztük el (1.B ábra). Emellett 4-4 izom aktivitását mértük a karon.

3.2. Számítások

A mérések során felvett kinematikai és izomaktivitási adatokon előfeldolgozást végeztünk. Az előfeldolgozás részeként a kinematikai markerek térbeli helyzetéből meghatároztuk a váll, a könyök és csukló ízületek hajlásszögét minden időpillanatban. Az izomaktivitási adatokon a hálózati frekvenciát (50 Hz) egy 4. fokú sávzáró, majd a normál emberi izomaktivitási tartományon (25-300 Hz) belül eső jeleket egy 3. fokú sáváteresztő Butterworth szűrővel szűrtük (Botzheim et al. 2021; Detrembleur et al. 2000; Mravcsik et al. 2021). Az ábrázoláshoz és egyes számításokhoz meghatároztuk az egyes körök résztvevőnként vett átlagát minden feltételre. A megadott tekerési sebesség és a mintavételi frekvencia alapján – a kinematikát tekintve – egy szabályos kör, azaz egy szabályos ciklus 100 mintából állt. Ezért az átlagszámítás során az egyes ciklusokat 100 minta hosszúra normáltuk, és meghatároztuk az átlagos ciklusokat először minden résztvevőre, majd ezeket résztvevőnként is átlagoltuk az egyes feltételekre.

Ezután a biomechanikai tulajdonság vizsgálataként kiszámítottuk a rángást a kinematikai adatokra és a szabályozhatósági tulajdonságként meghatároztuk a szinergiákat az izomaktivitási adatokra. Részletes leírásukat és eredményeit a következő fejezetekben mutatom be.

A kapott eredményeket kvantitatív módon is összehasonlítottuk. Az adatok normalitását Shapiro-Wilk teszttel vizsgáltam. Mivel sem a rángás, sem a szinergia számítás során kapott adatok nem voltak normál eloszlásúak, ezért az ismételt méréses ANOVA nem paraméteres megfelelőjét, a Friedman tesztet alkalmaztam, Conover post-hoc teszttel. A hamis pozitív tesztek száma feltételezhetően Poisson eloszlást követ, így a hamis pozitív eredmények kizárására megvizsgáltam a kapott szignifikáns különbségeket a Poisson eloszlás tükrében. A szinergiaszámítás esetén a statisztikai elemzés alátámasztására kiszámoltam a szinergiavektorok hasonlóságát normalizált skalárszorzatot alkalmazva. A normalizált skalárszorzat a vektorok hasonlóságának mértékét adja meg. Ehhez egy küszöbértéket határoztunk meg, eszerint ha a normalizált skalárszorzat értéke 0,9 felett volt, akkor hasonlóknak vettük a két vektort.

4. A RÁNGÁS

Az idegrendszeri szabályozás egy mozgási feladat végrehajtása során a feladat optimális megoldására törekszik, ebbe illeszkedik a minimális rángás elve. A minimális rángás modelljét először Flash és Hogan írta le 1985-ben (Flash and Hogan 1985). A rángás egy adott időpillanatban úgy írható le, mint a végtag végpontjának ($p(t)$) harmadik időbeli deriváltja. A pillanatnyi rángást négyzetre emelve és idő szerint integrálva megkapjuk a mozgás teljes időtartamára nézve (0-tól T-ig) a teljes rángást (1. egyenlet).

$$C_j = \int_0^T p'''(t)^2 dt \quad (1)$$

A minimális rángás elve azt jelenti, hogy a központi szabályozás ezt a mennyiséget igyekszik minimalizálni. A minimalizálással jól közelíthetők az olyan stabil és sima mozgások, mint az emberi karmozgások (Seki and Tadakuma 2004). A minimális rángás modell jól alkalmazható tehát a modellezés, a szimulációk és a robotika területén emberi mozgások reprezentálására (Pattacini et al. 2010).

