

FELSŐVÉGTAGI MOZGÁSOK VIZSGÁLATÁRA ALKALMAS MOZGÁSANALIZÁTOR MŰSZER VALIDÁLÁSI FOLYAMATA OPTITRACK KAMERARENDSZER SEGÍTSÉGÉVEL

Lénárt Zoltán¹, Nagymáté Gergely², Szabó Andor³

¹ Eötvös Loránd Tudományegyetem Bárczi Gusztáv Gyógypedagógiai Kar Gyógypedagógiai Módszertani és Rehabilitációs Intézet; Eötvös Loránd Tudományegyetem Neveléstudományi Doktori Iskola

² Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem Mechatronika, Optika és Gépészeti Informatika Tanszék

³ Robert Bosch Kft.

lenart.zoltan@barczi.elte.hu

DOI: 10.17489/2018/2/07

Absztrakt

A központi idegrendszer korai károsodása következtében kialakult mozgásállapot (cerebrális parézis - CP) leírása komplex funkcionális eljárásokkal történik. Ebben nyújthatnak segítséget a mozgáselemző rendszerek. Ezek az eszközök a gyógypedagógiai kutatásokban egyelőre meglehetősen ritkák és nehezen hozzáférhetőek. A 2015/2016-os tanévben végeztünk egy kontroll csoportos felmérést, amelyben, többek között egy saját fejlesztésű, aktív marker követésén alapuló mozgáselemző rendszert (Electric Marker Based Motion Analyser - EMMA) használtunk spasztikus cerebrális parétikus gyermekek és fiatalok felső végtagi mozgásainak vizsgálatára. A műszer alkalmasnak bizonyult az egyéni és csoportjellemzők mellett az időbeli változások ábrázolására is. Jelen kutatás célja ennek a műszernek a validálása OptiTrack Flex 13 mozgásrögzítő rendszer segítségével. A két mozgásvizsgáló rendszer egyidejű méréseinek eredményét négyféle felső végtagi mozgás során hasonlítottuk össze. Az összehasonlítás erős korrelációt mutatott, a hibára vonatkozó négyzetes középérték 0,78 és 2,6 mm között mozgott. Mindezek alapján megállapítható, hogy az EMMA valós adatokat szolgáltatott a vizsgált személyek felső végtagi mozgásairól.

Kulcsszavak: cerebrális parézis, Electric Marker based Motion Analyser, felső végtagi mozgásanalízis, validálás

Validation process of an upper limb motion analyzer using OptiTrack motion capture system

Abstract

The state of motion of cerebral palsy (CP) is described by complex functional procedures. The motion analyser systems can be assisted it. These equipments are quite rare and you may find them hardly in the special pedagogical research. We used a self-developed active marker based analyser of movement (Electric Marker Based Motion Analyser - EMMA) to examine the upper limb movements of children and young people with spastic cerebral palsy in a control group survey at 2015/2016 academic year. The device proved to be suitable for depicting temporal changes in addition to individual and group characteristics. The purpose of this research is to validate this movement analyser using the OptiTrack Flex 13 motion capture system. The results of simultaneous measurements of the two motion analyser systems were compared in four types of upper limb movement. The comparison showed a strong correlation, and the root mean square error ranged from 0,78 to 2,6 mm. It can be determined by EMMA provided real data on the upper limb movements of the examined persons based on the above.

Keywords: cerebral palsy, Electric Marker Based Motion Analyser, Upper Limb Movement Analysis, Validation

