

Zárójelentés

Sokizületű végtagok mozgásának szabályozása: elektro-mechanikus modell

(T34548) c. pályázatról

A kutatás célja

Egy általános neuro-mechanikai átalakító modellt fejlesztünk végtagmozgások szabályozására. A modell elektromos információt ami idegi parancsot kódol alakít át mechanikai aktivitássá ami végtag-mozgást eredményez. Számítógépes szimulációt készítünk, amely az izmokat ellátó motoros idegsejtek aktivitás-mintái és a végtagmozgások kinematikai mintái, ízületi elfordulásai közötti kapcsolat matematikai leírását implementálja. A modellt alkalmazva motoros idegsejt halmazoknak olyan aktivitás-mintáit próbáljuk kiszámítani, amelyek kísérletileg mért ízületi hajlásszög-változásokat generálnának. Megvizsgáljuk a modell érzékenységét különböző biomechanikai és környezeti paraméterek változására. A modellel alapot szeretnénk adni számos orvosi és ipari alkalmazáshoz pl. neuroprotézisek, művégtagok, robotok vezérléséhez, különböző mozgás rendellenességek diagnózisának segítéséhez és kísérletileg nehezen mérhető fiziológiai paraméterek feltárásához, illetve funkcionális elektromos izomingerléshez.

A végtag-mozgások matematikai modellezése és számítógépes szimulációja multi-diszciplináris megközelítést igényel és olyan tudományágakat érint mint a matematika, informatika, anatómia, neurobiológia. Régebbi magyar kutatásokból ismert, hogy a végtagmozgások vezérlése sokszintűen szervezett [1,2]. Modellünk koncepciója, hogy a vizsgált komplex ideg-izom-csont struktúrának az egymásra ható összetevőit szimulálva keresünk megoldást néhány mozgási feladatra úgy, hogy geometriai és biomechanikai paramétereket, jellemzőket és karakterisztikákat veszünk figyelembe az idegi impulzusok, izomaktivitások és az ízületi hajlásszögváltozások közötti kapcsolat leírásához.

Konkrét mozgási feladatokra készültek speciális biomechanikai modellek [3]. Projektünkben azonban egy általános keretet adtunk végtagmozgások szabályozására, tehát nem csupán egy konkrét végtagmozgás pl. járás vagy karmozgás modellezése volt a cél, bár ilyenekre alkalmaztuk azt először. A konkrét alkalmazási lehetőségeket nemzetközi intézetekben tett látogatásokon és konferenciákon részben bemutattunk másrészt ilyen lehetőségeket feltártunk. Elsősorban a New York University, a Pennsylvania State University, a müncheni Ludwig-Maximilians Universitát és franciaországi Université de Bourgogne kutatóival konzultálva.

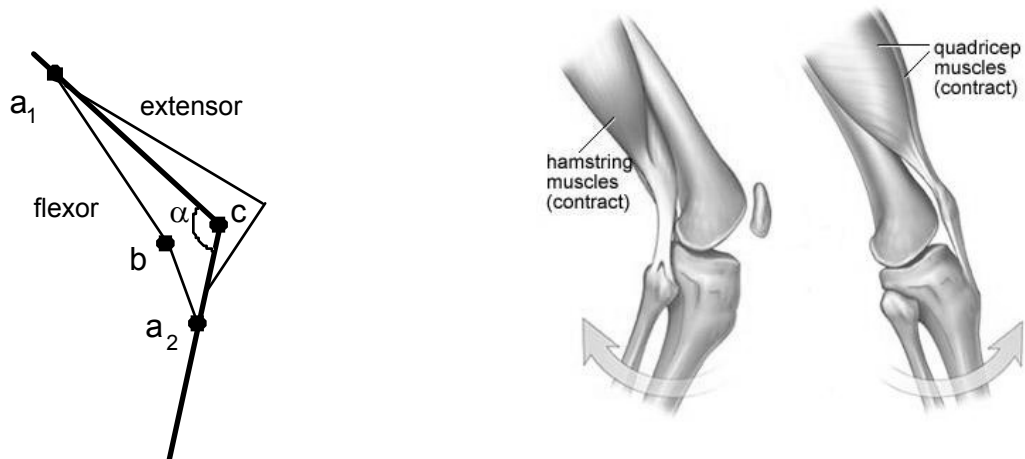
Elméleti módszerek

Három fő feladat csoportot tekintettünk:

