

CÉLT ELÉRŐ KARMOZGÁSOK NEUROMORF MODELLEZÉSE

Tézisfüzet a Ph.D. disszertációhoz

Tibold Róbert

Témavezető: Laczkó József Ph.D



Pázmány Péter Katolikus Egyetem
Információs Technológiai Kar
Interdiszciplináris Tudományok Doktori Iskolája

Budapest, 2012

Bevezetés, kitűzött feladatok

A mindennapi életben különböző külső tényezők hatására egészséges emberek válhatnak gerincvelő sérültté vagy szenvedhetnek olyan betegségekből, melyek hatással vannak bizonyos motoros funkciókra, mint pl.: egy adott mozgás vezérlése és/vagy végrehajtása. Ilyen jellegű motoros megbetegedések – részletek nélkül – a Parkinson kór [1] a bazális ganglion és/vagy a dopaminerg rendszer nem megfelelő működésének következménye; a dystonia, mely oszcilláló izomkontrakciókat eredményez, így létrehozva rángó, folyamatosan ismétlődő, motoros vezérlés nélküli mozdulatokat, végtag helyzeteket [2]; a szklerózis multiplex, mely betegség során a központi idegrendszer (*így az agy és a gerincvelő*) idegi gyulladás következtében sérül [3], [4].

Az agy egyik súlyos sérülése a sztrók (*agy érkatasztrófa*), amely során az egyén hirtelen elveszíti egyes agyi funkcióit az agyi vérkeringés sérülése/zavara miatt. A sztrókos sérülések jelentős százalékában az agyi motoros kéreg nagymértékben érintett. Ilyen esetekben az egyének általában nem képesek mozgatni végtagjukat testük valamely oldalán. Ezt a jelenséget hemiplégiának nevezzük. Súlyosabb esetekben, amikor a sztrók agytörzsi régiókat is érint, az egyén érző és egyensúlyozó képessége nagy mértékben csökken vagy teljes mértékben elveszik.

A fenti példák alapján jól látható, hogy fontos lenne segíteni az egyes motoros problémával rendelkező személyeknek túljutni

(*csökkenteni*) hátrányos helyzetükön, ezzel elősegítve további életüket.

Gerincvelő sérültek esetén, legyen szó paraplégiás páciensről (*a gerincvelő mellkasi régióinak sérülése – a nyak, mellkas, és kezek normál mozgási funkciója nem érintett*) vagy tetraplégiásról (*a gerincvelő nyaki régióinak degenerációja – a nyak, és mind a négy végtag normál motoros funkciója érintett*) funkcionális elektromos stimuláción (FES) alapuló rehabilitációs eljárásokat alkalmaznak/alkalmaztak, az alsó végtag izmainak részleges rehabilitációja során, ezzel növelve az egyes izmok tömegét [5-7].

A bicikliző FES alapú eljárások lehetőséget biztosítanak parapleg egyének számára a független mozgásra, izmaik és szívrendszerük edzésére [8]. Az ilyen jellegű rehabilitációs eljárások legfontosabb alapproblémája, hogy az izmok ingerlése optimális stimulációs mintázattal történjen, annak érdekében, hogy a gerincvelő sérült páciens mozgása a lehető legsimább és leghatékonyabb legyen. Pilissy és munkatársai [5] kimutatták a boka kiemelten fontos szerepét a FES alapú kerékpározás esetén. 42 egészséges egyén kerékpározó mozgásának biomechanikai méréseit alapul véve kiderült, hogy magasabb fokozatban, nagyobb pedál ellenállás mellett a boka ízületet átfogó izmoknak nagyobb forgatónyomatékot kell generálnia, annak érdekében, hogy a pedálozás sebessége konstans maradjon [5].

FES biciklizésen alapuló rehabilitáció azonban nemcsak gerincvelő sérülteken, hanem például szklerózis multiplexben szenvedő személyeken [9] is alkalmazható. Jelenleg, a FES kerékpározáson

alapuló rehabilitációban a stimulációs mintázatokat a pedálszög időbeli változásának függvényeként állítják elő. Így tehát, a legmeghatározóbb feladat az egyes flexor és extensor izmok stimulálásának megfelelő időzítése. Az elektromos stimulációs eljárásoknak azonban megvannak a maga korlátai. Nevezetesen, a stimulációs minták generálásakor személyre szabott antropometriai paramétereket, a végtagra jellemző neurális és/vagy biomechanikai tulajdonságokat (*izom geometria, izom hatásvonal az itt ható izom erőkkkel*) sem vesznek figyelembe. A rehabilitáció során alkalmazott FES hatásfoka növelhető lenne, amennyiben az említett tulajdonságok pontos három-dimenziós (3D) modellezése megvalósításra kerülne a stimulációs mintázatok generálása előtt.

A felső végtag elektromos stimulációjának alkalmazhatóságát a kézfej [10] illetve az alkar [11] esetére korábbi tanulmányok megmutatták. A Freehand rendszer [10], [12] egy invazív alapú FES-eszköz, melyet a kézfej markolásért felelős izom funkciójának rehabilitációjára alkalmaznak C5 és C6 sérült tetraplégias páciensek esetén. Az eljárás során előre definiált vállmozdulatokat elektromos jelekké alakítanak át, melyeket az elektromos stimulátor értelmez, majd kontrahálja a tenyér és csukló megfelelő izmait, ezáltal létrehozva a kívánt motoros feladatot (markolás). Naito [11] a felső végtag elektromos stimulációját a biceps brachii izom ingerlésével hajtotta végre. Munkája során szupinációs-pronációs alkari mozgulatot hozott létre mesterséges úton.

Arról azonban nem találtam információt, hogy 3D-s biomechanikai modellezésen (*ide értve: izom geometria, izom hatás vonal; 3D izom*

erő és ízületi forgatónyomaték) alapuló rehabilitációs eljárást alkalmaznának a teljes felső végtag esetére (*beleértve a váll ízületet*). Ennek fő oka a váll ízület komplexitásában keresendő.

Az elmúlt évtizedekben különböző tanulmányok láttak napvilágot a teljes felső végtag, [13-17] illetve a felső végtag bizonyos részeinek modellezésére [18-25], azért hogy statikus és dinamikus körülmények között biomechanikai méréseket alapul véve tanulmányozni lehessen az izmok által generált erőket és az ízületekben létrejövő forgatónyomatékokat. A fent említett modellek leegyszerűsített formában bepillantást nyújtanak a motoros koordinációba.

Sajnálatos módon, a jelenleg rendelkezésre álló rehabilitációs technikák nem képesek a teljes motoros rehabilitációra. Az Egyesült Államokból származó statisztikákra támaszkodva a sztrókon átesett betegek több mint felének maradandó féloldali paralízise lesz a rehabilitáció befejeztével [26], [27].

Ebből kiindulva tehát, fontos lenne fejleszteni a rehabilitációs eljárások hatékonyságát és új három-dimenziós modellezésen alapuló aktivizációs mintázat generáló eljárásokat alkotni, figyelembe véve személyre szabott antropometriai paramétereket és biomechanikai karakterisztikákat.

Izom-csont rendszerek aktivitás mintázatának modellezésére grafikai megközelítésen alapuló multidimenziós számítógépes modell készült Laczkó és munkatársai által [28], [29].

Laczkó és munkatársai [30-32] később egy neuro-mechanikai transzducer modell segítségével inverz kinematikai problémát is

tanulmányoztak. Munkájuk következményeként, akaratlagos végtagmozgások esetén az adott végtagot mozgató hajlító és feszítő izmok és az őket ellátó mozgató idegsejthalmazok lehetséges aktivitás mintázatai ismertté váltak. A fentiekben említett modellt patkányok síkbeli hátsóvégtag mozgásának tanulmányozására alkalmazták.