Bevezetés, előzmények

A központi idegrendszer veleszületett és szerzett sérülése esetén gyakran károsodnak az egyik vagy mindkét felső végtag mozgásai és ezen mozgások kontrollja. Ez a károsodás kihat a már elsajátított vagy elsajátítandó humán funkciókra (önellátás, tanulás, munka, szabadidő). Ezért a rehabilitációs medicina és a gyógypedagógiai rehabilitáció számára egyaránt fontos a felső végtagi mozgások funkcionális fejlesztése és az állapotváltozás – beleértve a lassan bekövetkező, apró változásokat is – pontos monitorozása.^{1,2} Ebben a diagnosztikus tevékenységben nyújthatnak segítséget a gyakorlatban is egyre inkább megjelenő, optoelektronikai mozgáselemző rendszerek.³⁻⁵ A 2015/16-os tanévben lezajlott egy felmérés, átfogó, kontrollcsoportos gyógypedagógiai kutatás, amelynek célja a korai agykárosodás következtében mozgáskorlátozottá vált gyermekek felső végtagi mozgásainak felmérése, az éves változásokat és a környezeti tényezőket is figyelembe véve. 36 spasztikus cerebrális paretikus (CP), általános és középiskolás tanulót valamint 31 tipikus fejlődésű és 22 beszéd-fogyatékos, ép mozgásfejlődésű kontroll személyt vizsgáltunk meg. A CP személyek vezető motoros tünete a felső végtagokban tapasztalható fokozott izomtónus és funkciócsökkenés.

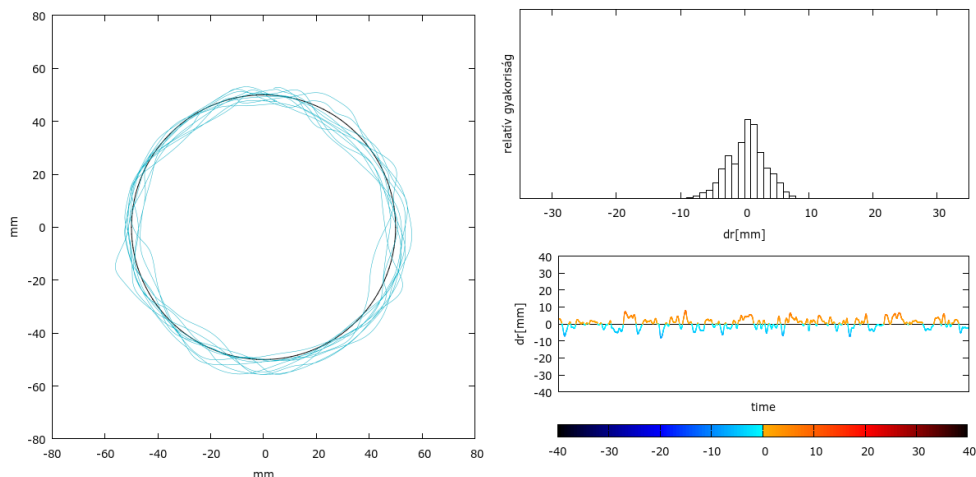
A kutatást szakirodalmi példák és ajánlások alapján alakítottuk ki.^{6,7} Ezért az ismert klinikai tesztek és mozgásvizsgáló eljárások mellett kíváncsiak voltunk a vizsgálati személyek önértékelésére is. Ehhez az Egészségügyi Világszervezet által meghatározott keretek között kialakított funkcióértékelő kategóriákészletet használtuk.⁸ Ezen kívül törekedtünk a vizsgálati személyektől, ítéletétől kevésbé függő műszeres mozgásanalízis elvégzésére is. Az ilyen műszerek beszerzése és eljuttatása a vizsgált személyekhez gyakran költséges és komoly szervezést kívánó feladat. Ezért szakirodalmi adatok és korábbi gyakorlati tapasztalata-

ink felhasználásával fejlesztettünk egy aktív elektromos markert követő eszközt, amelynek az Electric Marker based Motion Analyser – EMMA nevet adtuk.⁹

A vizsgálatok megkezdése előtt, illetve az első mérésorozat alatt lehetőségünk nyílt a Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem Méréstechnika és Információs Rendszerek Tanszékén kifejlesztett Passive marker-based motion analyzer (PAM) kipróbálására, összehasonlító mérések végzésére.¹⁰ A PAM mintaként szolgált a saját eszközünk fejlesztése során. Az összehasonlítások eredményeként azt találtuk, hogy a két műszer hasonlóan értékeli a kétdimenziós mozgásokat az általunk definiált mozgási feladat során ($r^2_{x,y} = 0,99$). Az összehasonlítás körülményeit azonban nem tudtuk úgy alakítani, hogy a két műszer kamera ugyanazt a mozgást rögzítse egyidejűleg, ezért ezek csak előzetes próbamérésnek minősülnek. A jövőbeli vizsgálatokhoz azonban elengedhetetlen a rendszer hitelesítése valamilyen szakirodalomban elfogadott mozgásvizsgáló referencia rendszer segítségével.