- Direkt probléma: ha ismert az izmokat ingerlő idegi impulzusok frekvenciája, számítsuk ki a végtag ízületeiben az elfordulásokat.
- Inverz probléma: Ha adottak a kísérletileg mért ízületi hajlásszög-változások, számítsuk ki az izmokat ellátó mozgató idegsejt halmazok aktivitási mintázatát.
- A mozgás varinciájának és stabilitásának vizsgálata.

Pályázatunk eredeti célja a direkt probléma modellezése. Erre készítettünk először számítógépes szimulációt MATLAB programozási környezetben. Ezt az algoritmust és programfejlesztést a New York University Fiziológiai és Idegtudományi Tanszékén ottani fiziológusokkal való munka és konzultáció alapozta és előzte meg 1999-ben (4).

Egyízületű rendszerek modellezésével közelítettük meg a problémát, úgy, hogy az ízületben a hajlásszögváltozást egy hajlító-feszítő izompár aktivizálásával értük el. Modellünk figyelembe veszi többek között a rendszer geometriai tulajdonságait (1. ábra), az izmoknak a csontokon való eredési és tapadási helyét, az inak hosszát, az izmok által kifejtendő maximális izometrikus izomerő nagyságát, az izmok összehúzódásának maximális sebességét, passzív erőket, a testrészek hosszát, súlyát, inerciális tulajdonságait. Az idegi impulzusok, izomerők és az ízületi elfordulások közötti kapcsolatot befolyásolják az izmok biomechanikai tulajdonságai. Modellünkbe beépítettünk ilyen jellemzőket. Ezek a jellemzők változtathatók illetve irodalmi adatokból vehetők, cserélhetők attól függően, hogy milyen végtag mozgását modellezzük. Ilyen jellemzők pl. az izomerő-izomhossz karakterisztika, vagy az izomerő- idegi ingerlő frekvencia karakterisztika és az izom összehúzódási sebessége és az izomerő közötti kapcsolat (5,6).



1.ábra Egy-izületű rendszer geometriájának egyszerűsített sematikus rajza. Az ízületi hajlásszög: α , a vastag vonalak az ízületben csatlakozó szomszédos testrészeket, a vékony vonalak az ízületet átívelő hajlító és feszítő izmokat ábrázolják. A hajlító izom eredési és tapadási pontját a_1 és a_2 jelöli, az izom középvonalának az ízületi forgásponthoz legközelebbi pontja: b .

Az egyízületű rendszer mozgását szimuláló modellt felhasználva egyszerű megoldást adtunk sokízületű végtagok mozgásának szabályozására is. Először minden ízületben egy hajlító-feszítő izompárral hozunk létre elfordulást, majd több ízületet átfogó izmokat is modelleztünk. Az idegi parancsot minden izomhoz elektromos impulzusok sorozatával adjuk meg, ez lesz a direkt problémához tartozó feladat megoldását adó program bemente. Egy adott időintervallumban ezt a parancsot minden izomhoz egyetlen szám, az izmot ellátó mozgató idegsejt halmazoktól érkező akciós potenciálok frekvenciája reprezentálja és ezt felhasználva a modell hajlásszögváltozásokat számít ki minden ízületben.

A direkt probléma megoldására készített modell segítségével tehát ha adottak az idegsejt halmazok tüzelési frekvenciái akkor kiszámítjuk a várható végtag-mozgást. Ha a modell bemente, az idegi impulzusok frekvenciája változik akkor változhat a generált végtagmozgás is. A modell iteratív alkalmazásával elérhető, hogy egy kívánt mozgásmintát pl. egy lépést vagy egy célzó karmozgást szimuláljunk. Ez azonban egy hosszadalmas módszer és ennél sokkal érdekesebb az inverz problémához tartozó feladatokra megoldást találni. Nem ismert pl., hogy milyen ingerlések vezethetnek az izmok szintjén dinamikailag gazdaságos megoldáshoz.

