

PÉCSI TUDOMÁNYEGYETEM

Biológiai és Sportbiológiai Doktori Iskola

A változó külső kényszerek hatása a kézi kerékpározó mozgás koordinációjára

PhD értekezés

Zólyominé Botzheim Lilla

Témavezető:

Dr. Laczkó József
habilitált egyetemi docens

Témavezető aláírása

Iskolavezető aláírása

PÉCS, 2021

TARTALOMJEGYZÉK

Rövidítések jegyzéke	4
1. Szakirodalmi áttekintés	6
1.1. Felsővégtag-mozgási feladatok vizsgálata	8
1.1.1. Karmozgás jellemzői	8
1.1.2. Ciklikus mozgási feladatok	10
1.2. A mozgást leíró tényezők	11
1.2.1. Rángás	12
1.2.2. Szinergia	15
2. Célkitűzések	19
3. Módszerek	21
3.1. Korábbi mérések	21
3.2. A mérési résztvevők	21
3.3. Mozgási feladatok meghatározása	21
3.4. Mérési keretrendszer	23
3.5. Mérési protokoll	24
4. Számítási módszerek	27
4.1. Nyers adatfeldolgozás	27
4.1.1. Jelszűrés	27
4.1.2. Burkológörbe	28
4.1.3. Hajlásszögszámítás	29
4.2. Az egyes körök átlagának kiszámítása	30
4.3. A rángás kiszámításának módszere	30
4.4. A szinergia kiszámításának módszere	31
4.4.1. Nem Negatív Mátrix Faktorizáció (NNMF)	31
4.4.2. Magyarózott variancia mértéke (VAF)	31
4.4.3. Sorba rendezés	32
4.5. Összehasonlítási módszerek	33
4.5.1. Statisztikai módszerek	33
4.5.2. Skalár szorzatok kiszámítása	34
5. Eredmények	35
5.1. A rángásra vonatkozó eredmények	35
5.1.1. Különbségek a feltételek között	35
5.1.2. Különbségek a rángás komponensei között	40

5.2.	A szinergiára vonatkozó eredmények	43
5.2.1.	Testhelyzet hatása	44
5.2.2.	Tekerési mód hatása.....	46
5.2.3.	Pálya méretének hatása	48
5.2.4.	Normalizált skalárszorzat	48
5.2.5.	Nemek közötti összehasonlítás	51
6.	Következtetések.....	53
6.1.	A végponti rángás vizsgálatának konklúziója.....	53
6.1.1.	A rángáskomponensek szerveződése.....	53
6.1.2.	A külső kényszerek hatása a végponti rángásra.....	54
6.2.	A szinergia számítás eredményeinek konklúziója	55
6.2.3.	A testhelyzet megváltozásának hatása	55
6.2.4.	A tekerési mód megváltozásának hatása	57
6.2.5.	A pálya méretének hatása	58
6.2.6.	A szinergiák szerveződése és összehasonlítása	58
6.3.	A rángás és a szinergia kapcsolata	60
6.4.	Rehabilitációs alkalmazhatóság	60
7.	Összefoglalás	63
8.	Summary.....	64
9.	Köszönetnyilvánítás	65
10.	Irodalomjegyzék	66
11.	Saját publikációk.....	75
11.1.	A dolgozat alapjául szolgáló publikációk.....	75
11.2.	A dolgozat témájához kapcsolódó poszterprezentációk.....	75
11.3.	Egyéb publikációk	76
12.	Függelék.....	78

RÖVIDÍTÉSEK JEGYZÉKE

FES	Funkcionális Elektromos Stimuláció
SCI	Gerincvelő sérülés (Spinal Cord Injury)
CPG	Központi mintagenerátor hálózat (Central pattern-generating network)
CNS	Központi idegrendszer (Central nervous system)
ASIA	American Spinal Injury Association
RPM	Fordulat per perc (Revolution per minute)
EMG	Electromyogram
NNMF	Nem-negatív mátrix faktoroizáció
VAF	Magyarázott variancia mértéke (Variance accounted for)
BiLe	Bal oldali musculus biceps brachii
BiRi	Jobb oldali musculus biceps brachii
TrLe	Bal oldali musculus triceps brachii
TrRi	Jobb oldali musculus triceps brachii
ADLe	Bal oldali musculus deltoideus anterior
ADRi	Jobb oldali musculus deltoideus anterior
PDLe	Bal oldali musculus deltoideus posterior
PDRi	Jobb oldali musculus deltoideus posterior
siasbi	Ülő helyzet, aszinkron mód, nagykör beállítás
siassm	Ülő helyzet, aszinkron mód, kiskör beállítás
sisybi	Ülő helyzet, szinkron mód, nagykör beállítás
sisysm	Ülő helyzet, szinkron mód, kiskör beállítás
suasbi	Fekvő helyzet, aszinkron mód, nagykör beállítás
suassm	Fekvő helyzet, aszinkron mód, kiskör beállítás

susybi..... Fekvő helyzet, szinkron mód, nagykör beállítás

susysmFekvő helyzet, aszinkron mód, kiskör beállítás

1. SZAKIRODALMI ÁTTEKINTÉS

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. Kutatásainkban, olyan ciklikus karmozgási feladat vizsgálatát választottuk, amelyekben kötött pályán mozog a kéz és jól reprodukálható. Olyan kérdésekre kerestük a választ, amelyek relevánsak a mozgási feladat alkalmazhatósága szempontjából, leírják a feladat jellemző paramétereit, és kvantitatív információt adnak a mozgás szabályozhatóságáról. Először néhány, a mozgásszabályozáshoz és a dolgozatomhoz kapcsolódó fogalmat szeretnék röviden ismertetni. Dolgozatomban a kézi kerékpározás tulajdonságait, pontosabban két tulajdonságot: a) a végtag végpontjának rágásának összetevőit, b) és az izomszinergiákat elemeztem.

A felsővégtag (az emberi kar) egy sokcsuklópontú (sokízületes) szerkezet, amelyben a végtag szegmensei csuklópontokban (ízületekben) csatlakoznak egymáshoz. Ezekben a csuklópontokban a szomszédos testrészek közötti hajlásszög változhat, ezt nevezem ízületi hajlásszögváltozásnak. Az első csuklópont a váll, a második a könyök, a harmadik a csukló. A fő szegmensek a felkar, az alkar és a kéz. A kézi kerékpározás során a váll és a könyök hajlásszög jelentősen változik egy-egy körciklus alatt, míg a csukló változása minimális. Ezért a mérések során azoknak az izmoknak az elektromos aktivitását vizsgáltuk, amelyek ennek a két ízületnek – a megfelelő irányú – mozgatásáért felelősek. Így a deltoideus izom anterior és poszterior részét, valamint a biceps és triceps izmok aktivitásait mértük. A deltoideus anterior a vállízület, ezáltal a felkar hajlításában, míg a deltoideus posterior a felkar nyújtásában játszik jelentős szerepet. A biceps brachii fő feladata a könyök hajlítása, a triceps brachii feladata pedig a könyök nyújtása (Javed and Ashmyan 2018). Meg kell jegyezni, hogy a rendelkezésünkre álló mérési berendezés limitálta a mérhető izmok számát, így az említett funkciók alapján a fenti négy-négy izom (jobb és bal kar) mérése mellett döntöttünk.

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 rángás vagy remegés a mozgás stabilitásának egyik fontos jellemzője, a végpont időbeli mozgásából számolható ki. Minél kisebb ez az érték, annál stabilabb a mozgási feladat végrehajtása. Továbbá ez a jellemző (a rángás) jól alkalmazható diagnosztikai vizsgálatok esetén is (pl. tremor esetén, vagy stroke után). A végpont rángása összetett módon függ az egyes csuklópontokban létrejövő elfordulásoktól és a kar geometriai tulajdonságaitól. A rángás kiszámítását az 1.2.1. pontban fejtem ki.

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 végrehajtáshoz. Ezért bizonyos izmok együttműködnek, fennáll közöttük egy nem-lineáris kapcsolat. Az izomszinergiák vizsgálata ezt a kapcsolatot igyekszik feltárni. Az izomszinergiák meghatározásához az úgynevezett nem-negatív mátrixfaktorizáció algoritmusát szokták alkalmazni. Ez egy dimenzióredukációs algoritmus, amely meghatározza a szinergiavektorokat és a szinergiavektorok aktivációs együtthatóit. Az izomszinergiák mozgásszabályozási szempontból olyan moduloknak tekinthetők, amelyekből előállítható sok együttműködő izom összehangolt aktivitása. Ezeknek a moduloknak a száma kisebb lehet, mint az együttműködő izmok száma. Így a moduloknak az alkalmazása lehetővé teszi a mozgás végrehajtását kevesebb paraméter szabályozásával. A szinergiavektorok ilyen modulokat reprezentálnak. A szinergiaszámítás módszerét az 1.2.2. pontban ismertetem részletesen.

A kutatás hosszútávú célja, hogy a kapott eredményeket felhasználjuk a mozgás-rehabilitáció során. A kézi kerékpározás jól alkalmazható például gerincvelősérültek rehabilitációja során, akár funkcionális elektromos stimulációval (FES) kiegészítve.

A gerincvelősérülés során részlegesen vagy teljesen megszakad a gerincvelő, ezáltal a sérült rész alatt csökkennek a szenzoros és a motoros funkciók. Ha a sérülés teljes, akkor egyáltalán nincs mozgás és érzés a sérülés alatt. A sérülések többségében paraplegia lép fel, azaz a páciens nem képes önálló, akaratlagos mozgásra a lábaival. Ugyanakkor a FES segítségével mégis képes aktív izommunkát végezni. A

funkcionális elektromos stimuláció lényege, hogy egy előre meghatározott mozgási feladat elvégzése érdekében, meghatározott ingerlési mintázat és paraméterek szerint elektromosan stimuláljuk a bénult végtag izmait. Az elektromos áram összehúzza az izmokat, ezzel aktív munkára készítette azokat. A páciensek számára új terápiás lehetőség a kézi kerékpározással kiegészített lábbal végzett FES kerékpározás (Zhou et al. 2018). Dolgozatomnak nem célja a FES által létrehozott mozgások tanulmányozása, de felhívom a figyelmet arra, hogy a jövőben a FES terápia szélesebb körű alkalmazása célszerű.

A rehabilitációs alkalmazás előtt azonban számos szabályozási kérdést meg kell válaszolni, és ismerni kell a mozgási feladat tulajdonságait, paramétereit, illetve, hogy ezek a paraméterek hogyan változnak külső vagy belső hatásokra.

1.1. Felsővégtag-mozgási feladatok vizsgálata

1.1.1. Karmozgás jellemzői

Bár az emberi mozgással kapcsolatos kutatások nagyobb része az alsóvégtag mozgását vizsgálja, mint a járás vagy a kerékpározás, egyre több kutatócsoport foglalkozik a karmozgás tanulmányozásával. A felsővégtag-mozgások vizsgálata során fontos szabályozási kérdés, hogy ennek a redundáns (sokízületes, sok szabadsági fokú) rendszernek a mozgását hogyan optimalizálja a központi idegrendszer egy-egy feladat végrehajtásánál.

Vannak már régen leírt, jól ismert modellek, amelyek a mozgási feladat optimalizálásával foglalkoznak. Ilyen például a minimális rángás elve (Flash and Hogan 1985), a minimális variancia modell (Harris and Wolpert 1998), a minimális forgatónyomaték változás elve (Uno et al. 1989), vagy a kétharmados erőtvény (Viviani and Schneider 1991). Számos kutatócsoport foglalkozik ezeknek a modelleknek a vizsgálatával különböző feltételek és mozgási feladatok esetén (Simmons and Demiris 2005, 2006; Tanaka et al. 2004; Viviani and Flash 1995). További kutatások foglalkoznak a karmozgás – leggyakrabban az úgynevezett elérő mozgás – optimalizálásának kérdésével. Az elérő mozgás azt jelenti, hogy a kézzel (tehát a kar végpontjával) a tér egy adott pontját, egy célpontot kell elérni. Marteniuk és Mackenzie (1987) az elérő karmozgások

pályájának korlátait vizsgálták. A kísérlet során azt figyelték meg, hogy a mozgás kimenete, az alakja vagy szándéka milyen hatással van a mozgási pályára. Azt találták, hogy mindhárom tényező befolyásolja a mozgástervezést és szabályozást. Ezenfelül az agyban megtalálható egy gravitációs modell, amely a Földi élethez való alkalmazkodás során alakult ki. Bár a pontos mechanizmus még nem ismert, ezt a modellt felhasználjuk a mozgás tervezésekor és végrehajtásakor, így a karmozgások esetén is a mozgásnak a gravitációhoz viszonyított irányától függővé válik a kinematika. Továbbá a gravitáció előnyeit kihasználva minimalizálódhat a mozgás végrehajtásához szükséges erő kifejtés is (Gaveau et al. 2016). A terhelés is hatással van egy elérő mozgás esetén az izomaktivitások variációjának alakulására, úgy tűnik, hogy az izomegyütműködések stabilizálják a mozgás kinematikáját a terhelés esetén (Tibold et al. 2011). A mozgástervezést és végrehajtást nemcsak közvetlenül a felsővégtagra ható tényezők (gravitáció, terhelés stb.), hanem a vizuális információk is befolyásolják. A valódi mozgástól eltérő vizuális információ megváltoztatja a mozgás végrehajtását (Sciutti et al. 2012).

Azt is megvizsgálták, hogy a különböző sebességgel végrehajtott mozgások hogyan hatnak a kar konfigurációjára, más kifejezéssel a kar térbeli helyzetére? Azt találták, hogy a központi idegrendszer (CNS) optimalizálja a dinamikus erőket a feladat végrehajtása közben, de a kar végállapotára nincs szisztematikus hatása a sebesség megváltozásának az elérő mozgás során (Nishikawa et al. 1999). Más kutatás során azt találták, hogy a sebesség az izmok együtműködésére, az izomszinergiák alakulására sincs jelentős hatással. Hat karizom aktivitását vizsgálva a különböző sebességek ellenére ugyanaz a három szinergiavektor adódott (Sabzevari et al. 2017). Elérő karmozgásoknál az izomszinergiák szerveződése nagyon hasonló lehet különböző külső tényezők esetén. (D'Avella et al. 2006). Az izomszinergiák neurológiai alapjairól kaphatunk információt, ha a két kar mozgását hasonlítjuk össze, ugyanannál a mozgási feladatnál. Az azonos elérő feladat során különbséget találtak a jobb és a bal kar izomszinergiái között. Mivel a két kar biomechanikailag lényegében azonos tulajdonságú, ez azt támasztja

alá, hogy az idegi szabályozás szintjén van különbség (Pellegrino et al. 2020). Az izomszinergiák robotkar-exoskeleton vezérléshez is felhasználhatóak, ha az alkar mozgás vektorát izomszinergiákkal egyszerűsítik, így a vezérlés is egyszerűsödik (Luo et al. 2019). Két egymással összeköttetésben nem levő robotkar szabályozásának kérdése is felmerült orvosi rehabilitációs gyakorlatban (Jurak et al. 2007). Ilyen szabályozási kérdések akaratlagos, ciklikus karmozgások esetén is felmerülnek.

1.1.2. Ciklikus mozgási feladatok

Az elérő mozgás mellett az utóbbi néhány évben egyre több publikáció jelenik meg, amelyben a ciklikus karmozgást, legtöbbször kézi kerékpározást vizsgálnak. A kézi kerékpározás egy úgynevezett kényszerített vagy korlátos mozgás, ugyanis a kéz egy meghatározott pályán mozog, nem teljesen szabadon, mint az elérő mozgás esetén. Ebből adódik, hogy nem feltétlen ugyanazok a biomechanikai tulajdonságok jellemzik ezt a feladatot, mint az elérő mozgást.

Több kutatócsoport – köztük a mi csoportunk is – vizsgálta a kézi kerékpározás feladat tulajdonságait egészséges résztvevőkkel. A kutatások célja például az izomaktivitás változás tanulmányozása volt a hajlítás és kinyújtás fázisában kézi kerékpározás során, különböző terhelések mellett (Chaytor et al. 2020). Mravcsik és munkatársaival együtt szintén a terhelés hatását vizsgáltuk, pontosabban azt, hogy az egyes ciklusok végrehajtása mennyire azonos, hogyan változik a mozgás varianciája, ha a kézi kerékpározás során növeljük az ellenállást (Mravcsik et al. 2021).

Más kutatás tárgya az aszinkron és szinkron kézi kerékpározás összehasonlítása volt. Az eredmények arra utalnak, hogy van különbség a szinkron és az aszinkron tekerés során a mechanikai hatékonyság és az energiafelhasználás szempontjából (Hopman et al. 1995; Kraaijenbrink et al. 2020; Mossberg et al. 1999).

A kézi kerékpározási feladatot stroke-on átesett páciensek rehabilitációjában is alkalmazzák. Több kutatás is vizsgálta, hogy a stroke következtében megváltozott reflexműködésre befolyással van a kézi

kerékpározás. A kortikospinalis ingerelhetőséget vizsgálták transcranialis mágneses stimulációval és kiváltott motoros potenciálokkal. Azt találták, hogy a kézi kerékpározás jótékony hatású a rehabilitáció során (Lockyer et al. 2018; Mezzarane et al. 2014; Spence et al. 2016).

Más kutatások során a kézi kerékpározás kardiovaszkuláris és metabolikus hatásait vizsgálták gerincvelősérült pácienseken, ahol azt találták, hogy a felső, nyaki sérülés esetén kóros kardiovaszkuláris reakció is felléphet (Claydon et al. 2006). Ugyanakkor nyaki sérüléssel tetraplég páciensek számára fejlesztettek egy olyan kézi kerékpározó rendszert, amely FES-sel segítette a biceps és triceps izmok mozgását (Coupaud et al. 2008; Gollee et al. 2002).

A kézi kerékpározást nemcsak önmagában alkalmazzák, hanem sok esetben alsó végtagi FES-sel kiegészítve. Ez a gyakorlatban azt jelenti, hogy míg a páciens a lábaival FES alapú rendszer segítségével kerékpározik, ezzel egyidőben kézi kerékpározást is végez, akaratlagosan, ezt hibrid FES kerékpározásnak nevezik. Az erre irányuló kutatások azt találták, hogy a hibrid FES jótékony hatással van a kardiovaszkuláris és légzési paraméterek alakulására. Ez a hatás erősebb, mint a csak kézi kerékpározás vagy csak FES esetén (Brurok et al. 2013; Hasnan et al. 2013; Hooker et al. 1992). Több kutatócsoport is vizsgálta, hogy a stroke-on átesett vagy részleges gerincvelősérült pácienseknél a hetekig tartó hibrid FES terápia hatására javult a járás képessége. Mind a távolságban, mind a koordinációban jelentős javulást tapasztaltak. Ez arra utalhat, hogy a hibrid kerékpározás erősíti a végtagok közötti összeköttetést, és javítja a mozgáskoordinációt (Kaupp et al. 2018; Klarner et al. 2016; Zhou et al. 2018).

1.2. A mozgást leíró tényezők

Az emberi mozgási feladatok megoldásai jól közelíthetők különböző matematikai módszerekkel, amelyek a mozgás szabályozás jellemzőit írják le. Kinematikai szempontból lényeges a mozgás egyenletességének, azaz simaságának meghatározása. A mozgás simaságának optimalizációja a rángás minimalizálásával érhető el (Flash and Hogan 1985; Simmons and Demiris

2005). A mozgási feladat végrehajtása során az egyes izmok összehangoltan aktiválódnak. Ez az együttműködés az izomszinergiákkal írható le. A szinergiák feltárása segítséget nyújt az izomszintű szabályozás megismerésében.

1.2.1. Rángás

Az idegrendszeri szabályozás egy mozgási feladat végrehajtása során a feladat optimális megoldására törekszik, amelyet például kétharmados erőtvény és a minimális rángás modellje ír le. Mindkét módszer a pálya görbülete és a mozgás sebessége közötti nem-lineáris kapcsolatot írja le. A kétharmados erőtvény egy tetszőleges mozgási pálya alapján megjósolja a sebességprofil. Ezzel szemben a minimális rángás modell a sebességprofilból következtet a mozgási pálya görbületére (Viviani and Flash 1995). A minimális rángás modelljét először Flash és Hogan írta le 1985-ben (Flash and Hogan 1985). Később több tanulmány is javaslatot tett a modell módosítására, egyszerűsítésére. A tangenciális sebesség és a pályagörbület közötti összefüggés helyettesíthető egy simasági korlátozással (Todorov and Jordan 1998). A minimális rángás modellt alkalmazva úgy írhatjuk le az akaratlagos karmozgásokat, például a kar végpontjának pályáját, mint egy célfüggvény (C_j) minimalizálását. A célfüggvény minimalizálásához tekintjük a végtag végpontja pozíciójának, $p(t)$ – nek a harmadik deriváltját. Ezt négyzetre emelve (önmagával vett skaláris szorzatát véve) és integrálva meghatározzuk a teljes rángás mértékét a mozgás teljes időtartamára.

$$C_j = \int_0^{t_f} \left(\frac{d^3 p(t)}{dt^3} \right)^2 dt \quad (1)$$

ahol t_f a mozgás utolsó időpillanata és $\left(\frac{d^3 p(t)}{dt^3} \right)$ a gyorsulás deriváltja, pontosabban a végtag végpontjának harmadik deriváltja, azaz a rángás egy adott időpillanatban. A célfüggvény minimalizálásával 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).

Ugyanakkor a végtag végpontjának rángása részekre bontható, és az (1) egyenletben megadott célfüggvény is komponensekre bontható és ezáltal kiszámíthatóak a végponti rángás komponensei. A végtag végponti pozíciójának időbeli változását megadó $p(t)$ függvényből kiindulva a végpont sebességét $p(t)$ első deriváltja adja meg, amely a hajlásszögektől és a szögsebességektől, valamint a Jacobi mátrixtól függ. Ezt az összefüggést síkbeli, háromízületű végtag mozgása esetén az alábbiak írják le:

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

ahol

$$p(t) = [p_x(t) \quad p_y(t)] \quad (3)$$

$$\alpha(t) = \begin{bmatrix} \alpha_1(t) \\ \alpha_2(t) \\ \alpha_3(t) \end{bmatrix} \quad (4)$$

ahol α_i az i . csuklópontban a hajlásszög (i . ízület hajlásszög).

A Jacobi mátrixot a végtag pozíciójának az ízületi hajlásszögek szerinti parciális deriváltjai alkotják

$$J(t) = \frac{\partial p(t)}{\partial \alpha(t)} \quad (5)$$

Részletesen megadva:

$$J(t) = \begin{bmatrix} J_{x1} & J_{x2} & J_{x3} \\ J_{y1} & J_{y2} & J_{y3} \end{bmatrix} \quad (6)$$

ahol J_{xi} a $p_x(t)$ -nek α_i szerinti deriváltja és J_{yi} a $p_y(t)$ -nek α_i szerinti deriváltja. Ha L_1, L_2, L_3 jelöli a kar szegmenseinek hosszát, akkor a 3 szegmensből álló kar esetén:

$$J_{x1} = -L_1 \sin(\alpha_1) - L_2 \sin(\alpha_1 + \alpha_2) - L_3 \sin(\alpha_1 + \alpha_2 + \alpha_3) \quad (7)$$

$$J_{x2} = -L_2 \sin(\alpha_1 + \alpha_2) - L_3 \sin(\alpha_1 + \alpha_2 + \alpha_3) \quad (8)$$

$$J_{x3} = -L_3 \sin(\alpha_1 + \alpha_2 + \alpha_3) \quad (9)$$

$$J_{y1} = L_1 \cos(\alpha_1) + L_2 \cos(\alpha_1 + \alpha_2) + L_3 \cos(\alpha_1 + \alpha_2 + \alpha_3) \quad (10)$$

$$J_{y2} = L_2 \cos(\alpha_1 + \alpha_2) + L_3 \cos(\alpha_1 + \alpha_2 + \alpha_3) \quad (11)$$

$$J_{y3} = L_3 \cos(\alpha_1 + \alpha_2 + \alpha_3) \quad (12)$$

A (2-12) egyenletek robotikában ismertek és alkalmazottak (Lantos 1991). Az emberi karmozgásokat tekintve azonban különösen érdekes lehet a (2) egyenlet mindkét oldalát deriválni egymás után kétszer, hiszen a baloldalon akkor kapjuk meg a végpont rángását az idő függvényében (Laczko 1999; Zatsiorsky 1998). A jobb oldalon ekkor nagyon összetett kifejezést kapunk, de annak vizsgálata betekintést adhat abba, hogy a rángás minimalizálása milyen kinematikai paramétereiktől függ. A (2-12) egyenleteket azért írtam itt le részletesen, hogy hangsúlyozzam, hogy a végpont sebessége függ az ízületi hajlásszögektől, a szögsebességektől, a testrészek hosszától és az egész kar pillanatnyi konfigurációjától (térbeli vagy síkbeli alakjától). Ez utóbbit számszerűsíti a Jacobi mátrix.