Módszer

Az EMMA egy kereskedelmi forgalomban is kapható kamerából, aktív elektromos markerből és egy, a kamerához készített állítható és rögzíthető állványból áll. A marker egy 4 W-os izzóból és egy gyenge kézfunkcióval is könnyen megfogható nyélből épül fel. A marker helyzetét rögzítő kamera (SJCAM HD 1080P) felbontása a vizsgálatok alatt 640 x 480 képpont volt, sebessége pedig 25 képkocka/másodperc. A feldolgozó szoftver, amely a nyílt forráskódú Open CV és cvBlob könyvtárak felhasználásával, C++ nyelven készült, az egyes pixelek intenzitás értéke alapján különíti el a markert a környezettől. Ehhez a kamera lencséje elé sötétítő lemezt tettünk. A felvételek során keletkezett adatok kiértékelését jórészt GNU Octave szoftverrel hajtottuk végre, az ábrázo-



1. ábra. Tipikus mozgásfejlődésű személy preferált karral végzett körző mozgásai.

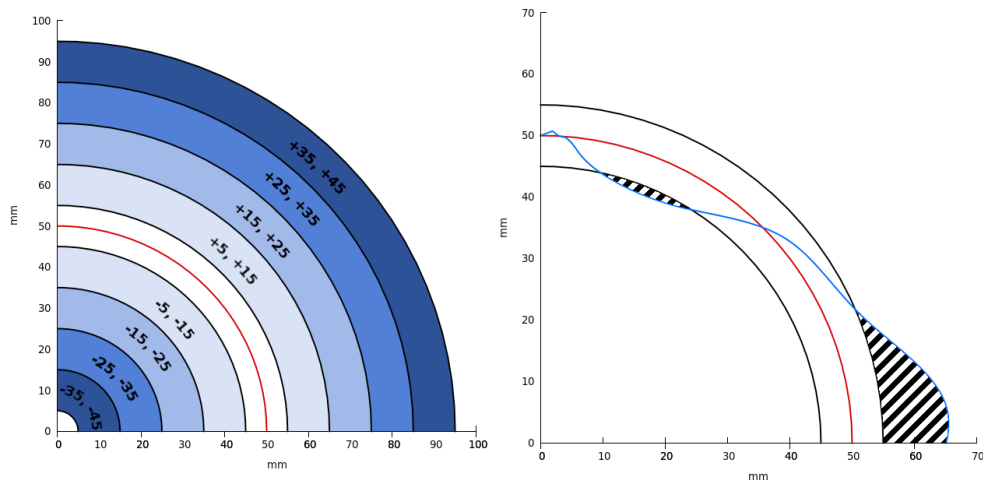
Bal: a marker trajektóriái a 10 kör alatt, Jobb felső: a kitérések mértéke, Jobb alsó: a kitérések nagyságának időbeli lefutása, a sötétedő színek jelölik a külső (piros) és belső (kék) kitérések nagyságát

láshoz pedig gnuplot szkripteket használtuk. A mozgási feladat egy 100 mm átmérőjű kör ábrázolása volt tízszer, minél pontosabban. Ennek ábrázolásához az asztallapra rögzített kört kellett fedésbe hozni a kamera képén definiált virtuális referencia körrel és koordinátarendszerrel. Az x, y és t koordináták alapján

ábrázolódik a marker pályája, a kitérések mértéke és gyakorisága (1. ábra).