Kutatásainkat ezért az inverz modell fejlesztésének irányába folytattuk. Alapvető probléma, hogy végtelen sok motoneuron-aktivitás minta eredményezheti ugyanazt a kinematikai mozgásmintát. Úgy közelítettük meg a feladatot egy egyszerű de újszerű megoldást keresve, hogy minden ízülethez egy hajlító-feszítő izompárt definiáltunk és egy adott időben a kettő közül csak az egyik izom kapott ingerlést a mozgató idegsejtektől. Így olyan mozgást szimulálhattunk, amelynek során az izmok által végzett összes munka minimális (7,8).

Emberi karmozgások varianciájának és stabilitásának vizsgálatával is foglalkoztunk, algoritmust fejlesztünk és először a kéz pályáját és annak változatosságát számítottuk ki. Ezután a kar ízületi hajlásszögváltásainak varianciáját és ezáltal karmozgások stabilitását tanulmányoztuk.

Eredmények

Egy úrkutatási projektben kinematikai adatokat mértek mozgásanalizáló rendszerek segítségével patkányok hátsó végtag mozgásáról, de felmerült a kérdés, hogy hogyan lehetne következtetést levonni kísérletileg nem mérhető idegi folyamatokra vonatkozóan (6,9). A direkt és inverz nuro-mechanikai modellt először az ilyen mérésekből eredő adatokra próbáltuk ki.

Patkányok két csoportjának (40-40 kísérleti alany) az úszását és járását vizsgáltuk. A fiatal patkányok egyik csoportja 16 napot töltött súlytalanság állapotában, mégpedig életük második és harmadik hetét, ami a legérzékenyebb priódus a mozgástanulás szempontjából. Földi körülmények közé való visszatérésük után úszásukat a hasonló korú de végig földön maradt patkányok úszásával hasonlítottuk össze. A végtagok mozgásában megfigyelhetők voltak kinematikai különbségek, de mivel további kísérletek

nem végezhető, az izmok és a mozgató idegsejtek aktivitása közvetlenül nem volt mérhető, ezért matematikai modellünk segítségével próbáltunk következtetni a különbségek idegi vezérlési okaira és a modell segítségével szimuláltuk a hátsó végtagot mozgató izmok aktivitását. A két csoport között a legnagyobb különbséget a térdfeszítő izmok aktivitásában találtuk a szimuláció szerint. A súlytalanságban mozogni tanult állatoknál a feszítőizmok ingerlésére nagyobb frekvencia adódott, pedig ez jobban hajlított térdmozgást eredményezett, mint a kontroll csoportba tartozó patkányoknál. Ennek idegrendszeri oka lehet, hogy a szokatlan környezetben tanult patkányok feszítő izmai kevésbé érzékenyek az idegi ingerlésre, mint a kontroll állatoké. A megfigyelt különbség biomechanikai oka az lehet, hogy ha a térd jobban hajlított akkor a feszítő izmok hosszabbak és az optimális izomhossznál hosszabb izom csak nagyobb frekvenciájú elektromos inger hatására fejt ki adott nagyságú erőt (7).

A patkányok úszásának modellezése után patkányok hátsó végtagjának mozgását járás során is megvizsgáltuk (8). Egy lépés két fázisa, a támasz-fázis és a lengő-fázis jól megkülönböztethető. Az élőlény súlyának a lábra nehezedése miatt a támasz-fázisában térdhajlítás figyelhető meg, ám a modell a térdfeszítő izmot ingerlő motoros idegsejtek erős tüzelését sugallja és nem a hajlító izmokét. Ez összhangban van a gravitáció ellen ható feszítő izmok elvárható működésével. A szimuláció szerint a térdhajlítót akkor kezdik ingerelni az öt beidegző idegsejtek, mikor a lengő-fázis elején a lábemeléskor nagyobb sebességű térdhajlítás történik. A lengő fázis végén ismét a feszítő izmok aktivitását mutatta a modell (10).