Matematikailag a pillanatnyi rángás ($p'''(t)$) felírható az ízületi hajlásszögek parciális deriváltjait tartalmazó, úgynevezett Jacobi mátrix ($J(t)$) és a pillanatnyi ízületi hajlásszögek ($\alpha(t)$) kombinációjaként (2. egyenlet) (Laczkó 1999; Zatsiorsky 1998).

$$p'''(t) = J''(t)\alpha'(t) + 2J'(t)\alpha''(t) + J(t)\alpha'''(t) \quad (2)$$

A tömörség kedvéért alkalmaztuk az alábbi jelöléseket a (2) egyenlet jobb oldalának három tagjára:

$$J''(t)\alpha'(t) = \mathbf{G}_1(t); \quad (3)$$

$$J'(t)\alpha''(t) = \mathbf{G}_2(t); \quad (4)$$

$$J(t)\alpha'''(t) = \mathbf{G}_3(t); \quad (5)$$

Az fenti rövidítéseket (3-5 egyenletek) alkalmazva, a teljes rángás az alábbi négy komponens összegeként írható fel.

$$\int_0^T p'''(t)^2 dt = \int_0^T \mathbf{G}_1(t)^2 dt + \int_0^T \mathbf{G}_2(t)^2 dt + \int_0^T \mathbf{G}_3(t)^2 dt + \int_0^T 2(\langle \mathbf{G}_1(t), \mathbf{G}_2(t) \rangle + \langle \mathbf{G}_1(t), \mathbf{G}_3(t) \rangle + \langle \mathbf{G}_2(t), \mathbf{G}_3(t) \rangle) dt \quad (6)$$

ahol \langle , \rangle a skaláris szorzat, $\mathbf{G}_i(t)^2 = \langle \mathbf{G}_i(t), \mathbf{G}_i(t) \rangle$ ahol $i=1,2,3$. A negyedik komponens röviden mixed term-nek vagy mixed komponensnek nevezik (Botzheim et al. 2019; Laczko et al. 2017).

A $\int \mathbf{G}_1^2$ a szögsebességtől, a $\int \mathbf{G}_2^2$ a szöggyorsulástól függ, és ez a kettő erősen függ a végtag konfigurációjától is. A $\int \mathbf{G}_3^2$ a szögrángástól függ, és független a végtag konfigurációjának változásától, míg a negyedik komponens, amire $\int mixed$ jelöléssel utalunk a másik három komponensről függ.

A (6) egyenletet felhasználva kiszámítottuk a résztvevőnként átlagolt teljes rángást minden feltételre, minden esetben komponensekre bontottuk a teljes rángást és meghatároztuk a komponensek százalékos eloszlását a teljes rángásban.

A számítások elvégzésekor három kérdés mentén végeztük el a statisztikai összehasonlítást. Először azt vizsgáltuk, hogy van-e szignifikáns különbség a teljes rángásban az egyes mérési szempontokat (testhelyzet, tekerési mód, pálya mérete, mérési oldal) tekintve. Ezután a rángást felbontottuk az ismertett négy komponensre. Megvizsgáltuk, hogy van-e különbség az egyes mérési feltételek között a négy komponensben, illetve, hogy van-e különbség a komponensek százalékos megoszlásában az egyes mérési feltételeket tekintve.

A statisztikai elemzés elvégzése után azt kaptuk, hogy a teljes rángás és a négy rángáskomponens vizsgálata esetén nincs szignifikáns különbség sem a testhelyzetet, sem a tekerési módot, sem a mérési oldalt tekintve. Ugyanakkor a pályaméretet tekintve minden esetben szignifikáns különbség van a kis és a nagy körös tekerés között. Ez a különbség abból adódhat, hogy a megadott tekerési sebesség mellett a különböző pályaméretes esetekben különböző volt a kerületi sebesség a feladat végrehajtása során. Tehát a nagyobb mozgásterjedelem nagyobb sebességet, ezáltal nagyobb rángást indukál. Az, hogy a többi mérési szempont esetén nem volt szignifikáns különbség, arra utal, hogy a központi szabályozás alkalmazkodik a külső erőkhöz, feltételezve egy belső gravitációs modell létezését (Gaveau et al. 2016). Az egyes feltételek esetén a komponensek eloszlására azt találtuk, hogy a kis kör esetén a $\int \mathbf{G}_3^2$ és $\int mixed$ domináns a $\int \mathbf{G}_1^2$ és $\int \mathbf{G}_2^2$ -vel szemben. Nagy kör esetén a $\int mixed$ komponens domináns a másik három komponenssel szemben. Továbbá a $\int \mathbf{G}_3^2$ komponens relatív alacsony értéket vett fel – kis kör esetén legfeljebb 35% és nagy kör esetén legfeljebb 20% – a korábban vizsgált elérő mozgáskor számított 90%-hoz képest (Laczko et al. 2017). Ez azt sugallja, hogy a kézi kerékpározás erősen függ a kar konfigurációjának változásától. Továbbá arra

következtethetünk, hogy a $\int mixed$ komponens nagysága függ a mozgási feladattól és nagysága jól jellemzi a mozgási feladatot.

