

OPTIKAI-ALAPÚ MOZGÁSVIZSGÁLÓ MÓDSZER KALIBRÁCIÓS PONTOSSÁGÁNAK VIZSGÁLATA ANATÓMIAI PONTOK KIJELELÉSE ESETÉN

Rácz Kristóf¹, Pálya Zsófia¹, Takács Mária², Nagymáté Gergely¹, Kiss Rita M.¹

¹ Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Mechatronika, Optika és Gépészeti Informatika Tanszék

² MÁV Kórház és Rendelőintézet, Szolnok

racz.kristof26@gmail.com

DOI: 10.17489/2018/1/04

Absztrakt

A biomechanikai mozgásvizsgálatok egyik alapeszközei az optikai-alapú mozgásrögzítő eszközök. A technológia fejlődésével egyre nő az igény a pontosabb, kompaktabb és olcsóbb rendszerek iránt. Jelen kutatás fő célja egy OptiTrack (NaturalPoint, Corvallis, OR, USA) rendszert alkalmazó, marker-csoport mozgáskövetésen és kalibráción alapuló mozgásvizsgáló módszer pontosságának anatómiai pontok kijelölésére vonatkozó aspektusának vizsgálata. A vizsgáltban 8 személy vett részt (kor: $40,8 \pm 28,8$ év, tömeg: $69,4 \pm 18,1$ kg, magasság: $168,1 \pm 14,8$ cm), akiknél két, eltérő háttérrel (orvosi, illetve műszaki) rendelkező vizsgáló végzett kalibrációkat. A mérési eredményekből az egyes vizsgálók pontosságára jellemző intraobserver hibák, illetve a vizsgálók közötti eltérésekre jellemző interobserver hibák lettek kiszámítva. A rendszer megfelelően pontosnak bizonyult, az átlagos intraobserver hiba 4,29 mm és 8,22 mm közötti, de egyes helyeken csupán 2-3 mm körüli érték. A műszaki tapasztalattal rendelkező vizsgáló átlagos kalibrációs hibája minden résztvevő esetén alacsonyabb, mint az orvosi háttérrel rendelkezőé. Nincs statisztikailag kimutatható kapcsolat a kalibrálás pontossága, és a résztvevők antropometriai tulajdonságai között (kor, magasság, testsúly, testtömeg-index). Az interobserver hibák a vártnál jelentősen nagyobbak bizonyultak, 11,67 mm és 20,87 mm közötti résztvevőnkénti átlagos, és 65,35 mm maximális értékkel. Ezek az eltérések a különböző vizsgálók által végzett méréseket összehasonlíthatatlanná teszik. Az itt talált eredményeket a mérőrendszer és protokoll további fejlesztésénél érdemes szem előtt tartani.

Kulcsszavak: mozgásvizsgálat, járásvizsgálat, OptiTrack, kalibráció, anatómiai pont kijelölés, pontosság

Investigation of calibration accuracy of anatomical landmarks in an optical motion analysis method

Abstract

Optical motion capture systems are one of the basic tools of biomechanical motion analyses. With the technological developments, demand for cheaper, more compact and accurate systems are on the rise. The main goal of the present study is to determine the accuracy of anatomical landmark placement in a new motion analysis method that uses marker-cluster tracking, a calibration technique, and an OptiTrack (NaturalPoint, Corvallis, OR, USA) motion capture system. Eight subjects (age: 40.8 ± 28.8 years, mass: 69.4 ± 18.1 kg, height: 168.1 ± 14.8 cm) were measured by two examiners with different practical backgrounds (one with medical, and one with technological knowledge). From the measurement results, intra-examiner errors, illustrative of the examiners accuracy, and inter-examiner errors, illustrative of the differences between examiners were de-

terminated. The motion analysis method proved to be adequately accurate, with average intra-examiner errors between 4.29 and 8.22 mm, but errors of just 2-3 mm were achieved in cases. The results showed that the average error of the examiner with technological background was lower compared to the examiner with medical background for every subject. No statistically significant connection was found between subject's anthropometric properties (age, mass, height and body-mass index) and calibration accuracy. However, it was found that inter-examiner errors much larger than expected, with average values between 11.67 and 20.87 mm, with a maximum of 65.35 mm. These errors render measurements between examiners incomparable. These findings should be considered during further development of the measurement protocol.