A rángást tehát a pozíció harmadik deriváltjaként számítjuk ki. A fenti (2) egyenlet mindkét oldalát idő szerint kétszer deriválva a rángás komponenseire a következők adódnak (Laczko et al. 2017):

$$\mathbf{p}'''(t) = J''(t)\alpha'(t) + 2J'(t)\alpha''(t) + J(t)\alpha'''(t) \quad (13)$$

Az egyszerűség kedvéért az alábbi rövidítéseket alkalmazom:

$$J''(t)\alpha'(t) = \mathbf{G}_1(t); \quad (14)$$

$$J'(t)\alpha''(t) = \mathbf{G}_2(t); \quad (15)$$

$$J(t)\alpha'''(t) = \mathbf{G}_3(t); \quad (16)$$

A minimális rángás modellbe ((1) egyenlet) beillesztve a végpont harmadik deriváltját, a következőképp alakul az egyenlet jobb oldala (ha a $\mathbf{p}'''(t)$ helyére behelyettesítjük az (14)-(16) egyenleteket):

$$\int_{t_1}^{t_2} \mathbf{p}'''(t)^2 dt = \int_{t_1}^{t_2} \mathbf{G}_1(t)^2 dt + \int_{t_1}^{t_2} \mathbf{G}_2(t)^2 dt + \int_{t_1}^{t_2} \mathbf{G}_3(t)^2 dt + \int_{t_1}^{t_2} 2(\langle \mathbf{G}_1(t), \mathbf{G}_2(t) \rangle + \langle \mathbf{G}_1(t), \mathbf{G}_3(t) \rangle + \langle \mathbf{G}_2(t), \mathbf{G}_3(t) \rangle) dt \quad (17)$$

ahol \langle , \rangle a skaláris szorzat, $\mathbf{G}_i(t)^2 = \langle \mathbf{G}_i(t), \mathbf{G}_i(t) \rangle$ ahol $i=1,2,3$, továbbá t_1 a mozgási feladat kezdete és t_2 a mozgási feladat befejezése.

Így tehát a teljes rángás négy komponensre bontható. A negyedik komponensre „mixed term” -ként hivatkoznak. Ez a komponens függ a másik három komponenstől. A $\int \mathbf{G}_1^2$ a szögsebességtől (a hajlásszögek

első deriváltjától), a $\int \mathbf{G}_2^2$ a szöggyorsulástól (a hajlásszögek második deriváltjától), a $\int \mathbf{G}_3^2$ a szögrángástól függ, míg a mixed term mindegyiktől egyszerre. A mixed term nagysága reflektál az adott mozgási feladat központi szabályozására. A négy komponens együttesen határozza meg a teljes végponti rángást (Botzheim et al. 2019a; Laczko et al. 2000, 2017). A komponensek százalékos eloszlása diagnosztikus céllal is alkalmazható, a különböző komponensek nagysága függ a motoros feladattól.

Az elérő mozgást (angolul reaching movement) vizsgálva azt kapták, hogy ép-testű személyeknél a $\int \mathbf{G}_1^2$ és $\int \mathbf{G}_2^2$ komponens 1-10%, a $\int \mathbf{G}_3^2$ nagyobb, mint 80% és a $\int mixed$ is 0-10% között jelenik meg. Ugyanakkor stroke-on átesett személyeknél a $\int \mathbf{G}_1^2$, $\int \mathbf{G}_2^2$ és $\int \mathbf{G}_3^2$ százalékos összege meghaladhatja a 100%-ot. Tehát előfordul, hogy az első három komponens összege nagyobb, mint a teljes végponti rángás. Ez meglepő de lehetséges, ugyanis ezek a komponensek mind pozitívak a $\int mixed$ azonban lehet negatív, mert ez utóbbiban szereplő skaláris szorzatok nem feltétlen pozitívak (Laczko et al. 2017).

1.2.2. Szinergia

A nem-negatív mátrix faktorizáció módszerével fel lehet térképezni az izomszinergiákat. Lee és Seung fejtették ki részletesen a nem-negatív mátrix faktorizáció módszerét és algoritmusát (Lee and Seung 1999, 2001). A nem-negatív mátrix faktorizáció egy olyan dimenzióredukciós módszer, amellyel kifejezhetőek a sok-dimenziós adatsorból úgynevezett szinergia vektorok és hozzájuk tartozó aktivációs együtthatók. Ezek megfelelő kombinációjából előállítható az eredeti jel, kevesebb dimenzió felhasználásával. Az aktivációs együtthatók képezik az új idősorokat az izomaktivitási idősorok helyett, míg a szinergiavektorok tartalmazzák a szinergiasúlyokat, azaz az egyes izmok hozzájárulását az adott szinergiavektorhoz. Több kutatócsoport is tanulmányozta, hogy az izomszinergiák mögött milyen központi szabályozás állhat (D'Avella and Tresch 2001), illetve hogy a szimulált és a valós adatokon hasonlóan alkalmazható-e a módszer (Tresch and K Cheung 2006).

A szinergiaszámításhoz létre kell hozni az adatokból egy $m \times t$ nagyságú mátrixot. Jelölje ezt a mátrixot (EMG_0), utalva arra, hogy az adatok elektromiogram (EMG) jelekből származnak, ahol m a mért izmok száma (sorok), t pedig az idősor hossza (oszlopok száma). Az NNMF (nem negatív mátrix faktorizáció) segítségével előállítható a szinergia vektorok mátrixa (W) és a hozzájuk tartozó aktivációs együtthatók mátrixa (H). W a szinergia súlyokat tartalmazza, $m \times n$ -es, ahol n a kifejezett szinergiák száma, a H mátrix $n \times t$ nagyságú. Mivel ez egy dimenzióredukációs módszer, ezért $n \ll (m,t)$.

$$EMG_0 = WH + e = EMG_r + e \quad (18)$$

ahol EMG_r a szinergiavektorokból visszaállított EMG jel és e a hiba, azaz a különbség az eredeti és a visszaállított EMG jel között.

Az NNMF módszer feladata meghatározni azt a W és a H mátrixot, amely minimalizálja az alábbi kifejezést:

$$f(W, H) = \min \frac{1}{2} \|EMG_0 - WH\|_2 \quad (19)$$

Ezáltal minimalizálja a hibát az EMG_0 és az EMG_r között, feltételezve, hogy a hiba Gauss-eloszlású. Az algoritmus egy rekurzív algoritmus, véletlenszerű H és W mátrixokból indul ki. Az aktuális W és H mátrix értékét az (EMG_0) mátrix, illetve a korábbi H és W mátrixok értékéből fokozatosan közelítjük (Barroso et al. 2014; Botzheim et al. 2021; Pérez-Nombela et al. 2017).

$$W_i = W_{i-1} * \frac{EMG_0 \times H_{i-1}^T}{W_{i-1} \times H_{i-1} \times H_{i-1}^T}, \quad i = 1, 2, \dots \infty \quad (20)$$

$$H_i = H_{i-1} * \frac{W_{i-1}^T \times EMG_0}{W_{i-1}^T \times W_{i-1} \times H_{i-1}}, \quad i = 1, 2, \dots \infty \quad (21)$$

Az NNMF algoritmus bemenete a meghatározni kívánt szinergiák száma (n), amely nagyobb, mint 1 és kisebb, mint a mért izmok száma ($2 < n < m$). Ezért az algoritmust 2-től $m-1$ számú szinergiára futtatjuk le, külön-külön mindegyikre több iteráción keresztül.

Ha kiválasztottuk a szinergiák számát, meg kell határoznunk, hogy megfelelő-e a visszaállított jel, és a hiba elég kicsi. A visszaállítás jóságát a magyarázott variancia mértéke, angolul variance accounted for (VAF) adja meg. A VAF értéke 0 és 1 közé esik, és azt fejezi ki, hogy a $W * H$ megközelítés (EMG_r) mekkora részét magyarázza az eredeti (EMG_0) mátrixnak. A szakirodalomban nem egységesített és különbözőképpen indokolt, hogy milyen küszöbérték felett fogadható el a megállapított VAF érték. Bár a VAF egy széles körben alkalmazott mérték, vannak, akik megkérdőjelezzik, hogy a magas VAF érték elegendő-e (Barradas et al. 2020). Ezért a VAF mellett az eredeti EMG jel és a visszaállított EMG jel korrelációját is célszerű megadni.

Az izomszinergiák szerveződését és azok eredetét sok kutatócsoport vizsgálta. Az ezeket átfogó tanulmány (Emanuel Singh et al. 2018) alapján az izomszinergiák moduláris szerveződése elsősorban a központi idegrendszerben történik, a mozgási feladatok optimalizálása és a szabadsági fokok csökkentésének érdekében. Bár az izomszinergiák idegi eredete továbbra is vita tárgya, a feltárt eredmények azt sugallják, hogy az izomszinergiák tér-és időbeli reprezentációja mind a CNS-ben, mind a gerincvelőben megjelenik. A központi idegrendszertől a gerincvelőn át a motoros idegek szállítják az információt az izomrostok specifikus csoportjainak összehangolására. Ugyanakkor a központi mintagenerátor (CPG) is képes izomszinergiák előállítására, visszacsatolás hiányában. Emellett az izomszinergiák feladatspecifikusak is lehetnek, sőt különböző neurológiai állapotok jellemezhetők vele. Azt is vizsgálták, hogy ha a különböző agykérgi sérülések következtében sérülnek a mozgásszabályozáshoz kapcsolódó pályák, akkor az megjelenik-e az izomszinergiák szintjén. A vizsgálat alapján az izomszinergia minták alapján lehet következtetni a betegek állapotára (Cheung et al. 2012a). Gerincvelősérültek alsóvégtaggal végzett kerékpározásakor fellépő izomszinergiák vizsgálata egy számszerű értékelését adhatja a károsodásnak és a görcsösségnek (Barroso et al. 2016). Más kutatás arra jutott, hogy a nők és a férfiak izomszinergiái – azaz a két nem által alkalmazott izomaktivitási mintázatok – között is előfordulhat különbség.

A maximális izomkontrakció nagyobb a férfiaknál, ugyanakkor közepes intenzitású feladat végrehajtás során a nőknek jobb volt az állóképessége. A könyökhajlító izmok kifáradása hasonló volt mindkét nem esetén (Hunter and Enoka 2001).

2. CÉLKITŰZÉSEK

A ciklikus mozgási feladatok alkalmazásai elterjedtek mind a sport edzésekben, mind a rehabilitációs tréningekben. Rehabilitációs alkalmazása azért is előnyös, mert a mozgáskorlátozott emberek is egyenletesen és hosszú ideig tudják végezni a ciklikus mozgási feladatokat. A ciklikus mozgások közül a leggyakrabban alkalmazott feladat a kerékpározás, alsó és felső végtaggal egyaránt. Az alsó végtaggal végzett kerékpározási feladat biomechanikai és szabályozhatósági tulajdonságait számos kutatócsoport vizsgálta, és igen elterjedt mind a járás rehabilitációban, mind a gerincvelősérülés rehabilitáció során alkalmazott FES terápiában.

Ugyanakkor a kézi kerékpározás csak az utóbbi években kapott nagyobb figyelmet a kutatók körében. Ezt a mozgásformát is régóta alkalmazzák például stroke-on átesett páciensek rehabilitációja során, de a FES terápiában nem elterjedt. Ugyanakkor az újabb kutatások arra utalnak, hogy a kézi kerékpározással kiegészített alsóvégtagi FES kerékpározásnak több pozitív hatása van a hagyományos, csak alsóvégtaggal végzett FES kerékpározáshoz képest. Ennek ellenére kevés kutatás foglalkozik a kézi kerékpározás tulajdonságainak megismerésével.

Ahhoz, hogy biztonságosan alkalmazzuk a kézi kerékpározást akár FES terápiában, meg kell ismernünk az alkalmazási lehetőségeket, és a mozgási feladat jellemző tulajdonságait. A sérülés tulajdonságaitól függően előfordulhat, hogy a hagyományos ergométerekhez képest változtatni kell a mérési beállításokon. Egy felső gerincvelőbénulás eredményezheti, hogy a páciens nem tud felkelni az ágyból, vagy egy stroke utáni féloldali bénulás következtében szükséges lehet a két karját külön edzeni.

Ezért fontosnak tartottuk, hogy megvizsgáljuk a kézi kerékpározás biomechanikai és szabályozási paramétereit. A vizsgálat célja annak meghatározása volt, hogy ezek a 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, ha a kézi kerékpár tengelye 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. Tudomásunk szerint a kézi kerékpározási feladatot senki nem vizsgálta még fekvő testhelyzetben, továbbá nem vizsgálták még a kar végpontjának rángását, sem az általunk vizsgált izmok izomszinergiáit a kézi kerékpározás során. Dolgozatunknak nem volt célja a kézi kerékpározás rehabilitációs alkalmazhatóságának közvetlen vizsgálata, ugyanakkor ismertetjük a kiszámolt eredményekből levont, rehabilitációval kapcsolatos következtetéseket.

Ezeket összegezve, munkánk célja az alábbi lépések megvalósítása és az alábbi állítások megválaszolása volt.

Feladatok:

1. A kézi kerékpározási feladat kinematikai és izomaktivitási paramétereinek mérése ép-testű résztvevőkön, egy olyan eszközön, amelyen megvalósíthatóak 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, kerékpározás módjától és a pálya méretétől.

3. MÓDSZEREK

A szakirodalom alapján a kézi kerékpározás egy kevésbé kutatott mozgási forma, (pontosabban, most kezdik egyre többen kutatni) amely ugyanakkor nagyon jól alkalmazható a rehabilitációban. A feladat jól elsajátítható, könnyen ismételhető, és az eredményekből számos szabályozási kérdés megválaszolható.

3.1. Korábbi mérések

Korábban megvalósítottunk már egy mérési sorozatot, amely során szintén kézi kerékpározást vizsgáltunk. Annak a kutatásnak a célja az volt, hogy meghatározzuk, hogy a tekerés során beállított különböző ellenállások hogyan befolyásolják a mozgás varianciáját, és ezáltal a stabilitását, mind az ízületi hajlásszögek, mind az izomaktivitás szintjén. Azt találtuk, hogy az izomaktivitás varianciája függ a hajtókar ellenállásától, ugyanakkor kinematikai szinten az ellenállás mértéke nem befolyásolta szignifikánsan a varianciát (Mravcsik et al. 2021). Ezért az újabb, ebben a dolgozatban ismertetett mérések során nem alkalmaztunk külön ellenállást.

A kézi kerékpározás egy „kényszerített” mozgás, azaz a kéz egy előre megadott pályán mozog, nevezetesen egy körpályán mozog. Fontosnak tartottuk a mozgási feladat külső tényezőit is megvizsgálni, hogy a különböző beállítások, mint a pálya nagysága, a testhelyzet vagy a tekerés módja hogyan befolyásolják a mozgási paramétereket.

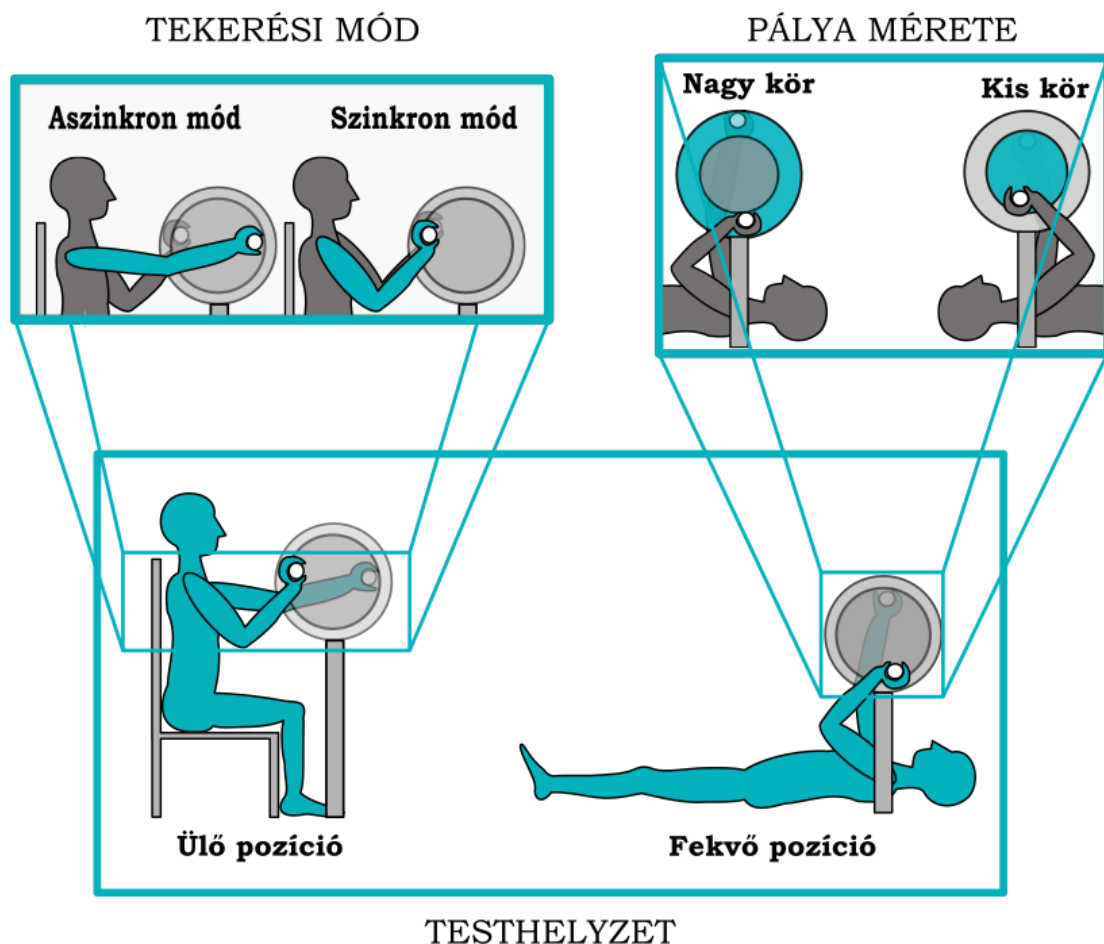
3.2. A mérési résztvevők

Ebben a mérési sorozatban 13 ép-testű, jobb kezes személy vett részt, 7 nő és 6 férfi, átlagéletkoruk $26,92 \pm 6,4$ év. A mérések az Országos Orvosi Rehabilitációs Intézetben történtek, melynek során a résztvevő személyek kerékpározó karmozgást /kézi tekerést hajtottak végre. A résztvevők írásos tájékoztatást kaptak a mérés folyamatáról, és írásos beleegyezést adtak a mérésben való részvételre. Az Intézet Etikai Bizottsága jóváhagyta a méréseket.

3.3. Mozgási feladatok meghatározása

A mérés célja a kézi kerékpározási feladat szabályozásának tanulmányozása. Ehhez szükséges volt különböző feltételek, feladattípusok meghatározására. A 2. Célkitűzésekben ismertetett elméleti kérdések megválaszolására három, –

kinematika esetén plusz egy negyedik – szempontot határoztunk meg. Ezek a testhelyzet, a tekerési mód és a pálya nagysága, továbbá a kinematika esetén az oldal (jobb vagy bal) volt. A különböző beállítások sematikus ábrája az 1. ábrán látható. A testhelyzet lehetett ülő vagy fekvő – így vizsgáltuk a gravitációs hatást. A tekerési mód szinkron – a két kar fázisban volt – vagy aszinkron – 180°-os fáziseltolással – volt. A pálya, azaz a körlap átmérője lehetett kicsi (20 cm) vagy nagy (30 cm), hogy megvizsgálhassuk, hogy a mozgási feladat vagy a pálya nagysága hatással van-e a szabályozhatóságra, illetve befolyásolja-e a feladat végrehajtási módját. Az oldal lehetett jobb vagy bal, attól függően, hogy melyik kar mozgását vizsgáltuk. Mindegyik résztvevőnek a jobb keze volt a domináns kéz.

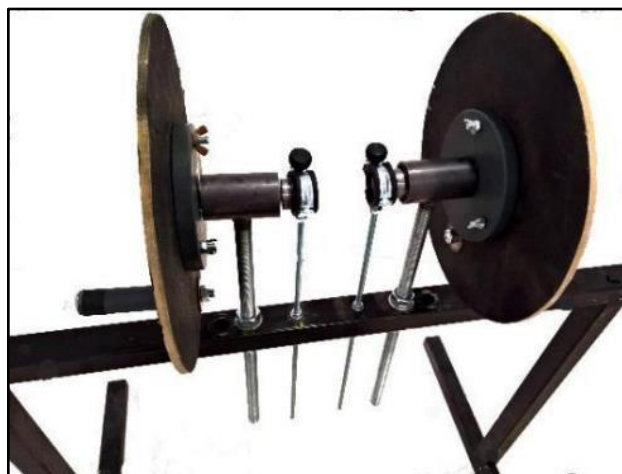


1. ábra A kézi kerékpározási feladat különböző beállításai. Az ábra alsó panelén a két különböző testhelyzet látható. A mérés során a résztvevők ülő, illetve hanyatt-fekvő helyzetben végezték a kézi kerékpározást. Az ábra bal felső paneljén a két tekerési mód látható. A résztvevők aszinkron (bal oldali alak) vagy szinkron (jobb oldali alak) módban bégezték a kézi kerékpározást. A jobb felső panelen a két különböző pályaméret látható. A kézi kerékpározás során vagy kis átmérőjű (20 cm) vagy nagy átmérőjű (30cm) kör mentén tekertek a résztvevők. A mérés során ezeket a feltételeket kombináltuk, így összesen 8 különböző feltétel adódott, amit végre kellett hajtaniuk a résztvevőknek.

3.4. Mérési keretrendszer

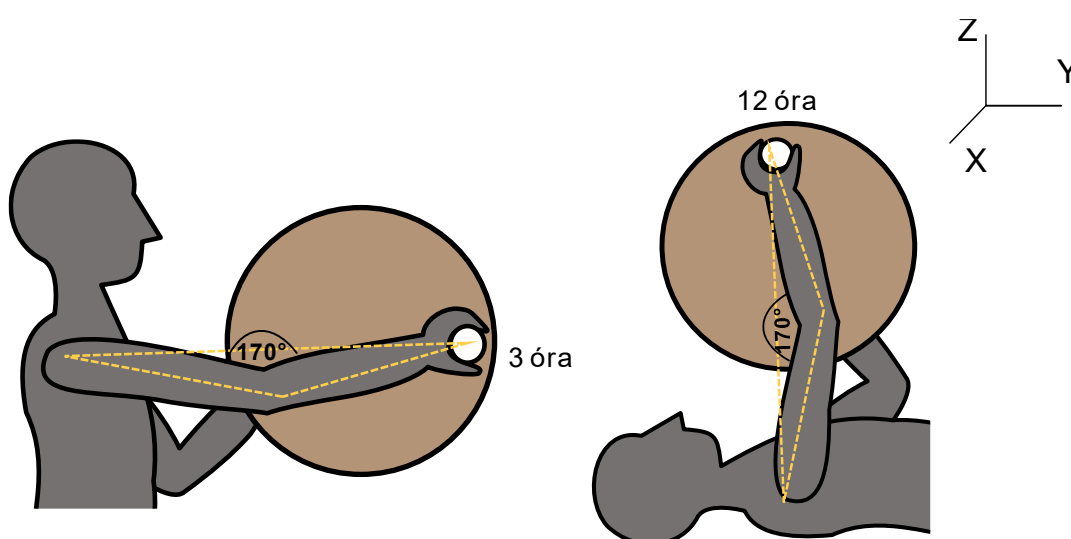
A mérési keretrendszer egy mozgást mérő készülékből és egy egyedileg tervezett eszközből állt, amelyen végrehajtható a mozgási feladat. Ezt az eszközt a továbbiakban kézi kerékpárnak fogom nevezni. Az eljárás során a kézi kerékpározás különböző paramétereit ultrahangos mozgásanalizátorral (Zebris CMS HS, Germany) vettük fel. Ez a készülék képes arra, hogy egyidejűleg rögzítsen izomaktivitási (EMG), és kinematikai jeleket, mindezeket pedig valós időben megjelenítse a monitoron, a felvett idősorok és egy stilizált ábra formájában. A rendelkezésünkre álló eszköz hátránya, hogy csak egy mérőfejjel rendelkezik, így a kinematikai adatokat egyszerre csak az egyik oldalról tudtuk rögzíteni. Továbbá az EMG mérő összesen nyolc csatornával rendelkezik, így a mérések során 8 izom elektromos aktivitását tudtuk felvenni.