A motoros vezérlés tanulmányozása során, annak érdekében, hogy a 3D-s térben az egyes izmok által kifejtett izomerőket meghatározzam, egy részről egy komplex 3D-s inverz kinematikai problémát kell megoldani, másrészt pedig figyelembe kell venni a redundancia problémára visszavezethető hatásokat. Következésképpen, fontos megtalálni azt az optimális „izomválasztást”, mely a kívánt mozdulatot eredményezi. Mindez annak az egyszerű ténynek köszönhető, hogy az emberi szervezetnek az izmok szintjét tekintve sokkal több, az adott feladat során aktivizálható izom áll rendelkezésére, mint amennyire valójában szüksége van [33], [34]. Ez a szabályozási rendszer túlhatározottságát jelenti.

Ebből adódóan mindeztidáig nincs egyértelműen bizonyítva, hogy a központi idegrendszer milyen szempontokat vesz figyelembe, mi szerint hozza létre az optimális mozgás mintázatot. A fenti problémát, vagyis az izmok szinergiáját (*együtműködés*) Latash [35] az ujj izmok által kifejtett erő esetére és különböző végtag helyzetekre [36-40] tanulmányozta.

Ph.D. tanulmányaim legfőbb célja, megvizsgálni a végtagmozgás variációját a motor apparátus különböző szintjein, valamint külső

teher hatását ugyanezen varianciákra. Emellett azt vizsgálom, hogyan aktivizálódhatnak a felső végtagot mozgató izmok bizonyos akaratlagos felső végtagmozgások során a kívánt forgatónyomaték ízületben történő kifejtése érdekében.

Röviden, a disszertáció tekinthető egy fontos lépésnek azon az úton, mely végén fő célom, hemiplég páciensek izom-stimulációval segített orvosi rehabilitációja - 3D-s modellezésen alapuló, személyre szabott aktivizációs mintázatok alkalmazásával.

Az előbbi cél megvalósulásának fontos lépéseit jelenti egy egészséges egyének biomechanikai paramétereinek figyelembe vételével készített, általános, 3D-s inverz kinematikai problémát megvalósító biomechanikai izom-csont modell (*I. Tézis csoport*), illetve az izmok együttműködését vizsgáló, a motoros szabályozás szintjeinek varianciáit összefoglaló analízis (*II. Tézis csoport*).

Vizsgálati módszerek

Egy, a mindennapi életben számtalanszor végrehajtott felső végtag mozgást vizsgáltam. A mérések alanyai 20 egészséges egyén volt (21-25 éves; 21.1 ± 1.9). A 14 fiúból és 6 lányból álló csoport egyik tagjának sem volt felső végtag sérülése; önkéntesen jelentkeztek a mérési sorozatra, melyet az Országos Orvosi Rehabilitációs Intézetben hajtottunk végre.

Az aktuális egyén egy két szintes számítógép asztal előtt ült. A motoros feladatot a személyek 3 különböző súlyfeltétel mellett hajtották végre. Ezen 3 súlyfeltétel a következő volt 1) könnyű CD (0.06 kg) 2) 1 kg-s körlap alakú súly (O1) 3) 2 kg-s körlap alakú súly

(O2), melyek fogása azonos.

A mozgási feladat leírása:

Az éppen emelendő objektumot elhelyeztem az egyén előtt, a számítógép asztal alsó szintjén. A kezdeti végtag pozíció során az egyén felső végtagját tenyérrel hátrafelé lógatta, függőlegesen a törzs mentén.

A mért mozdulat 3 alapvető fázisra különíthető:

a) **felemelés:** a vizsgált személyt kértem, hogy emelje fel a karját a kezdeti állapotból, érje el a tárgyat, fogja meg azt és emelje fel a felsőbb szintre, majd tegye ott le és végezetül eressze karját vissza az eredeti kiinduló állapotba.

b) **szünet:** a második fázisban a felső végtag 2-5 másodpercig a kiindulási állapotban maradt.

c) **letétel:** a harmadik fázisban a vizsgált személyt arra kértem, hogy emelje fel karját, érje el a felső szinten lévő tárgyat, fogja meg és helyezze vissza az alsó szintre, majd végezetül engedje el és mozgassa vissza a felső végtagot a kiindulási állapotba.

A teljes mozgási feladatot minden súlyfeltétel mellett 10-szer kellett végrehajtani. Ennek megfelelően tehát, súlyonként 10 felemelést (*UPLIFTING*) és 10 letételt (*PUTTING DOWN*) rögzítettem. A mérések során a Zebris (*ZEBRIS CMS 70P*, Zebris Medical GmbH, Germany) ultrahangos mozgásanalizátort használtam. A felső végtag jellemző anatómiai pontjaira helyezett ultrahangos markerek

segítségével rögzítettem a megjelölt pontok 3D-s koordinátáinak változását az idő függvényében, valamint ezzel egy időben a biceps (BI); triceps (TR); deltoid anterior (DA) és deltoid posterior (DP) izmok elektromos aktivitását is vizsgáltam a rendszerbe integrált elektromyográf segítségével.

A kinematikai (*3D-s koordináták és a belőlük számolt belső ízületi hajlásszögek*) és izom aktivitás adatok feldolgozását saját fejlesztésű MATLAB (The MathWorks Inc., Natick, MA, USA) algoritmusokkal valósítottam meg.

Az adatfeldolgozást követően egy olyan szimulációs modellt fejlesztettem, amely képes meghatározni, hogy a mért felsővégtag mozdulat során az egyes izmokban milyen irányú és nagyságú izomerő hatására jöhet létre az ízületben a kívánt 3D-s forgatónyomaték. Ez utóbbinak irányát és nagyságát a teljes felső végtag rotációja során, ide értve a gömbízületként funkcionáló váll komplexet is a newtoni mechanika törvényei alapján határoztam meg. Az izomerő és forgatónyomaték predikciós modell bemenetéül a kísérletileg mért 3D-s ízületi koordináták szolgáltak. A predikciós biomechanikai modellben kidolgoztam egy matematikai eljárást, mely meghatározza az adott egyénre jellemző 3D-s izom eredési -és tapadási pontokat. A módszer alapjául egy tetemenen végrehajtott tanulmány [41] antropometriai értékei szolgáltak. Ezenfelül, az egyes izmokra jellemző biomechanikai karakterisztikákat is figyelembe vettem.

A biomechanikai modell segítségével megmutattam, hogy a különböző súlyfeltételek miként befolyásolták a felső végtag

bizonyos motoros vezérlő szintjeit, így a végtag végpontját (EP); az ízületi konfigurációt (JC); az electromyogrammot (EMG); a szimulált izomerőket (FORCE). Az egyes motoros szintek variancia analízise során a 1) *súly nélküli* (CD) és a 2) *legnehezebb súllyal* (O2) végrehajtott mozdulatokat vettem alapul. Az analízis részeként a fentiekben említett 4 motoros szint varianciáját a vizsgálatban résztvevő összes személy által végrehajtott mozdulatra számoltam, azokra az időpillanatokra, amikor az aktuális tárgy az egyén kezében volt (HOLDING). Statisztikai vizsgálataim során $p < 0.05$ szignifikancia szintű repeated measures ANOVA-t használtam a STATISTICA program (StatSoft, Inc., Tulsa, OK, USA) valamint a MATLAB alkalmazásával.

Új tudományos eredmények

1. Tézis Három-dimenziós modell, általános felső végtag mozgások során keletkező 3D-s izomerő vektorok és az általuk létrehozott 3D-s forgatónyomaték vektorok meghatározásához, kísérletileg mért kinematikai, valamint antropometriai adatok alapján.