5. A SZINERGIA

A szinergia az izmok együttműködését, összehangolt együtt-aktiválódását jelenti. A szinergiák olyan modulok, amelyekből a központi szabályozás felépíti a mozgást, az izmok egyidejű aktiválása által, törekedve a mozgási feladat optimalizálására. A szinergiaszámítás lényege, megtalálni azt a legkevesebb számú modult, amivel az eredeti, mért izomaktivitás a lehető legkisebb hibával rekonstruálható. A szinergiák aktivációs együtthatókból és szinergiavektorokból állnak. Az aktivációs együtthatók a mozgási feladatra jellemző idősorok, míg a szinergiavektorok egy-egy izomnak az adott szinergiához való hozzájárulását mutatják. Matematikailag a szinergiavektorok (W) és az aktivációs együtthatók (H) mátrixának kombinációjaként (EMG_r) közelítjük az eredeti, mért EMG jelek mátrixát (EMG_0) valamekkora hibával (e) (7. egyenlet).

$$EMG_0 = WH + e = EMG_r + e \quad (7)$$

A szinergiák meghatározásához a nem-negatív mátrix faktorizáció (NNMF) módszerét alkalmaztuk (Lee and Seung 1999, 2001). Az algoritmus véletlenszerű értékekről indul ki, és rekurzív módon közelíti az eredeti izomaktivitási jeleket a megadott számú szinergiákkal, miközben minimalizálja a hibát (Barroso et al. 2014; Pérez-Nombela et al. 2017). A szinergiák megfelelő számát a közelítés jósága, angolul variance accounted for (VAF) adja meg. A kézi kerékpározás esetén kiszámoltuk a VAF értéket minden feltételre. Ahhoz, hogy megfelelően kicsi közelítési hibát kapjunk, a VAF küszöbértékét 0,9-ben határoztuk meg (Botzheim et al. 2021). Azt kaptuk, hogy – minden mérési feltételt figyelembe véve – legalább négy szinergiára van szükség a megfelelően jó közelítéshez. Meg kell jegyezni, hogy ha csak a szinkron tekerési módot vesszük figyelembe, akkor már három szinergiával is megfelelően jó közelítést érünk el. Ez alapján az NNMF algoritmus segítségével meghatároztuk négy szinergiára az aktivációs együtthatókat és a szinergiavektorokat. Ebben az esetben az eredeti izomaktivitási jeleket tartalmazó EMG_0 mátrix 8 sorból állt, a 8 mért izomnak megfelelően, és 100 oszlopból, egy átlagos ciklus hosszának megfelelően. A szinergiavektorok mátrixa (W) szintén 8 sorból állt, a mért izmoknak megfelelően, és 4 oszlopból, mivel 4 szinergiával számoltunk. Az együtthatók mátrixa pedig 4 sorból állt, a 4 szinergiának megfelelően és 100 oszlopból, egy átlagos

ciklusnak megfelelően. Így a rekonstruált EMG jelek mátrixának (EMG_r) dimenziója megegyezik EMG_0 dimenziójával.