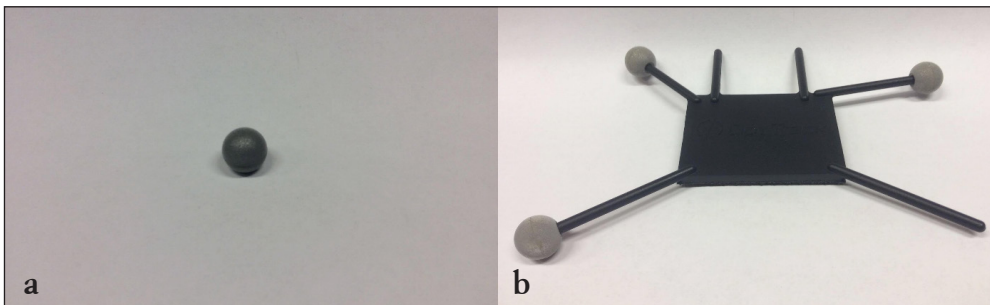
Keywords: motion analysis, gait analysis, OptiTrack, calibration, anatomical landmark placement, accuracy

Bevezetés

A biomechanikai mozgásvizsgálatok egyik alapeszköze az optikai-alapú digitális mozgásrögzítés (Motion Capture- MoCap), klinikai, kutatási és sporttudományi területeken. A mozgásvizsgálati mérésekkel szemben támasztott követelmények nagyok, főleg klinikai alkalmazás esetén. A mérések lebonyolításának gyorsnak és könnyen elvégezhetőnek, valamint a mérés alanya és vizsgáló személyzet számára a lehető legkényelmesebbnek kell lennie. Fontos tényező az ár és a helyigény. Követelmény, hogy a rendszernek az elérhető legpontosabb eredményt kell adnia.¹ Az eredmények értékeléséhez és a módszerek fejlesztéséhez elengedhetetlen a módszer pontosságának teljes körű ismerete.

Az emberi mozgás legpontosabban a szilárd váz, azaz a csontvázrendszer, mozgásának

mérésével jellemezhető. Ennek noninvazív megvalósítása nem triviális, mivel a bőrmozgás - a csont és a bőrfelszín relatív mozgásából adódó artifaktum - mérési hibaként jelentkezik.^{2,3} A vizsgált személy mozgása az anatómiai pontok térbeli pozíciójából számolt távolság-, idő- és szögjellegű paraméterekkel jól jellemezhető. Az anatómiai pontok térbeli pozíciójának meghatározásához elterjedt módszer a mérendő anatómiai pontok feletti bőrfelszínre ragasztott aktív vagy passzív jelölők, ún. markerek (*1. ábra*) térbeli pozíciójának mérése. A mérési eredmények pontosságát, - az anatómiai pont valós térbeli pozíciója (mozgása), és a mért értékek közötti eltérés nagyságát - a mérőrendszer pontossága, a markerek felhelyezésének pontossága és az adott anatómiai pont feletti bőrmozgás mértéke befolyásolja.⁴ Vicon (Vicon Motion Systems Ltd., UK) típusú rendszerek esetében a három tényező hatása jól dokumentált.⁵⁻⁷