A modell alkalmas megvizsgálni azt, hogy a különböző biomechanikai és környezeti jellemzők megváltoztatása, kicserélése milyen hatással van a kiszámított idegsejt aktivitásokra, tehát a modell mennyire érzékeny ezeknek a jellemzőknek változására. A fentiek szerint, először a gravitáció hatását vizsgáltuk, de a mozgásszabályozás érzékenységét más fizikai, fiziológiai tényezők változása esetén is tanulmányozhatjuk. Az egyik fontos általunk vizsgált karakterisztika az izomhossz-izomerő kapcsolat volt. Különböző másodfokú polinomokkal közelítettük az izomerő-izomhossz karakterisztikát. Elvárásainknak megfelelően akkor adódik kisebb tüzelési frekvencia, ha a másodfokú erő-hossz karakterisztika olyan, hogy minimális és maximális izomhossz esetén is aránylag nagy izometrikus erőt tud kifejteni az izom az optimális izomhossznál kifejtendő maximális izometrikus erőhöz képest. Ezzel teszteltük is a modellt, abból a szempontból, hogy a fizikai törvényeket megfelelően szimulálja-e? Két hipotetikus erő-hossz karakterisztika hatását a patkányok járásának modellezésekor vizsgáltuk (10.)

Ezután a testtartásnak a mozgató idegsejtek tüzelési frekvenciájára való hatását szimuláltuk (8,10). Az inverz modellnek úgy adtuk meg az ízületi hajlásszögváltozásokat, hogy a kísérletileg mért ízületi hajlásszögeket 10 fokkal csökkentettük illetve 10 fokkal növeltük a lépés teljes időtartama alatt. Tehát jobban hajlított, illetve jobban kiegyenesedett testtartással végzett járást vizsgáltunk. A jobban hajlított esetben a számított idegi ingerlés nagyobb frekvenciájú volt mind a hajlító mind a feszítő izmokat tekintve. Ez az eredmény összhangban van azzal, hogy a súlytalanságban mozogni tanult patkányok úszásánál megfigyelt jobban behajlított ízületi hajlásszögekhez a modell nagyobb ingerlő frekvenciát számított azon patkányokhoz hasonlítva, amelyek földi gravitációs környezetben tanultak és kevésbé hajlított ízületekkel mozogtak.

A patkányok hátsó végtag-mozgásának modellezéséről nyert részletes eredményeinket először az amerikai Idegtudományi Társaság évi találkozóin mutattuk be majd angol nyelvű magyarországi folyóiratokban közöltük részletesen elsősorban a járással kapcsolatos eredményeket (8, 9,10,11).

A karmozgások stabilitását modellező kutatásaink egy korábbi OTKA pályázat egyenes folytatásai. Két karral végzett célzó mozgások varianciájának számítása nemzetközi folyóiratban került publikálásra (12,13). Ehhez a méréseket svédországi egyetemen terveztük és ottani kutatók végezték.

A müncheni Ludwig Maximilians Universitát kutatóival végzett mérések után Keresztényi Zoltán Ph.D. hallgatónak lehetősége adódott nemcsak perifériás izomelektromos vizsgálatokra hanem nagyon érdekes munkaként mély agyi stimuláció (DBS) hatásának vizsgálatára Parkinson kóros betegek kézmozgásánál (14, 15).

A pályázatban nem szerepelt, de egészségesek és Parkinson kórosok kar- és kézmozgásának számítógéppel segített diagnosztikájával kapcsolatos kutatásokat is végeztünk egy másik kutatási projekttel közösen (16,17,18,19). Ehhez méréseket az Országos Orvosi Rehabilitációs Intézetben végeztünk. Számításaink azt mutatják, hogy a Parkinson kóros betegek remegő, rángó karmozgását valószínűleg nem az ízületek közötti együttműködés zavara, hanem az egyes testrészeket főleg a disztális ízületeket mozgató izmok hibás szabályozása okozza.