A 3.3-as pontban meghatározott mozgási feltételekhez egy egyedileg tervezett eszközre volt szükség, amelyen a résztvevők végrehajtották a kerékpározási feladatot. A 2. ábrán látható, általam tervezett eszköz alkalmas arra, hogy a mérésben résztvevő személy elé üljön vagy alá feküdjön, miközben a karjával kerékpározik. Az ábrán jól látható, hogy az eszköz tengelyei nincsenek összekötve, így a két kar külön-külön mozgatható. Az eszköz jobb és bal szélén több körlap helyezkedik el, ezáltal állítható, hogy kisebb (20 cm) vagy nagyobb (30 cm) átmérőjű kör mentén lehet a hajtókart mozgatni.



2. ábra Az egyedi tervezésű kézi kerékpár. Ez a kézi kerékpár egyedülálló abban, hogy a hajtókar szerkezet alulról is behelyezhető a keretbe, így a résztvevők ülő és fekvő helyzetben is tudnak kézi kerékpározást végezni. Az ábrán jól látszik az is, hogy a jobb – és baloldali hajtókar szerkezet nincs fizikailag összekötve, így a kézi kerékpározás aszinkron (váltott karral) és szinkron (páros karral) módban is végezhető rajta.

Az eszköz magassága is állítható, így minden résztvevőhöz egyedileg hozzáigazítható. Ha a körlapot egy képzeletbeli órának tekintjük, akkor a kezdeti helyzetet úgy határozzuk meg ülő pozícióban, hogy a karok ki vannak nyújtva, a könyök hajlásszög körülbelül 170° -ban, és a jobb oldali hajtókar helyzete 3 óránál van. Fekvő pozícióban a jobb oldali hajtókar 12 óránál van, a karok ugyanúgy körülbelül 170° -ban nyújtva. (3. ábra) A hajtókarok forgását csapágyak biztosítják, a tekerés során fellépő ellenállás csak az eszköz anyagaiból és felépítéséből adódik, a mérések során nem változtatható, nem számottevő mértékű.



3. ábra Különböző testhelyzetek beállítása és a kezdő pozíció. Az ábrán látható, hogy ülő testhelyzetben a kezdő pozícióban a jobb kar vízszintesen előre nyújtva, azaz egy képzeletbeli óralap 3 órájánál állt, míg fekvő testhelyzetben, szintén a jobb kar függőlegesen felnyújtva, azaz 12 óránál állt. Mindkét esetben kényelmesen, 170° -ban volt nyújtva a könyök. Az ábra jobb felső sarkában a tér koordinátái láthatóak.

3.5. Mérési protokoll

A mérés során ultrahang alapú kinematikai markerekkel vettük fel az emberi kar és a kézi kerékpár hajtókarjának aktuális térbeli pozícióját adott időpillanatokban, 100 Hz mintavételezési frekvenciával. Ehhez a kar különböző anatómiai pontjaira helyeztük fel a markereket. Ezek sorrendje a következő volt (4. ábra).

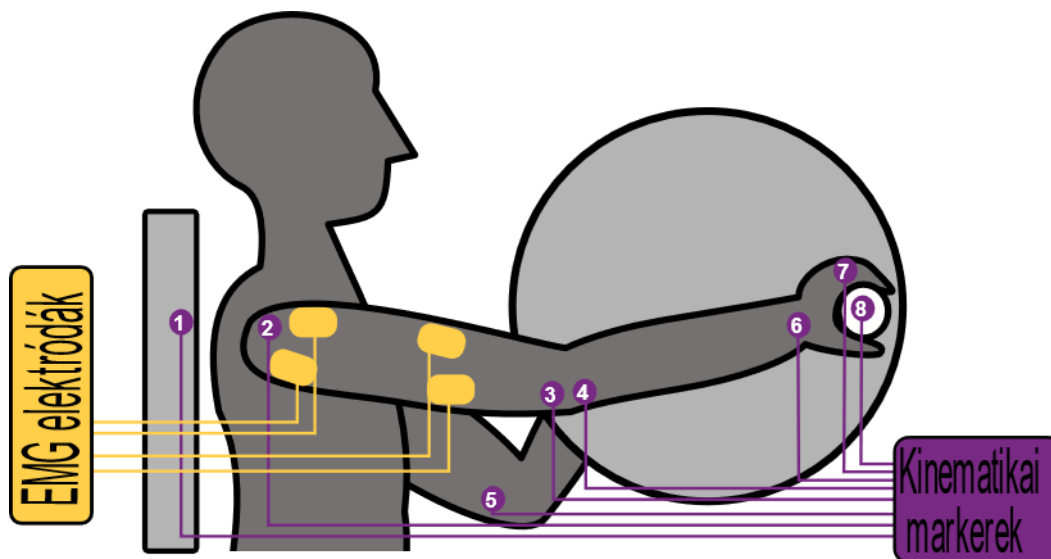
- 1. marker (M_1): referencia marker, ülő helyzetben a szék támláján, fekvő helyzetben a matrac szélén, a váll magasságában helyeztük el.

- 2. marker (M₂): a vállcsúcson (acromion)
- 3. marker (M₃): a felkarcsont disztális végén, a külső csontnyúlványon (epicondylus lateralis humeri)
- 4. marker (M₄): az alkar proximális végén, a könyök alatt, az orsócsont feji részén (caput radii)
- 5. marker (M₅): referencia marker az ellenoldali karon. Ülő helyzetben a 4.-es markerrel átellenben a felkarcsont középső részén, a disztális régióban, a belső oldalán (margo medialis humeri), fekvő helyzetben a 7. markerrel átellenben, a III. kézközéptőcsont fejcsén (caput metacarpi III. /head of metacarpal of the third digit).
- 6. marker (M₆): külső íróvesszőnyúlványon (processus styloideus ulnae - styloid process of the ulna)
- 7. marker (M₇): az V. kézközéptőcsont fejcsén (caput metacarpi V. / caput of metacarpal of the fifth digit)
- 8. marker (M₈): referencia marker, a hajtókaron helyzetük el.

A felkar izmainak elektromos aktivitását felszíni elektródákkal (NORAXON, Type 272) mértük, 900Hz mintavételezési frekvenciával. Az elektródák felhelyezése előtt alkohollal megtisztítottuk a bőrfelszínt és szükség esetén leborotváltuk. Összesen 8 elektródát helyeztünk el, 4-4-et jobb, illetve bal oldalon. Mértük a biceps brachii, triceps brachii, deltoideus anterior és a deltoideus posterior izmok elektromos aktivitását, mindkét karon (Hermens et al. 1999). A referenciaelektródát a bal kar könyökcsontján (olecranon) helyeztük el.

Bár a kinematikai adatokat egyszerre csak az egyik oldalról tudtuk rögzíteni, az ellenoldali karra helyezett referencia marker (M₅), és a két karról egyszerre felvett EMG segítségével megvizsgáltuk, hogy a két kar mozgása között volt-e számottevő különbség. A referencia marker segítségével ellenőriztük, hogy a két kar tartotta-e a megadott fázist a jobb, illetve bal oldalról felvett mérés esetén. Összehasonlítottuk az egyes izmok jobb, illetve bal oldalról felvett izomaktivitási görbéit, amelyek nagyságrendileg megegyezők voltak. Ebből

arra következtettünk, hogy nem volt különbség a két oldalról felvett terhelés között.



4. ábra A kinematikai markerek és a felszíni EMG mérő elektródák elhelyezésének sematikus ábrája. Az EMG elektródákat a felkar és a váll izmaira helyeztük el, szimmetrikusan mindkét karra. A kinematikai markereket egyszerre csak az egyik oldalról helyeztük fel, a mérőberendezés tulajdonságainak megfelelően. A markerek pontos elhelyezése a 3.5-ös pontban van részletesen leírva.

Ülő helyzetben a résztvevők egy magas támlájú széken ültek, a törzsüket a székhez rögzítettük, egy rugalmas gumiszalaggal így kiküszöbölve, hogy a tekerés során beledőljenek a mozgásba. Fekvő helyzetben egy vékony matracon helyezkedtek el, ebben az esetben nem volt szükség a törzs rögzítésére. A mérési keretrendszer korlátjai miatt a feladatokat négy csoportra osztottuk: ülő pozíció jobb oldalról, ülő pozíció bal oldalról, fekvő pozíció jobb oldalról, fekvő pozíció bal oldalról. A feladatcsoportok sorrendjét, és egy csoporton belül a feltételek sorrendjét is véletlenszerűen választottuk meg. A résztvevők minden beállítás során 30 kört tekertek, 60 kör/perc sebességgel. Egy metronóm segítette őket, hogy a két karjukat a megfelelő sebességgel és ütemben tudják mozgatni. Minden feladat után egy 30 másodperces pihenő következett.

4. SZÁMÍTÁSI MÓDSZEREK

A kinematikai adatsorokat, mint térbeli koordinátákat kaptuk meg az idő függvényében. Ebből számoltuk ki trigonometriai egyenletekkel az ízületi hajlásszögeket a 30 kör alatt, a hajlásszögek jellemző profilját, és a kinematikai adatokból határoztuk meg a rángást is ((1)-(17) egyenletek).

Minden ciklusra, azaz minden teljes körre újramintavételeztük az izomaktivitásokat a ciklus idő minden 1-es (egész) százalékában, így tehát időbeli normalizálást végeztünk minden ciklusra külön-külön. Az izomaktivitási adatokból meghatároztuk az izomszinergiákat, illetve azt, hogy hogyan változnak ezek a szinergiák a különböző beállítások során.

A kiszámított eredményeket az egyes személyekre átlagoltuk, minden feltétel esetén, majd összehasonlítottuk a különböző feltételeknél kapott eredményeket.

4.1. Nyers adatfeldolgozás

A Zebris ultrahangos mérőberendezés által felvett jeleken először zajszűrést végeztünk. Azután a kinematikai koordinátákból meghatároztuk az ízületi hajlásszögek időbeli változását, meghatároztuk egy-egy ciklusra vett átlagát, és kiszámítottuk belőle a rángás mértékét is. Az izomaktivitási adatokból szintén egy-egy ciklusra vett átlagot számítottunk és meghatároztuk az izomszinergiákat is.

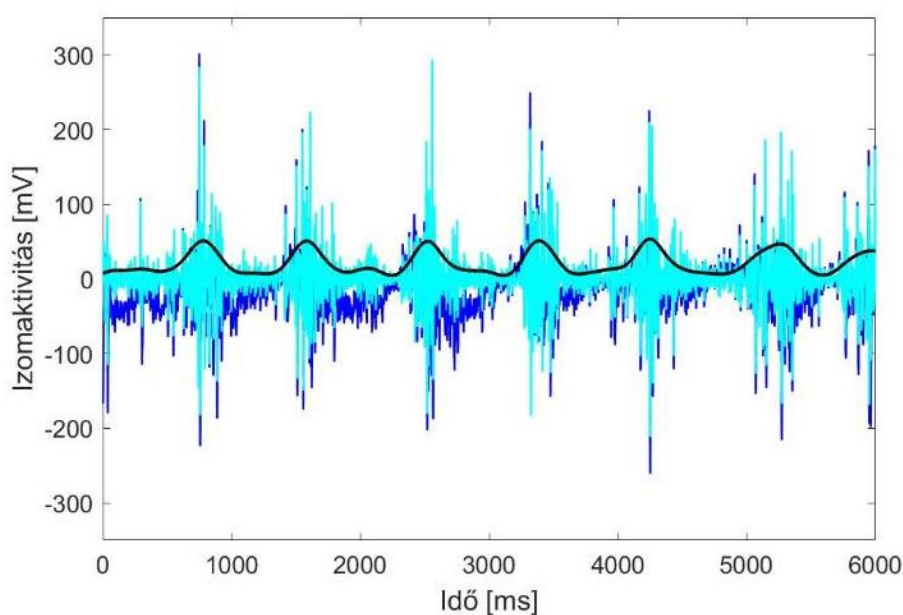
4.1.1. Jelszűrés

A szűrési feladatokra azért volt szükség, mert a mérés során keletkező zajok (pl. felesleges bemozdulás, hálózati frekvencia, a bőrön elmozduló marker/elektróda) jelentősen befolyásolhatják a számítási eredményeket, ugyanakkor ezek a zajok nem tartalmazznak a mérés szempontjából releváns adatokat. 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 (Detrembleur et al. 2000; Mravcsik et al. 2021). A kinematikai adatok esetén diszkrét koszinusz transzformáció segítségével kalkuláltuk ki a megfelelő frekvencia-vágási tartományt. A diszkrét koszinusz transzformáció hasonló a Fourier transzformációhoz, de nem

komplex, hanem valós számokon alkalmazható. A rángás kiszámítása során Savitzky-Golay szűrőt alkalmaztunk. Ez egy digitális szűrő, amely a jel minőségének jelentős romlása nélkül képes a digitális jel simítására a jel-zaj viszony növelésével. A Savitzky-Golay szűrő a szomszédos pontokból álló részhalmazokra alacsony-fokú polinomot illeszt, és a konvolúció segítségével elvégzi a simítást (Press and Teukolsky 1990).

4.1.2. Burkológörbe

A szinergia számításhoz egy burkológörbét illesztettünk a szűrt izomaktivitási adatokra (5. ábra). Ehhez kiszámoltuk minden izomaktivitási idősor átlagát, ezt kivontuk az idősor minden eleméből. Az így kapott adatoknak vettük az abszolút értékét, majd egy 5Hz-es aluláteresztő szűrővel simítottuk a jelet (Hug 2011). Az így kapott jelet az amplitúdó szerint normalizáltuk, minden résztvevőnél minden izomra, külön-külön az egyes feltételekre. A normalizáláshoz minden alany minden izomaktivitási idősorában, együtt mind a 8 feltételre vettük a maximum értékeket, és a 10 legnagyobb maximum érték átlagával normalizáltuk az adatokat. Azután időben is normalizáltuk az adatokat, újra-mintavételeztük a ciklusidő 1%-ával az EMG burkológörbét (Barroso et al. 2014).



5. ábra Nyers, szűrt EMG jel és burkológörbe. Az ábrán az egyik résztvevő izomaktivitása látható. A sötétkék színű görbe a felvett, nyers EMG jel. A 4.1.1. pontban ismertetett szűrési eljárás eredményeként adódó görbe világoskék színű. Az izomaktivitási jelre illesztett burkológörbe fekete színnel van jelölve.

4.1.3. Hajlásszögszámítás

A kinematikai markerek adatait háromdimenziós idősorként kapjuk meg. A hajlásszögek meghatározásához kiszámítottuk a kar szegmenseinek (L_i) hosszát a megfelelő markerek (M_i) koordinátáinak (M_{ix}, M_{iy}, M_{iz}) segítségével a (22)-(25). egyenlet, majd ebből meghatároztuk a hajlásszögeket (α_i) a (26). egyenlet alapján.

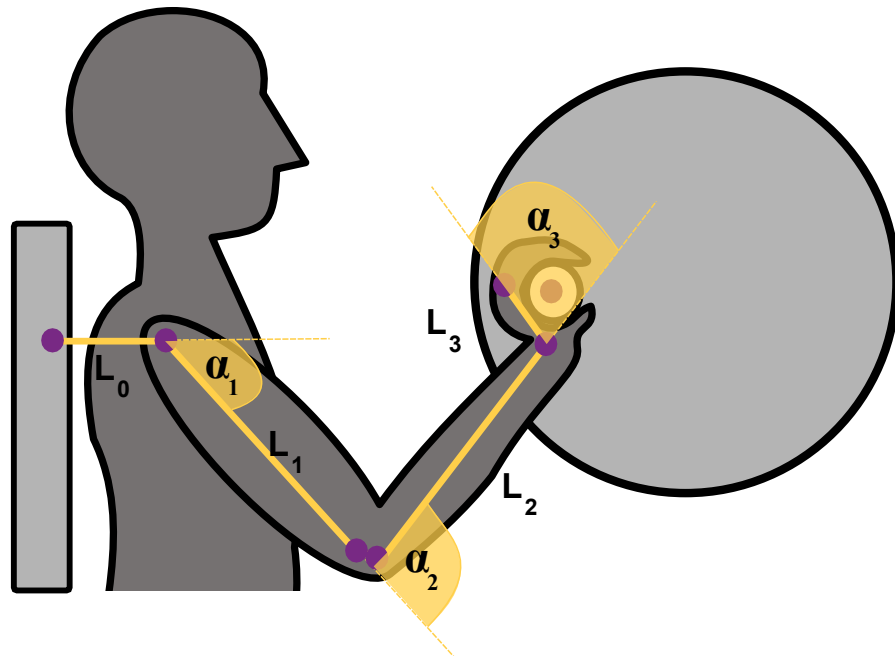
$$L_0 = M_1 - M_2 = [M_{1x} - M_{2x}, M_{1y} - M_{2y}, M_{1z} - M_{2z}] \quad (22)$$

$$L_1 = M_2 - M_3 = [M_{2x} - M_{3x}, M_{2y} - M_{3y}, M_{2z} - M_{3z}] \quad (23)$$

$$L_2 = M_4 - M_6 = [M_{4x} - M_{6x}, M_{4y} - M_{6y}, M_{4z} - M_{6z}] \quad (24)$$

$$L_3 = M_6 - M_7 = [M_{6x} - M_{7x}, M_{6y} - M_{7y}, M_{6z} - M_{7z}] \quad (25)$$

$$\alpha_i = \arccos\left(\frac{\langle L_{i-1}, L_i \rangle}{|L_{i-1}| * |L_i|}\right) \quad (26)$$



6. ábra A kar szegmensei, a markerek helyzete és a hajlásszögek. A nulladik, referenciaszegmens (L_0) a széken lévő referenciamarkert (M_1) és a vállcsúcson lévő markert (M_2) köti össze. Ez a vízszintes szegmens, ehhez viszonyítjuk az első hajlásszögeket. Az első szegmens (L_1) a felkar, a második szegmens (L_2) az alkar, míg a harmadik szegmens (L_3) a kézfej. Az első ízületi hajlásszög (α_1) a váll hajlásszöge, azaz a referenciaszegmens (L_0) és a felkar (L_1) által bezárt szög külső szöge. A második ízületi hajlásszög (α_2) a könyök hajlásszöge, azaz a felkar (L_1) és az alkar (L_2) által bezárt szög külső szöge. A harmadik ízületi hajlásszög (α_3) a csukló hajlásszöge, azaz az alkar (L_2) és a kézfej (L_3) által bezárt szög külső szöge.

4.2. Az egyes körök átlagának kiszámítása

Kiszámoltuk, hogy átlagosan hogyan változnak egy ciklus alatt a hajlásszögek, a végpont pozíciója és az izmok aktivitása. Ehhez kiválasztottuk a végponton található, jelen esetben a 7. kinematikai markernek (caput metacarpi V.) az előre-fele mutató, testre merőleges síkbeli mozgását leíró koordinátáját (ülő esetben az y (sagittális síkban horizontális irányú), fekvő esetben a z koordináta, (szagittális síkban vertikális irányú) (3. ábra). Ezen koordináta idősorának megkeressük a minimum helyeit – és ezekben az időpillanatokban van a kar a legközelebb a testhez – majd ezen helyek alapján feldaraboljuk (ciklusokra bontjuk) a teljes mérési adatsort, minden marker minden koordinátájára, továbbá ezek fogják kijelölni a hajlásszögek és az izomaktivitási adatok ciklushatárait is. A kinematikai adatokat alapul véve, a 100Hz-es mintavételi frekvenciából és a 60 rpm (kör per perc) sebességből következik, hogy egy teljes kör, azaz egy szabályos ciklus 100 mintából áll. Bár ezt a tempót megközelítőleg jól tartották a résztvevők, a ciklusokat 100 minta hosszúra normalizáltuk, spline interpolációval. Az így kapott 100 hosszú ciklusokat egymásra illesztettük, és kiszámoltuk a ciklusok átlagát, mind a száz diszkrét időpontban.

4.3. A rágás kiszámításának módszere

A kézi kerékpározásnál a kar végpontjának, azaz a kéznek a rágását a mért kinematikai adatokból határoztuk meg. A mi esetünkben a mozgás középpontja a résztvevő válla (M_2), és a legtávolabbi pont (a kar végpontja) az V. kézközéptőcsont fejecsen található marker (M_7) pozíciója (p). A markerek adataiból kiszámoltuk az ízületi hajlásszögeket a 4.1.3 fejezetben leírt egyenletek alapján. Az így kapott adatokból pedig a 1.2.1-es pontban leírt egyenletek alapján kiszámoltuk a rágás mértékét és a rágás komponenseit. A kinematikai adatok elemzését $N=12$ résztvevőre végeztük el.

A számítások során azt elemeztük, hogy van-e szignifikáns különbség a különböző feltételek vonatkozásában a teljes rágásban, továbbá az egyes rágás-komponensek között, illetve, hogy egy-egy feltételben belül hogyan alakul a komponensek százalékos eloszlása. A mérési protokollban meghatározott feltételek alapján vizsgáltuk a különbséget ülő és fekvő testhelyzet között,

szinkron és aszinkron tekerési módok között, kis és nagy átmérőjű pálya között, illetve a jobb és bal oldal között.

4.4. A szinergia kiszámításának módszere

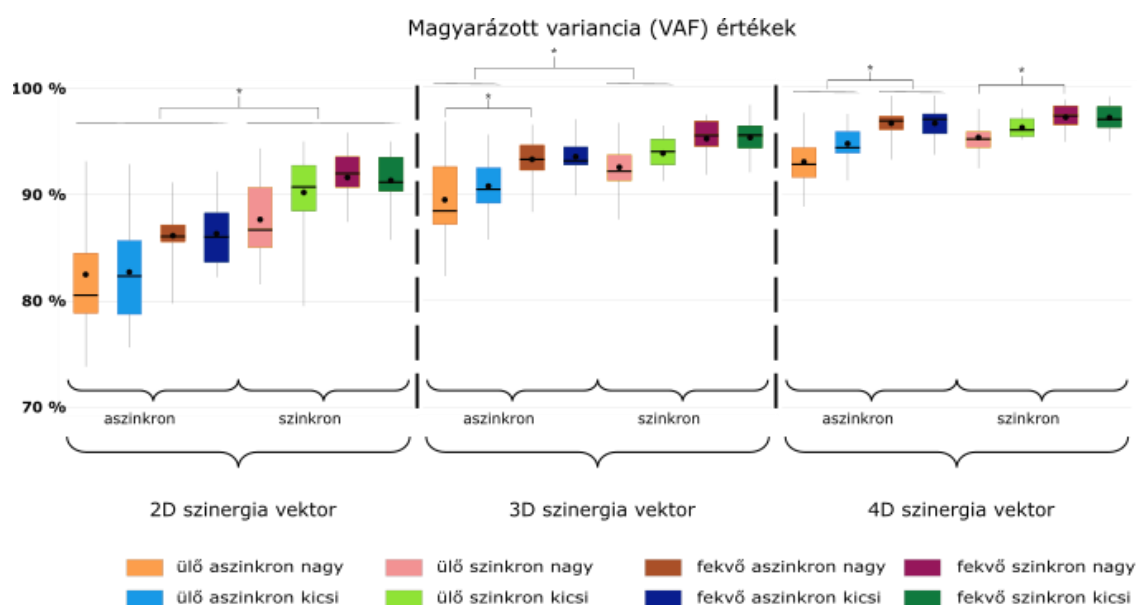
4.4.1. Nem Negatív Mátrix Faktorizáció (NNMF)

A szinergiák feltárásához először a szűrt adatokat tovább simítottuk egy 5Hz-es aluláteresztő szűrővel, hogy megkapjuk a jel burkológörbét (Hug 2011). Minden egyes résztvevőnél, az összes izomra külön-külön amplitúdó-normalizálást végeztünk. Az egyes alanyok egyes izmaihoz tartozó izomaktivitási adatokat vizsgáltuk együtt az összes mérési feltételben és ezen maximum értékek alapján, a 10 legnagyobb maximum átlagával végeztük a normalizálást (Barroso et al. 2014). Ezután idő szerint is normalizáltuk az adatokat, úgy, hogy újra mintavételeztük az EMG burkológörbét a ciklusidő 1%-ban, minden ciklusra külön-külön. Az így kapott idősorokon alkalmaztuk az 1.2.2. pontban kifejtett nem-negatív-mátrix-faktorizáció algoritmust 40 iterációban.