A következő mozgásjellemzőket értékelte a műszer:

- A rögzített pontok hány százaléka esik az 5 mm-en kívüli 10 mm-es (5-15, 15-25, 25-35, 35-45) körgyűrűbe bármelyik irányban (2. ábra)



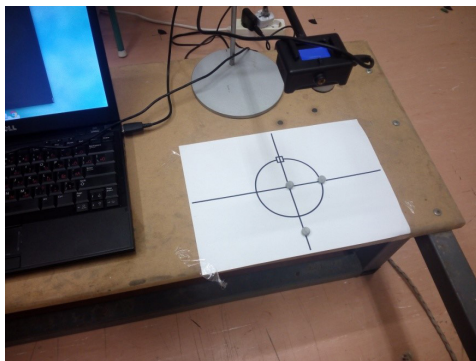
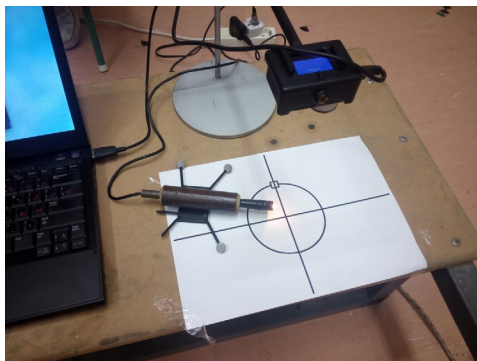
2. ábra. A referencia kör (piros vonal) melletti 10 mm-es körgyűrűk (bal) valamint a körgyűrűn kívüli területek (jobb) egy körcíkken ábrázolva

- Azoknak a területeknek az összege, amelyek azon vonal-szakaszok alatt keletkeztek, amelyek az 5 mm-es kitérést meghaladták (továbbiakban: körgyűrűn kívüli terület, 2. ábra)
- Az abszolút kitérések szórása. (Kitérés alatt a referencia kör és a rajzolt körszerű vonal pontjai közti távolságokat értjük)
- Az abszolút kitérések átlaga
- A körön kívüli és körön belüli maximális kitérés
- A tíz kör rajzolása közben a markerrel megtett út hossza

Ezek közül három jellemzőt - a körgyűrűn kívüli területet, az abszolút kitérések szórását és átlagát - használtuk, amelyek mind a referencia körtől való eltérést, mint hiba nagyságát és természetét mutatják meg. Ezek alapján az egyéni mozgásjellemzők ábrázolása mellett sikeres összehasonlításokat végeztünk a három vizsgálati csoport, valamint a jobb és bal felső

szoftver felhasználásával (v1.10.3). A kamera-rendszer infra reflexiós markerek koordinátáit, vagy azok alapján meghatározott merev testek pozícióját és orientációját képes megadni szubmilliméteres pontossággal, maximum 120 Hz mintavételi frekvenciával.^{11,12} A rendszert más típusú mozgásvizsgáló rendszer hitelesítésére is használták már korábban.¹³

A méréshez használt aktív markerre három passzív markert rögzítettünk, amelyekhez egy merev testet rendelünk a Motive programban (3. ábra). A test forgáspontját az izzó középpontjában definiáltuk translációk segítségével, ezáltal a merev test mérési eredményül kapott pozícióját az izzó pozíciója határozza meg. A két rendszer összehasonlításához a referencia koordináta-rendszereket is összeillesztettük, amelyek középpontja az EMMA által vizsgált kör középpontja, tengelyeit pedig szintén kijelöli a kört megjelenítő lap.



3. ábra. Az aktív marker (bal) és a koordináta-rendszer (jobb) kijelölése infra reflektív markerekkel

végtag között, emellett az időbeli változásokat is mérni tudtuk.