1. ábra. a) marker; b) 3 marker integrációja egy markercsoport objektummá

Az OptiTrack mozgásrögzítő rendszerek (NaturalPoint, Corvallis, OR, USA) egyre elterjedtebbek a mozgásvizsgálatok terén. E rendszereket jellemzően a CGI (Computer-Generated Imagery) motion capture területen használják. A rendszer tudományos területen történő elterjedésének alapfeltétele a pontosságának vizsgálata.⁸ Jelen kutatás fő célja annak megállapítása, hogy az adott mozgásvizsgáló módszer esetén mekkora hibák származnak az anatómiai pontok kijelölésének pontatlanságából, és ennek alapján a módszer mozgásvizsgálati mérések elvégzésére megfelelő-e. A mozgásvizsgáló módszer markercsoportokon alapuló mozgáskövetést alkalmaz, amelyben a teljes testszegmensek térbeli mozgása az egyes pontok követése helyett a markerek egymáshoz mereven rögzített csoportjának mérésével követhető. A testszegmensek mozgásából az anatómiai pontok mozgása homogén koordináta-rendszer-transzformációk segítségével számítható. Ehhez feltételezzük, hogy az anatómiai pontok pozíciója a szegmens markercsoport által definiált lokális koordináta-rendszerében ismert. VICON rendszerek esetén a markercsoport alapú mozgáskövetés elterjedt;^{9–11} mivel a bőrmozgásokból adódó hibákat jelentősen csökkenti.¹⁰ Léteznek olyan algoritmusok, amelyek a bőrmozgás okozta hibát a bőrre helyezett markerek egymáshoz képesti távolságának változása alapján kompenzálják, ám ezek bonyolultak és számításigényesek.^{12–14} A bemutatott mérés alkalmas annak elemzésére is, hogy a kalibrációt végző személy képzettsége és vizsgált személy alkata befolyásolja-e az anatómiai pontok kijelölésének pontosságát. Feltételezhető, hogy anatómiai előismerettel rendelkező vizsgáló esetén az anatómiai pont kijelölése (kalibrációja) pontosabb. Feltételezhető az is, hogy a vizsgált személy a magasabb testtömeg-indexe (Body Mass Index, BMI) rontja a kalibráció pontosságát, mivel a nagy mennyiségű laza lágyssövet az anatómiai pontok kitapintását nehezíti.

Anyag és módszerek

Vizsgált személyek

A vizsgálatba különböző korú, testmagasságú és testtömegű személy bevonására törekedtünk, így egy kizáró feltételünk volt, a mozgásszervi betegség. A méréseken 8 (3 nő és 5 férfi) vizsgálati személy vett részt, antropometriai adataik a 1. táblázatban kerültek összefoglalásra. Minden résztvevő fizikailag egészséges személy volt. Minden résztvevő írásos beleegyezését adta, miután a vizsgálat minden részletéről tájékoztatást kapott. A kutatást a Tudományos és Kutatásetikai Bizottság engedélyezte (21/2015).

ID	Kor [év]	Nem	Tömeg [kg]	Magasság [m]	BMI [kg/m ²]
#1	83	ffi	84	1,74	27,74
#2	75	ffi	87	1,70	30,10
#3	74	nő	66	1,56	27,12
#4	21	nő	62	1,70	21,45
#5	22	ffi	77	1,77	24,58
#6	21	ffi	85	1,89	24,08
#7	22	nő	65	1,73	21,72
#8	8	ffi	28,3	1,36	15,30
Átlag	40,75	-	1,68	69,41	24,01
Szórás	28,77	-	0,14	18,14	4,31

1. táblázat. A kutatásban résztvevő alanyok antropometriai tulajdonságai

A mérés eszköze és módszere

A mérőrendszer alapja egy OptiTrack mozgásrögzítő rendszer (NaturalPoint, Corvallis, OR, USA), amely 18 darab Flex 13 típusú, infravörös tartományban, 120 Hz-es mintavételi frekvencián működő kamerát tartalmaz. A kamerák működését az OptiTrack Motive:Body v1.10. szoftvere (NaturalPoint, Corvallis, OR, USA) szinkronizálja és vezérli. A kamerák és a szoftvert futtató PC közötti kapcsolat 3 speciális USB hubon keresztül biztosított. A kamerák egy 4×2,5 m alapterületű mérési terület

körül, a talaj szintje fölött 3 m-el elhelyezett konzolokon egyenletes elosztásban helyezkednek el. A laboratórium ablakai a természetes fény infravörös komponenséből adódó interferenciák kiszűrése érdekében sötétítettek. A mozgásrögzítő rendszer pontossága milliméter alatti.⁸ A laboratórium a Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem Mechatronika, Optika és Gépészeti Informatika tanszékén található. Minden mérés nappal történt.