4.4.2. Magyarózott variancia mértéke (VAF)

Először két szinergiára, aztán háromra és négyre futtattuk az algoritmust. Ahogyan azt az 1.2.2. pontban említettem, a VAF az általánosan elfogadott mérőszám a szinergiák megfelelő számának meghatározására, ugyanakkor nincs egyértelműen meghatározott küszöbérték, amelytől már megfelelő a közelítés. Kiszámoltuk a VAF értékeket a 2, 3 és 4 dimenziójú szinergiákra minden feltételre, minden alany esetén. A különböző feltételek esetén kiszámolt, alanyok közötti medián (fekete vonalak) és átlag (fekete pontok) VAF értékek a 7. ábrán láthatók. Két szinergia esetén a VAF átlaga legfeljebb 91,3% (87,7% - 91,3%) szinkron módban, és 86,3% (82,5% - 86,3%) aszinkron módban. Három szinergiát figyelembe véve azt találtuk, hogy szinkron módban a VAF átlaga meghaladta a 90% -ot (92,5% - 95,3%), míg aszinkron módban a VAF 89,5% és 93,5% között volt. Az EMG jelek 4 szinergiával történő rekonstruálásakor az átlagos VAF-értékek minden feltétel esetén magasabbak voltak, mint 90% (7. ábra). Munkám során azt a minimumszámú szinergiát választottam, amely garantálni tudja nemcsak

az átlag, hanem a medián VAF értéket is 90% felett, minden feltételre (Barroso et al. 2014, 2016; Clark et al. 2010; Ferreira et al. 2020; Hug et al. 2010). Ezek alapján a 4 szinergia elégnek bizonyult.



7. ábra A kiszámolt VAF (magyarázott variancia) értékek a különböző dimenziójú szinergiavektorokra. Az ábrán fekete vonallal jelöltük a VAF értékek mediánját és fekete ponttal jelöltük az átlagát. A feltételek közötti szignifikáns különbséget ($p < 0,05$) csillag jelöli. Csak a 4 dimenziós szinergiavektorokra teljesül, hogy mind az átlag, mind a medián, minden feltételre nagyobb, mint 90%. Az ábra színek kódja megegyezik a 7-11. ábrák, illetve az 1-6 táblázatok színek kódjával.

Ennek alátámasztására kiszámoltuk az eredeti és a helyreállított jel korrelációs együtthatóját, az átlagolt, normalizált jel esetén. Mivel a 4 szinergia esetén magas VAF értékeket kaptunk, így a korrelációs együtthatók is 1-hez nagyon közeli számok lettek. Az eredmények a függelékben, a 12. ábrán láthatók.

4.4.3. Sorba rendezés

Az NNMF algoritmus kiszámolja a szinergiavektorokat és együtthatókat minden alanyra és feltételre, de a szinergiák sorrendje feltételenként változhat, ezért az összehasonlításához sorba kell rendezni azokat. Ezt a sorba rendezést két lépcsőben végeztem el. Először meghatároztam a sorrendet az alanyok között, külön-külön minden feltételre. Az így helyesen rendezett szinergiákat átlagoltam az alanyokra. Így a nyolc feltételhez nyolc átlagolt szinergiát kaptam, amiket szintén

sorba rendeztem. A sorba rendezéshez kiszámoltam a szinergiák skalárszorzatát a referencia szinergiához képest, és a legnagyobb értéktől kezdve összepárosítottam a szinergiavektorokat, illetve a hozzájuk tartozó aktivációs koefficienseket is. Az alanyok esetében mindig az első alany, az átlagolt szinergiák esetében a fekvő, szinkron kiskörös feltétel volt a referencia.

4.5. Összehasonlítási módszerek

A kapott eredmények összehasonlítását – mind a rágás, mind a szinergia számítás esetében – statisztikai módszerrel végeztem. A szinergiák esetében a szinergiavektorok skaláris szorzatát is kiszámoltam, ezzel is vizsgálva a vektorok közötti hasonlóságot.

4.5.1. Statisztikai módszerek

A mérések során ugyanazokon a résztvevőkön végeztünk el több mérést, majd ezeknek a méréseknek az eredményét hasonlítottuk össze. Ezáltal az adataink statisztikailag nem voltak függetlenek. A megfelelő statisztikai próba kiválasztásához először megvizsgáltam, hogy az adatok normál eloszlásúak-e. Ehhez Shapiro-Wilk tesztet alkalmaztam. Mivel több, nem független minta összehasonlítását végeztem, normál eloszlás esetén ismételt méréses ANOVA-t kellene alkalmazni. Ennek a módszernek a nem-paraméteres megfelelője az úgynevezett Friedman teszt (Scheff 2016). A VAF értékek normál eloszlást mutattak, így azok összehasonlításához ismételt méréses ANOVA-t használtam. A rágás adatok és a szinergiavektorok esetén is azt kaptam, hogy az adatok nem normál eloszlásúak, ezért a nem-paraméteres Friedman-tesztet alkalmaztam. A feltételek közötti különbségek feltárásához Conover post-hoc tesztet alkalmaztam.

Feltételezhetjük, hogy a statisztika elvégzésekor, az N darab T-teszt (Conover post hoc teszt) esetén, p szignifikanciaszint mellett a hamis pozitív eredmények száma Poisson eloszlást követ, $N \cdot p$ várható értékkel. A meghatározott nullhipotézis az volt, hogy a talált pozitív teszt csak hamis pozitív, valójában nem volt szignifikáns különbség. A statisztikai összehasonlítás során a szignifikanciaszint mindenhol $p=0,05$ volt, ezért,

a Poisson alapján kiszámolt valószínűség (P) küszöbértéke is 0,05. Ez azt jelenti, hogy ha $P < 0,05$ eredményt kaptunk, akkor elvetjük a nullhipotézist. A Poisson eloszláshoz tartozó valószínűségeket az alábbi képlettel határozhatjuk meg (Reiczigel et al. 2007):

$$P(X = k) = \frac{\lambda^k}{k!} * e^{-\lambda} \quad (27)$$

Ezek alapján elemeztük a dolgozatban szereplő táblázatokat. A rángás számításánál az 1.-es és 2.-es táblázatban mutattuk be a statisztikai összehasonlítás eredményeit. A szinergiaszámítás eredményei szemléletesen a 3., 4., és 5. táblázatban jelennek meg, ugyanakkor a teljes statisztikai elemzést a függelékben található 9. táblázat tartalmazza, ezért ebben az esetben arra végeztük el az elemzést. A nemek közötti összehasonlítást tartalmazó 7. táblázat eredményeit is kiértékeltek ilyen módon. Bár a 6. táblázatban a normalizált skalárszorzatok nem a Friedman teszt eredményei, ugyanakkor itt is páronkénti összehasonlításról van szó, így erre is alkalmazható a Poisson eloszlás a hamis pozitív eredmények feltárására.

4.5.2. Skalár szorzatok kiszámítása

A számszerű összehasonlításhoz legtöbbször valamilyen statisztikai módszert választunk. A szinergiaszámítás esetén nincs konszenzus arra vonatkozóan, hogy melyik a megfelelő összehasonlítási eljárás, számos módszer létezik és van használatban. Épp ezért a statisztika mellett összehasonlítottuk a szinergia vektorok hajlásszögét is. Ehhez kiszámoltuk az átlagolt szinergia vektorok normalizált skalárszorzatát, hasonló módon, mint a sorba rendezésnél. Itt is meg kellett állapítani egy küszöbértéket, hogy mikor mondjuk azt, hogy két vektor hasonló vagy különböző. Ebben az esetben is több határérték található a szakirodalomban, például 0,75, 0,8 vagy 0,95 (Cheung et al. 2012b; Roh et al. 2013; Saito et al. 2018). Ebbe a tartományba illeszkedik az általunk választott 0,9-es küszöbérték. Azért is határoztuk meg ezt az értéket, mert a VAF-nak is ez a küszöbe, továbbá a 0,9 nagyságú skalárszorzat azt jelenti, hogy a két vektor hajlásszöge kisebb, mint 26° , azaz valóban elég hasonlóak egymáshoz.

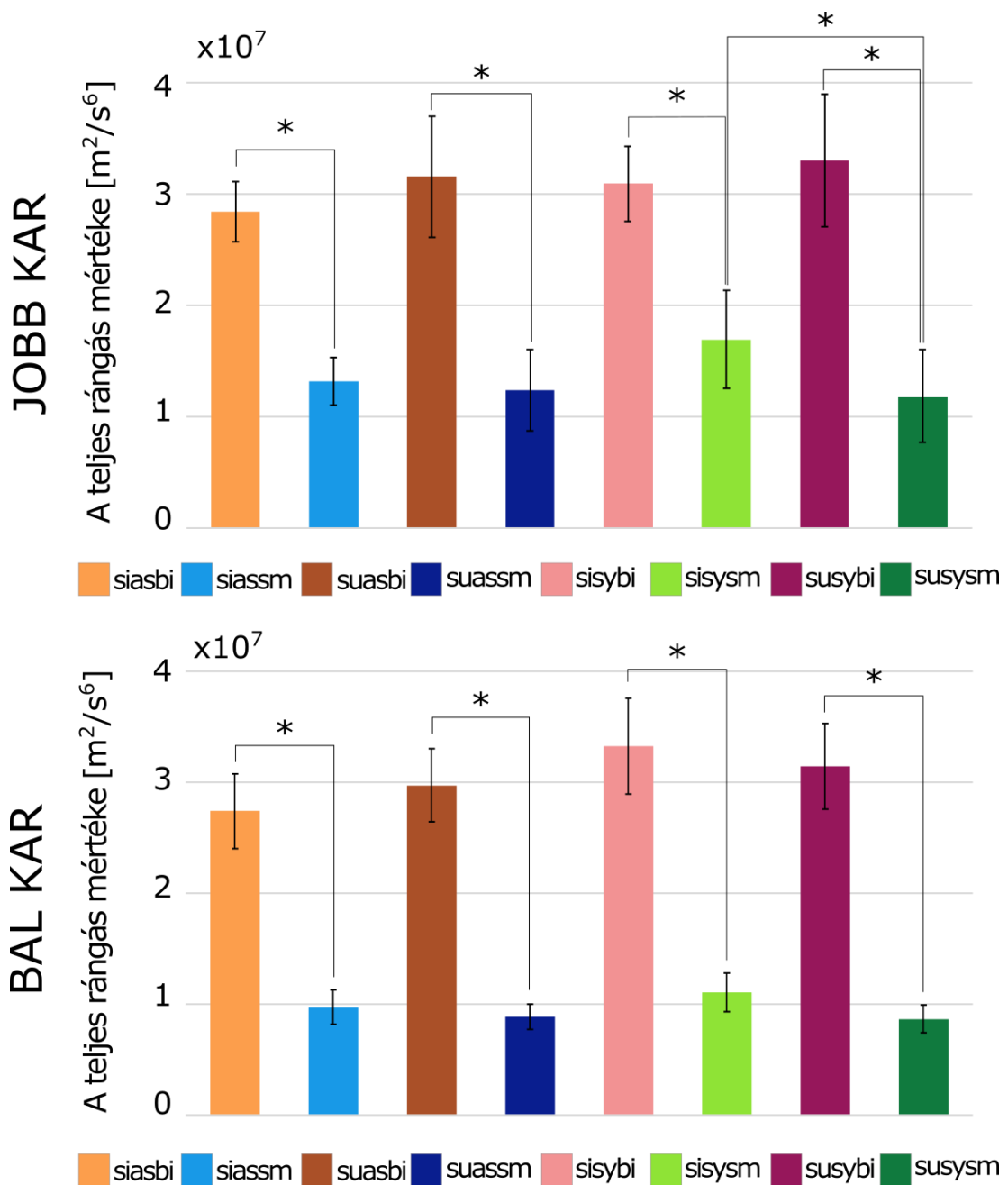
5. EREDMÉNYEK

5.1. A rágásra vonatkozó eredmények

Kiszámítottuk a teljes rágás mértékét és a rágás komponenseinek mértékét az (1)-(17) egyenletek alapján a különböző mérési feltételekre, a résztvevőkre átlagolva. A 4.5.1. pontban leírt normalitás vizsgálatot és Friedman tesztet alkalmaztam a statisztikai összehasonlításhoz, $p \leq 0,05$ szignifikanciaszinttel. A mérési feltételeket tekintve mind a teljes rágásban, mind a rágás komponensei között találtunk szignifikáns különbséget. Ehhez hasonlóan eltérés mutatkozik a rágás komponensek eloszlásában, egy-egy feltételen belül.

5.1.1. Különbségek a feltételek között

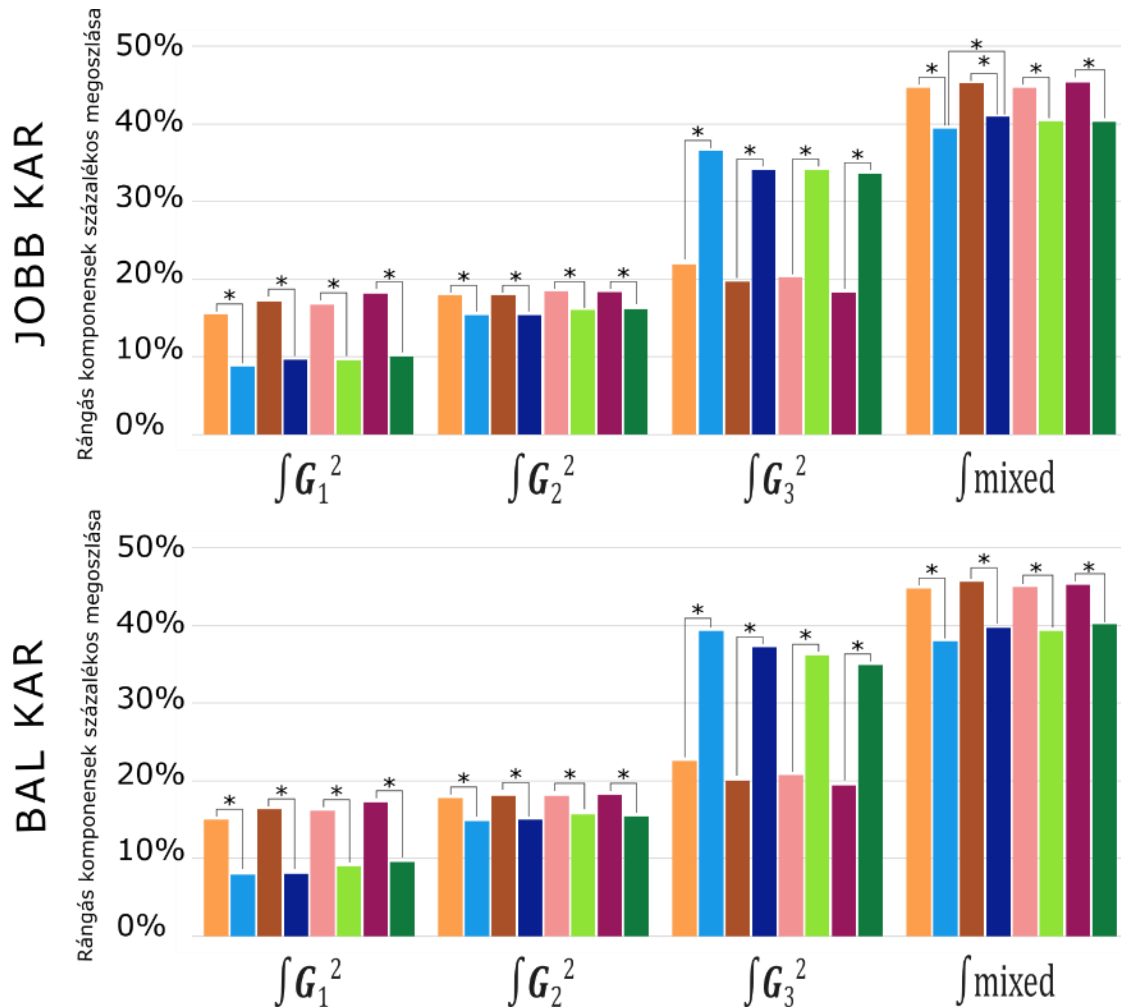
A feltételek összehasonlításánál először azt vizsgáltam, hogy 1-1 feltételpár esetén van-e különbség a teljes rágás mértéke között. A teljes rágás mértéke a különböző feltételek esetén a 8. ábrán látható. A feltételek a következők voltak: ülő aszinkron nagy kör, ülő aszinkron kiskör, fekvő aszinkron nagy kör, fekvő aszinkron kis kör, ülő szinkron nagy kör, ülő szinkron kiskör, fekvő szinkron nagy kör, fekvő szinkron kis kör. Nem találtam szignifikáns különbséget a két kar és a két tekerési mód között. Egy kivétellel, a két testhelyzet között sem volt szignifikáns különbség. Ugyanakkor mindenhol szignifikáns különbség adódott a kis és nagy körös tekerés között.



8. ábra A teljes végponti rángás mértéke a különböző feltételek esetén. A teljes rángás mértéke szignifikánsan ($p < 0,05$) különbözik a kiskörös és nagykörös tekerés között. Kis kör esetén a teljes rángás mértéke mindenhol kisebb, mint $1,7 \times 10^7 m^2/s^6$, míg nagykör esetén ez az érték mindenhol nagyobb, mint $2,7 \times 10^7 m^2/s^6$. Az ábra szinkódja megegyezik a 7-11. ábrák, illetve az 1-6 táblázatok szinkódjával. A tekerési feltételek a következők: ülő aszinkron nagy kör (siasbi), ülő aszinkron kiskör (siassm), fekvő aszinkron nagy kör (suasbi), fekvő aszinkron kis kör (suassm), ülő szinkron nagy kör (sisybi), ülő szinkron kiskör (sisysm), fekvő szinkron nagy kör (susybi), fekvő szinkron kis kör (susysm).

Hasonló eredményeket kaptunk, amikor a különböző feltételek közötti különbséget vizsgáltuk, egy-egy rángáskomponens esetén. Ehhez kiszámoltuk az egyes rángáskomponensek nagyságát a különböző feltételekre, majd összehasonlítottuk, hogy hogyan alakul a

rángáskomponens mértéke a különböző feltételek esetén. A 9. ábra ezt az összehasonlítást mutatja meg, továbbá az ábrán jelölve vannak a szignifikáns különbségek is. Az ábrán az alanyonkénti átlagértékek vannak ábrázolva. A hozzájuk tartozó standard hibaértékek a függelékben található 8. táblázatban vannak feltüntetve, mivel a hibasávok megjelenítése jelentős mértékben rontaná az ábra áttekinthetőségét.



9. ábra Különbségek a mérési feltételek között a rángáskomponenseket tekintve. A teljes rángás komponenseinek százalékos megoszlása látható. A $\int G_1^2$ komponens kis kör esetén 8-10%, nagy kör esetén 15-18%. A $\int G_2^2$ komponens kis kör esetén 15-16%, nagy kör esetén 18% körüli. A $\int G_3^2$ komponens kis kör esetén 33-39%, míg nagy kör esetén csak 19-22.5%. A $\int mixed$ komponens a kis kör esetén 38-41%, a nagy kör esetén 44-45.5%. Az ábra szinkódja megegyezik a 7-11. ábrák, illetve az 1-6 táblázatok szinkódjával. A tekerési feltételek a következők: ülő aszinkron nagy kör (siasbi), ülő aszinkron kiskör (siassm), fekvő aszinkron nagy kör (suasbi), fekvő aszinkron kis kör (suassm), ülő szinkron nagy kör (sisybi), ülő szinkron kiskör (sisysm), fekvő szinkron nagy kör (susybi), fekvő szinkron kis kör (susysm).

Az ülő és fekvő pozíció összehasonlítását tekintve az esetek többségében nem volt szignifikáns különbség a rángás komponensek alakulásában a két testhelyzet között. Csak egy esetben volt szignifikáns különbség 1-1 komponensben. Hasonlóan alakult az összehasonlítás eredménye a két oldal, a jobb és bal kar között. Egyáltalán nem volt szignifikáns különbség a két tekerési mód, szinkron és aszinkron között.

Ezzel szemben minden esetben szignifikáns különbség adódott a pálya mérete szerinti összehasonlítást, azaz a kis kör és a nagy kör esetén kapott komponenseket tekintve. Kis kör esetén az a két komponens, amely független az ízületi rángástól, az $\int G_1^2$ és az $\int G_2^2$, jelentősen kisebbek, mint a másik két komponens, az $\int G_3^2$ és az $\int mixed$. Az $\int G_3^2$ közvetlenül függ az ízületi szög rángásától, míg a $\int mixed$ a szögsebességek, gyorsulások és rángások közötti kapcsolattól függ, mindkét komponens egyformán domináns. A nagy kör esetén csak a $\int mixed$ domináns, az $\int G_3^2$ kisebb, mint a kis kör esetén. Ugyanakkor a $\int G_1^2$ és $\int G_2^2$, komponensek nagyobbak a nagy körös tekerésnél. Az összehasonlítás számszerű eredménye az 1. táblázatban látható.