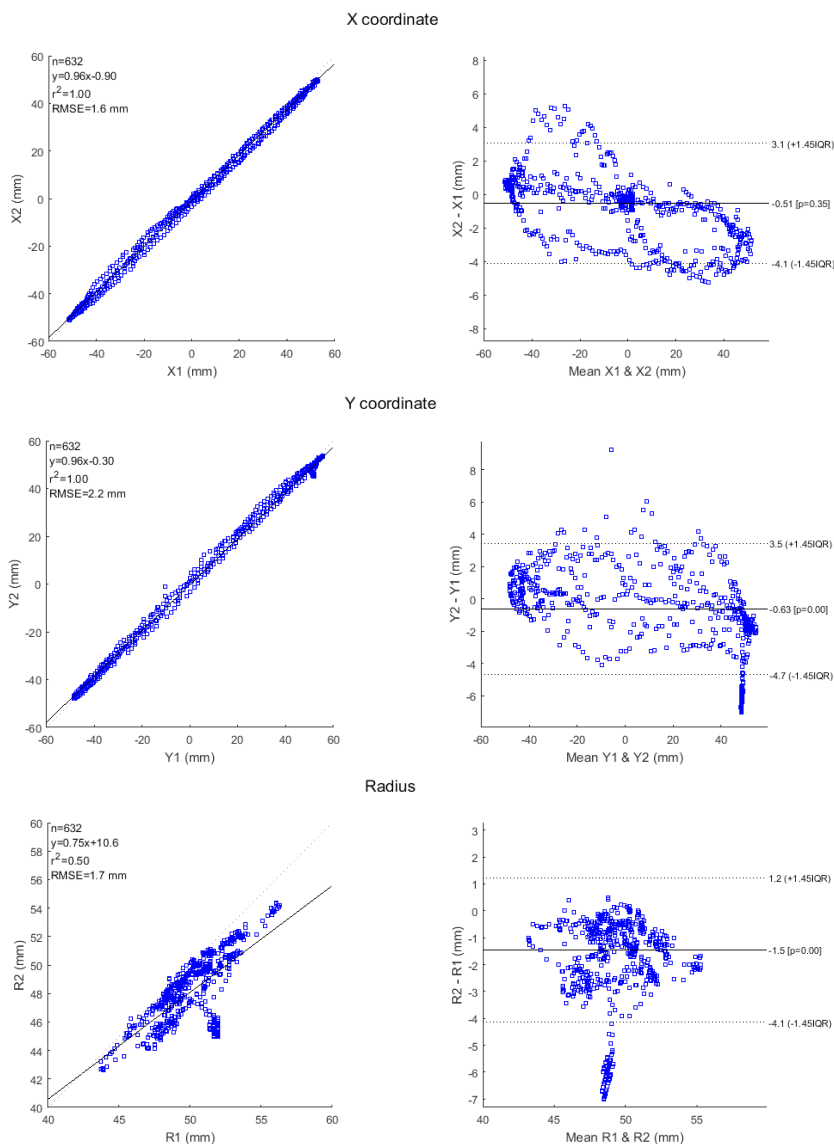
A mérőrendszer értékmutatásának validálása a BME Mechatronika, Optika és Gépészeti Informatika Tanszékének mozgáslaboratóriumában történt egy 18 kamerás OptiTrack Flex13 kamerarendszer (Naturalpoint, Oregon, USA) segítségével és a Motive feldolgozó

A vizsgált mérőrendszer a mérőteret meghatározó papírlapra rajzolt kör középpontjába helyezi a koordináta-rendszerét, ahol a tengelyek is jelölve vannak. Az OptiTrack kamerarendszer viszonyítási koordináta-rendszerét markerek lehelyezésével összeillesztettük a papírlapon lévő koordináta-rendszerrel úgy, hogy három markerrel kijelölhető a koordináta-rendszer (origó, x tengely, x-z sík 3. ábra).

Ennek köszönhetően a két rendszer értékmutatása közötti eltérés már csak a mérni kívánt hiba.

Az értékmutatások eltéréseinek vizsgálatát az eredeti 100 mm átmérőjű körön, egy 50 mm átmérőjű körön végzett körmozgás, valamint

a koordináta-rendszer tengelyein végzett 100 mm-es mozgásokkal végeztük. A mért értékek eltéréseinek jellemzése korrelációs grafikonok és Bland-Altman grafikonok segítségével kerül bemutatásra. A körmozgások során csak az x és y koordináták esetében használtuk a korrelációt összehasonlításra. Mivel egy konstans



4. ábra. Az aktív marker értékmutatásának pontossága a 100 mm átmérőjű kör x koordinátára (fent), y koordinátára (középen) és a sugárra vonatkoztatva (lent). Bal oldalt a korrelációs, jobb oldalt a Bland-Altman grafikonok láthatók

sugarat vizsgáltunk végig, nem különböző sugarakat, vagy sugár tartományt, és csak kis kézi kitérések voltak a sugártól, így a korreláció nem megbízható mutató ebben a vonatkozásban.