Kapcsolódó publikációk: [Tibold *et al.*, 2011, Tibold and Laczkó, 2011, Laczkó and Tibold, 2010, Laczkó *et al.*, 2009]

A 3D-s motoros modellezés esetén az ízületben létrejövő 3D-s forgatónyomaték, valamint az ízületet átfogó izmokban generálódott izomerő vektorok irányának meghatározása nem triviális kérdés. Az izomban létrejövő erő szempontjából, nagyon fontos kérdés egyrészt a vizsgált izom geometriája (3D-s eredés-tapadás) a 3D-s térben; másrészt pedig az izmok biomechanikai karakterisztikája az izomhossz függvényében (aktív - $(F_a(l))$, passzív - $(F_p(l))$).

Az alábbi téziscsoportban a 3D-s biomechanikai modell fontosabb eredményeit összegzem. Módszerem legfőbb újdonsága, hogy a tehetetlenségi nyomaték kivételével minden paramétert három-dimenziós vektornak tekintettem, így nemcsak a nagysága, de az iránya is változik a mozgás időtartama alatt. Egyéb modell megközelítések az ízületi elfordulásokat megszorítják adott tengelyek körüli elforgásokra [13], [14], [17-20], [23], [24], annak

ellenére, hogy a természetes emberi mozgások végrehajtása nem így történik [42].

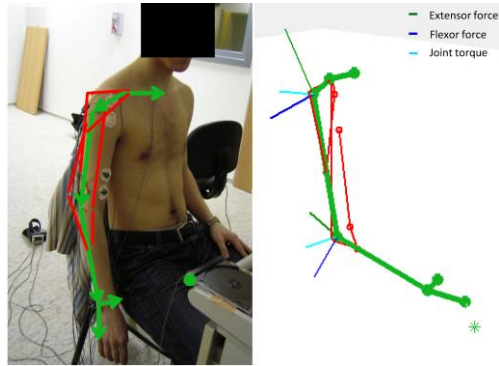
I.1. Megalkottam egy általános matematikai algoritmust, mely meghatározza három-dimenziós izomerő vektorok irányát akaratlagos, célt elérő felső végtag mozgások során illetve az ezek hatására az ízületben létrejövő rotációért felelős 3D-s forgatónyomatékokat. A biomechanikai modell részeként, kidolgoztam egy általános módszert a csont felületén található 3D-s izom eredési és tapadási pontok meghatározására, figyelembe véve személyre szabott antropometriai paramétereket, az egyén izom geometriájának pontos definíciója érdekében.

Abban az esetben, ha egy diszkrét időpillanatban (t) csak egy izom aktivizálódott, akkor az adott izom által átfogott ízületben keletkező forgatónyomaték az izom által kifejtett forgatónyomaték és a gravitációs forgatónyomaték különbségként az alábbi módon számítható [30-32]:

$$\overline{F_m(t)} \times \overline{R_m(t)} = \overline{\beta(t)} \cdot \overline{I^{(\text{joint})}(t)} - \overline{T_{g(\text{joint})}(t)} \quad (1)$$

ahol $\overline{F_m(t)}$ az izom kontrakció által létrehozott erő vektor, $\overline{R_m(t)}$ az erőkar vektor, $\overline{\beta(t)}$ az izom által átfogott ízületben létrejövő szöggyorsulás vektor, $\overline{I^{(\text{joint})}(t)}$ a skalár tehetetlenségi nyomaték, $\overline{T_{g(\text{joint})}(t)}$ a forgó szegmensekre ható gravitációs forgatónyomaték. A forgatónyomaték irányától függően adott pillanatban a hajlító vagy a feszítő izmot kell aktivizálni az izmok mesterséges vezérlésekor. A fentiekben leírtak alapján a BI, TR, DA és DP izmok aktivitását (1. Ábra) külön-külön meghatároztam a mozdulat minden diszkrét időpontjában.

Modellezési módszerek általában megszorították a forgatásokat az ízületekben előre meghatározott forgástengelyek körüli elforgatásokra, bár már kimutatták, hogy a természetes emberi karmozgások nem alkalmaznak ilyen megszorításokat [42]. Módszerem egyik sajátja, hogy a szimulált mozgást nem korlátozza bizonyos forgástengelyek körüli síkbeli rotációk egy kombinációjára, hanem a természetes emberi mozgásokra jellemző 3D-s szögsebesség vektort használva képes meghatározni a mozdulat során keletkező izomerő irányát és nagyságát.



1. Ábra Predikált flexor (hajlító - kék) és extensor (feszítő - zöld) izomereő vektorok a 3D-s térben; forgatónyomaték vektorok (világos kék) egy diszkrét időpontban.

A modell részeként, egyénre szabott 3D-s izomeredési és tapadási pontokat határoztam meg, a vizsgált szegmens csontjának felületén. Veeger [41] tetemeken vizsgált paramétereit egy virtuális alany segítségével elhelyeztem a forgó szegmenst reprezentáló csont középvonalára. Mivel 1) az izmok eredési és tapadási pontjai a csont felületén helyezkednek és mivel 2) a Veeger tanulmány csak az általam mért mozdulat kezdő ($t=0$) időpontjára tartalmazott releváns eredési-tapadási információkat, a Rodrigues rotációs (2. Ábra) formulával a mozdulat teljes időtartamára a csont felületén lévő 3D-s izomeredési-tapadási pontokat határoztam meg az alábbiak szerint:

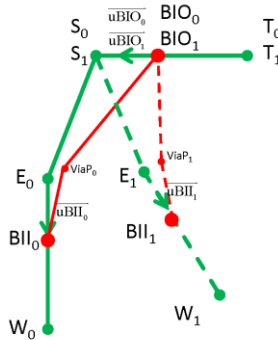
$$\begin{aligned} \left(\overline{uBII}_{t+1} \right) &= \overline{uBII}_t \cos \Theta_{(e)t} + \left(z_t \times \overline{uBII}_t \right) \sin \Theta_{(e)t} + \\ &+ \left(z_t z_t^T * \overline{uBII}_t * (1 - \cos \Theta_{(e)t}) \right) \end{aligned} \quad (2)$$

$$\Theta_{(e)t} = \alpha \left(E_{t+1} \right) - \alpha \left(E_t \right) \quad (3)$$

$$\overline{E_{t+1}BII_{t+1}} = \|E_{t+1} - BII_{t+1}\| * \overline{uBII_{t+1}} \quad (4)$$

$$OnBoneSurf_BII_{t+1} = \overline{E_{t+1}BII_{t+1}} + E_{t+1} \quad (5)$$

Megjegyzés: A biceps izom eredési-tapadási pontjainak meghatározására szolgáló módszer. A fenti módszert alkalmaztam a többi vizsgált izom geometriájának meghatározására módosítva az aktuális izomra jellemző forgási tengelyt z_t ; az aktuális izomeredés-tapadás egység vektort; az aktuális forgatási szöget θ_t .



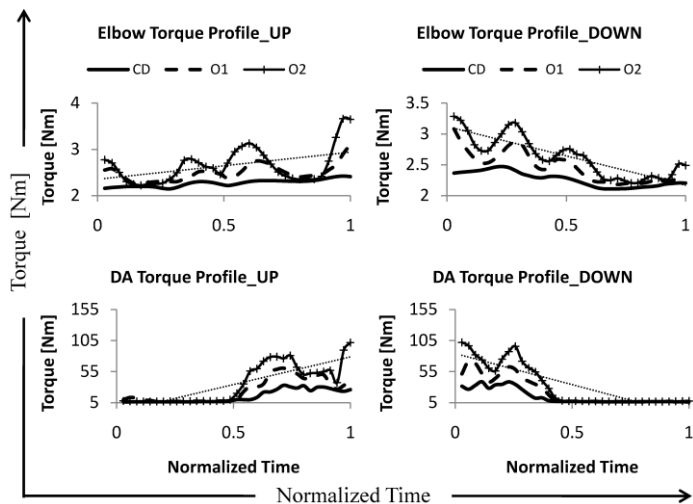
2. Ábra. A biceps izomeredés -és tapadás minden időpillanatbeli lokalizációja során használt Rodrigues rotációs formula alkalmazásához szükséges paraméterek: anatómiai pontok (T – thorax; S – váll; E – könyök; W – csukló); a bicepsz eredése -és tapadása (BIO – eredé); BII –tapadás); izomeredés -és tapadás egység vektorok (\overline{uBII} , \overline{uBIO} ,) két egymást követő időpillanatban (t és $t+1$).