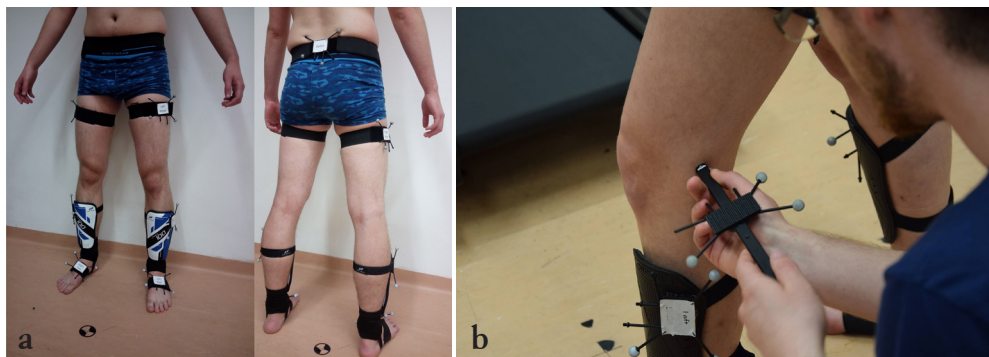
A mérési módszer alapja a marker csoport alapú mozgáskövetés és az ezt kiegészítő anatómiai pontok kalibrációjának módszere. A marker csoport alapú mozgáskövetés lényege, hogy közvetlenül a bőrfelzínre ragasztott markerek helyett marker csoportokat alkalmaz. Egy marker csoport legalább 3 markert tartalmaz, amelyek egymáshoz képest elmozdulás mentesen, egy közös merev alaphoz rögzítettek (*1. ábra*). A mozgásrögzítő rendszer ezeket a markereket képes együtt, egy marker csoport objektumként kezelni. Mérés során egy markernek csak a térbeli pozíciója határozható meg (a rendszer kalibrálásakor kijelölt globális koordináta-rendszerben), míg egy marker csoportra egy lokális koordináta-rendszer illeszthető, mely 6 szabadságfokkal jellemezhető.¹⁵ A lokális koordináta-rendszer origója alaphelyzetben a marker csoportot alkotó markerek súlypontja, míg tengelyei a marker csoport definiálásának pillanatában a globális koordináta-rendszer

tengelyeivel párhuzamosak (az origó és a tengelyek iránya tetszés szerint módosítható). Továbbá minden marker csoport az őt alkotó markerek távolsága alapján egyedien azonosítható. A marker csoport alapú mozgáskövetés előnye:

- robosztus,
- a merevtestek automatikusan azonosíthatók és felcímkézhetők,
- egy testszegmens mozgása egy marker csoporttal követhető

A robosztusság abból adódik, hogy ha a marker csoport háromnál több markert tartalmaz, akkor a hat szabadságfok addig meghatározható, amíg a kamerarendszer legalább három markert lát. Ezzel szemben, ha az egyedi marker eltűnik kamerák elől, akkor pozíciója nem meghatározható. Az automatikus azonosíthatóság a mérések feldolgozását is leegyszerűsíti. A markerek önmagukban nem megkülönböztethetők, azonosításukhoz gyakran egy technikus munkájára van szükség, amely időigényes folyamat. Ha a felvételen egy marker egy mintavételben nem látható, akkor az azonosítást újra el kell végezni.