A szinergiavektorokat összehasonlítottuk Friedman teszttel és megvizsgáltuk a normalizált skalárszorzatukat is. A szinergiavektorok között szignifikáns különbséget találtunk a testhelyzetet tekintve, minden szinergiában, minden összehasonlításban több izom esetén. A szinergiavektorok normalizált skalárszorzata minden esetben kisebb volt, mint a megadott 0,9-es küszöbérték. Ezek alapján elmondható, hogy a különböző testhelyzetek esetén szignifikáns különbség van az izomszinergiák szerveződésében, ami arra utal, hogy a központi szabályozás felhasználhatja a gravitációs forgatónyomatékat proprioceptív visszacsatolás mellett a mozgás tervezéséhez. Kevesebb esetben, de szintén minden szinergiában és minden összehasonlításban találtunk szignifikáns különbséget a tekerési módot tekintve. A normalizált skalárszorzatokat tekintve az esetek felében volt kisebb a skalárszorzat értéke, mint a meghatározott küszöbérték. Az aszinkron tekerési módot tekintve azt figyeltük meg, hogy a szinergiavektorokban mindig az egyik kar izmainak a részvétele domináns, míg a szinkron tekerési módnál egy-egy izom domináns, mindkét karon. A VAF értékekben talált különbségek arra utalhatnak, hogy a kézi kerékpározás esetleg könnyebben szabályozható szinkron tekerési módban. A pályaméret esetén csak néhány helyen találtunk szignifikáns különbséget, de az is hamis pozitív eredménynek bizonyult. A nagyobb mozgásterjedelem nagyobb sebességgel jár, ami eredményezhet változást az izomaktivitásokban. Ugyanakkor az eredmények arra utalnak, hogy az izomszinergiák szerveződését nem befolyásolja a sebesség. Összességében úgy tűnik, hogy különféle kinematika mellett az izomszinergiák leképeznek mozgáscélokat és cselekvéseket, de ez a leképezés korlátozásoktól függ. A központi szabályozás létrehozhat egy „dimenziócsökkentést” azáltal, hogy kevesebb leszálló jellel több motorneuron készletet aktiválhat.

6. ÖSSZEFOGLALÁS

A Célkitűzések című fejezetben ismertetett feladatokat elvégeztük, a felmerült kérdések megválaszolásához megterveztünk egy egyedi eszközt és egy mérési protokollt. Elvégeztük a méréseket a kézi kerékpározás során, és rögzítettük a kinematikai és izomaktivitási adatokat. Az előfeldolgozás után kiszámítottuk a teljes rágás mértékét, valamint meghatároztuk a különböző rágáskomponenseket a kinematikai adatokból. Az izomaktivitási adatokból kiszámítottuk a megfelelő számú szinergiavektorokat és a hozzájuk tartozó aktivációs együtthatókat. Az eredményeket statisztikai szempontból is összehasonlítottuk.

A megtervezett mérési protokoll alapján elvégzett mérések eredményei azt sugallják, hogy a központi szabályozás adaptálódik a megváltozott külső kényszerekhez, és úgy tűnik, hogy az izomegyütműködések stabilizálják a mozgás kinematikáját. A nagyobb mozgásterjedelem nagyobb rágással jár, ugyanakkor az izomszinergiák szerveződését nem befolyásolja jelentős mértékben.

A dolgozatban megmutattuk, hogy szignifikáns hatással volt a mozgási pálya mérete mind a kar végpontjának rágására, mind a rágáskomponensek százalékos megoszlására a teljes rágásban, a kézi kerékpározás során. Ugyanakkor nem volt rá szignifikáns hatással sem a testhelyzet, sem a tekerési mód, sem az oldal (jobb és bal oldali kar). Tudomásunk szerint eddig senki nem írta le a felső végtag rágás komponenseit és azok jellemzőit kézi kerékpározás során.

A dolgozatban megmutattuk, hogy a kézi kerékpározás során az izomszinergiák szerveződését szignifikánsan befolyásolta a testhelyzet és a tekerési mód, a pálya mérete azonban nem. Tudomásunk szerint más még nem vizsgálta a kézi kerékpározás mozgásszabályozását az izomszinergiák szerveződésén keresztül.

A kutatásunk eredményei azt sugallják, hogy a kézi kerékpározás során a központi szabályozás különböző szinten és mértékben alkalmazkodik a külső kényszerekhez, más-más izomegyütműködési stratégiát választva a feladat megoldásához. Ugyanakkor a mozgás simaságát nem feltétlen befolyásolja az izomegyütműködési stratégiák változása.

A feltárt információk lehetőséget adnak a kézi kerékpározáson alapuló mozgás-rehabilitációs terápiák bővítésére, különböző külső feltételek esetén. A rágáskomponensek megoszlásának feladatspecifikussága felhasználható diagnosztikai célokra. Az izomszinergiák jól alkalmazhatók lehetnek, ha több izmot szeretnénk együttesen ingerelni kevesebb csatornával, például funkcionális elektromos stimulációs terápiában.