Eredmények

Az eredeti 100 mm-es kör összehasonlításakor az x és y koordináták esetén igen erős korrelációt ($r^2_{x,y} = 1,00$) tapasztaltunk. A hibára vonatkozó négyzetes értékek a következők: $RMSE_x = 1,6$ mm, $RMSE_y = 2,2$ mm, a kör sugara esetén $RMSE_r = 1,7$ mm (4. ábra).

A fele akkora, 50 mm átmérőjű kör rajzolása során szintén erős korrelációt ($r^2_{x,y} = 0,99$) tapasztaltunk az x és y koordináták vonatkozásában. A hibára vonatkozó négyzetes értékek a kis kör koordinátáira: $RMSE_x = 0,94$ mm, $RMSE_y = 1,1$ mm, a kör sugara esetén $RMSE_r = 0,78$ mm.

Az x tengelyen végzett egyenes vonalú mozgás során a korreláció $r^2_x = 1,00$, a hibára vonatkozó négyzetes érték $RMSE_x = 0,78$ mm. Az y tengelyen végzett egyenes vonalú mozgás során a korreláció $r^2_y = 0,96$, a hibára vonatkozó négyzetes érték $RMSE_y = 2,60$ mm.

Az eredmények alapján elmondható, hogy mind a négyféle mozgás során erős korreláció van a két mérőrendszer értékmutatása között. A négyzetes középérték 0,78 és 2,6 mm között található, az y koordináták esetében általában nagyobb, mint az x koordináták vonatkozásában.

Értékelés

Az EMMA hitelesítése során kiderült, hogy a 100 mm átmérőjű kör átrajzolását 1,8%-os hibával tudta mérni a műszer. Az ép mozgásfejlődésű személyek vizsgálatakor megállapítottuk, hogy a legtöbb rajzolt pont a minta körvonal melletti kétszer 5 mm-es sávon belül található

(2. ábra). Ezért csak az ennél nagyobb kitéréseket tekintettük a mozgás hibájának. A műszer hibája ezen az átlagos hibahatáron belül található.

Az EMMA korlátai között kell megemlíteni, hogy egyetlen aktív marker végpontkoordinátáiról készített kétdimenziós elemzést. A széles körben használt 3D elemzések és passzív markerek mellett léteznek a miénkhez hasonló megoldások is,^{5,10,14} amelyek megfelelő funkcionális próbákkal kiegészítve képesek lehetnek körültekintően értékelni a vizsgált személyek felső végtagi mozgásait.

A kameránk 25 minta/másodperces mintavételi frekvenciája megfelel a Winter által javasoltaknak, de kevesebb, mint a Jobbágy által ajánlott 50 minta/másodperc.¹⁰ Az általunk definiált mozgási feladatban nem számított a gyorsaság, és a vizsgálati személyek diagnózisából sem következtek apró gyors remegések vagy más akaratlan mozgások. A mintavételi frekvencia megfelelőnek bizonyult az elemzések elvégzéséhez. Az OptiTrack kamerarendszerrel végzett felvétel során sem okozott eltérést az értékek meghatározásában. A későbbi vizsgálatok kiterjeszhetősége szempontjából azonban szükségesnek látjuk egy gyorsabb kamera beszerzését, valamint a marker esetleges továbbfejlesztését.

Összességében tehát elmondható, hogy az elvégzett hitelesítési eljárás alapján az EMMA alkalmasnak látszik a rehabilitáció összehasonlító és nyomon követő méréseire. Olyan területeken, amilyen például a gyógypedagógiai kutatások területe, ahol egyelőre igen korlátozott számban állnak rendelkezésre mozgásvizsgáló berendezések, áthidaló megoldás lehet saját fejlesztésű, hordozható, könnyen használható, olcsó előállítási módszerek használata. Fontos azonban ezek hitelesítése valamilyen megbízható referenciarendszerrel. Ebben nyújtott segítséget nekünk az OptiTrack Flex 13 kamerarendszer valamint a tudomány- és intézközki együttműködés.