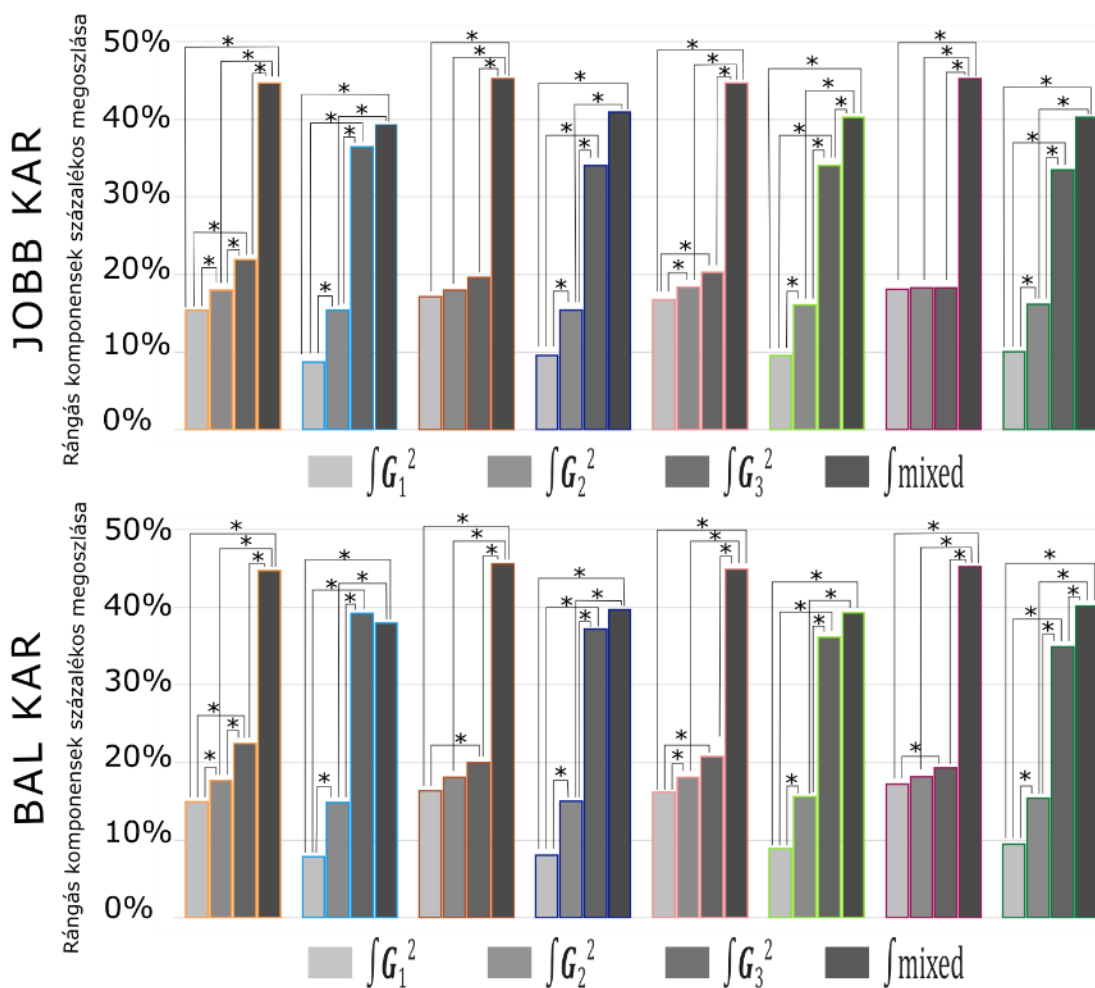
Az 1. táblázat négy panelből áll, a négy kinematikai mérési feltételnek megfelelően. Egy-egy panel N=32 cellából áll. Az Kétoldali kezek panelben és a Testhelyzet panelben 1-1 szignifikáns különbséget találtunk, a Tekerési mód panelben nem volt szignifikáns különbség, míg a Pálya mérete panelben minden esetben szignifikáns volt a különbség. A hamis pozitív eredmények számára Poisson eloszlást feltételezve megvizsgáltam, hogy mekkora a valószínűsége, hogy az első és második panelben lévő 1-1 szignifikáns különbség hamis pozitív eredmény. Így az N=32 és p=0,05-ös szignifikanciaszint mellett $\lambda=1,6$, a k=1 hamis pozitív eredmény valószínűsége $P(X = 1) = 0,323$. Ez azt jelenti, hogy a nullhipotézist megtartjuk, azaz a talált különbség nem szignifikáns.

1. táblázat Különbségek a kézi kerékpározási feltételek között, a rángás komponenseit tekintve. A táblázat a Friedman statisztikai összehasonlítás eredményeként adódott p értékeket tartalmazza, $p < 0,05$ szignifikanciaszinttel. A tekerési feltételek a következők: ülő aszinkron nagy kör (siasbi), ülő aszinkron kiskör (siassm), fekvő aszinkron nagy kör (suasbi), fekvő aszinkron kis kör (suassm), ülő szinkron nagy kör (sisybi), ülő szinkron kiskör (sisysm), fekvő szinkron nagy kör (susybi), fekvő szinkron kis kör (susysm).

Kétoldali kezek							
		feltételek		G1	G2	G3	mixed
		JOBB	BAL	p-value	p-value	p-value	p-value
SZINKRON		siasbi	siasbi	0,5998	0,3397	0,7382	1,0000
		siassm	siassm	0,2035	0,3780	0,2781	0,2787
		suasbi	suasbi	0,1783	0,8254	0,6162	0,8162
		suassm	suassm	0,2313	0,6068	0,0379	0,0760
ASZINKRON		sisybi	sisybi	0,5488	0,4624	0,6761	0,5876
		sisysm	sisysm	0,4538	0,1867	0,6162	0,3144
		susybi	susybi	0,2616	0,3397	0,6162	0,8768
		susysm	susysm	0,5001	0,0614	0,2781	0,5355
Testhelyzet							
		feltételek		G1	G2	G3	mixed
		ÜLŐ	FEKVŐ	p-value	p-value	p-value	p-value
JOBB KAR		siasbi	suasbi	0,1350	1,0000	0,0960	0,2787
		siassm	suassm	0,5998	0,8831	0,0559	0,0140
		sisybi	susybi	0,2616	0,8831	0,2429	0,3144
		sisysm	susysm	0,3688	0,7686	0,2429	0,8768
BAL KAR		siasbi	suasbi	0,5001	0,4624	0,1338	0,1888
		siassm	suassm	0,5488	0,8254	0,3585	0,0760
		sisybi	susybi	0,5488	0,9414	0,2781	0,5355
		sisysm	susysm	0,3304	0,4987	0,5587	0,1422
Tekerési mód							
		feltételek		G1	G2	G3	mixed
		ASZINKRON	SZINKRON	p-value	p-value	p-value	p-value
JOBB KAR		siasbi	sisybi	0,2313	0,2122	0,2429	0,5876
		siassm	sisysm	0,3688	0,1867	0,3166	0,3530
		suasbi	susybi	0,4100	0,1635	0,5040	0,5355
		suassm	susysm	0,2035	0,2403	0,8020	0,0896
BAL KAR		siasbi	sisybi	0,2616	0,1426	0,2781	1,0000
		siassm	sisysm	0,1555	0,3780	0,1136	0,3144
		suasbi	susybi	0,2947	0,5083	0,5040	0,4858
		suassm	susysm	0,0733	0,0673	0,2110	0,4858
Pálya mérete							
		feltételek		G1	G2	G3	mixed
		NAGY KÖR	KIS KÖR	p-value	p-value	p-value	p-value
JOBB KAR		siasbi	siassm	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000
		suasbi	suassm	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000
		sisybi	sisysm	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000
		susybi	susysm	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000
BAL KAR		siasbi	siassm	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000
		suasbi	suassm	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000
		sisybi	sisysm	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000
		susybi	susysm	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000

5.1.2. Különbségek a rágás komponensei között

Megvizsgáltuk külön - külön a feltételekre, hogy az egyes komponensek milyen százalékos megoszlásban járultak hozzá a teljes végponti rágáshoz (10. ábra). Az ábrán az alanyonkénti átlagértékek vannak ábrázolva. A hozzájuk tartozó standard hibaértékek a függelékben található 8. táblázatban vannak feltüntetve, mivel a hibasávok megjelenítése jelentős mértékben rontaná az ábra áttekinthetőségét.



10. ábra Különbségek a rágáskomponensek között a teljes rágáshoz való hozzájárulásuk tekintetében, minden feltételre. A $\int mixed$ komponens minden feltételben több, mint kétszerese volt a $\int G_1^2$ és $\int G_2^2$ komponenseknek. A $\int G_3^2$ komponens kis kör esetén hasonló mértékű volt, mint a $\int mixed$ komponens, míg a nagy kör esetén fele akkora volt, mint a $\int mixed$. Az ábrán az oszlopdiagramok keretének színe megegyezik a 7-11. ábrák, illetve az 1-6 táblázatok színeivel. A tekerési feltételek a következők: ülő aszinkron nagy kör (siasbi), ülő aszinkron kiskör (siasm), fekvő aszinkron nagy kör (suasbi), fekvő aszinkron kis kör (suassm), ülő szinkron nagy kör (sisybi), ülő szinkron kiskör (sisysm), fekvő szinkron nagy kör (susybi), fekvő szinkron kis kör (susysm).

Általánosságban elmondható, hogy a $\int G_1^2$ és a $\int G_2^2$ komponensek voltak a legkisebbek. A kiskörös tekerés esetében a $\int G_3^2$ és a $\int mixed$ jóval nagyobb volt az előző kettőnél. A nagykörös tekerés esetén a $\int mixed$ volt a legnagyobb komponens, míg a $\int G_3^2$ hasonló nagyságú volt a $\int G_1^2$ és a $\int G_2^2$ komponensekhez. Ez a különbség a kiskör és a nagykör között összhangban van azzal, amit a feltételek közötti összehasonlításnál találtunk. Az egyes feltételek esetén a rángás komponenseinek alakulását a 10. ábra szemlélteti. Az összehasonlítást számszerűen a 2. táblázat tartalmazza.

Kis körös tekerés esetén minden beállításnál szignifikáns különbség van a $\int G_1^2$ és $\int G_2^2$, a $\int G_1^2$ és $\int G_3^2$, a $\int G_1^2$ és $\int mixed$, a $\int G_2^2$ és $\int G_3^2$, valamint a $\int G_2^2$ és $\int mixed$ komponensek között. Ugyanakkor két eset kivételével nincs szignifikáns különbség a $\int G_3^2$ és $mixed$ komponensek között.

Nagy kör esetén nem ennyire egységes a komponensek alakulása. A nagy kör esetén mindenhol szignifikáns a különbség a $\int G_3^2$ és $\int mixed$ komponensek között. Ülő testhelyzetben aszinkron tekerési módban minden komponens között szignifikáns különbség van jobb és bal karra is. Szinkron tekerési módban szintén szignifikáns különbség van a komponensek között, kivéve a $\int G_2^2$ és $\int G_3^2$ komponenseket, mind a jobb, mind a bal kar esetén. Fekvő pozícióban – szinkron és aszinkron tekerési módban is – a jobb karnál a $\int mixed$ komponens különbözik szignifikánsan a másik három komponestől, míg a $\int G_1^2$, $\int G_2^2$ és $\int G_3^2$ komponensek között nincs statisztikailag szignifikáns különbség. A bal karnál hasonló eredményre jutottunk azzal az eltéréssel, hogy ebben az esetben a $\int G_1^2$ és $\int G_3^2$ komponensek között is szignifikáns a különbség. Ez azt sugallja, hogy a nagykörös tekerés esetén a $\int G_1^2$, $\int G_2^2$ és $\int G_3^2$ komponensek kiegyenlítettebb mértékben vesznek részt a rángás előállításában, míg a $\int mixed$ komponens domináns.

A 2. táblázat 2 panelből áll – Jobb oldal és Bal oldal, – egyenként N=48 cellából. A szignifikanciaszint ebben az esetben is $p=0,05$, így a hamis pozitív értékekre Poisson eloszlást feltételezve $\lambda=2,4$ adódik. A Jobb oldal

panelben 38 szignifikáns különbség, a Bal oldal panelben 40 szignifikáns különbség adódott. A $k=38$ esetén a valószínűség $P(X = 38) < 0,000$, míg $k=40$ esetén $P(X = 40) < 0,000$ lesz. Ezek alapján a nullhipotézis elvethető, azaz a talált különbség valóban szignifikáns, nem hamis pozitív.

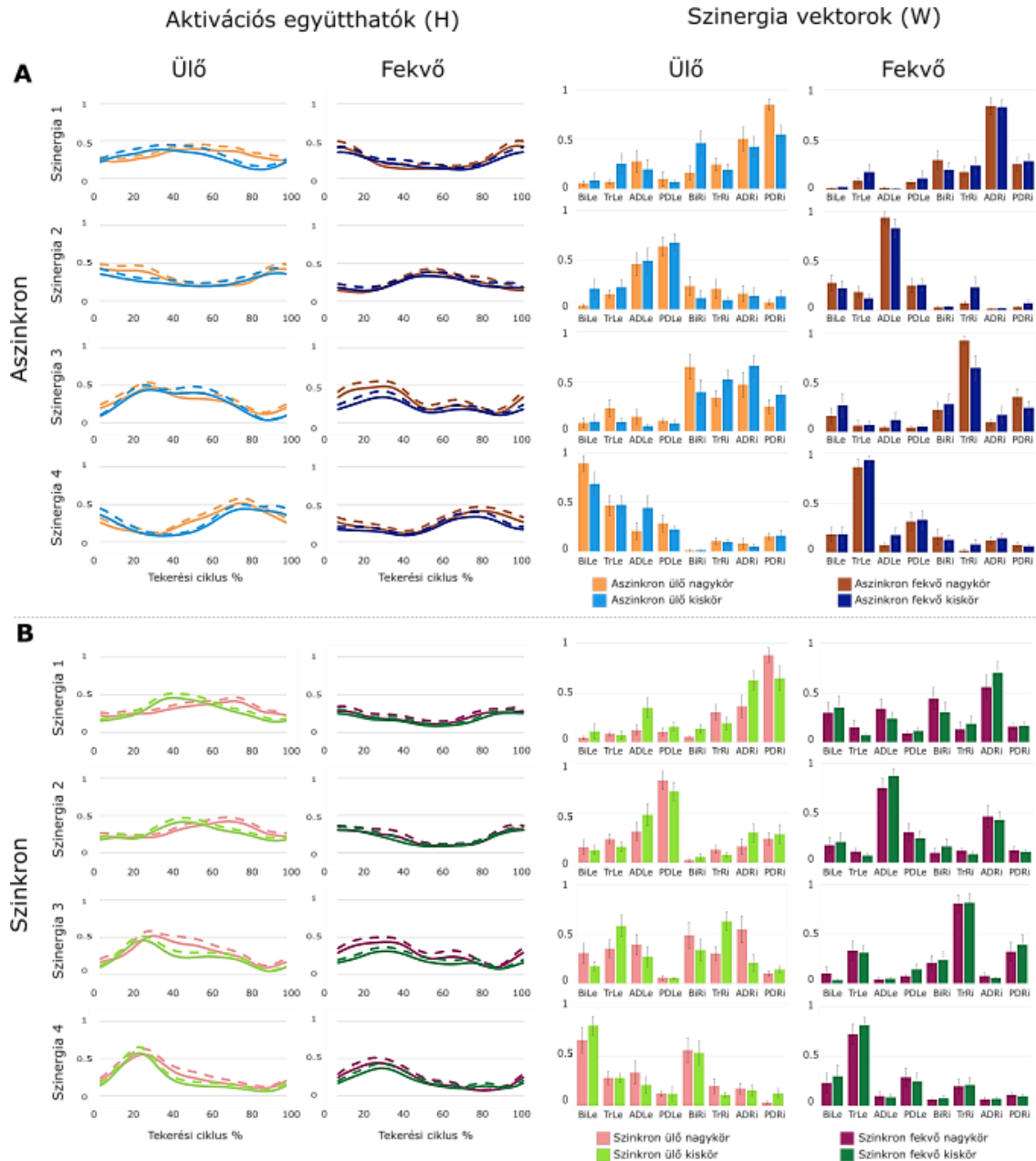
2. táblázat Különbségek a rángás komponensei között egy-egy mérési feltételen belül. A táblázat a 10. ábrán szereplő rángáskomponensek statisztikai összehasonlításakor kiszámolt p értékeket tartalmazza az egyes feltételekre. Azok a cellák vannak színnel kiemelve, ahol a rángáskomponensek között a teljes rángáshoz való hozzájárulásuk tekintetében szignifikáns volt a különbség. A színek a 7-11. ábrák, illetve az 1-6 táblázatok színeivel megegyeznek. A tekerési feltételek a következők: ülő aszinkron nagy kör (siasbi), ülő aszinkron kiskör (siassm), fekvő aszinkron nagy kör (suasbi), fekvő aszinkron kis kör (suassm), ülő szinkron nagy kör (sisybi), ülő szinkron kiskör (sisysm), fekvő szinkron nagy kör (susybi), fekvő szinkron kis kör (susysm).

JOBB OLDAL								
	siasbi	siassm	suasbi	suassm	sisybi	sisysm	susybi	susysm
$\int G_1^2 \int G_2^2$	0,00000	0,00000	0,63053	0,00017	0,02272	0,00000	0,63053	0,00000
$\int G_1^2 \int G_3^2$	0,00000	0,00000	0,33861	0,00000	0,02272	0,00000	0,33861	0,00000
$\int G_1^2 \int \text{mixed}$	0,00000	0,00000	0,00001	0,00000	0,00000	0,00000	0,00001	0,00000
$\int G_2^2 \int G_3^2$	0,00008	0,00000	0,63053	0,00000	1,00000	0,00000	0,63053	0,00000
$\int G_2^2 \int \text{mixed}$	0,00000	0,00000	0,00000	0,00000	0,00000	0,00000	0,00000	0,00000
$\int G_3^2 \int \text{mixed}$	0,00000	0,05037	0,00000	0,40310	0,00000	0,00001	0,00000	0,05037
BAL OLDAL								
	siasbi	siassm	suasbi	suassm	sisybi	sisysm	susybi	susysm
$\int G_1^2 \int G_2^2$	0,00013	0,00000	0,08128	0,00000	0,00518	0,00000	0,12975	0,00141
$\int G_1^2 \int G_3^2$	0,00000	0,00000	0,04784	0,00000	0,00019	0,00000	0,02602	0,00000
$\int G_1^2 \int \text{mixed}$	0,00000	0,00000	0,00000	0,00000	0,00000	0,00000	0,00000	0,00000
$\int G_2^2 \int G_3^2$	0,00013	0,00000	0,79885	0,00000	0,23952	0,00000	0,44272	0,00001
$\int G_2^2 \int \text{mixed}$	0,00000	0,00000	0,00000	0,00000	0,00000	0,00000	0,00000	0,00000
$\int G_3^2 \int \text{mixed}$	0,00000	0,33861	0,00001	0,33861	0,00001	0,05037	0,00001	0,00141

5.2. A szinergiára vonatkozó eredmények

Az izomszinergiákra vonatkozó eredményeket az alábbiakban írom le. Miután kiszámoltuk az izomszinergiavektorokat, sorba rendeztük résztvevőről résztvevőre és feltételenként is a skalár szorzatok segítségével, számszerűen összehasonlítottuk az adatokat. A szinergiavektorok (W) és aktivációs együtthatók (H) a 11. ábrán láthatók. Az 11. ábrán a 13 résztvevőre számított szinergiavektorok és aktivációs együtthatók átlaga látható, a különböző tekerési feltételekre. A szinergiavektorok között eltérések figyelhetők meg az egyes izmok esetén a testhelyzetet vagy a tekerési módot összehasonlítva. A teljes statisztikai összehasonlítás eredményeit a függelékben található 9. táblázat tartalmazza. Az ábrán és a táblázatokban az izmok neveinek rövidítése a következő volt: BiLe-Bal oldali musculus biceps brachii, BiRi-Jobb oldali musculus biceps brachii, TrLe-Bal oldali musculus triceps brachii, TrRi-Jobb oldali musculus triceps brachii, ADLe-Bal oldali musculus deltoideus anterior, ADRi-Jobb oldali musculus deltoideus anterior, PDLe-Bal oldali musculus deltoideus posterior, PDRi-Jobb oldali musculus deltoideus posterior.

A függelékben található 9. táblázat – amely magába foglalja a 3., 4. és 5. táblázat eredményeit – 3 panelből áll. A panelek egyenként N=128 cellából állnak, $p=0,05$ szignifikanciaszinttel, így a hamis pozitív értékekre Poisson eloszlást feltételezve $\lambda=6,4$ adódik. Az első, Testhelyzet panelben 54, a Tekeresi mód panelben 34, míg a Pálya mérete panelben 10 szignifikáns különbség található. Ezek mellett az értékek mellett a vizsgált valószínűségi változó $k=10$ esetén $P(X = 10) = 0,053$. A $k=11$ vagy annál nagyobb érték esetén $P < 0,05$ lesz. Ezek alapján a $k > 10$ esetben a nullhipotézist elvetjük, azaz a testhelyzet és a tekerési mód esetén talált különbségek valóban szignifikánsak. A $k=10$ esetén a nullhipotézist megtartjuk, azaz a pályaméret esetén talált különbségek hamis pozitívak, azaz nem szignifikáns a különbség.



11. ábra A kiszámított szinergiavektorok és aktivációs együtthatók. Az A panelen az aszinkron tekerési mód, a B panelen a szinkron tekerési mód eredményei láthatóak. Az ábra bal oldalán az aktivációs együtthatók láthatóak, ülő és fekvő testhelyzetben. A jobb oldalon helyezkednek el az izomszinergia vektorok, és a szinergiasúlyok, azaz az egyes izmok hozzájárulása az adott szinergiavektorhoz. Az ábra szinkódja megegyezik a 7-11. ábrák, illetve az 1-6 táblázatok szinkódjával. A tekerési feltételek a következők: ülő aszinkron nagy kör (siasbi), ülő aszinkron kiskör (siassm), fekvő aszinkron nagy kör (suasbi), fekvő aszinkron kis kör (suassm), ülő szinkron nagy kör (sisybi), ülő szinkron kiskör (sisysm), fekvő szinkron nagy kör (susybi), fekvő szinkron kis kör (susysm).

5.2.1. Testhelyzet hatása

Az ülő és fekvő pozíció között az alábbi különbségeket figyeltük meg. Fekvő testhelyzetben, a 1. Szinergiában az ADRI izom súlya volt a legdominánsabb, a 2. Szinergiában az ADLe, a 3. Szinergiában a TrRi és

a 4. Szinergiában a TrLe. Ez igaz volt mind az aszinkron (11. ábra, felső panel), mind a szinkron (11. ábra, alsó panel) tekerési módra. Ezzel ellentétben, ülő testhelyzetben a 1. Szinergiában a PDRi volt a leginkább domináns, míg a 2. Szinergiában a PDLe. Ez igaz mindkét tekerési módban. Szinkron módban az egyes izmok részvétele jobban kiegyenlített ülő pozícióban, mint fekvőben a 3. Szinergiában és 4. Szinergiában. Az aktivációs együtthatókat tekintve a 1. Szinergia és 2. Szinergia megközelítőleg ellentétes fázisban aktiválódott akár ülő, akár fekvő pozícióban történt a tekerés. Bár a szinergiavektorok különbözőek a 3. Szinergia és 4. Szinergia esetén a két testhelyzetben, az aktivációs együtthatóik mégis látszólag fázisban vannak.

Ezek a megfigyelések azt sugallják, hogy a gravitáció jelentős hatással van az izomszinergiák kifejeződésére. Ennek alátámasztására számszerűen is összehasonlítottuk az izmok hozzájárulását (súlyát) az egymásnak megfelelő szinergiavektorokhoz a két testhelyzetben, a szignifikáns különbségek a 3. táblázatban láthatóak. Ez azt jelenti, hogy szignifikáns volt a különbség összesen 54 esetben (a 128-ból) a 8 izomra, a 4 szinergiában a négy feltételpárra. A táblázat színezése megegyezik a 11. ábráéval.

3. táblázat Különbségek a szinergiasúlyok között a testhelyzetet tekintve. A táblázat az egyes izmoknak az adott szinergiavektorhoz való hozzájárulásának, azaz a szinergiasúlyok statisztikai összehasonlításának eredményét tartalmazza, a testhelyzetet tekintve. A táblázatban csak a szignifikánsan különböző értékeket tüntettem fel. Az összes p-értéket a függelékben található 9. táblázat tartalmazza. Jelen táblázat szinkódja megegyezik a 7-11. ábrák, illetve az 1-6 táblázatok szinkódjával.

TESTHELYZET		1.		2.		3.		4.	
		SZINERGIA		SZINERGIA		SZINERGIA		SZINERGIA	
ÜLŐ	FEKVŐ	izom	p-érték	izom	p-érték	izom	p-érték	izom	p-érték
Aszinkron nagy	Aszinkron nagy	ADLe	0,0088	BiLe	0,0002	BiLe	0,0167	BiLe	0,0001
		BiRi	0,0358	ADLe	0,0041	TrLe	0,0016	TrLe	0,0008
		ADRe	0,0082	PDLe	0,0008	PDLe	0,0196	PDLe	0,0375
		PDRi	0,0001	ADRe	0,0295	TrRi	0,0001	BiRi	0,0000
						ADRe	0,0296	TrRi	0,0154
Aszinkron kicsi	Aszinkron kicsi	ADLe	0,0214	ADLe	0,0268	BiLe	0,0081	BiLe	0,0045
		ADRe	0,0013	PDLe	0,0003	ADRe	0,0003	TrLe	0,0016
		PDRi	0,0292					BiRi	0,0001
							TrRi	0,0338	
Szinkron nagy	Szinkron nagy	BiRi	0,0025	ADLe	0,0030	BiLe	0,0328	BiLe	0,0409
		TrRi	0,0018	PDLe	0,0000	ADLe	0,0036	TrLe	0,0001
		PDRi	0,0000	ADRe	0,0332	TrRi	0,0002	BiRi	0,0004
						ADRe	0,0187	ADRe	0,0236
						PDRi	0,0128	PDRi	0,0036
Szinkron kicsi	Szinkron kicsi	PDRi	0,0004	ADLe	0,0095	BiLe	0,0009	BiLe	0,0005
				PDLe	0,0000	PDRi	0,0245	TrLe	0,0000
								PDLe	0,0247
								BiRi	0,0019

5.2.2. Tekerési mód hatása

A tekerési módok összehasonlításánál az alábbiakat figyeltük meg. Aszinkron tekerési módban két szinergiát (az 1. Szinergiát és 3. Szinergiát) a jobb kar izmai fejezik ki dominánsan, míg a másik két szinergiát (2.