További kinematikai és bioelektromos adatok mérése

Budapesten kezdtük mérni emberi karmozgások adatait, hogy a külső terhek hatását vizsgáljuk a modell segítségével. Kinematikai és elektromiográfiai adatokat mértünk és dolgoztunk fel. Ismételten végrehajtott karnyújtást vizsgáltunk, amelynél a vizsgált személyek fekvő helyzetben a fej fölé emelték karjaikat majd visszahelyezték a kiinduló helyzetbe először súly nélkül, majd 100N-os súllyal. Azt vizsgáljuk, hogy a külső erők változására mennyire érzékeny a modell. Az elvárásnak megfelelően a terheléssel végzett karnyújtás esetén nagyobb izomaktivitás adódik. A feszítő izmok mind a kar emelésénél, mind az eredeti helyzetbe való visszahelyezésénél aktívabbak hajlítónál, az utóbbiak lényegében csak fékező hatást váltanak ki (20). Ezeket a mérési eredményeket a modell teszteléséhez szeretnénk felhasználni, ezen jelenleg is dolgozunk.

Emberi lábmozgás modellezésére szintén elkezdtek alkalmazni a modellt a Semmelweis Egyetem Testnevelési és Sporttudományi Karán (21). Az itteni mozgásanalizáló rendszer használatához a tervezettnél nagyobb beruházásra volt szükség, ami megtörtént és ezután alsó végtagmozgások mérését is folytatni szeretnénk

Alkalmazhatóság, hasznosíthatóság.

A mozgásszabályozás egyik központi problémája, hogy a mozgásban több izom és ízület vesz részt mint amennyi feltétlenül szükséges. Ezt a redundancia problémájának

nevezik és ezt többféleképpen meg lehet közelíteni. Ilyen megközelítésekkel foglalkoztunk a projekt során. Saját számítógépes szimulációval egyszerű megoldást adtunk n ízületű végtagok szanályozására. Az idegrendszer sokkal bonyolultabb módon szabályozza a mozgásokat. Modellünk azonban általános elveket vizsgálhat. Az egyszerű modell által sugallt szabályozási elvek a mozgásszabályozás olyan tulajdonságaihoz vezethet amelyek csupán a közvetlenül mérhető mozgásminták elemzésével nem vehetők észre. A szimulációs módszer alkalmas egészséges és beteg illetve különböző fizikai környezetben végrehajtott mozgásokat eredményező rejtett idegi parancsok közötti lehetséges eltérések illetve azonosságok vizsgálatára.

A projekt kapcsán két szakdolgozat született és Ph.D. hallgatók is alkalmazták a modellt. A modell egyik hosszabb távú gyakorlati alkalmazása a mesterséges izomingerlésben való felhasználás lehet. Ebbe az irányba mutat az a munka, amelyet a Semmelweis Egyetem Ph.D. hallgatója, Fincziczki Ágnes a müncheni Ludwig-Maximilians Egyetem kutatóival végzett és publikált (22,23). Magyarországon is bemutattuk német partnerünkkel a gerinc sérültek számára készülő triciklit amit a MÁV kórház betegek sikerrel kiprobáltak.

Mozgás-szabályozási kutatásaink nagy érdeklődést váltottak ki hazánkban. Nemzetközi kutatásaink adták az eredetet, az ötleteket ahhoz, hogy ezeket felhasználva egyéb tudományterületeken kidolgozott mérnöki és programozási technikák alkalmazásával párosulva is terjedjen a végtag-szabályozás kutatása Magyarországon.