7. FELHASZNÁLT IRODALOM

- Barroso FO, Torricelli D, Moreno JC, Taylor J, Gomez-Soriano J, Bravo-Esteban E, Piazza S, Santos C, Pons JL.** Shared muscle synergies in human walking and cycling. *J Neurophysiol* 112: 1984–1998, 2014.
- Botzheim L, Laczko J, Torricelli D, Mravcsik M, L. Pons J, Barroso FO.** Effect of gravity and kinematic constraints on muscle synergies in arm cycling. *J Neurophysiol* jn.00415.2020, 2021.
- Botzheim L, Mravcsik M, Zsenak I, Piovesan D, Laczko J.** Jerk decomposition during bimanual independent arm cranking. In: *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*. IEEE Computer Society, 2019, p. 264–269.
- Brurok B, Tørhaug T, Karlsen T, Leivseth G, Helgerud J, Hoff J.** Effect of lower extremity functional electrical stimulation pulsed isometric contractions on arm cycling peak oxygen uptake in spinal cord injured individuals. *J Rehabil Med* 45: 254–259, 2013.
- Chaytor CP, Forman D, Byrne J, Loucks-Atkinson A, Power KE.** Changes in muscle activity during the flexion and extension phases of arm cycling as an effect of power output are muscle-specific. *PeerJ* 8: e9759, 2020.
- Claydon VE, Hol AT, Eng JJ, Krassioukov A V.** Cardiovascular Responses and Postexercise Hypotension After Arm Cycling Exercise in Subjects With Spinal Cord Injury. *Arch Phys Med Rehabil* 87, 2006.
- Detrembleur D ucl ac be, van den Hecke A, Dierick F.** Motion of the body centre of gravity as a summary indicator of the mechanics of human pathological gait. *Gait posture* 12: 243–250, 2000.
- Flash T, Hogan N.** The Coordination of Arm Movements: An Experimentally Confirmed Mathematical Model'. *J Neurosci* 5: 1688–1703, 1985.
- Gaveau J, Berret B, Angelaki DE, Papaxanthis C.** Direction-dependent arm kinematics reveal optimal integration of gravity cues. *Elife* 5, 2016.
- Hasnan N, Engkasan JP, Husain R, Davis GM.** High-intensity virtual-reality arm plus FES-leg interval training in individuals with spinal cord injury. *Biomed Tech* 58, 2013.
- Hooker SP, Figoni SF, Rodgers MM, Glaser RM, Mathews T, Suryaprasad AG, Gupta SC.** Metabolic and hemodynamic responses to concurrent voluntary arm crank and electrical stimulation leg cycle exercise in quadriplegics. *J Rehabil Res Dev* 29: 1–1, 1992.
- Hopman MTE, van Teeffelen WM, Brouwer J, Houtman S, Binkhorst RA.** Physiological responses to asynchronous and synchronous arm-cranking exercise. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 72: 111–114, 1995.
- Javed O, Ashmyan R.** Anatomy, Shoulder and Upper Limb, Muscles [Online]. StatPearls Publishing. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/29494017> [17 May 2021].
- Kaupp C, Pearcey GEP, Klarner T, Sun Y, Cullen H, Barss TS, Zehr EP.** Rhythmic arm cycling training improves walking and neurophysiological integrity in chronic stroke: The arms can give legs a helping hand in rehabilitation. *J Neurophysiol* 119: 1095–1112, 2018.
- Kraaijenbrink C, Vegter RJK, Hensen AHR, Wagner H, van der Woude LH V.** Biomechanical and physiological differences between synchronous and asynchronous low intensity handcycling during practice-based learning in able-bodied men. *J Neuroeng Rehabil* 17: 29, 2020.