Szinergiát és 4. Szinergiát) a bal kar izmai. Ülő helyzetben a 3. Szinergia és 4. Szinergia vektorokban az izomsúlyok kiegyenlítettebbek szinkron módban, mint aszinkron módban. Ha 2. Szinergia vektor aktivációs együtthatóit összehasonlítjuk szinkron és aszinkron módban, akkor ezek eltérnek egymástól. Ugyanez figyelhető meg a 4. Szinergia esetén. Az 1. Szinergia együtthatói azonban hasonlóak a két tekerési módban, és ugyanez mondható el a 3. Szinergiáról. A 4. táblázat mutatja a szignifikáns különbségeket az izmok hozzájárulásában a szinergiavektorokhoz szinkron és aszinkron tekerési módban. Összesen 34 esetben volt a különbség szignifikáns a két tekerési mód között, 8 izomra a 4 szinergiában a 4 feltétel-pár esetén.

4. táblázat Különbségek a szinergiasúlyok között a tekerési módot tekintve. A táblázat az egyes izmoknak az adott szinergiákhoz való hozzájárulását, azaz a szinergiavektorok statisztikai összehasonlításának eredményét tartalmazza, a tekerési módot tekintve. A táblázatban csak a szignifikánsan különböző értékeket tüntettük fel. Az összes p-értéket a függelékben lévő 9. táblázat tartalmazza. Jelen táblázat szinkódja megegyezik a 7-11. ábrák, illetve az 1-6 táblázatok szinkódjával.

TEKERÉSI MÓD		1. SZINERGIA		2. SZINERGIA		3. SZINERGIA		4. SZINERGIA	
ASZINKRON	SZINKRON	izom	p-érték	izom	p-érték	izom	p-érték	izom	p-érték
Ülő nagy	- Ülő nagy	PDLe	0,0462	PDLe	0,0466	BiLe	0,0042	TrLe	0,0301
				BiRi	0,0307			BiRi	0,0000
				PDLe	0,0003			PDRi	0,0010
Ülő kicsi	- Ülő kicsi	ADLe	0,0214	ADRi	0,0137	BiLe	0,0004	TrLe	0,0130
		PDLe	0,0078	PDRi	0,0417	TrLe	0,0000	PDLe	0,0020
						ADRi	0,0021	BiRi	0,0000
								ADRi	0,0426
Fekvő nagy	- Fekvő nagy	BiLe	0,0013	BiLe	0,0348	TrLe	0,0000	TrRi	0,0002
		ADLe	0,0006	ADRi	0,0000				
		ADRi	0,0385	PDRi	0,0108				
Fekvő kicsi	- Fekvő kicsi	BiLe	0,0396	ADRi	0,0000	BiLe	0,0167	TrRi	0,0005
		ADLe	0,0000			TrLe	0,0000		
		PDLe	0,0306						

5.2.3. Pálya méretének hatása

Nem találtunk számottevő különbséget a kis és nagykörös tekerés között sem a szinergia súlyok, sem az aktivációs együtthatók esetén. Összesen 10 esetben találtunk szignifikáns különbségeket 6 izomra, 3 szinergiában. Ezek az 5. táblázatban láthatók, a színezés szintén megegyezik a 11. ábra színeivel és a 3-4. táblázatokéval.

5. táblázat Különbségek a szinergiasúlyok között a pálya méretét tekintve. A táblázat az egyes izmoknak az adott szinergiavektorhoz való hozzájárulásának, azaz a szinergiasúlyok statisztikai összehasonlításának eredményét tartalmazza, a pálya méretét tekintve. A táblázatban csak a szignifikánsan különböző értékeket tüntettem fel. Az összes p-értéket a függelékben található 9. táblázat tartalmazza. Jelen táblázat szinkódja megegyezik a 7-11. ábrák, illetve az 1-6 táblázatok szinkódjával.

PÁLYA MÉRETE		1. SZINERGIA		2. SZINERGIA		3. SZINERGIA		4. SZINERGIA	
NAGY	KICSI	izom	p-érték	izom	p-érték	izom	p-érték	izom	p-érték
Ülő aszinkron	Ülő aszinkron	BiRi	0,0358	BiLe	0,0056				
		PDRi	0,0380						
Fekvő aszinkron	Fekvő aszinkron					TrRi	0,0275		
Ülő szinkron	Ülő szinkron	ADLe	0,0476			TrRi	0,0051	PDRi	0,0221
		PDLe	0,0247						
		TrRi	0,0422						
		PDRi	0,0000						

5.2.4. Normalizált skalárszorzat

A statisztikai összehasonlítás megerősítésére kiszámoltuk az átlagolt szinergiavektorok páronkénti, normalizált skalárszorzatát, mintegy hasonlósági indexként. Ha ez a szám nagyobb volt, mint 0,9, akkor a két vektort hasonlónak tekintettük. A 4.4.3. pontban már ismertettem a küszöbérték kiválasztásának indoklását.

A 6. táblázat 3 részből áll, a felső panel a testhelyzet, a középső a tekerési mód és az alsó panel a pálya méretek szerinti összehasonlítás eredményeit mutatja. A testhelyzet esetén a skalárszorzatok a megfelelő feltételek párokat tekintve 0,53 és 0,86 között alakulnak. Ez azt jelenti, hogy

a skalárszorzatok minden esetben a küszöbérték alatt voltak. A tekerési mód esetén összetettebb az eredmény, a skalárszorzatok nagysága 0,72 és 0,97 közé esik. Ugyanakkor minden feltételpár esetén legalább egy skalárszorzat kisebb volt, mint a 0,9-es küszöbérték, és a 16 esetből 8-nál volt ez az érték kisebb, mint 0,9. Az alsó panelen a kis és nagykör közötti összehasonlítás eredményei láthatók. A skalárszorzatok értéke 0,83 és 0,99 közé esett. Két eset volt, amikor a skalárszorzat kisebb volt, mint 0,9.

6. táblázat A szinergiavektorok normalizált skalárszorzata a különböző kézi kerékpározási feltételek esetén. A táblázat a páronként összehasonlított szinergiavektorok skaláris szorzatát tartalmazza. Ha a skalárszorzat 0,9-nél kisebb volt, akkor a skalárszorzatok szempontjából szignifikánsnak tekintettük a különbséget. Ezek az értékek félkövér betűtípussal szerepelnek a táblázatban. A táblázat szinkódja megegyezik a 7-11. ábrák, illetve az 1-6 táblázatok szinkódjával.

TESTHELYZET		1.SZINERGIA	2.SZINERGIA	3.SZINERGIA	4.SZINERGIA
ÜLŐ - FEKVŐ					
Aszinkron nagy	- Aszinkron nagy	0,736	0,634	0,723	0,663
Aszinkron kicsi	- Aszinkron kicsi	0,721	0,799	0,831	0,800
Szinkron nagy	- Szinkron nagy	0,690	0,533	0,592	0,603
Szinkron kicsi	- Szinkron kicsi	0,824	0,785	0,860	0,604
TEKERÉSI MÓD		1.SZINERGIA	2.SZINERGIA	3.SZINERGIA	4.SZINERGIA
SZINKRON - ASZINKRON					
Ülő nagy	- Ülő nagy	0,793	0,914	0,974	0,906
Ülő kicsi	- Ülő kicsi	0,724	0,812	0,965	0,886
Fekvő nagy	- Fekvő nagy	0,866	0,824	0,966	0,956
Fekvő kicsi	- Fekvő kicsi	0,878	0,898	0,902	0,971
PÁLYA MÉRETE		1.SZINERGIA	2.SZINERGIA	3.SZINERGIA	4.SZINERGIA
NAGY - KICSI					
Ülő aszinkron	- Ülő aszinkron	0,957	0,959	0,909	0,895
Fekvő aszinkron	- Fekvő aszinkron	0,993	0,987	0,958	0,981
Ülő szinkron	- Ülő szinkron	0,837	0,976	0,962	0,903
Fekvő szinkron	- Fekvő szinkron	0,962	0,989	0,992	0,995

A 6. táblázat a normalizált skalárszorzatokat tartalmazza és 3 panelből áll, egyenként N=16 cellából. Ha a normalizált skalárszorzat értéke 0,9 alatt volt, akkor tekintettük szignifikánsnak a különbséget, eszerint $p=0,1$ -es szignifikanciaszintet kell venni. Itt is feltételezve a hamis pozitív értékekre a Poisson eloszlást, a fentiek alapján a $\lambda=1,6$. A Testhelyzet

panelben az összes érték szignifikánsan különböző volt. A Tekerési mód panelben 8 érték volt szignifikánsan különböző, míg a Pálya mérete panelban 2. Megvizsgáltam a hamis pozitív értékek valószínűségét $k=2$ és $k=8$ esetén, erre az alábbi valószínűségek adódtak: $P(X = 2) = 0,258$ és $P(X = 8) < 0,000$. Ez alapján a pályaméret esetén megtartjuk, míg a tekerési mód esetén elvetjük a nullhipotézist.

5.2.5. Nemek közötti összehasonlítás

Bár a mérésben viszonylag kevés résztvevő volt, a szinergiaszámítás eredményeit megvizsgáltuk nemek szerint is. Elvégeztük a fent említett elemzést külön a férfi ($n=6$) és külön a női ($n=7$) résztvevőkre. Az összehasonlítás lényegében megegyezik azzal, amit az összes résztvevő együttes vizsgálata során kaptunk: a testhelyzet és a tekerési mód esetén meghatározó különbség van a feltételek között, míg a pálya nagysága nem befolyásolja jelentősen a szinergiák alakulását. Az eredményeket a 7. táblázat tartalmazza. Azonban nem feltétlen ugyanannál a szinergiánál vagy izomnál vannak ezek a különbségek a két nem között. Ez a kis mintaszám ellenére azt sugallja, hogy lehet különbség nők és férfiak között az izomszinergiák szerveződésében.

A 7. táblázat a férfi és női összehasonlítást tartalmazza, erre is megvizsgáltam a hamis pozitív értékek lehetőségét a Poisson eloszlás tükrében. A táblázat összesen $2*3$, azaz 6 panelből áll, mindegyik $N=128$ cellát tartalmaz. A Testhelyzet panelben a nőknél 32, a férfiaknál 46 szignifikáns különbség adódott. A Tekerési mód panelben a nőknél 24 szignifikáns különbség, míg a férfiaknál 31 adódott. A pálya méreténél a nőknél 11, a férfiaknál 9 szignifikáns különbség adódott. A 9. táblázat (függelék) eredményei alapján – mivel a λ mindkét esetben ugyanakkora, – $k>11$ esetén $P<0,05$ lesz. Ezért csak a $k=9$ -re vizsgáltam meg a valószínűséget, eszerint $P(X = 9) = 0,082$. Tehát ebben az esetben a nullhipotézist megtartjuk, míg a táblázat többi paneljét tekintve elvetjük, azaz a talált különbség mindenhol szignifikáns.

6. KÖVETKEZTETÉSEK

Dolgozatom célja az volt, hogy megvizsgáljam a kézi kerékpározás olyan biomechanikai tulajdonságait, amelyeket tudomásom szerint még senki nem vizsgált ilyen körülmények között. Az egészséges résztvevők kézi kerékpározása során rögzített kinematikai és izomaktivitási adatokból kiszámítottam a kar végpontjának rángását és az izomszinergia vektorokat. Munkám során azt tanulmányoztam, hogy a külső körülmények – a testhelyzet, a tekerési mód és a pálya nagysága, illetve az oldal – hogyan befolyásolják ezt a két biomechanikai jellemzőt.

6.1. A végponti rángás vizsgálatának konklúziója

A munkám első célja az volt, hogy meghatározzam a kézi kerékpározási feladatban a kar végpontjának rángását, valamint a rángás komponenseit, továbbá megvizsgáljam, hogy milyen hatással vannak a végponti rángásra és annak komponenseire a külső kényszerek. A rángás meghatározása során azt kaptuk, hogy a rángás nagysága és a komponensek eloszlása függ a pálya méretétől, de nem függ az oldaltól, a testhelyzettől vagy a tekerési módtól. Ezeket a megállapításokat a Poisson eloszlással történt elemzés eredményei is alátámasztják.

6.1.1. A rángáskomponensek szerveződése

Egy pontra mutató, egy célpontot elérő karmozgás esetén a teljes végponti rángás viselkedését befolyásoló domináns komponens közvetlenül kapcsolódott a szögrángáshoz, azaz a G_3 komponenshez (Laczko et al. 2017). A kézi kerékpározás elemzésénél azt tapasztaltuk, hogy a szögrángás komponens (G_3) önmagában nem elegendő ahhoz, hogy a teljes végponti rángás nagyrésztét reprezentálja. A nagy körös kézi kerékpározás esetén a $\int G_3^2$ komponens a teljes rángás nagyságrendjének kevesebb mint 20% -át teszi ki és a kis körös esetben is csak 35%-át, szemben – a korábbi tanulmányokban – az elérő mozgás során tapasztalt több mint 90% -kal (Botzheim et al. 2019a). Ugyanakkor a nagy körös kézi kerékpározás esetén a $\int mixed$ komponens domináns, míg a kis körös tekerésnél a $\int mixed$ és a $\int G_3^2$ komponensek egyaránt dominánsak. Ez arra enged következtetni, hogy a kis körös tekerés jobban függ az ízületi

szög rángásától (G_3) és a komponensek közötti kapcsolattól ($\int mixed$), mint az ízületi szögsebességtől és szöggyorsulástól.

A *mixed* term a sokízületes mozgások összehangolásának reprezentációja. Az $\int mixed$ jele és nagysága jól jellemzi a motoros végrehajtás különbségeit. Korábban kimutatták, hogy ez az integrál negatív volt, amikor a súlyos károsodással járó stroke-ot túlélők elérő mozgást végeztek, míg az ép-testű résztvevők esetében ez pozitív volt (Laczko et al. 2017). A korábbi, elérő mozgást vizsgáló tanulmány és a kézi kerékpározás során kapott eredményeink arra utalnak, hogy ennek az integrálnak a nagysága erősen függ a motoros feladattól.

6.1.2. A külső kényszerek hatása a végponti rángásra

Az ülő és fekvő testhelyzet között nem találtunk szignifikáns különbséget. Ez azt sugallja, hogy a központi szabályozás alkalmazkodik a testre ható erőkhöz, és valószínűleg az izomaktivitás szintjén szabályozza azokat. A mozgás kinematikája hasonlóan jól szabályozott a két különböző testhelyzetben (Botzheim et al. 2019b). Ez összhangban áll azzal, miszerint van az agyban egy belső gravitációs modell, amelyet felhasználunk a mozgási feladat tervezésekor és végrehajtásakor (Gaveau et al. 2016).

A mérések során használt egyedi tervezésű ergométernél nincsen fizikailag összekötve a kétoldali hajtókar. Ezáltal a karok együtt-mozgását külső kényszer nem befolyásolja, csak az idegi szabályozás. Éppen ezért lényeges, hogy nem találtunk szignifikáns különbséget a két tekerési mód között és a két kar között sem. Ez arra utalhat, hogy a központi idegrendszer együtt is képes szabályozni a két kar mozgását (Verschueren et al. 1999).

A pályaméret tekintetében, a teljes rángásban talált szignifikáns különbség a kiskörös és nagykörös tekerés között valószínűsíthető, ugyanis a résztvevők számára a megadott fordulatszám 60rpm volt, mindkét pályaméret esetén. Ebből az következik, hogy a tekerés kerületi sebessége a nagykör esetén magasabb volt. Mivel a rángás a sebesség második deriváltja, a nagyobb amplitúdójú sebesség függvény kétszeri

deriválása után nagyobb rángás várható. Ugyanakkor nem triviális, hogy a rángás komponensek megoszlása között is nagy mértékű különbség van a pályaméret tekintetében.

További kutatások szükségesek az egyes rángás komponensek szerepének megértésének elmélyítéséhez. Ugyanakkor ezek az eredmények új perspektívát nyújthatnak a rehabilitációs terápiák és roboteszközök létrehozásában, mivel ösztönözni kívánják a rehabilitációs gyakorlatban ritkán használt erőforrások, például különböző hajtókar méretű kézi kerékpárok felhasználását. Nagykörös tekerés esetén $\int \mathbf{G}_3^2$ sokkal kisebb, mint kiskörös tekeréskor, az összes többi komponens azonban nagyobb. Vegyük észre, hogy $\int \mathbf{G}_3^2$ az a komponens, ami csak a szögrángástól függ és ennek relatív szerepe csökken nagykörös tekerésnél. Továbbá csak ez az a komponens, ami nem függ a Jacobi mátrix deriváltjaitól, tehát nem függ a kar konfigurációjának, geometriai helyzetének változásától, a változás sebességétől. Azok a komponensek, amelyek függenek a karkonfiguráció változásától hangsúlyosabbak a nagykörös tekerés esetén. Ennek lehet az egyszerű magyarázata a nagyobb mozgásterjedelem, ami a karkonfiguráció gyorsabb változását igényli nagykörös tekerésnél.

6.2. A szinergia számítás eredményeinek konklúziója

A munkám másik célkitűzése az volt, hogy megvizsgáljuk, hogy hogyan befolyásolják az izomszinergiákat a külső kényszerek. A szinergiavektorok kiszámítása során azt az eredményt kaptuk, hogy az izomszinergiák szerveződése függ a testhelyzettől és a tekerés módjától, ugyanakkor úgy tűnik, hogy független a pálya méretétől. Ezt alátámasztja, hogy a Poisson eloszlással történt elemzés alapján a pálya mérete esetén talált néhány különbség csak hamis pozitív érték, azaz a különbség nem szignifikáns.

6.2.3. A testhelyzet megváltozásának hatása

Ha a test helyzete megváltozik (fekvő vagy ülő testhelyzet), akkor az izomaktivitás újfajta koordinációjára van szükség, és ez abban nyilvánul meg, hogy az izmok különböző mértékben járulnak hozzá az egyes szinergiavektorokhoz. Fekvő helyzetben találtunk olyan szinergiákat,

amelyek ellensúlyozhatják a gravitáció hatását, főként azok a szinergiák, amelyekben a triceps izmok voltak dominánsak. (3. Szinergia és 4. Szinergia fekvő helyzetben mind szinkron, mind aszinkron módban (11. ábra)), azonban ilyen szinergiák nem jelennek meg ülő helyzetben. Hasonlóképpen, az anterior deltoid izmok hozzájárulása is jelentős volt a szinergiákhoz fekvő helyzetben (1. Szinergia és 2. Szinergia).

Bár mind a szinergiavektorok, mind az aktivációs együtthatók függenek a testhelyzettől, az ezekért felelős mechanizmust még nem ismerjük. Egy korábbi tanulmány kimutatta, hogy a gerincesek (macska) gerincvelője képes izomszinergiákat szervezni (Tresch et al. 1999). A humán gerinc neurális hálózatai megvalósíthatják az izomcsoportok stimulálását, és az ilyen hálózatok aktivitásának kombinációja biztosíthatja a megfelelő egyéni izomtevékenységeket a kézi kerékpározási feladat egy adott állapotában. A központi (szupraspinális) idegszabályozás megvalósíthat egy "dimenziócsökkentést", és kevesebb dimenziós, leszálló jeleket küldhet több motoneuron készlet aktiválásához, hogy megfelelően aktív izomerőket és ízületi rotációkat generáljon. A teljes ízületi forgatónyomaték a gravitációs forgatónyomaték, az interakciós nyomaték és az aktív izomerő által létrehozott forgatónyomaték összege. A teljes ízületi forgatónyomaték eloszlása ezek között az alkotóelemek között a testhelyzettől függően változik, mivel a gravitációs erőkar és az izomerőkar is eltérő módon változik, a két különböző testhelyzetben történő tekerés során. A két testhelyzet eltérő szinergiája kapcsolódhat az ízületi nyomatékok eltérő megoszlásához, de nem feltétlenül ez a helyzet. Más tanulmányok megállapították, hogy ugyanazok a szinergiák képesek rekonstruálni az izomaktivációs mintákat különböző biomechanikai körülmények között, beleértve a mozgás irányának és terhelésének variációit (Roh et al. 2012). További kutatások szükségesek annak a kérdésnek a megválaszolására, hogy az ízületi forgatónyomatékok eltérő eloszlása tükröződik-e a karok izomszinergiáiban, kézi kerékpározás esetén.

Az izomszinergiák „felhasználhatják” a különböző testhelyzetekben megjelenő gravitációs forgatónyomatékokat, hogy egyszerűsítsék a

mozgás vezérlését. A mozgás megfelelő irányításához elengedhetetlenek a test helyzetével kapcsolatos érzékszervi információk, más szóval proprioceptív visszacsatolás szükséges az izmok szinergiáinak megfelelő szervezéséhez. Santuz és mtsai. (Santuz et al. 2019) a gravitáció hatását vizsgálták rágcsálók esetében a járás és úszás összehasonlításával. Megállapították, hogy a fokozott felhajtóerő következtében a Golgi készülékek hiányos visszacsatolása kompromittált szinergikus szerveződéshez vezet, ami bizonyítékot ad a testrészek helyzetére vonatkozó állandó visszacsatolás fontosságára a feladat stabilitásának fenntartása érdekében. Ezeket a megfigyeléseket figyelembe véve feltételezzük, hogy a gerincvelői és a kisagyi hálózatoknak alapvető szerepe van a feladat – és helyzetfüggő izomszinergiák meghatározásában és létrehozásában. Ezenkívül kimutatták, hogy a karizmok corticospinalis ingerlékenysége kézi kerékpározási feladat különböző beállításokban (pl. változó sebesség vagy teljesítmény) eltér, és ez a hajtókar aktuális helyzetétől is függ (Forman és mtsai 2015, 2019; Lockyer és mtsai 2018). A corticospinalis aktivitás változásai a megváltozott izomszinergiákban mutatkozhatnak meg.

Megmutattuk, hogy a kar orientációnak változásai – a gravitációnak köszönhetően – befolyásolják az izomszinergiák modulációját. A további tanulmányok összpontosíthatnak annak a kérdésnek a mélyebb megértésére, hogy vajon a szinergiák különböző szerveződése tükrözi-e a mozgási feladat központi reprezentációját, bár az eredmények azt sugallják, hogy a mozgások egy belső referenciarendszerben reprezentálódnak, amely összefügg a mozgó kar kinematikai és kinetikai tulajdonságaival.

6.2.4. A tekerési mód megváltozásának hatása

Egy nemrégiben készült tanulmány összehasonlította a szinkron és aszinkron kézi kerékpározás kinematikai és kinetikai tulajdonságait, és megállapította, hogy az erőtermelés hatékonyabb a szinkron kerékpározásban (Kraaijenbrink et al. 2020). Vizsgálatunkban, amikor a résztvevők szinkron módon kerékpároztak, a VAF 2, 3 és 4 szinergiával számolva szignifikánsan magasabb volt, mint aszinkron módon. Ez azt

jelzi, hogy a szinkron tekerés a motoros vezérlés szempontjából könnyebb lehet. Ez azért meglepő, mert az aszinkron kerékpározás (legalábbis az alsó végtagok kerékpározásában) a kerékpározás általános és szokásos módja. A szinkron tekerési módban a két kar közötti fáziskülönbség hiánya csökkentheti a mozgás összetettségét. Ugyanakkor, az aszinkron tekerési módra jellemző, hogy a szinergiavektorokban az egyik kar izmainak a hozzájárulása dominánsabb, mint a másik kar izmainak hozzájárulása. Ez az aszimmetria egyaránt megfigyelhető volt ülő és fekvő testhelyzetben. Az alsó végtag kerékpározó mozgása során időbeli és térbeli aszimmetriákat vizsgáltak, és kimutatták, hogy a kinematikai igényekhez való motoros alkalmazkodás az izomaktiváció moduláris szerkezetének megváltoztatásával érhető el (Zych et al. 2019). További vizsgálatot igénylő kérdés, hogy a kézi kerékpározásban a megváltozó szinergiák megváltozása reflektál-e a motoros rendszer külső kényszerekhez való alkalmazkodására.