A módszer alkalmazásával a vizsgált izom (pl. a biceps) eredése és tapadása a mozdulat minden időpontjában, a csontnak a felszínén, pontosan meghatározható. A módszerben behelyettesítve az adott

izomra jellemző paramétereket, a további vizsgált izmok (triceps, deltoid anterior és posterior) izomeredése –és tapadása is meghatározásra került.

I.2. Megmutattam, hogy a 3D-s biomechanikai modell által meghatározott könyök és váll ízületi forgatónyomaték görbék invariánsak a kézben tartott tárgy tömegének változására. A forgatónyomaték-idő görbe érték készlete függött, viszont az alakja nem függött a kézben tartott tárgy tömegétől.

Minden, vizsgálati személy esetén képeztem a forgatónyomaték vektorok nagyságának az átlagát (*minden 10 mérés esetére*) a holding (*tárgy a kézben*) periódus ideje alatt, külön-külön az egyes tömeg feltételekre, felemelésre és letételre. Egy reprezentatív személy átlagolt forgatónyomaték görbéit ábrázolom a 3. Ábrán.



3. Ábra A modell által jósolt, 10 mérésre átlagolt forgatónyomaték görbék a különböző súlyokat (CD,O1,O2) és mozgási irányokat (UP, DOWN) figyelembe véve, a fogási időtartam (időintervallum, mely során az egyén a kezében tartotta az objektumot) alatt, a tanulmányban résztvevő egy egyén (1. számú egyén) esetére. A pontozott vonal (lineáris regressziós egyenes) a felemelés során lineárisan növekvő, míg letételkor lineárisan csökkenő forgatónyomaték változás tendenciáját jelöli. A forgatónyomaték-idő görbe alakját nem, míg az értékkészletét szignifikánsan befolyásolta a kézben tartott tárgy tömege. Nehezebb tárgyak esetén a forgatónyomaték nagysága nagyobb volt, mint a legkönnyebb tárgy esetén. A forgatónyomaték görbe alakjának invarianciáját a korrelációs együtthatók mutatják (figyelembe véve az irányokat és súlyokat) mindkét ízület esetén (1. Táblázat).

A különböző tömegű tárgyak forgatónyomatékra gyakorolt hatásának kimutatása érdekében korrelációs analízist hajtottam végre az átlagolt forgatónyomaték görbékre, amikor a tárgy a kézben volt

(1. Táblázat). A legerősebb ($0.77 \leq r \leq 0.99$) Pearson együtthatókat az 1 kg-s (O1) illetve a 2 kg-s (O2) tárgyak forgatónyomaték görbéinek összehasonlítása szolgáltatta. Gyengébb ($0.35 \leq r \leq 0.98$), de még mindig erős lineáris korreláció adódott a CD és az 1 kg-s (O1) tárgyak forgatónyomaték görbéinek vizsgálatakor. A leggyengébb ($0.12 \leq r \leq 0.96$) korreláció a CD illetve a 2 kg-s (O2) tárgyak forgatónyomaték görbéinek összehasonlításakor adódtak. A korrelációs együtthatók átlaga nagyobb, mint 0.58 mindkét mozgási irányt illetve a különböző súlyokat tekintve. Mindez erős lineáris kapcsolat jelenlétére utal a különböző feltételek esetén. Ebből egyértelműen következik a forgatónyomaték görbék súly invarianciája mindkét mozgási irány esetén (1. Táblázat). A forgatónyomaték-idő görbe alakja nem, míg nagysága függött a kézben tartott tárgy tömegének nagyságától. A forgatónyomaték-idő görbe amplitúdója nagyobb volt a nagyobb tömegű tárgyak esetén, mint a legkönnyebb tárgy esetén a könyök és a váll ízületet tekintve egyaránt. Továbbá, felemelés esetén a forgatónyomaték nagysága növekvő, míg letétel esetén csökkenő lineáris tendenciát mutatott (3. Ábra).

1. Táblázat

A könyök és váll ízületek szimulált forgatónyomaték görbéinek Person korrelációs r -értékei a fogási időtartam alatt minden személy és mozgási feltétel (súly, mozgási irány) esetére.

SUBJID	KÖNYÖK FORGATÓNYOMATÉK						VÁLL FORGATÓNYOMATÉK					
	FEL			LE			FEL			LE		
	CD- O1	CD- O2	O1- O2	CD- O1	CD- O2	O1- O2	CD- O1	CD- O2	O1- O2	CD- O1	CD- O2	O1- O2
1	0.71	0.58	0.85	0.89	0.87	0.97	0.69	0.79	0.9	0.91	0.77	0.8
2	0.69	0.51	0.88	0.9	0.82	0.95	0.75	0.87	0.9	0.92	0.87	0.95
3	0.89	0.74	0.92	0.89	0.87	0.9	0.98	0.97	0.99	0.95	0.9	0.97
4	0.63	0.55	0.86	0.87	0.83	0.94	0.51	0.71	0.87	0.9	0.84	0.98
5	0.83	0.66	0.88	0.66	0.76	0.89	0.79	0.93	0.73	0.97	0.86	0.87
6	0.86	0.72	0.91	0.55	0.72	0.92	0.88	0.81	0.93	0.92	0.91	0.97
7	0.67	0.62	0.86	0.97	0.96	0.98	0.45	0.5	0.8	0.95	0.94	0.99
8	0.85	0.74	0.92	0.95	0.94	0.97	0.82	0.76	0.83	0.9	0.75	0.98
9	-0.3	0	0.87	0.4	0.72	-0.1	0.35	0.12	0.86	0.87	0.75	0.79
10	0.44	0.37	0.86	0.9	0.87	0.97	0.75	0.74	0.89	0.79	0.72	0.94
11	0.64	0.58	0.85	0.81	0.7	0.82	0.9	0.8	0.91	0.9	0.89	0.93
12	0.33	0.63	0.83	0.9	0.69	0.98	0.22	0.2	0.87	0.79	0.64	0.9
13	0.79	0.78	0.87	0.97	0.86	0.98	0.64	0.6	0.94	0.97	0.96	0.98
14	0.68	0.54	0.91	0.86	0.63	0.88	0.9	0.85	0.91	0.96	0.76	0.87
15	0.87	0.8	0.91	0.85	0.84	0.95	0.97	0.96	0.98	0.95	0.94	0.97
16	0.16	0.42	0.46	-0.6	-0.6	0.8	0.04	0.05	0.33	-0.8	-0.9	-0.8
17	0.48	0.40	0.9	0.3	0.25	0.84	0.83	0.74	0.86	0.9	0.89	0.94
18	0.47	0.4	0.91	0.52	0.33	0.77	0.85	0.81	0.94	0.94	0.9	0.96
19	0.76	0.71	0.98	0.81	0.79	0.85	0.91	0.79	0.85	0.9	0.98	0.94
20	0.81	0.79	0.98	0.67	0.61	0.77	0.83	0.81	0.88	0.78	0.7	0.8
Átlag	0.61	0.58	0.87	0.70	0.67	0.85	0.70	0.69	0.85	0.81	0.75	0.83
SD	0.29	0.24	0.10	0.38	0.35	0.23	0.25	0.26	0.13	0.39	0.40	0.39

Megjegyzés. A legerősebb korrelációs együtthatók az 1 kg-s (O1) és a 2 kg-s (O2) tárgyak forgatónyomaték görbéinek összehasonlításakor adódtak ($0.77 \leq r \leq 0.99$). Gyengébb, de még mindig erős lineáris korreláció ($0.35 \leq r \leq 0.98$) mutatkozott a CD és az 1 kg-s (O1) tárgyak forgatónyomaték görbéinek összehasonlításakor; míg a leggyengébb lineáris korrelációs értékek ($0.12 \leq r \leq 0.96$) a CD és a 2 kg-s (O2) tárgyak forgatónyomaték görbéinek összehasonlításakor adódtak mindkét ízületet (VÁLL, KÖNYÖK) és mozgási irányt (FEL, LE) tekintve. A 9. és 16. egyén esetében a korrelációs együtthatók negatívak voltak a CD-O1 és CD-O2 forgatónyomaték görbék összehasonlításakor. A korrelációs együtthatók átlaga nagyobb, mint 0.58 minden feltétel esetén..