- Laczko J.** Az emberi mozgás szabályozásának matematikai modelljei. *Mat Lapok* 1994/4: 47–64, 1999.
- Laczko J, Scheidt RA, Simo LS, Piovesan D.** Inter-Joint Coordination Deficits Revealed in the Decomposition of Endpoint Jerk During Goal-Directed Arm Movement After Stroke. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng* 25: 798–810, 2017.
- Lee DD, Seung HS.** Learning the parts of objects by non-negative matrix factorization. *Nature* 401: 788–791, 1999.
- Lee DD, Seung HS.** *Algorithms for non-negative matrix factorization.* 2001.
- Lockyer EJ, Benson RJ, Hynes AP, Alcock LR, Spence AJ, Button DC, Power KE.** Intensity matters: effects of cadence and power output on corticospinal excitability during arm cycling are phase and muscle dependent. *J Neurophysiol* 120: 2908–2921, 2018.
- Marteniuk RC, Mackenzie CL.** *Constraints on Human Arm Movement Trajectories**. 1987.
- Mezzarane RA, Nakajima T, Zehr EP.** After stroke bidirectional modulation of soleus stretch reflex amplitude emerges during rhythmic arm cycling. *Front Hum Neurosci* 8: 136, 2014.
- Mossberg K, Willman C, Topor MA, Crook H, Patak S.** Comparison of asynchronous versus synchronous arm crank ergometry. *Spinal Cord* 37: 569–574, 1999.
- Mravcsik M, Botzheim L, Zentai N, Piovesan D, Laczko J.** The Effect of Crank Resistance on Arm Configuration and Muscle Activation Variances in Arm Cycling Movements. *J Hum Kinet* 76: 175–189, 2021.
- Nishikawa KC, Murray ST, Flanders M.** Do arm postures vary with the speed of reaching? *J Neurophysiol* 81: 2582–2586, 1999.
- Pattacini U, Nori F, Natale L, Metta G, Sandini G.** *An Experimental Evaluation of a Novel Minimum-Jerk Cartesian Controller for Humanoid Robots.* 2010.
- Pérez-Nombela S, Barroso F, Torricelli D, De Los Reyes-Guzmán A, Del-Ama AJ, Gómez-Soriano J, Pons JL, Gil-Agudo.** Modular control of gait after incomplete spinal cord injury: Differences between sides. *Spinal Cord* 55: 79–86, 2017.
- Sabzevari VR, Jafari AH, Boostani R.** Muscle synergy extraction during arm reaching movements at different speeds. *Technol Heal Care* 25: 123–136, 2017.
- Sciutti A, Demougeot L, Berret B, Toma S, Sandini G, Papaxanthis C, Pozzo T.** Visual gravity influences arm movement planning. *J Neurophysiol J Neurophysiol Inser* , 2012. doi:10.1152/jn.00420.2011.
- Seki H, Tadakuma S.** Minimum jerk control of power assisting robot based on human arm behavior characteristic. In: *Conference Proceedings - IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics.* 2004, p. 722–727.
- Simmons G, Demiris Y.** Optimal robot arm control using the minimum variance model. *J Robot Syst* 22: 677–690, 2005.
- Spence AJ, Alcock LR, Lockyer EJ, Button DC, Power KE.** Phase- and workload-dependent changes in corticospinal excitability to the biceps and triceps brachii during arm cycling. *Brain Sci* 6, 2016.
- Zatsiorsky VM.** *Kinematics of Human Motion.* Champaign, IL: Human Kinetics, 1998.
- Zhou R, Alvarado L, Ogilvie R, Chong SL, Shaw O, Mushahwar VK.** Non-gait-specific intervention for the rehabilitation of walking after SCI: role of the arms. *J Neurophysiol* 119: 2194–2211, 2018.

8. SAJÁT PUBLIKÁCIÓK

AZ ELJÁRÁS TÉMAKÖRÉBEN KÉSZÜLT PUBLIKÁCIÓK:

Botzheim, L., Laczko, J., Torricelli, D., Mravcsik, M., L. Pons, J., Barroso, F. O. (2021). *Effect of gravity and kinematic constraints on muscle synergies in arm cycling*. Journal of Neurophysiology, jn.00415.2020. <https://doi.org/10.1152/jn.00415.2020> (Q1, 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 (IF: 1,29)

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> (Q2, IF: 1.664)

AZ ELJÁRÁS TÉMAKÖRÉBEN KÉSZÜLT KONFERENCIA ÖSSZEFOGLALÓK:

Botzheim L, Piovesan D, Laczko J. (2019): *Body position does not affect jerk decomposition in upper limb cycling*. Program No. 064.11. 2019 Neuroscience Meeting Planner. Chicago, IL: Society for Neuroscience, 2019. Online. <https://www.abstractsonline.com/pp8/#!/7883/presentation/59144>