A marker csoport alapú mozgáskövetés legnagyobb előnye az, hogy ezzel a módszerrel a bőrmozgás okozta hibák mértéke jelentősen csökkenthető.¹⁰ A mérési módszer kidolgozásánál külön feladat volt a markereket integ-



2. ábra. a) marker csoportok rögzítése a testszegmensekre elasztikus pántokkal; b) bal combcsont külső epikondilusának kalibrálása

ráló merev alapok alakjának és a testen való pozíciójuk megtervezése. A marker csoportok az alany testszegmenseire széles, rugalmas, tépőzáras pántok segítségével kerülnek rögzítésre (2. ábra). Az elhelyezésének, és a marker csoport alakjának olyannak kell lennie, hogy a vizsgált személyt a járásban ne akadályozza, de a kamerarendszer számára a lehető legjobb látható legyen, és a lehető legkevesebb bőrmozgás okozta hiba terhelje. Minél szélesebb a rögzítő pánt, a mérési eredményeket annál kevésbé terheli a bőrmozgás, és az izmok működése során fellépő alakváltozás okozta hiba.

A marker csoport által mért testszegmens helyzetéből a vizsgált anatómiai pontok globális pozíciója meghatározható, ha az anatómiai pont lokális pozíciója a testszegmens jellemző lokális koordináta-rendszerében (esetünkben a megfelelő merev-test koordináta-rendszerében) és a testszegmentumot jellemző lokális koordináta-rendszer helyzete a globális koordináta-rendszerben ismert. Utóbbi információt a mozgásrögzítő rendszer adja, míg előbbi meghatározásának módja a kalibráció. Ezt a módszert Cappozzo és mtsai¹¹ CAST (Calibrated Anatomical Systems Technique) néven vezették be. A módszer alapja az, hogy az anatómiai pont a csont fix pontja, így a csontra illesztett lokális koordináta-rendszer nem mozdul el.¹⁵ Ha a pont globális pozíciója és a lokális koordináta-rendszer helyzete ismert, akkor a pont lokális pozíciója homogén koordináta-rendszer-transzformációs műveletekkel számítható. A mérés előtti kalibráció során a kijelölt (vizsgálatba bevont) anatómiai pontok lokális pozícióit egy kalibráló pálcá segítségével kell meghatározni. A testszegmens és a kalibráló pálcá is egy-egy marker csoporttal jelzett, és a pálcá egy kitüntetett pontja (kalibráló pont) a pálcá lokális koordináta-rendszerében előre meghatározott. Ezekből az adatokból a kalibráló pont globális pozíciója minden időpillanatban számítható. A kalibráló pont megfelelő anatómiai pontra történő illeszté-

sével az anatómiai pont lokális pozíciója az őt tartalmazó testszegmens koordináta-rendszerében meghatározható. A kalibráció menete: az anatómiai pont kitapogatása, a kalibráló pont ráhelyezése, és a lokális pozíció kiszámítása (2. ábra). A műszaki vizsgáló mérőrendszerrel való tapasztalata a kalibrációs pont helyének pontos ismeretében mutatkozik, mivel az anatómiai pontokhoz hasonlóan ez is egy virtuális, szabad szemmel nem látható pont, a pálcá végéhez illesztett képzeletbeli marker.

A mérés menete

A mérés során, az anatómiai pontok jó hozzáférhetősége és a marker csoportok elmozdulásmentes rögzíthetősége érdekében az alanyok alsóneműt viseltek. A 7 darab marker csoport az alany testszegmenseire széles, elasztikus pánttal került rögzítésre úgy, hogy azok a járást ne akadályozzák, valamint a láthatóság és bőrmozgás minimalizálása biztosított legyen (2. ábra). Minden vizsgált személyen mindkét vizsgáló 10-10 teljes kalibrációt végzett egymás után. Egy kalibráció az alsó végtag (bal, jobb comb, lábszár és láb) és medenceöv 24 anatómiai pontját tartalmazza (3. ábra). A mérés eredménye a kalibrált anatómiai pontok relatív pozíciói, három koordináta-rendszer formájában.