2. Tézis Az egyén kezében lévő, különböző tömegek hatása a motoros vezérlés egyes szintjeire, így a végtag végpontjára (EP), az ízületi konfigurációra (JC), mért felszíni EMG-re és a biomechanikai modell által szimulált izomerőkre (FORCE).

Kapcsolódó publikációk: [Tibold *et al.*, 2011, Tibold *et al.*, 2009, Laczkó and Tibold, 2009]

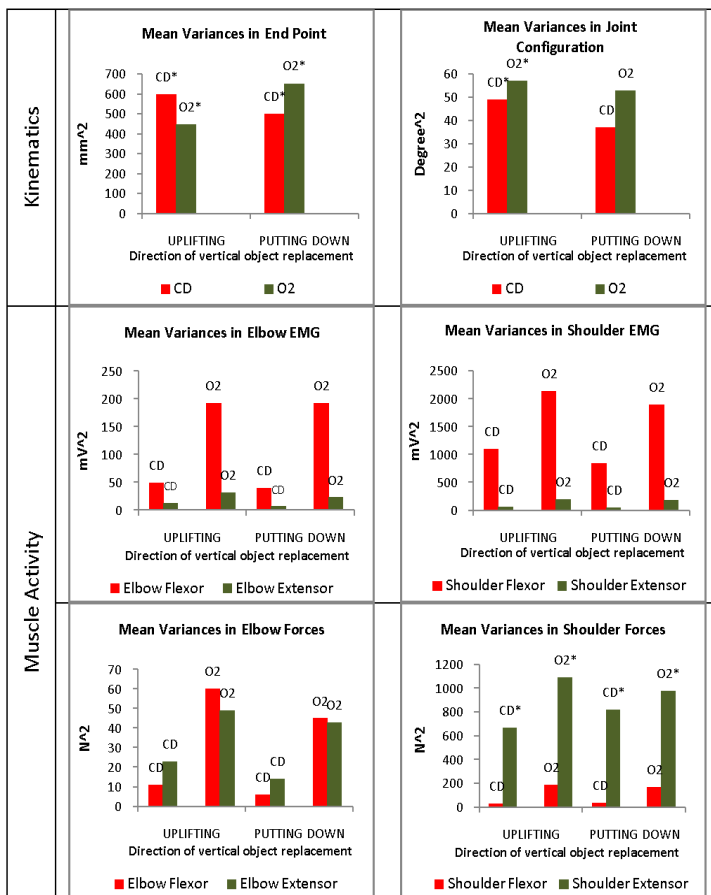
Ebben a téziscsoportban összefoglalom, hogy a nehezebb tárgy kézben tartása milyen hatással bír a motoros vezérlés négy szintjének motoros varianciáira. A végrehajtott mozdulatok varianciáit az idő szerint normalizált fogási intervallumon vett variancia átlagokkal adtam meg mindkét mozgatósi irányt, súlyfeltételt, és minden egyént figyelembe véve. Ilyen variancia-értékeket határoztam meg a végtag végpontjára, az ízületi konfigurációjára, a mért EMG-kre és a számított izomerőkre a biceps, a triceps a deltoideus-anterior -és posterior (DP) izmok esetén. A nehéz súllyal (O2) végzett mozdulatok átlag varianciáját elosztottam a könnyű súllyal (CD) végrehajtott mozdulatok átlag varianciáival, 1) minden egyénre, személyenként 2) az összes személy egyéni varianciájának átlagára.

II.1. Bebizonyítottam, hogy a motoros stabilitás nagy mértékben függ a változó súlyfeltételektől, amikor a tárgy a kézben van. A nehéz tárggyal (O2) végrehajtott mozdulatok nagyobb mértékben variálódtak, mint a könnyű (CD) tárggyal végrehajtott mozdulatok.

A fenti állítást a külső munkatér; a belső ízületi tér; valamint az izom aktivitás mintázatok terének átlag variancia analízisével (4. Ábra), (2. Táblázat) hajtottam végre azon diszkrét időpontokra, amikor a tárgy a kézben volt (HOLDING).

A végpont (EP) varianciák esetén nem találtam szignifikáns különbséget a két súlyfeltétel között sem felemelés ($F(1,19)=1.62$, $p=0.21$), sem letétel esetén ($F(1,19)=1.99$, $p=0.17$) $p<0.05$ szignifikancia szinten. Az ízületi konfiguráció esetén felemeléskor ($F(1,19)=0.73$, $p=0.4$) nem találtam szignifikáns különbséget az egyes súlyfeltételek között, míg letételkor a különbség szignifikáns ($F(1,19)=8.11$, $p=0.01$) volt. Ebben az esetben a 2 kg-s (O2) tárggyal végrehajtott mozdulatok varianciája nagyobb volt, arra utalva hogy a gravitáció kevésbé befolyásolta a mozdulat végrehajtását, mikor az ellen kellett „dolgozni”. Izom aktivitások szintjén (EMG, izomerő) egyaránt magas, szignifikánsan különböző varianciákat mutattam ki, ahol a statisztikai p értékek az alábbi tartományokban mozogtak $EMG \quad 0.0002 \leq p_{EMG} \leq 0.024$ és virtuális izomerő esetén $0.00002 \leq p_{FORCE} \leq 0.0005$ hangsúlyozva a 2 kg-s (O2) mozdulatok nagyobb varianciáját a CD-s mozdulatok varianciájához képest.

Megjegyzés: ugyan a különbség EMG esetén minden izomra szignifikáns volt (2 kg-s mozdulatok varianciái nagyobbak a CD-s mozdulatok varianciáinál) a virtuális izomerők szintjén a DP izom varianciái közti különbség nem szignifikáns, annak ellenére, hogy ekkor is a 2 kg-s (O2) mozdulatok varianciái nagyobbak, mint a CD-s mozdulatok varianciái mindkét mozgatási irányt tekintve.



4. Ábra 20 személy átlag variációi az egyes motoros szinteken felemelésre (UPLIFTING) és letételre (PUTTING DOWN) egyaránt 2 különböző súlyfeltétel (CD, O2) esetén. Az összetartozó CD-O2 párok esetén a * azt jelenti, hogy bár O2-s mozdulatok átlag variációja nagyobb volt, mint a CD-s mozdulatoké, de ez a differencia nem volt szignifikáns $p < 0.05$ esetén.

II.2. Megmutattam, hogy a nehéz tárgy (O2) elvégzett mozdulatok varianciájának könnyű tárgy (CD) varianciával képezett aránya (RATIO) kisebb volt a végpont (EP) és ízületi konfiguráció (JC) szintjein, mint a mért EMG és izomerők (FORCE) szintjén, hangsúlyozva, hogy az izmok erős synergija a mozdulatot kinematikai szinten stabilizálta, elsődlegesen a kéz pozíciójának vezérlése által; másodlagosan a kombinált ízületi rotációk szabályozásával és nem pedig az egyes izmok aktivitása révén.

A nehezebb tárgy adott motoros szintekre gyakorolt hatásának szemléltetése érdekében, képeztem az összes személy, súlyonkénti egyéni varianciájának az átlagát (4. Ábra). Ezt követően a 2 kg-mal (O2) végrehajtott mozdulatok varianciájának összes egyénre képezett átlagát elosztottam a CD-vel végzett mozdulatok összes egyénre képezett varianciájának átlagával (RATIO) (2. Táblázat).