Botzheim L, Malik Sz, Laczkó J.(2019): *Motor synergies of cyclic upper limb movement*; Summer School of Neurorehabilitation, Baiona, Spanyolország, SSNR2019-Proceedings, pp. 33-34., <http://www.ssnr2019.org/wp-content/uploads/2019/10/SSNR2019-Proceedings.pdf>

Zsenak I, Botzheim L, Laczko J, Piovesan D (2019): *Jerk components are dependent on movement size during arm cranking*. Proceedings of the 41st Annual Intl. Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Berlin, Germany, Presentation WePos-29.31. <https://events.infovaya.com/presentation?id=44966>

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

Botzheim L, Mravcsik M, Laczko J. (2019) *Comparing cyclic human arm movement patterns*. 8th Interdisciplinary Doctoral Conference 2019, Book of Abstracts, Pécs, 2019

Botzheim L, Malik Sz, 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, Dublin, 2018. Online.

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 No. 152.02. 2017 Neuroscience Meeting Planner. Washington, DC, USA: SfN 2017. 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, 2017.07.22-22. 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.

Mravcsik M, Zentai N, Botzheim L, Laczko J. (2016): *Unimanual versus bimanual arm cycling movements muscle activity variances*. Program Number 886.01, 2016 Neuroscience Meeting Planner. Soc. for Neuroscience, San Diego CA, USA, Online

Botzheim L, Malik Sz, Mravcsik M, Zentai N, Laczko J. (2016): *Comparison of muscle activities during arm cycling in horizontal and vertical planes*. 5 th International Scientific Conference - Motor Control 2016, szeptember 14-16., Wisła, Lengyelország, book of Abstracts, p.25

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, Orlando, FL, USA, Control number.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, 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. Budapest, Hungary, Program Book p 125., ISBN: 978-615-187-07- 0

AZ ELJÁRÁS TÉMAKÖRÉN KÍVÜL KÉSZÜLT PUBLIKÁCIÓK:

Katona, P; Mravcsik, M; Botzheim, L; Klauber, A; Cserháti, P; Laczkó,J (2021) *Bionikai megoldások gerincvelősérültek mozgás-rehabilitációjában és sportjában – Funkcionális Elektromos Izomingerléssel végzett kerékpározás : Bionic solutions in movement-rehabilitation and sports in the case of people with spinal cord injury*. MAGYAR SPORTTUDOMÁNYI SZEMLE 22 : 1 (89) pp. 3-18. , 16 p.

Laki A.J, Botzheim L, Iván K, Tamási V, Civera P. (2014) *Separation of Microvesicles from Serological Samples Using Deterministic Lateral Displacement Effect*. JOURNAL OF BIONANOSCIENCE 5:(1) pp. 48-54. (2014)

AZ ELJÁRÁS TÉMAKÖRÉN KÍVÜL KÉSZÜLT KONFERENCIA ÖSSZEFOGLALÓK:

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.

Laczko J, Botzheim L, Malik Sz, Mravcsik M, Szabo S. (2018) *Graph based dimension reduction to discern kinematic synergies in cycling arm movements*. Program No. 224.11. 2018 Neuroscience Meeting Planner. San Diego, CA: Society for Neuroscience, 2018. Online.

Laki A.J, Botzheim L, Iván K, Szabó T, Tamási V, Buzas E.I, Civera P. (2014) *Label-Free Fractionation of Tumor-Derived Extracellular Vesicles from Human Blood Using Deterministic Lateral Displacement Effect*. In: CBM Society, Biological Microsystems Society 18th International Conference on Miniaturized Systems for Chemistry and Life Sciences (MicroTAS 2014). San Antonio, USA, 2014.10.26-2014.10.30. San Diego: CBM Society, 2014. pp. 2471-2473.

Laki A.J, Botzheim L, Iván K, Szabó T, Buzas E.I, Civera P. (2014) *Microvesicle Fractionation Using Deterministic Lateral Displacement Effect*. In: IEEE Nanotechnology Council, Nano/Micro Engineered and Molecular Systems (NEMS): 2014 9th IEEE International Conference. Waikiki, USA, 2014.04.13-2014.04.16. Piscataway: IEEE, 2014. pp. 490-494.