Ugyanakkor itt kell megemlítenem, hogy pályázatunk egyik résztvevője, Fazekas Csaba, aki megkapta és alkalmazta a projekt más tagjai által korábban közösen, nemzetközi együttműködésben fejlesztett szoftvereket és ötleteket, sajnálatos módon ezeket az információkat felhasználta idegen intézetben és ott ebben a témában kutatásokat kezdett anélkül, hogy azt a pályázatban részvevő kutatókkal előzetesen egyeztetette volna. Ez különösen azért kellemetlen mert nemzetközi partnereinknél ez rossz fogadtatásra talált. Mindezeket az információkat bizalmasan kellett volna kezelnie. Így munkatársi minőségéből eredő kötelezettségeit megszegte, különös tekintettel a titoktartási és együttműködési kötelezettségére. Fazekas konferenciára is jelentkezett folyamatban levő, fejlesztés alatt levő kutatási munkánkkal kapcsolatban anélkül, hogy a témavezetőt vagy a projekt más résztvevőjét erről előzetesen értesítette volna (24). Felhívom a figyelmet arra is, hogy Fazekas Csaba nemcsak felhasználta pályázatunk alapötleteit és munkatársként nemcsak publikált eredményeket kapott projektünkől hanem folyamatban levő kutatásaink terveiről eredményeiről információt, szoftvert, algoritmusokat és ezzel kapcsolatos ötleteket is. Ez a folyamat diplomamunkájáig nyúlik vissza amelynek szintén én voltam a témavezetője. Az esetleges jövőbeni szakmai körben történő károkozás elkerülése végett felhívtam erre a figyelmét Fazekas Csaba szerzőtásainak, akik a pályázatnak nem résztvevői. A közös publikálás lehetőségét felvettem az említett társszerzőknek, ezt azonban ők nem támogatták. Ugyanakkor jelenlegi Ph.D. témavezetője elítélte Fazekas etikátlan magatartását. Írásbeli megállapodást kötöttünk Fazekas Csabával és Ph.D. témavezetőjével, amit csatolok a beszámolóhoz. Azzal a kéréssel fordulok az OTKA irodához, hogy jövőbeni szakmai károkozást megelőzendő illetve esetleges jogi következmények esetére ezt a megállapodást vegye figyelembe.

Munkánk során a tervezettnél és előre láthatónál több nemzetközi együttműködésre adódott lehetőség. Az első évben főleg a modell előkészítésével foglalkoztunk és ebben az évben nem használtunk fel támogatást. A korszerű számítástechnikai, hardver és szoftver beruházásokat ez után végeztük el és a célzott, saját szoftver fejlesztésre is csak a második évtől költöttünk. A külföldi partnerekkel való további munka és alkalmazási lehetőségek érdekében kértünk egy éves halsztást és utazási kiadásokra, konferencia részvételre főleg az utolsó két évben költöttünk. A jövőben az így megerősített nemzetközi kapcsolatokkal további mérési lehetőségekre és adatokra számítunk és modellezési módszerünk további részleteinek kidolgozását elsősorban érzékelő-végrehajtó transzformációk beépítését a jövőben tervezzük. Mindez reményeink szerint hazai egészségügyi, orvosi és robotikai alkalmazásokhoz vezethet.

Kutatásainkról összefoglaló közleményeket készítettünk magyar és angol nyelven (11,24).

Hivatkozások

1. Székely, G., (1989). Ontogeny and Morphology of Neuronal Structures Controlling Tetrapod Locomotion. In: D.B. Wake & G Roth (Ed.), Complex Organismal functions: Integrator and Evolution in Vertebrates. John Wiley & Sons, pp. 117-131.
2. Székely, G. (2001) An approach to the complexity of the brain. Brain Research Bulletin 55:11-28
3. Zajac, F. E. Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. Critical Reviews in Biomedical Engineering 1989. 17:359-411
4. Sulica D., Laczko J., Walton K.D. (1999): Locomotion in neonatal rats during and after space flight. Soc. Neurosci. Abstr. Vol. 25, Part 1, p. 226
5. Enoka, R. Neuromechanical Basis of Kinesiology. Champaign IL. Human Kinetics. 1988.
6. Rack, P. M. and Westbury, D. R. The effects of length and stimulus rate on tension in the isometric cat soleus muscle. Journal of Physiology 1969. 204:443-460
7. Laczko J., Walton K., Llinas R. (2003): A model for swimming motor control in rats reared from P14 to P30 in microgravity. Program No. 493.11. 2003 Abstract Viewer. Washington, DC: Society for Neuroscience
8. Laczko J; Walton K; Llinas R (2004): A neuro-mechanical model for the motor control in walking rats. Program No. 601.5. 2004.; Abstract Viewer. Washington, DC: Society for Neuroscience, 2004. Online
9. Walton, K. D., Kalb, R., DeFelipe, J., Garcia-Segura, L. and Llinás, R., (2002): Motor system development is dependent on experience: a microgravity study in rats. In: Buckey, J. and JL, H. (Eds.), The Neurolab Spacelab Mission: Neuroscience Research in Space. NASA SP-535, NASA-Johnson Space Center, Houston, Texas, pp. 95-104.