6.2.5. A pálya méretének hatása

A vizsgált kézi kerékpározási feladatban azt figyeltük meg, hogy az izomszinergiák nagyon hasonlóak voltak a két különböző kerületű körpálya esetén, ezt jól mutatják a megfelelő szinergiák skalárszorzatai (6. táblázat, pálya mérete panel). Mivel a feladatban a résztvevők számára ugyanaz az elvárt fordulatszám volt megadva kis és nagykör esetén is, ezért a nagykörös tekerés kerületi sebessége nagyobb volt. Azt, hogy ennek ellenére nem találtunk jelentős mértékű eltérést az izomszinergiákban, alátámasztja Sabzevari (Sabzevari et al. 2017) tanulmánya, ahol az elérő mozgás vizsgálatánál arra jutottak, hogy a különböző sebességekkel végrehajtott feladatok is ugyanazokat a szinergiákat alkalmazzák.

6.2.6. A szinergiák szerveződése és összehasonlítása

Van némi vita arról, hogy az izomszinergiákkal magyarázható összefüggés különböző mozgási feladatok és feltételek között egy optimalizálási folyamat eredménye, amely a biomechanikai faktorokból vagy a feladat korlátjaiból ered, vagy idegi szabályozási stratégia (Kutch

and Valero-Cuevas 2012; Tresch and Jarc 2009; Valero-Cuevas et al. 2009). Torres-Oviedo és Thing (Torres-Oviedo and Ting 2010) szerint az izomszinergiák következetes „mozgató” modulokat képviselnek, amelyek feltérképezik a cselekvési szándékot, függetlenül a feladat biomechanikai kontextusától. Eredményeink alátámasztják, hogy különféle kinematikai kényszerek (testhelyzet, tekerési mód vagy pályaméret) mellett az izomszinergiák leképeznek mozgáscélokat és cselekvéseket, de ez a leképezés korlátozásoktól függ. A neurális kontroll stratégiák megértéséhez nemcsak az izomaktivitás EMG-n keresztül történő megértésére lehet szükség, hanem más változókra is, például a belső ízületi nyomásokra és a terhelésekre ((Alessandro et al. 2020; Barroso et al. 2019)) és további biomechanikai tényezőkre, amelyeket nem vizsgáltam a munkám során.

A szinergiavektorok hasonlóságának meghatározására a hagyományos statisztikai módszereken túl többféle más módszer alkalmazható, például a kereszt-validálás módszere (Oliveira et al. 2014) vagy az altér szögeinek kiszámítása (Todorov and Ghahramani 2004) vagy a skalárszorzatok kiszámolása (Tresch and K Cheung 2006). Az egyes tanulmányokban látszólag nincs egyetértés az elemzési módszer tekintetében, és a szinergiavektorok hasonlóságának megállapításában. Munkám során a statisztikai elemzés mellett a skalárszorzatok módszerét választottam, ahogy ezt más tanulmányokban is találtam (Roh et al. 2013; Saito et al. 2018; Tresch and K Cheung 2006).

Az EMG jelek normalizálására különböző módok léteznek, például a maximális akaratlagos izomerő mérése (Neptune et al. 1997), a nyomatéksebesség tesztekkel történő normalizálás (Rouffet and Hautier 2008) és a mozgási feladat végrehajtása során kapott maximális amplitúdóval történő normalizálás (Kaupp et al. 2018). Nem egyértelmű, hogy a maximális akaratlagos izomerő során rögzített referencia EMG értékek felhasználhatók a maximális idegi vezetés reprezentálására a pedálozó mozgások során, és ez a fajta normalizálás nem biztos, hogy megbízható a kerékpározó mozgásoknál (Hug and Dorel 2009). Éppen ezért további publikációk alapján (Barroso et al. 2013; Hug et al. 2010; Torres-Oviedo

et al. 2006) az EMG amplitúdó-normalizálást alkalmaztunk minden izomra az összes rendelkezésre álló adat maximuma alapján.

A mért izmok száma (összesen nyolc, mindkét felső végtagban négy), amelyet a felvevő készülékünk EMG-csatornáinak elérhető száma szűkít, korlátozta a vizsgálataimat. Úgy döntöttünk, hogy az egyes felső végtagok legnagyobb váll- és karizmáinak aktivitását mérjük. Mindazonáltal úgy gondoljuk, hogy munkánk új betekintést nyújt a kézi kerékpározási feladat tulajdonságaiba, és hogy ezeket az eredményeket fel lehet használni és általánosítani a jövőbeni kísérleti vizsgálatok során.

6.3. A rángás és a szinergia kapcsolata

A kinematikai és az izomaktivitási elemzések során megfigyeltem, hogy míg a testhelyzet gravitációhoz viszonyított irányának – és a tekerési módnak megváltozása szignifikáns különbséget indukál a szinergiavektorok szerveződésében, addig a végponti rángásra nincs hatással. Ez azt sugallja, hogy a központi szabályozás adaptálódik a megváltozott külső kényszerekhez, és úgy tűnik, hogy az izomegyütműködések stabilizálják a mozgás kinematikáját. Ugyanakkor a végponti rángásban és annak összetevőiben jelent meg szignifikáns különbség a kiskörös és a nagykörös tekerés között, míg az izomszinergiákat nem befolyásolta jelentősen a pálya mérete. Ennek geometriai oka lehet, hogy a nagyobb mozgási terjedelem nagyobb kerületi sebességgel, nagyobb rángással jár. Egyúttal a nagyobb mozgásterjedelem az egyes izmok aktivitásának változásával, de nem az izomszinergiák, az izomegyütműködések változásával járhat.

6.4. Rehabilitációs alkalmazhatóság

Az elvégzett elemzések hosszútávú célja a rehabilitációs alkalmazhatóság. A gerincvelősérülés (SCI) körülbelül 2.5 millió embert érint a világon, és évente hozzávetőlegesen 100.000 új emberrel alakul ki (Thuret et al. 2006) (Adams and Cavanagh 2004). Legtöbb esetben valamilyen trauma, baleset következménye, de kialakulhat különböző megbetegedések következményeként is (McDonald and Sadowsky 2002). Az SCI hosszútávú életmód változást jelent a páciensek számára, a sérülés mértékétől és típusától függően. Ennek meghatározása az ASIA (American Spinal Injury Association) szerint történik. Megkülönböztetik

a sérülés szintjét, és típusát, az egyes izmok funkcionális állapotát és az érzékelés mértékét. A sérülés lehet teljes (motoros és érzékelő funkció is megszűnik) vagy részleges (marad érzékelés a sérülés alatt, esetleg valamennyi akaratlagos mozgás is. A sérülés szintje és mértéke meghatározza a megmaradó funkciókat (Ahuja et al. 2017; Hagen et al. 2012; Phillips et al. 1998). A gerincvelősérült pácienseknél számos másodlagos betegség alakul ki. Ezek egyrészt abból adódnak, hogy a sérülés következtében a vegetatív idegrendszer is károsodhat, így bél- és hólyagműködési rendellenességek, szexuális problémák, légzőszervi és szív-érrendszeri megbetegedések lépnek fel (Hou and Rabchevsky 2014). A kardiovaszkuláris szövődmények hátterében a mozgáshiányos életmód is állhat, amely számos kóros állapot okozója, úgymint a II-es típusú cukorbetegség, légzési nehézségek, magas vérnyomás (Griffin et al. 2009). Kulcsfontosságú olyan terápia alkalmazása, amely képes a másodlagos szövődmények kialakulását csökkenteni, esetleg javítani, illetve a kiesett motoros funkciók egy részét pótolni (Griffin et al. 2009)(Ho et al. 2014). Erre alkalmas a funkcionális elektromos stimuláció.

A funkcionális elektromos stimuláció (FES) egy olyan módszer, amely során egy meghatározott feladat végrehajtására elektromos árammal mesterségesen ingerlik a motoros rendszert a központi idegrendszeri sérülés következtében kialakuló mozgáskorlátozottság csökkentésére (Popović 2014). Az elektromos stimuláció által az izmok aktív izomerőt fejtenek ki. A FES vezérelt kerékpározó mozgás alkalmas hosszabb (15-30 percen át tartó) tréningekre gerincvelősérültek számára, és heti több alkalommal is végezhető. A kerékpározó mozgás biztonságosabb és egyszerűbb, mint a járás vagy az állás, ugyanakkor a ciklikus mozgás javítja a páciensek kardiovaszkuláris állapotát (Kim et al. 2008). A lábbal történő FES kerékpározás jótékony hatású az izmok és a páciensek fiziológiai állapotára nézve (Griffin et al. 2009).

A bevezetésben említett kutatások során a biceps és triceps izmok ingerlésével végzett FES alapú kézi kerékpározás jellemzőit vizsgálták (Coupaud et al. 2008; Gollee et al. 2002). Az izomszinergiák számítása során kapott eredményeim alkalmasak lehetnek arra, hogy egyszerre több, akár 8 izmot ingereljünk, kevesebb – jelen vizsgálat alapján négy – csatornával. Ez a megközelítés a FES ingerlőkészülék rendelkezésre álló csatornáinál több izom

együttes ingerlését teheti lehetővé. A végponti rángás és a rángáskomponensek elemzése során kapott információk felhasználhatók a kézi kerékpározási feladat paramétereinek megválasztásához, különböző terápiás alkalmazás során (Zhou et al. 2018), vagy diagnosztikai céllal (Laczko et al. 2017).

Továbbá a dolgozatban ismertetett információk segítségével különböző mozgásszimulációk készíthetők, akár protézisek, robotkarok szabályozására. Ezek részletes kidolgozásához azonban további vizsgálatok szükségesek.

7. ÖSSZEFOGLALÁS

A kutatásunk célja az volt, hogy megvizsgáljuk a kézi kerékpározás egyes biomechanikai és szabályozhatósági tulajdonságait a választott külső kényszerek függvényében. Az általunk vizsgált biomechanikai tulajdonság a kar végpontjának rángása, és a rángás komponensekre bontása volt, míg a szabályozhatósági tulajdonság az izomszinergiák szerveződésének vizsgálata a kézi kerékpározás során. A kézi kerékpározás tulajdonságait a testhelyzet, a tekerési mód és a pálya méretének – kinematika esetén emellett az oldal – függvényében vizsgáltuk.

- Megterveztünk egy kézi kerékpárt, amelyen a választott mérési beállítások – kézi kerékpározás ülő vagy fekvő testhelyzetben, aszinkron vagy szinkron módban, kis vagy nagy átmérőjű körön – megvalósíthatók. 13 ép-testű résztvevő kézi kerékpározó mozgását vizsgáltuk. A mérés során felvettük a kar kijelölt pontjainak térbeli mozgását, valamint a legnagyobb váll – és karizmok elektromos aktivitását.
- A felvett adatokon jelszűrést, előfeldolgozást és adatelemzést hajtottunk végre. A számítások elvégzéséhez használt programkódokat külföldi társszerzőkkel írtuk közösen, Matlab környezetben. Az eredményeket statisztikai módszerekkel összehasonlítottuk, számszerűen táblázatokban, és ábrákon prezentáltuk.
- A dolgozatban megmutattuk, hogy szignifikáns hatással volt a mozgási pálya mérete mind a kar végpontjának rángására, mind a rángáskomponensek százalékos megoszlására a teljes rángásban, a kézi kerékpározás során. Ugyanakkor nem volt rá szignifikáns hatással sem a testhelyzet, sem a tekerési mód, sem az oldal. Tudomásunk szerint eddig senki nem írta le a felső végtag rángás 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 terápia bővítésére, különböző külső feltételek esetén.

8. SUMMARY

The aim of our research was to investigate biomechanical and control features of arm cycling movements as functions of external constraints. The biomechanical feature was the endpoint jerk of the arm and the decomposition of the jerk components, while the feature from the view of motor control was the analysis of the organization of muscle synergies. We investigated the properties of arm cycling depending on the body position, the cranking mode and the size of the trajectory and the side in the case of kinematic data.

- We designed an arm cycle ergometer with which the chosen measurement settings – arm cycling in sitting or supine position, in synchronous or asynchronous cycling mode, on small or big circle size – are feasible. Arm cycling movement task of thirteen able-bodied participants were studied and analysed. We recorded 3D movements of the assigned anatomical points of the arm together with the electrical activity of the biggest arm and shoulder muscles.
- In addition to that we performed signal filtering, pre-processing and data analyses on the recorded data. The program codes used to perform the calculation were written together with foreign co-authors in Matlab environment. Finally, we compared the results with statistical methods and presented them in tables and in figures.
- In the dissertation, we showed that the size of movement trajectory has significant effect both on the endpoint jerk of the arm and also on the relative contribution of jerk components to the total jerk during arm cycling. Furthermore, neither the body position, nor the cranking mode and nor the side has significant effect on the jerk. To our knowledge, no one has so far described the jerk components of upper limb and their characteristics during arm cycling.
- In the dissertation we showed that the body position and the cranking mode affected significantly the organization of the muscle synergies during the arm cycling task. The size of movement trajectory didn't affect the characteristics to the organization of the synergy vectors. To our knowledge, no one has yet studied the motor control of arm cycling through the organization of muscle synergies.

The results suggest that the central control adapts to the external constraints in different ways by choosing different muscle cooperation strategies to solve the movement task. The changed muscle cooperation strategies do not necessarily affect

the smoothness of the movement. The revealed information provides opportunities to expand movement rehabilitation therapies based on arm cycling under various external conditions.

9. KÖSZÖNETNYILVÁNÍTÁS

Köszönöm témavezetőmnek, Dr. Laczkó Józsefnek (habil., egyetemi docens) a munkám során nyújtott szakmai segítséget és a fejlődésre kapott lehetőségeket. Iránymutatása és támogatása nélkül ez a dolgozat nem jöhetett volna létre.

Köszönöm továbbá Percze-Mravcsik Mariann, Zentai Norbert és Malik Szabolcs kollégáim segítségét, akik mind szakmailag, mind emberileg hozzájárultak ennek a dolgozatnak a létrejöttéhez. Emellett köszönöm külföldi társszerzőinknek, Filipe Barroso-nak és Davide Piovesan-nak a szakmai együttműködést és a sok energiát, amit a közös publikációkba fektettek.

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

Külön köszönettel tartozom minden mérési résztvevőknek, akik idejüket és energiájukat nem sajnálva, lelkesen részt vettek a mérésben.

Végül, de nem utolsó sorban köszönöm a családomnak, különösen férjemnek, hogy lehetővé tették ennek a munkának a létrejöttét, mindvégig mellettem álltak és támogattak, a disszertációírás könnyebb és nehezebb időszakában is.

Kutatásaimat a Nemzeti Kutatási, Fejlesztési és Innovációs Hivatal támogatta a GINOP-2.3.2-15-2016-00022 és a GINOP-2.3.3-15-2016-00032 pályázatok keretében.

10. IRODALOMJEGYZÉK

Adams M, Cavanagh JFR. International Campaign for Cures of Spinal Cord Injury Paralysis (ICCP): Another step forward for spinal cord injury research. *Spinal Cord* 42: 273–280, 2004.

Ahuja CS, Wilson JR, Nori S, Kotter MRN, Druschel C, Curt A, Fehlings MG. Traumatic spinal cord injury. *Nat. Rev. Dis. Prim.* 3Nature Publishing Group: 1–21, 2017.

Alessandro C, Barroso FO, Prashara A, Tentler DP, Yeh HY, Tresch MC. Coordination amongst quadriceps muscles suggests neural regulation of internal joint stresses, not simplification of task performance. *Proc Natl Acad Sci U S A* 117: 8135–8142, 2020.

Barradas VR, Kutch JJ, Kawase T, Koike Y, Schweighofer N. When 90% of the variance is not enough: residual EMG from muscle synergy extraction influences task performance. *J Neurophysiol* 123: 2180–2190, 2020.

Barroso FO, Alessandro C, Tresch MC. Adaptation of muscle activation after patellar loading demonstrates neural control of joint variables. *Sci Rep* 9: 1–12, 2019.

Barroso FO, Torricelli D, Bravo-Esteban E, Taylor J, Gómez-Soriano J, Santos C, Moreno JC, Pons JL. Muscle synergies in cycling after incomplete spinal cord injury: Correlation with clinical measures of motor function and spasticity. *Front Hum Neurosci* 9, 2016.

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.

Barroso FO, Torricelli D, Moreno JC, Taylor J, Gomez-Soriano J, Esteban EB, Santos C, Pons JL. Similarity of muscle synergies in human walking and cycling: Preliminary results. In: *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS.* 2013, p. 6933–6936.

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, 2019a, p. 264–269.
- Botzheim L, Piovesan D, Laczko J.** Body position does not affect jerk decomposition in upper limb cycling. In: *Neuroscience Meeting Planner, Society for Neuroscience*. Chicago: 2019b, p. Program No.: 064.11.
- 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.
- Cheung VCK, Turolla A, Agostini M, Silvoni S, Bennis C, Kasi P, Paganoni S, Bonato P, Bizzi E.** Muscle synergy patterns as physiological markers of motor cortical damage. *Proc Natl Acad Sci U S A* 109: 14652–14656, 2012a.
- Cheung VCK, Turolla A, Agostini M, Silvoni S, Bennis C, Kasi P, Paganoni S, Bonato P, Bizzi E.** Muscle synergy patterns as physiological markers of motor cortical damage. Cheung, V. C. K., Turolla, A., Agostini, M., Silvoni, S., Bennis, C., Kasi, P., ... Bizzi, E. (2012). Muscle synergy patterns as physiological markers of motor cortical damage. *Proceed. Proc Natl Acad Sci U S A* 109: 14652–6, 2012b.
- Clark DJ, Ting LH, Zajac FE, Neptune RR, Kautz SA.** Merging of healthy motor modules predicts reduced locomotor performance and muscle coordination complexity post-stroke. *J Neurophysiol* 103: 844–857, 2010.
- 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.
- Coupaud S, Gollee H, Hunt KJ, Fraser MH, Allan DB, McLean AN.** Arm-cranking exercise assisted by functional electrical stimulation in C6 tetraplegia: A pilot study. *Technol Heal Care* 16: 415–427, 2008.
- D’Avella A, Portone A, Fernandez L, Lacquaniti F.** Control of fast-reaching

movements by muscle synergy combinations. *J Neurosci* 26: 7791–7810, 2006.

D’avella A, Tresch MC. Modularity in the motor system: decomposition of muscle patterns as combinations of time-varying synergies. *Adv Neural Inf Process Syst* 14: 141–148, 2001.

Detrembleur C, Van Den Hecke A, Dierick F. Motion of the body centre of gravity as a summary indicator of the mechanics of human pathological gait [Online]. www.elsevier.com/locate/gaitpost [30 Jul. 2020].

Emanuel Singh R, Iqbal K, White G, Edgar Hutchinson T. A Systematic Review on Muscle Synergies: From Building Blocks of Motor Behavior to a Neurorehabilitation Tool. 2018. doi:10.1155/2018/3615368.

Ferreira CL, Barroso FO, Torricelli D, Pons JL, Politti F, Lucareli PRG. Women with patellofemoral pain show altered motor coordination during lateral step down. *J Biomech* 110: 109981, 2020.

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.

Gollee H, Hunt KJ, Coupaud S. An Apparatus for FES-assisted Arm-Cranking Exercise in Tetraplegia [Online]. In: *Proc. 7th Ann. Conf. Int. FES Soc.*, p. 298--300. http://ifess.org/proceedings/IFESS2002/IFESS2002_101_Gollee.pdf.

Griffin L, Decker MJ, Hwang JY, Wang B, Kitchen K, Ding Z, Ivy JL. Functional electrical stimulation cycling improves body composition, metabolic and neural factors in persons with spinal cord injury. *J Electromyogr Kinesiol* 19: 614–622, 2009.

Hagen EM, Rekand T, Grønning M, Faerstrand S. Cardiovascular complications of spinal cord injury. *Tidsskr Nor Leageforen* 132: 1115–20, 2012.

Harris CM, Wolpert DM. Signal-dependent noise determines motor planning. *Nature* 394: 780–784, 1998.

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.

Hermens HJ, Freriks B, Merletti R, Stegeman D, Blok J, Rau G, Disselhorst-Klug C, Hägg G. *European Recommendations for Surface Electromyography Results of the SENIAM project.* 1999.

Ho CH, Triolo RJ, Elias AL, Kilgore KL, Dimarco AF, Bogie K, Vette AH, Kobetic R, Chang SR, Chan KM, Bourbeau DJ, Brose SW, Kenneth J, Kiss Z, Mushahwar VK. Functional electrical stimulation and Spinal Cord Injury. *Phys Med Rehabil Clin N Am* 25: 631–654, 2014.

Hooker SP, Fioni 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.

Hou S, Rabchevsky AG. Autonomic consequences of spinal cord injury. *Compr Physiol* 4: 1419–1453, 2014.

Hug F. Can muscle coordination be precisely studied by surface electromyography? *J. Electromyogr. Kinesiol.* 21: 1–12, 2011.

Hug F, Dorel S. Electromyographic analysis of pedaling: A review. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 19Elsevier: 182–198, 2009.

Hug F, Turpin NA, Guével A, Dorel S. Is interindividual variability of EMG patterns in trained cyclists related to different muscle synergies? <http://www.jap.org>. *J Appl Physiol* 108: 1727–1736, 2010.

Hunter SK, Enoka RM. Sex differences in the fatigability of arm muscles depends on absolute force during isometric contractions [Online]. <http://www.jap.org>2686 [24 Feb. 2021].

Javed O, Ashmyan R. Anatomy, Shoulder and Upper Limb, Muscles [Online]. StatPearls Publishing.<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/29494017> [17 May 2021].

Jurak M, Toth A, Fazekas G, Horvath M. An approach to consider upper limb kinematics for the improvement of motion control in a two arm robotic rehabilitation system. In: *2007 IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics*,

ICORR'07. 2007, p. 274–282.

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.

Kim CS, Eom GM, Tack GR, Yi JH, Jun JH, Hase K, Khang G. Stimulation Pattern-Free Control of FES Cycling: Simulation Study. *IEEE Trans Syst Man Cybern Part C Appl Rev* 38: 125–134, 2008.

Klarner T, Barss TS, Sun Y, Kaupp C, Loadman PM, Paul Zehr E. Long-term plasticity in reflex excitability induced by five weeks of arm and leg cycling training after stroke. *Brain Sci* 6: 54, 2016.

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.

Kutch JJ, Valero-Cuevas FJ. Challenges and new approaches to proving the existence of muscle synergies of neural origin. *PLoS Comput Biol* 8: e1002434, 2012.

Laczko J. Az emberi mozgás szabályozásának matematikai modelljei. *Mat Lapok* 1994/4: 47–64, 1999.

Laczko J, Jaric S, Tihanyi J, Zatsiorsky VM, Latach M. Components of the End-Effector Jerk during Voluntary Arm Movements. *J Appl Biomech* 16: 14–25, 2000.

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.

Lantos B. *Robotok irányítása*. Budapest: Akadémiai Kiadó, 1991.

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. *Adv Neural Inf Process Syst* 1: 556–562, 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.

Luo XY, Zhang Y, Zhao Y, Hu LT, Yang DD, Wu XY, Chen L, Hu N, Hou WS. Forearm Muscle Synergy Reducing Dimension of the Feature Matrix in Hand Gesture Recognition. In: *ICARM 2018 - 2018 3rd International Conference on Advanced Robotics and Mechatronics*. Institute of Electrical and Electronics Engineers Inc., 2019, p. 691–696.

Marteniuk RC, Mackenzie CL. *Constraints on Human Arm Movement Trajectories**. 1987.

Mcdonald JW, Sadowsky C. Spinal-cord injury. *Lancet* 359: 417–425, 2002.

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.

Neptune RR, Kautz SA, Hull ML. The effect of pedaling rate on coordination in cycling. *J Biomech* 30: 1051–1058, 1997.

Nishikawa KC, Murray ST, Flanders M. Do arm postures vary with the speed of reaching? *J Neurophysiol* 81: 2582–2586, 1999.

Oliveira AS, Gizzi L, Farina D, Kersting UG. Motor modules of human locomotion: influence of EMG averaging, concatenation, and number of step cycles. *Front Hum Neurosci* 8: 335, 2014.