A 2. Táblázat alapján $RATIO_{JC} > RATIO_{EP}$ teljesül mind felemelésre mind letételre. Továbbá, a 2. Táblázat alapján, az EMG értékekre adódó átlag varianciák aránya jóval nagyobb, mint 1 ($RATIO_{EMG} \gg 1$), illetve a virtuális izomerők szintjén is az átlag varianciák aránya jóval nagyobb, mint 1 ($RATIO_{FORCE} \gg 1$) minden izmot figyelembe véve, kivéve a DP-t az izomerők esetén.

Table 2.

Átlag varianciák aránya (RATIO)

	UP (FEL)		DOWN (LE)	
EP	0.7		1.3	
JC	1.2		1.4	
EMG	BI	TR	BI	TR
	3.9	2.5	4.8	3.3
	DA	DP	DA	DP
FORCE	1.9	2.83	2.2	3.42
	BI	TR	BI	TR
	9.6	2.3	5.75	2.83
FORCE	DA	DP	DA	DP
	5.3	1.1	4,83	1,12

Megjegyzés A nehéz tárgy (O2) végzett mozgások varianciájának könnyű tárgy (CD) végzett mozgások varianciával képezett aránya (RATIO) látható a vizsgált motoros szintekre. Ez az arány (RATIO) kisebb volt a végpont (EP) és ízületi konfiguráció (JC) szintjein, mint a mért EMG és izomerők (FORCE) szintjén,

A váll extensor (DP) különböző viselkedésének (DP varianciák az EMG szinten nagyobbak voltak, mint a DA varianciák, azonban ez a tendencia megfordul a virtuális izomerők szintjén) egyik lehetséges oka, hogy a DP izom erő-hatásvonalai a mozdulat végrehajtása során a váll fesztítő izom összetett struktúrájának köszönhetően megváltozhatnak, így befolyásolva az ezen a szinten tapasztalt varianciákat [43], [44]. Ennek következménye, hogy a szabályzó rendszer érzékeny a DP geometriájára.

A fentiekből egyértelműen következik, hogy a nehezebb tárgy (O2) nagyobb mértékben gyakorolt hatást az izom aktivitások motoros szintjének varianciáira, mint a kinematikai szintek varianciáira (2. Táblázat). A 2. Táblázatból kiderül, hogy a súly legjobban az izomaktivitások szintjeinek varianciáit (FORCE, EMG) befolyásolta, kevésbé befolyásolta az ízületi konfiguráció szintjét és a legkevésbé befolyásolta a végtag végpontjának szintjét.

II.3. Megmutattam, hogy a virtuálisan jósolt izomerőket alapul véve nem lehet létrehozni általánosított (egy csoportra jellemző) izomaktivitás mintázatot a teljes felső végtag működését biztosító rehabilitációs eljárások esetén. A minden egyénre kiterjedő, általánosított akciós mintázatok helyett a személyre szabott mozgás mintázatok alkalmazása inkább vezet az egyének megfelelő rehabilitációs folyamatához.

3. Táblázat

Jóssolt izomerő átlagok (Mean) és szórások (SD) az összes egyén között

[N]		Mean (Átlag)		SD	
		CD	O2	CD	O2
UP (FEL)	BI	23	220	16	168
	TR	24	55	15	38
	DA	12	64	8	42
	DP	679	742	839	604
DOWN (LE)	BI	32	184	28	143
	TR	18	51	14	36
	DA	17	82	14	70
	DP	785	886	928	758

Megjegyzés. 10 mozgásra kiszámított izomerő (BI, TR, DA, DP) átlagok (Mean) és szórások (SD). Fontos látni, hogy a szórás értékek igen magasak az átlagokhoz viszonyítva, aminek a következménye, hogy az egyének különböző izom-aktivációval hajtották végre ugyanazon mozdulatot.

Az izomerő-szórások (SD) mindkét súlyfeltétel esetén az összes egyént tekintve magasak voltak, amikor a résztvevő egyének közötti átlagokkal vetettem őket össze (3. Táblázat), (4. Ábra). Ebből arra kell következtetni, hogy az egyes egyének ugyanazon célt elérő mozdulatot különböző izmok által létrehozott eltérő izomerő mintázattal hajtották végre. Vagyis, a motoros feladat végrehajtása egyénenként különbözőnek tekintendő. Ennek szemléltetése érdekében, képeztem résztvevő egyénenként a minden egyénen belüli izomerő mintázat szórásokat mindkét végrehajtási irány és súlyfeltétel figyelembe vételével, majd képeztem ezek átlagát az összes személyre (4. Táblázat).

4. Táblázat

Átlagolt egyéneken belüli izomerő SD-k

[N]	UP (FEL)		DOWN (LE)	
	BI	TR	BI	TR
C1	2.4542	2.7512	3.255	2.5224
	DA	DP	DA	DP
	2.0863	16.166	2.3067	19.475
O2	BI	TR	BI	TR
	5.5247	2.8967	4.7365	3.0204
	DA	DP	DA	DP
	5.0782	30.423	3.6851	16.128

Megjegyzés. A vizsgált populációnak egy személyen belüli, összes egyénre átlagolt izomerő szórásai szignifikánsan kisebbek ($p < 0.05$), mint a személyek közti szórások (3. Táblázat). Ezért a virtuálisan jóslott izomerők alapján nem lehet létrehozni általánosított (egy csoportra jellemző) izomaktivitás mintázatot a teljes felső végtag működését biztosító rehabilitációs eljárások esetén

Az egyéneken belüli szórások átlaga (4. Táblázat) szignifikánsan különbözött az összes személy (*between subjects*) szórásától (3. Táblázat) minden feltételt figyelembe véve. Tehát általánosított mozgás aktivitás mintázatok a felső végtag rehabilitációja esetében nem alkalmazhatók. Inkább a személyre szabott mozgás mintázatok alkalmazása vezethet az egyének megfelelő rehabilitációs folyamataihoz. Ezért, a fentiekben bemutatott biomechanikai modell (1. Tézis) alkalmazásával a személyre szabott mozgásmintázat jobban alkalmazhatóvá válhat tetraplég egyének FES rehabilitációja során.

Jövőbeli alkalmazási területek

Az 1. téziscsoportban összefoglaltam a legfontosabb eredményeket, a bemutatott biomechanikai modellel kapcsolatosan.

Az itt összefoglalt eredmények hasznosak lesznek a személyre szabott aktivizációs mintázatok létrehozásakor, olyan betegek számára, akik felső végtag mozgások rehabilitására szorulnak. Személyre szabott motoros mintázatokat lehet generálni a modell segítségével, figyelembe véve az egyes személyek antropometriai adatait, mely *elengedhetetlen a pontos izomgeometria felállítására szempontjából.*

Munkám folytatásaként szeretném feltárni a kapcsolatot a jelenleg rendelkezésre álló, a modell által meghatározott, virtuális izomerők, illetve az izmok kontrakciójáért felelős stimulációs mintázatok között. A későbbiekben a stimulációs mintázatokat elektromos stimulátor segítségével a fontosabb karizmok aktivizálására lehetne használni, célt elérő 3D karmozgások mesterséges létrehozásakor.

A 2. téziscsoportban összefoglaltam, hogy a nehezebb súly miként hat a vizsgált motoros szerkezet különböző szintjein (izom-ízület-végtag végpont) a mozgás varianciájára. Rámutattam az izmok erős együttműködésére, amely a kinematikai szinteken stabilizálja a mozgást. Eredményeim fontos szerepet játszhatnak az orvosi rehabilitációban, mozgásterápiában, orvosokat segítve annak eldöntésében, hogy mely testrészeket vagy izmokat célszerű edzeni, hatékony mozgásminták kialakításához. Mindemellett, fontos érteni, hogy a központi idegrendszer hogyan reagál a külső körülmények állandó változásaira, ezzel elősegítve az idegtudományok fejlődését.