10. Laczko J, Walton K, Llinas R (2006): A neuro - mechanical transducer model for controlling joint rotations and limb movements. *Clinical Neuroscience. Clinical Neuroscience/Ideggy Szle*, 59 (1-2):32-43.
11. Laczkó J. (2005): Modeling of Limb Movements as a function of motoneuron activities. *Kalokagathia Vol XLIII. No.3*, pp 24-34.
12. Domkin D., Laczko J., Jaric S., Johansson H., Latash ML. (2002): Structure of joint variability in bimanual pointing tasks. *Experimental Brain Research V.143*. pp. 11-23,
13. Domkin D, Laczko J, Mats Djupsjöbacka, Jaric S, Latash ML (2005): Joint angle variability in 3D bimanual pointing: uncontrolled manifold analysis. *Experimental Brain Research, V.163*. pp.44-57
14. Keresztényi Z, Valkovic P, Eggert T, Hermsdorfer J, Bötzel K: Wearing-off effect of deep brain stimulation in Parkinson patients: quantitative analysis of finger tapping, *Proc. Of the 16th International Congress on Parkinson's Disease and Related Disorders*, p.196. Berlin 2005
15. Keresztényi Z., Valkovic P., Eggert T., Steude U., Hermsdörfer J., Laczko J. and Bötzel K. Immediate wearing-off effect of the STN-DBS on upper limb badykinesia in Parkinson's disease. Submitted to *Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry*.
16. Fazekas Cs, Vörös T, Keresztényi Z, Kozmann Gy, Laczko J. (2002): Számítógépes eljárás mozgászavarban megnyilvánuló betegségek kvantitatív állapotkövetésére. *Informatika és Menedzsment az Egészségügyben I.Évfolyam 3.sz.* pp.32-36
17. Keresztényi Z., Fazekas C., Voros T., Laczko J. (2002): Variance of hand trajectories of a Parkisonian while using a computer-mouse. Program No. 666.6. In: 2002 Abstract Viewer/Itinerary Planner. Washington, DC: Society for Neuroscience, 2002. Online, CD ROM.
18. Keresztényi K., Santolin S., Laczko J. (2004): The Variability and Stability of Drawing Movements in Respect of Parkinson's Disease. *Proceedings of the First Hungarian Conference on Biomechanics*, 191-197.
19. Vörös T, Keresztényi Z, Fazekas Cs., Laczkó J. (2004): *Computer Aided Interactive Remote Diagnosis Using Self-Organizing Maps*, Proc. of the 26th Annual Intl. Conference of the IEEE EMBS'04, san Francisco, pp.3190-93.
20. Laczkó J, Keresztényi Z. (2006): The effect of load on arm muscle activities during movements in the direction and against the direction of gravity. Submitted to the 11th Annual Congress of the European college of Sport Science.
21. Laczkó J., Tihanyi J (2005):. Mathematical model for neuro-mechanical control of limb movements., *Clinical Neuroscience*, 58. Évf 1. különszám, Abstracts of the Annual Meeting of the Hungarian Neuroscience Society , Pécs 2005 január, p. 59.