Pattacini U, Nori F, Natale L, Metta G, Sandini G. *An Experimental Evaluation of a Novel Minimum-Jerk Cartesian Controller for Humanoid Robots*. 2010.

Pellegrino L, Coscia M, Casadio M. Muscle activities in similar arms performing

identical tasks reveal the neural basis of muscle synergies. *Exp Brain Res* 238: 121–138, 2020.

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.

Phillips WT, Kiratli BJ, Sarkarati M, Weraarchakul G, Myers J, Franklin BA, Parkash I, Froelicher V. Effect of spinal cord injury on the heart and cardiovascular fitness. *Curr. Probl. Cardiol.* 23Mosby Inc.: 641–716, 1998.

Popović DB. Advances in functional electrical stimulation (FES). *J. Electromyogr. Kinesiol.* 24Elsevier Ltd: 795–802, 2014.

Press WH, Teukolsky SA. Savitzky-Golay Smoothing Filters. *Cit Comput Phys* 4: 669, 1990.

Reiczigel J, Harnos A, Solymosi N. *Biostatistika nem statisztikusoknak.* Nagykovácsi: Pars Kft., 2007.

Roh J, Rymer WZ, Beer RF. Robustness of muscle synergies underlying three-dimensional force generation at the hand in healthy humans. *J Neurophysiol* 107: 2123–2142, 2012.

Roh J, Rymer WZ, Perreault EJ, Yoo SB, Beer RF. Alterations in upper limb muscle synergy structure in chronic stroke survivors. *J Neurophysiol* 109: 768–781, 2013.

Rouffet DM, Hautier CA. EMG normalization to study muscle activation in cycling. *J Electromyogr Kinesiol* 18: 866–878, 2008.

Sabzevari VR, Jafari AH, Boostani R. Muscle synergy extraction during arm reaching movements at different speeds. *Technol Heal Care* 25: 123–136, 2017.

Saito A, Tomita A, Ando R, Watanabe K, Akima H. Muscle synergies are consistent across level and uphill treadmill running. *Sci Rep* 8: 1–10, 2018.

Santuz A, Akay T, Mayer WP, Wells TL, Schroll A, Arampatzis A. Modular organization of murine locomotor pattern in the presence and absence of sensory feedback from muscle spindles. *J Physiol* 597: 3147–3165, 2019.

Scheff SW. Nonparametric Statistics. In: *Fundamental Statistical Principles for the Neurobiologist.* Elsevier, p. 157–182.

- 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.
- Simmons G, Demiris Y.** Object grasping using the minimum variance model. *Biol Cybern* 94: 393–407, 2006.
- 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.
- Tanaka H, Tai M, Qian N.** Different predictions by the minimum variance and minimum torque-change models on the skewness of movement velocity profiles. *Neural Comput* 16: 2021–2040, 2004.
- Thuret S, Moon LDF, Gage FH.** Therapeutic interventions after spinal cord injury. *Nat Rev Neurosci* 7: 628–643, 2006.
- Tibold R, Fazekas G, Laczko J.** Three-dimensional model to predict muscle forces and their relation to motor variances in reaching arm movements. *J Appl Biomech* 27: 362–374, 2011.
- Todorov E, Ghahramani Z.** Analysis of the synergies underlying complex hand manipulation. In: *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology - Proceedings*. 2004, p. 4637–4640.
- Todorov E, Jordan MI.** Smoothness Maximization Along a Predefined Path Accurately Predicts the Speed Profiles of Complex Arm Movements. *J Neurophysiol* 80: 696–714, 1998.
- Torres-Oviedo G, Macpherson JM, Ting LH.** Muscle synergy organization is robust across a variety of postural perturbations. *J Neurophysiol* 96: 1530–46, 2006.
- Torres-Oviedo G, Ting LH.** Subject-specific muscle synergies in human balance

control are consistent across different biomechanical contexts. *J Neurophysiol* 103: 3084–3098, 2010.

Tresch MC, Jarc A. The case for and against muscle synergies. *Curr. Opin. Neurobiol.* 19: 601–607, 2009.

Tresch MC, K Cheung VC. Matrix Factorization Algorithms for the Identification of Muscle Synergies: Evaluation on Simulated and Experimental Data Sets. *J Neurophysiol* 95: 2199–2212, 2006.

Tresch MC, Saltiel P, Bizzi E. The construction of movement by the spinal cord. *Nat Neurosci* 2: 162–167, 1999.

Uno Y, Kawato M, Suzuki R. Formation and control of optimal trajectory in human multijoint arm movement. *Biol Cybern* 61: 89–101, 1989.

Valero-Cuevas FJ, Venkadesan M, Todorov E. Structured variability of muscle activations supports the minimal intervention principle of motor control. *J Neurophysiol* 102: 59–68, 2009.

Verschueren SMP, Swinnen SP, Cordo PJ, Dounskaia N V. Proprioceptive control of multijoint movement: Unimanual circle drawing. *Exp Brain Res* 127: 171–181, 1999.

Viviani P, Flash T. Minimum-jerk, two-thirds power law, and isochrony: converging approaches to movement planning. *J. Exp. Psychol. Hum. Percept. Perform.* 2: 32–53, 1995.

Viviani P, Schneider R. *A Developmental Study of the Relationship Between Geometry and Kinematics in Drawing Movements.* 1991.

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.

Zych M, Rankin I, Holland D, Severini G. Temporal and spatial asymmetries during stationary cycling cause different feedforward and feedback modifications in the muscular control of the lower limbs. *J Neurophysiol* 121: 163–176, 2019.

11. SAJÁT PUBLIKÁCIÓK

11.1. A dolgozat alapjául szolgáló 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 International Conference on Rehabilitation Robotics, 2019-June*, 264–269. <https://doi.org/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)

11.2. A dolgozat témájához kapcsolódó poszterprezentációk

Botzheim, L., Piovesan, D., & Laczko, J. (2019). Body position does not affect jerk decomposition in upper limb cycling. *Neuroscience Meeting Planner, Society for Neuroscience*, Program No.: 064.11., Chicagó USA

Botzheim, L. ;Malik Sz., Laczko, J. (2019).Motor synergies of cyclic upper limb movement. In: *Summer School On Neurorehabilitation (SSNR2019)* pp. 33-34., 2 p.

Botzheim, L., Mravcsik, M., & Laczko, J. (2019). Comparing cyclic human arm movement patterns. *8th Interdisciplinary Doctoral Conference: Book of Abstract (2019)* 185 p. p. 22. Pécs, Magyarország

Botzheim, L., Malik, Sz., Mravcsik, M., Laczko, J. Dependence of EMG signals on body position in arm cycling movements. In: *XXII Congress of International Society of Electrophysiology and Kinesiology (ISEK): Abstracts presentations*. University College Dublin (2018) p. 116

Malik, Sz., Mravcsik, M., Botzheim, L., Laczko, J. Muscle synergies during arm cycling by dominant and non-dominant arms. In: *Annual Meeting of the Society for the Neural Control of Movement*. (2017) pp. 99-100. , 2 p.

Botzheim, L., Mravcsik, M., Zentai, N., Malik, S., Laczko, J. Body position affects muscle activity variances in the non-dominant arm during arm cycling. In: *2017 Neuroscience Meeting Planner*, Soc. for Neuroscience, Washington DC, Amerikai Egyesült Államok: Society for Neuroscience (2017) Program No.: 152.02 / JJ9., 1.p.

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

11.3.Egyéb publikációk

Botzheim, L.; Laczko, J., Mravcsik, M., Malik, S., Szabo, S. Finding 1-Dimensional substructures in set of kinematic time series in a cyclic motor task. In: *Booklet of the 29th Neural Control of Movement Annual Meeting*. (NCM). (2019) pp. 67-68., 2 p.

Laczko, J., Botzheim, L., Malik, S., Mravcsik, M., Szabo, S. Graph based dimension reduction to discern kinematic synergies in cycling arm movements (2018). *Neuroscience Meeting*, San Diego

Botzheim, L., Mravcsik, M., Zentai, N., Malik, S., Laczko, J. Body position affects muscle activity variances in the non-dominant arm during arm cycling. In: *2017 Neuroscience Meeting Planner*, Washington DC, Amerikai Egyesült Államok: Society for Neuroscience (2017) Paper: 152.02 / JJ9, 1 p.

Mravcsik, M., Zentai, N., Botzheim, L., Laczko, J. Unimanual versus bimanual arm cycling movements muscle activity variances. In: *Neuroscience Meeting Planner Soc. for Neuroscience*. (2016) Paper: 886.01

Zentai, N., Mravcsik, M., Botzheim, L., Malik, Sz., Laczko, J. Kinematic stability of arm cycling by the dominant and nondominant arm. *38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society Piscataway* (NJ), USA: Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE) (2016) Paper: FrCT13.27

M, Mravcsik., L, Botzheim., N, Zentai., J, Laczko. Variances of joint configuration and muscle activity patterns during arm cycling against external resistances. In: *Neuroscience Meeting Planner*. Washington DC, Amerikai Egyesült Államok: Society for Neuroscience (2015) Paper: 609.06

Mravcsik, M., Botzheim, L., Zentai, N., Laczko, J. Stabilization of arm configuration and muscle activity patterns during cycling arm movements against external resistances. In: *Progress in Motor Control X.: Program and Abstracts*. Budapest, Magyarország, Hungarian Society of Sport Science (2015) 176 p. pp. 125-126., 2 p.

Laki, A. J.; Botzheim, L.; Ivan, K.; Tamási, V.; Civera, P. Separation of Microvesicles from Serological Samples Using Deterministic Lateral Displacement Effect *BIONANOSCIENCE* 5 : 1 pp. 48-54. , 7 p. (2015)

Laki, A. J., Botzheim, L., Iván, K., Szabó, T., Buzas, E. I., Civera, P. Microvesicle Fractionation Using Deterministic Lateral Displacement Effect. In: *IEEE, Nanotechnology Council (szerk.) Nano/Micro Engineered and Molecular Systems (NEMS): 2014 9th IEEE International Conference*. Piscataway (NJ), Amerikai Egyesült Államok : IEEE (2014) pp. 490-494. , 4 p.

Laki, A. J., Botzheim, L., Iván, K., Szabó, T., Tamási, V., Buzas, E. I., Civera, P. 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 Diego (CA), Amerikai Egyesült Államok : CBM Society (2014) pp. 2471-2473. , 3 p.

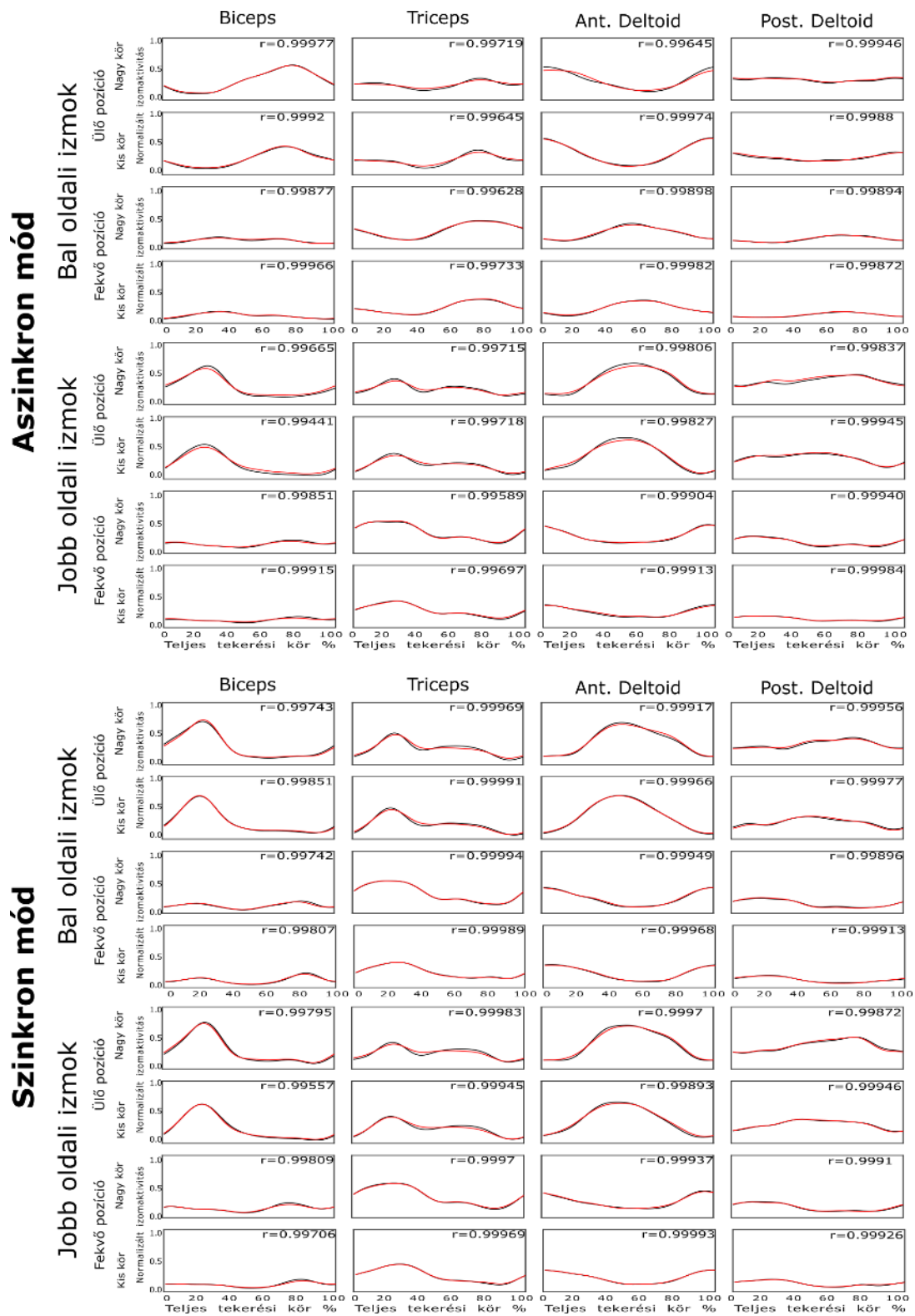
12. FÜGGELÉK

8. táblázat A rágás eredmények alanyonkénti átlaga és standard hibája (SEM). A táblázat a rágás számítása során kiszámolt értékek alanyonkénti átlagát és a hozzá tartozó SEM-et tartalmazza. Ezek az átlagértékek szerepelnek a 9. és a 10. ábrán is. A táblázat színkódja megegyezik a 7-11. ábrák, illetve az 1-6 táblázatok színkódjával. A tekerési feltételek a következők: ülő aszinkron nagy kör (siasbi), ülő aszinkron kiskör (siassm), fekvő aszinkron nagy kör (suasbi), fekvő aszinkron kis kör (suassm), ülő szinkron nagy kör (sisybi), ülő szinkron kiskör (sisysm), fekvő szinkron nagy kör (susybi), fekvő szinkron kis kör (susysm).

JOBBD OLDAL								
	$\int G_1^2$		$\int G_2^2$		$\int G_3^2$		$\int mixed$	
	átlag \pm SEM		átlag \pm SEM		átlag \pm SEM		átlag \pm SEM	
siasbi	15,43	\pm 0,65	18,00	\pm 0,21	21,88	\pm 1,03	44,69	\pm 0,43
siassm	8,75	\pm 0,45	15,43	\pm 0,35	36,47	\pm 1,52	39,34	\pm 0,87
suasbi	17,10	\pm 1,08	18,01	\pm 0,30	19,64	\pm 1,57	45,24	\pm 0,67
suassm	9,60	\pm 0,92	15,42	\pm 0,38	34,05	\pm 2,20	40,93	\pm 1,12
sisybi	16,70	\pm 0,62	18,40	\pm 0,25	20,25	\pm 0,88	44,64	\pm 0,40
sisysm	9,57	\pm 0,46	16,10	\pm 0,38	34,03	\pm 1,47	40,31	\pm 0,80
susybi	18,12	\pm 1,22	18,32	\pm 0,26	18,28	\pm 1,59	45,29	\pm 0,53
susysm	10,06	\pm 0,78	16,18	\pm 0,35	33,51	\pm 1,63	40,25	\pm 0,93
BAL OLDAL								
	$\int G_1^2$		$\int G_2^2$		$\int G_3^2$		$\int mixed$	
	átlag \pm SEM		átlag \pm SEM		átlag \pm SEM		átlag \pm SEM	
siasbi	14,96	\pm 0,75	17,75	\pm 0,22	22,51	\pm 1,24	44,77	\pm 0,42
siassm	7,90	\pm 0,52	14,84	\pm 0,48	39,26	\pm 1,83	37,99	\pm 0,96
suasbi	16,37	\pm 0,98	18,04	\pm 0,27	20,00	\pm 1,40	45,58	\pm 0,53
suassm	8,06	\pm 0,48	15,03	\pm 0,42	37,20	\pm 1,60	39,72	\pm 0,77
sisybi	16,17	\pm 0,71	18,08	\pm 0,23	20,78	\pm 1,09	44,97	\pm 0,37
sisysm	8,93	\pm 0,49	15,63	\pm 0,42	36,16	\pm 1,61	39,27	\pm 0,82
susybi	17,21	\pm 1,16	18,20	\pm 0,27	19,35	\pm 1,50	45,23	\pm 0,64
susysm	9,51	\pm 1,16	15,42	\pm 0,35	34,90	\pm 1,96	40,17	\pm 0,83

9. táblázat Különbségek a szinergiasúlyok között a három vizsgált külső kényszer tekintetében. A táblázat a 5.2. pontban ismertetett szinergiaszámítás statisztikai összehasonlítás eredményeit tartalmazza. A táblázatban szerepel az összes p-érték, a szignifikáns különbségek kék háttérrel, félkövér betűtípussal kiemelve. A felső, testhelyzetre vonatkozó panel szignifikáns különbségei szerepelnek a 3. táblázatban, a középső, tekerési módra vonatkozó panel szignifikáns különbségei szerepelnek a 4. táblázatban, és az alsó, pályaméretre módra vonatkozó panel szignifikáns különbségei szerepelnek az 5. táblázatban.

TESTHELYZET										
			BiLe	TrLe	ADLe	PDLe	BiRi	TrRi	ADRi	PDRi
			p-érték	p-érték	p-érték	p-érték	p-érték	p-érték	p-érték	p-érték
Szinergia 1	susysm	sisysm	0.236	0.353	0.849	0.191	0.702	0.934	0.403	0.000
	susybi	sisybi	0.109	0.698	0.142	0.336	0.003	0.002	0.179	0.000
	suassm	siassm	0.734	0.938	0.021	0.431	0.865	1.000	0.001	0.029
	suasbi	siasbi	0.396	0.877	0.009	0.068	0.036	0.412	0.008	0.000
Szinergia 2	susysm	sisysm	0.827	0.149	0.009	0.000	0.107	0.528	0.194	0.474
	susybi	sisybi	0.896	0.128	0.003	0.000	0.225	0.386	0.033	0.109
	suassm	siassm	0.224	0.261	0.027	0.000	0.935	0.431	0.100	0.788
	suasbi	siasbi	0.000	0.936	0.004	0.001	0.077	0.813	0.029	0.654
Szinergia 3	susysm	sisysm	0.001	0.204	0.187	0.105	0.813	0.437	0.185	0.025
	susybi	sisybi	0.033	0.710	0.004	0.289	0.387	0.000	0.019	0.013
	suassm	siassm	0.008	0.169	0.868	1.000	0.409	0.466	0.000	0.554
	suasbi	siasbi	0.017	0.002	0.740	0.020	0.224	0.000	0.030	0.131
Szinergia 4	susysm	sisysm	0.001	0.000	0.593	0.025	0.002	0.326	0.326	1.000
	susybi	sisybi	0.041	0.000	0.080	0.324	0.000	0.264	0.024	0.004
	suassm	siassm	0.005	0.002	0.087	0.966	0.000	0.034	0.051	0.507
	suasbi	siasbi	0.000	0.001	0.325	0.037	0.000	0.015	0.252	0.186
TEKERÉSI MÓD										
			BiLe	TrLe	ADLe	PDLe	BiRi	TrRi	ADRi	PDRi
			p-érték	p-érték	p-érték	p-érték	p-érték	p-érték	p-érték	p-érték
Szinergia 1	susysm	sisysm	0.040	0.877	0.000	0.031	0.581	0.511	0.127	0.100
	susybi	sisybi	0.001	0.486	0.001	0.256	0.702	0.121	0.039	0.100
	suassm	siassm	0.219	0.394	0.021	0.008	0.271	0.565	0.353	0.868
	suasbi	siasbi	0.396	0.642	0.567	0.046	0.552	0.412	0.457	0.699
Szinergia 2	susysm	sisysm	0.258	0.573	0.960	0.385	0.091	0.937	0.000	0.109
	susybi	sisybi	0.035	0.520	0.137	0.278	0.418	0.085	0.000	0.011
	suassm	siassm	0.896	0.809	0.653	0.550	0.871	0.813	0.014	0.042
	suasbi	siasbi	0.100	0.335	0.113	0.047	0.031	0.528	0.763	0.000
Szinergia 3	susysm	sisysm	0.017	0.000	0.678	0.075	0.326	0.161	0.435	0.153
	susybi	sisybi	0.098	0.000	0.408	0.052	0.813	0.593	0.646	0.447
	suassm	siassm	0.000	0.000	0.059	0.870	0.937	0.176	0.002	0.153
	suasbi	siasbi	0.004	0.102	0.071	0.143	0.555	0.697	0.783	0.078
Szinergia 4	susysm	sisysm	0.767	0.172	0.651	0.391	0.679	0.000	0.367	0.678
	susybi	sisybi	0.882	0.113	0.622	0.199	0.722	0.000	0.103	0.362
	suassm	siassm	0.326	0.013	0.103	0.002	0.000	0.622	0.043	0.803
	suasbi	siasbi	0.057	0.030	0.773	0.863	0.000	0.754	0.074	0.001
PÁLYA MÉRETE										
			BiLe	TrLe	ADLe	PDLe	BiRi	TrRi	ADRi	PDRi
			p-érték	p-érték	p-érték	p-érték	p-érték	p-érték	p-érték	p-érték
Szinergia 1	susysm	sisysm	0.581	0.816	0.475	1.000	0.271	0.287	0.545	0.912
	susybi	sisybi	0.497	0.756	0.567	0.294	0.865	0.869	0.963	0.912
	suassm	siassm	0.898	0.439	0.048	0.025	0.109	0.042	0.265	0.009
	suasbi	siasbi	0.610	0.587	0.366	0.117	0.036	0.511	0.577	0.038
Szinergia 2	susysm	sisysm	0.258	0.296	0.344	0.105	0.331	0.386	0.452	1.000
	susybi	sisybi	0.896	0.261	0.618	0.744	0.935	0.431	0.960	0.325
	suassm	siassm	0.296	0.261	0.180	0.447	0.570	0.528	0.111	0.371
	suasbi	siasbi	0.006	0.936	0.842	0.514	0.077	0.813	0.547	0.421
Szinergia 3	susysm	sisysm	0.418	0.958	0.161	0.462	0.844	0.770	1.000	0.499
	susybi	sisybi	0.964	0.915	0.868	0.369	0.346	0.027	0.748	0.131
	suassm	siassm	0.652	0.340	0.803	0.870	0.665	0.005	0.292	0.353
	suasbi	siasbi	0.752	0.052	0.740	0.143	0.272	0.265	0.069	0.554
Szinergia 4	susysm	sisysm	0.844	0.380	0.325	0.667	0.813	0.858	0.461	0.507
	susybi	sisybi	0.961	0.510	0.345	0.391	0.859	0.929	1.000	0.868
	suassm	siassm	0.087	0.583	0.805	0.088	0.478	0.964	0.566	0.022
	suasbi	siasbi	0.239	0.380	0.094	0.199	0.515	0.823	0.412	0.407



12. ábra Az eredeti és a szinergiavektorokból visszaállított jel korrelációja. Az ábrán az alanyonként és ciklusonként átlagolt burkológörbe (fekete vonal) és a szinergiavektorokból visszaállított EMG burkológörbe (piros vonal) látható, külön az egyes izmokra és feltételekre. A görbék jobb felső sarkában a két jel korrelációs együtthatója látható.