Köszönetnyilvánítás

Elsősorban nagyon hálás vagyok témavezetőmnek és konzulensemnek *Dr. Lackó Józsefnek* következetes, áldozatos támogatása és munkája, valamint kutatási munkám előrehaladása érdekében tett értékes megjegyzései és javaslatai miatt.

További hálámat szeretném kifejezni a doktori iskola volt és jelenlegi vezetőinek *Dr. Roska Tamás* és *Dr. Szolgay Péter* Professzor Uraknak a felém irányuló támogatásukért és a lehetőségért, hogy a doktori iskola tagjaként végezhettem kutatásaimat.

Szeretném megköszönni *Dr. Fazekas Gábor* és *Stefanik Györgyi* gyógytornász segítségét is, akik közreműködése nélkül a bemutatott biomechanikai mérésorozat nem valósulhatott volna meg az Országos Orvosi Rehabilitációs Intézetben.

Nagyon hálás vagyok továbbá a *Dr. Laczkó József* vezette mozgáselemző csoport tagjainak *Pilissy Tamásnak*, *Borbély Bencének* és *Katona Péternek* érdekes és értékes megjegyzéseik, illetve az együtt eltöltött szakmai megbeszélésekért, vitákért.

Természetesen szeretném megköszönni az együtt eltöltött időt, a sok segítséget és a velem szemben tanusított türelmet Ph.D hallgató társaimnak többek között *Bankó Évának*, *Fiat Richárdnak*, *Hegy Barnabásnak*, *Kárász Zoltánnak*, *Tar Ákosnak*, *Tisza Dávidnak*, *Veres Józsefnek*, *Weiss Bélának* és természetesen a 241-s doktoranduszi szoba elnyúhatetlen tagjainak *Fekete Ádámnak*, *Füredi Lászlónak*, *Kiss Andrásnak*, *Laki Lászlónak*, *Nemes*

Csabának, Orosz Gyurinak és végül de nem utolsó sorban Treplán Gergelynek.

Hálás vagyok *Adorján Lívia, Tihanyi Judit, Vida Tivadarné Katinka* valamint a *Dékáni Hivatal, a Tanulmányi Osztály* és a *Gazdasági Osztály* dolgozóinak áldozatos, mindenkor segítőkész munkájáért és támogatásáért. Továbbá szeretném megköszönni *Péri Márton* áldozatos munkáját, melyet disszertációm angol nyelvi stílusának javítása érdekében végzett.

Nem utolsó sorban óriási köszönettel tartozom *Szüleimnek* és *Nagyszüleimnek* szeretetükért és állandó támogatásukért.

Végül szeretném megköszönni *Kedvesemnek Boginak* szeretetét és türelmességét, melyet legelfoglaltabb napjaimban tanusított

Nélkülük biztosan nem sikerült volna!

Felhasznált irodalom

Az író folyóirat publikációi a tézis füzethez kapcsolódóan

- R. Tibold**, J. Laczkó, „The effect of load on torques in point to point arm movements, a 3D model”, *Journal of Motor Behavior* (accepted), 2012
- R. Tibold**, G. Fazekas, J. Laczkó, „Three-dimensional model to predict muscle forces and their relation to motor variances in reaching arm movements”, *Journal of Applied Biomechanics* vol. 27, no. 4, pp. 362-374, 2011

Az író konferencia publikációi a tézis füzethez kapcsolódóan

- R. Tibold**, J. Laczkó, „The effect of load on variances of object replacing arm movements”, *4th International Symposium On Applied Sciences In Biomedical And Communication Technologies*, ISBN 978-1-4503-0913-4/11/10, 2011
- J. Laczkó, **R. Tibold** „Variances of joint torques and muscle activities during arm movements with loads”. *Neuroscience Meeting*, Program No. 810.19, Washington, DC: Society for Neuroscience, Online, 2011
- J. Laczkó, **R. Tibold**, „3D analysis to reveal muscle activity timing in object replacing arm movements”, *11th International Symposium on the 3D Analysis of Human Movement*, pp. 90-93., San Francisco, 2010
- R. Tibold**, A. Poka, B. Borbely, J. Laczkó, „The effect of load on joint- and muscle synergies in reaching arm movements”. *Accepted at VII. Conference on Progress in Motor Control*, Marseille, France 2009. July, 2009
- J. Laczkó, **R. Tibold**, G. Fazekas, „Neuromuscular synergy ensures kinematic stability during 3D reaching arm movements with load”. *Neuroscience Meeting 2009*, Program No. 272.2, Chicago, IL: Soc. for Neuroscience, 2009. Online, 2009

J. Laczkó, T. Pilissy, **R. Tibold**, „Neuro-mechanical Modeling and Controlling of Human Limb Movements of Spinal Cord Injured Patients”. *Proc. of the 2nd International Symposium on Applied Sciences in Biomedical and Communication Technologies*. ISBN 978-80-227-3216-1, On CD Isabel 2009, File number: 285283, 2009

Hivatkozott irodalom a tézis füzethez

- [1] J. Sanyal, D. P. Chakraborty, and V. R. Rao, “Environmental and familial risk factors of Parkinsons disease: case-control study.,” *The Canadian journal of neurological sciences. Le journal canadien des sciences neurologiques*, vol. 37, no. 5, pp. 637-642, 2010.
- [2] S. Judd, *Genetic Disorder Sourcebook*, Fourth Edi. Omnigraphics.
- [3] P. Czobor, J. Vitrai, S. Marosfi, and I. Toth, “Steady-state visual evoked-potential tests in Sclerosis Multiplex.,” *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, vol. 50, no. 3-4, p. 117, 1980.
- [4] J. Czopf, K. Hegedus, M. Kissantal, and G. Karmos, “Statistical-analysis of EEG and clinical data in multiple-sclerosis - significance of visual evoked-response in diagnosis of multiple-sclerosis.,” *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, vol. 41, no. 2, p. 210, 1976.
- [5] T. Pilissy, K. Pad, G. Fazekas, M. Horvath, G. Stefanik, and J. Laczkó, “The role of ankle-joint during cycling movement task.,” *International Journal of Rehabilitation Research*, vol. 30, pp. 58-59, 2007.
- [6] J. Szecsi, C. Krewer, F. Müller, and A. Straube, “Functional electrical stimulation assisted cycling of patients with subacute stroke: kinetic and kinematic analysis.,” *Clinical Biomechanics*, vol. 23, no. 8, pp. 1086-1094, 2008.

- [7] G. Sándor, "The Identification of the Model of the Stimulated Leg," University of Twente, 1991.
- [8] J. Szecsi, S. Krafczyk, J. Quintern, M. Fiegel, A. Straube, and T. Brandt, "Paraplegic cycling using functional electrical stimulation. Experimental and model-based study of power output," *Der Nervenarzt*, vol. 75, no. 12, pp. 1209-1216, 2004.
- [9] J. Szecsi, C. Schlick, M. Schiller, W. Pöllmann, N. Koenig, and A. Straube, "Functional electrical stimulation-assisted cycling of patients with multiple sclerosis: biomechanical and functional outcome--a pilot study.," *Journal of rehabilitation medicine official journal of the UEMS European Board of Physical and Rehabilitation Medicine*, vol. 41, no. 8, pp. 674-680, 2009.
- [10] P. N. Taylor, J. Esnouf, and J. Hobby, "Pattern of use and user satisfaction of Neuro Control Freehand system.," *Spinal cord the official journal of the International Medical Society of Paraplegia*, vol. 39, no. 3, pp. 156-160, 2001.
- [11] A. Naito, M. Yajima, H. Fukamachi, and Y. Shimizu, "Functional electrical stimulation (FES) to the biceps brachii for controlling forearm supination in the paralyzed upper extremity.," *The Tohoku journal of experimental medicine*, vol. 173, no. 2, pp. 269-273, 1994.
- [12] P. N. Taylor, J. Esnouf, and J. Hobby, "The functional impact of the Freehand system on tetraplegic hand function - Clinical results.," *Spinal cord the official journal of the International Medical Society of Paraplegia*, vol. 40, no. 11, pp. 560-566, 2002.
- [13] R. Raikova, "A general approach for modelling and mathematical investigation of the human upper limb.," *Journal of Biomechanics*, vol. 25, no. 8, pp. 857-867, 1992.
- [14] J. Langenderfer, S. A. Jerabek, V. B. Thangamani, J. E. Kuhn, and R. E. Hughes, "Musculoskeletal parameters of muscles crossing the shoulder and elbow and the effect of sarcomere length sample size on estimation of optimal muscle length.," *Clinical Biomechanics*, vol. 19, no. 7, pp. 664-670, 2004.