22. Szecsi J, Fincziczki A, Krause P, Straube A, Functional Electrical Stimulation Cycling of Paraplegics: Workphysiological Method for Training. 15th International Symposium for Adapted Physical Activity, Verona, Italy, Book of Abstracts pp. 159-160.
23. Szécsi J, Fincziczki Á, Laczkó J, Straube A. (2005): Elektrostimuláció segítségével meghajtott (háromkerekű) kerékpár: Neuroprotézis harántsérült páciensek mindennapos használatára. Rehabilitáció, 15. Évfolyam pp.9-14
24. Fazekas Cs., Kozmann Gy., Hangos K.M. Hierarchical Modelling in Biology: Systematic Building of Limb Models. *IFAC World Congress*, 4-8 July 2005, Prague, Czech Republic. on CD.
25. Laczkó J. (2005): Végtagok mozgás-szabályozásának modellezése. Informatika és Menedzsment az Egészségügyben. IV. Évfolyam 8.Sz. pp. 42-46.

Melléklet

Megállapodás,

mely létre jött az alábbi felek között

Fazekas Csaba (1979.) Ph.D. hallgató, Veszprémi Egyetem

Laczkó József (1957) OTKA témavezető, Semmelweis Egyetem, MTA MFA

Kozmann György (1941) Ph.D. témavezető, Veszprémi Egyetem, MTA MFA

az alulírott helyen és napon az alábbi tartalommal:

A megállapodó felek között ismert, hogy Laczkó József az Országos Tudományos Kutatási Alapprogram Bizottságának döntése alapján a „Sokizületű végtagok mozgásának szabályozása: elektro-mechanikus modell” tárgyában kutatási pályázatot nyert.

Ebben a pályázati kutatásban Fazekas Csaba mint pályázati közreműködő vesz részt és a témavezetőnek, Laczkó Józsefnek alapötlete alapján és irányítása alatt vett részt a tudományos pályázati munkákban. Fazekas Csaba a pályázati részfeladatokat tovább használva ugyanezen a kutatási területen dolgozik jelenleg.

Megállapodó felek célja jelen megállapodással egy kölcsönös tájékoztatási kötelezettségre alapuló együttműködés, melynek keretében a kutatási területen végzett további vizsgálatok és publikációk az alábbi keretek között történnek:

1. A tervezett mérések előtt Fazekas Csabát értesítési kötelezettség terheli Laczkó József témavezető felé. A mérések helyét, témáját, területét és a mérésekben résztvevő személyek nevét Fazekas Csaba a mérések megkezdése előtt közölni köteles.
2. Ezekből a mérésekből származó eredmények felhasználása, bármilyen közleményben, konferencián való bemutatása csak azon személyekkel való megbeszélés és egyeztetés után történhet, akik részt vesznek a mérési protokoll kidolgozásában, a mérések végzésében és a modell eredeti ötletét adó és támogató OTKA pályázat folyamatban levő kutatásaiban (T34548).
3. A munkához ily módon hozzájárulók a mérések felhasználásával készülő munkákban, publikációkban szerzőként a részvételi lehetőségét biztosítják egymásnak a részvétel minősége szerint. A mérésekkel és a modellel kapcsolatos eljárások, ötletek, algoritmusok e nélkül nem használhatók fel más társzerzőkkel végzett munkában, és bizalmasan kezelendők.
4. Megállapodó felek rögzítik, hogy Fazekas Csaba a kutatási témában végzett publikációi során Laczkó Józsefet, mint a kutatási modell eredeti ötletét adó személyt köteles feltüntetni.
5. Dr. Kozmann György, mint Fazekas Csaba Ph.D. képzésének vezetője felügyeli a hallgató kutatásai során gyakorolt magatartását és abban az esetben, ha Fazekas Csaba nem tesz eleget jelen megállapodásban foglalt kötelezettségeinek, illetve megszegi az együttműködés kereteit, őt figyelmezteti, egyúttal Laczkó Józsefet értesíti.
6. Megállapodó felek kijelentik, hogy a továbbiakban jelen megállapodásnak megfelelően járnak el, azt magukra nézve kötelezőnek fogadják el.

Budapest, 2005. április 15.

.....
Kozmann György
Ph.D. témavezető

.....
Laczkó József
OTKA témavezető

.....
Fazekas Csaba
Ph.D. hallgató