IRODALOM

1. Richards CL, Malouin F. Cerebral palsy: definition, assessment and rehabilitation. *Handb Clin Neurol* 2013;111: 183-95.
2. Vargus-Adams J. Understanding function and other outcomes in cerebral palsy. *Phys Med Rehabil Clin N Am*. [cited: 2017. Sept 14] Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2719719/> 2009 Aug;20(3): 567-75.
3. Gaillard F, Rauscent H, Crétual A, Le Cornec C, Cordillet S, Bonan I. Relationship between hand function assessment and upper limb kinematic analysis in children with hemiplegic cerebral palsy. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine* 2016;59(S). DOI : 10.1016/j.rehab.2016.07.017.
4. Krebs HI, Fasoli SE, Dipietro L et al. Motor learning characterizes habilitation of children with hemiplegic cerebral palsy. *Epub* 2012 Feb 13. [cited: 2016. Nov 18] Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4688005/> *Neurorehabilitation and Neural Repair* 2012 Sep;26(7):855-60.
5. Jaspers E, Desloovere K, Bruyninckx H, Molenaers G, Klingels K, Feys H. Review of quantitative measurements of upper limb movements in hemiplegic cerebral palsy. [cited: 2017. nov. 18.] Available from: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S096663620900304X>. *Gait & Posture* 2009 Nov;30(4): 395-404.
6. Lemmens R, Timmermans A, Janssen-Potten Y, Smeets R, Seelen H. Valid and reliable instruments for arm-hand assessment at ICF activity level in persons with hemiplegia: a systematic review. [cited: 2017. Sept 4] Available from: <https://bmcneurol.biomedcentral.com/articles/10.1186/1471-2377-12-21>. *BMC Neurology* 2012 Apr 12;12: 21.
7. Fitoussi F, Diop A, Maurel N, Laassel EM, Ilharberde B, Penneçot GF. Upper limb motion analysis in children with hemiplegic cerebral palsy: proximal kinematic changes after distal botulinum toxin or surgical treatments. [cited: 2016. Nov 22]. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3179533/>. *J Child Orthop*, 2011 October; 5(5): 363-70.
8. Schiariiti V, Selb M, Cieza A, O'Donnell M. International Classification of Functioning, Disability and Health Core Sets for children and youth with cerebral palsy: a consensus meeting. [cited: 2017. Nov 4] Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25131642>. *Dev Med Child Neurol* 2015 Feb;57(2): 149-58.
9. Lénárt Z, Szabó A, Zahora N. Új eszköz központi idegrendszeri sérültek vizsgálatára. *IME-Interdisciplinális Magyar Egészségügy* 2017. március;16(3): 43-7.
10. Jobbágy Á, Varga S. Orvosbiológiai mérés-technika. Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Semmelweis Egyetem. Budapest 2013: 180-202.
11. Aurand AM, Dufour JS, Marras WS. Accuracy map of an optical motion capture system with 42 or 21 cameras in a large measurement volume. *J. Biomech* 2017;58: 237-40.
12. Nagymáté G, Kiss RM. Motion capture system validation with surveying techniques In: Francesca Cosmi (szerk.) *Proceedings of 34th Danubia-Adria Symposium on Advances in Experimental Mechanics*. 207 p. Trieste, Olaszország, 2017.09.19-2017.09.22. Trieste: Università degli Studi di Trieste, 2017;8032: 2.
13. Nagymáté G, Kiss RM. Augmented Reality markereken alapuló mozgásvizsgáló rendszer validálása. *Biomechanica Hungarica* 2018;11: 25-35.
14. Jobbágy Á, Harcos P, Fazekas G, Valárik I. Mozgásérzékelő eszközök neurológiai betegségekben szenvedők aktuális állapotának elemzésére. *Ideggyógyászati Szemle* 2010; 63(3-4): 125-8.

Lénárt Zoltán

Eötvös Loránd Tudományegyetem Bárczi Gusztáv Gyógypedagógiai Kar Gyógypedagógiai Módszertani és Rehabilitációs Intézet; Eötvös Loránd Tudományegyetem Neveléstudományi Doktori Iskola H-1097, Budapest, Ecseri út 3.

Tel.: (+36) 1 348-3132

EZ AZ ÖN HIRDETÉSÉNEK HELYE