- [15] S. L. Delp and J. P. Loan, "A graphics-based software system to develop and analyze models of musculoskeletal structures.," *Computers in Biology and Medicine*, vol. 25, no. 1, pp. 21-34, 1995.
- [16] G. L. Gottlieb, "A computational model of the simplest motor program.," *Journal of Motor Behavior*, vol. 25, pp. 153-161, 1993.
- [17] M. A. Lemay and P. E. Crago, "A dynamic model for simulating movements of the elbow, forearm, and wrist.," *Journal of Biomechanics*, vol. 29, no. 10, pp. 1319-1330, 1996.
- [18] A. A. Amis, D. Dowson, V. Wright, and J. H. Miller, "The derivation of elbow joint forces, and their relation to prosthesis design.," *Journal of medical engineering technology*, vol. 3, no. 5, pp. 229-234, 1979.
- [19] A. A. Amis, D. Dowson, and V. Wright, "Analysis of elbow forces due to high-speed forearm movements.," *Journal of Biomechanics*, vol. 13, no. 10, pp. 825-831, 1980.
- [20] A. A. Amis, J. H. Miller, D. Dowson, and V. Wright, "Elbow joint forces – Basic data for prosthesis designers.," *Journal of Bone and Joint Surgery-British*, vol. 62, no. 2, pp. 251-252, 1980.
- [21] K. N. An, M. Jacobsen, L. Berglund, and E. Chao, "Application of a magnetic tracking device to kinesiological studies," *Journal of Biomechanics*, vol. 21, no. 7, pp. 613–615, 1988.
- [22] K. N. An, K. R. Kaufman, and E. Y. Chao, "Physiological considerations of muscle force through the elbow joint.," *Journal of Biomechanics*, vol. 22, no. 11-12, pp. 1249-1256, 1989.
- [23] J. T. London, "Kinematics of the elbow.," *The Journal of Bone and Joint Surgery*, vol. 63, no. 4, pp. 529-535, 1981.
- [24] J. C. Otis, R. F. Warren, S. I. Backus, T. J. Santner, and J. D. Mabrey, "Torque production in the shoulder of the normal young adult male. The interaction of function, dominance, joint angle, and

- angular velocity.," *The American Journal of Sports Medicine*, vol. 18, no. 2, pp. 119-123, 1990.
- [25] S. I. Backus, J. D. Mabry, M. A. Kröll, R. F. Warren, and J. C. Otis, "Torque production in the shoulder of the normal young-adult male.," *Physical Therapy*, vol. 65, no. 5, p. 715, 1985.
- [26] "Stroke Center," 2011. [Online]. Available: <http://www.strokecenter.org/patients/stats.htm>.
- [27] J. W. McDonald and C. Sadowsky, "Spinal-cord injury," *The Lancet*, vol. 359, no. 9304, pp. 417-425, 2002.
- [28] J. Laczkó, A. J. Pellionisz, B. W. Peterson, and T. S. Buchanan, "Multidimensional sensorimotor 'patterns' arising from a graphics-based tensorial model of the neck-motor system.," *Society for Neuroscience Abstracts*, vol. 13, no. 1, p. 372, 1987.
- [29] J. Laczkó, A. Pellionisz, H. Jongen, and S. C. A. M. Gielen, "Computer modeling of human forelimb muscle activation in multidimensional Intrinsic coordinate frames.," *Society for Neuroscience. Abstract*, vol. 14, no. 2, p. 955, 1988.
- [30] J. Laczkó, "Modeling of limb movements as a function of motoneuron activities.," *Kalokagathia*, vol. 43, no. 3, pp. 24-34, 2005.
- [31] J. Laczkó, K. Walton, and R. Llinas, "A neuro-mechanical transducer model for controlling joint rotations and limb movements.," *Ideggyógyászati Szemle*, vol. 59, no. 1-2, pp. 32-43, 2006.
- [32] J. Laczkó, T. Pilissy, and A. Klauber, "Modeling of limb movements for controlling functional electrical stimulation of paraplegics.," *Proc. of the Third Hungarian Conference on Biomechanics*, pp. 151-157, 2008.
- [33] J. Laczkó, "Modeling of multi-joint movements.," *Kalokagathia 2001, Spec. Issue*, pp. 91-96, 2001.

- [34] J. Laczkó, R. Tibold, and G. Fazekas, "Neuromuscular synergy ensures kinematic stability during 3D reaching arm movements with load.," *Neuroscience Meeting*, 2009.
- [35] M. L. Latash, J. K. Shim, and V. M. Zatsiorsky, "Is there a timing synergy during multi-finger production of quick force pulses?," *Psychopharmacology*, vol. 177, no. 1-2, pp. 217-223, 2004.
- [36] M. L. Latash, V. Krishnamoorthy, J. P. Scholz, and V. M. Zatsiorsky, "Postural synergies and their development.," *Neural Plasticity*, vol. 12, no. 2-3, pp. 119-30; discussion 263-72, 2005.
- [37] G. Torres-Oviedo, J. M. Macpherson, and L. H. Ting, "Muscle synergy organization is robust across a variety of postural perturbations.," *Journal of Neurophysiology*, vol. 96, no. 3, pp. 1530-1546, 2006.
- [38] E. Kellis and A. Katis, "Hamstring antagonist moment estimation using clinically applicable models: Muscle dependency and synergy effects.," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 18, no. 1, pp. 144-153, 2008.
- [39] D. Domkin, J. Laczkó, S. Jaric, H. Johansson, and M. L. Latash, "Structure of joint variability in bimanual pointing tasks.," *Experimental Brain Research*, vol. 143, no. 1, pp. 11-23, 2002.
- [40] D. Domkin, J. Laczkó, M. Djupsjöbacka, S. Jaric, and M. L. Latash, "Joint angle variability in 3D bimanual pointing: uncontrolled manifold analysis.," *Experimental Brain Research*, vol. 163, no. 1, pp. 44-57, 2005.
- [41] H. E. J. Veeger, B. Yu, K. N. An, and R. H. Rozendal, "Parameters for modeling the upper extremity.," *Journal of Biomechanics*, vol. 30, no. 6, pp. 647-652, 1997.
- [42] J. Laczkó, J. Quintern, and S. Krafczyk, "Modeling of joint-rotations during line tracking arm movements.," In: *"Neuroprosthetics. From basic research to clinical application"*, pp. 305-314, 1996.

- [43] J. B. Wickham and J. M. Brown, "Muscles within muscles: the neuromotor control of intra-muscular segments.," *European Journal Of Applied Physiology And Occupational Physiology*, vol. 78, no. 3, pp. 219-225, 1998.
- [44] J. M. Brown, J. B. Wickham, D. J. McAndrew, and X. F. Huang, "Muscles within muscles: Coordination of 19 muscle segments within three shoulder muscles during isometric motor tasks.," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 17, no. 1, pp. 57-73, 2007.