A hiba meghatározása

A vizsgálón belüli (intraobserver) e hibák minden vizsgáló-alany-anatómiai pont kombinációra az (1) alapján számíthatók. A képletben r_i az adott anatómiai pont i . kalibrált relatív pozícióvektora, míg \bar{r} ezen vektorok átlaga; n az adott anatómiai ponthoz tartozó kalibrációk száma (ez egyes esetekben kevesebb mint 10, mivel az eredmények kiértékelés előtt, a láthatóan hibás mérések eltávolításával szűrve lettek).

$$e = \frac{\sum_{i=1}^n \|r_i - \bar{r}\|}{n} \quad (1)$$

A vizsgáló-közi (interobserver) hibák az adott alany-anatómiai pont kombinációhoz tartozó, a két vizsgálótól származó \bar{r} vektorok által adott pozíciók távolsága.

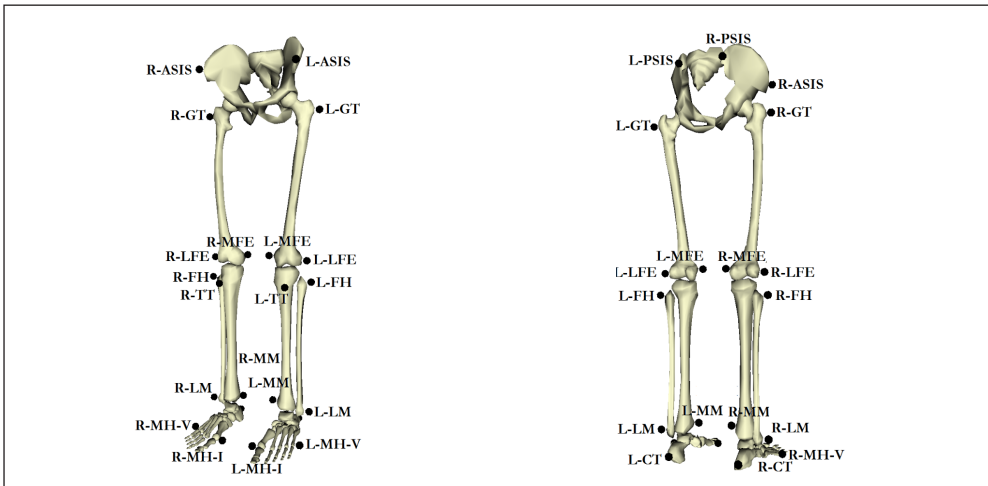
Eredmények

Az intraobserver hibák összegzése a 4. ábrán látható. Az átlagos hiba a 4,29 mm és 8,22 mm közötti. Az orvosi vizsgáló minimum hibája 2,43 mm, maximum hibája 19,03 mm, míg a technikai vizsgáló minimum hibája 2,00 mm, a maximum hibája 14,28 mm.

Az interobserver hibák összegzése a 5. ábrán látható. Az átlagos interobserver hiba 11,67 mm és 20,87 mm közötti. A maximális eltérés a két vizsgáló között az első vizsgált

személy bal combcsont belső epikondilusánál adódott, nagysága 65,35 mm. A legkisebb eltérés a két vizsgáló között a negyedik vizsgált személy jobb szárkapocscsont fejecsenél adódott, nagysága 1,01 mm. A 4. ábrán és 5. ábrán viszonyításként az irodalomból^{17,18} vett értékek is fel lettek tüntetve.

A vizsgált személyek antropometriai tulajdonságai - azaz a testalkatra vonatkozó jellemzők, amelyek szoros kapcsolatban állnak a csontok és a bőrfelszín között elhelyezkedő lágysszövetek mennyiségével - és a kalibrációk hibájának nagysága közötti lineáris kapcsolat a Pearson-féle korrelációs együtthatóval jellemezhető. A az antropometriai adatok és a hibák közötti koorelációs együtthatók a 2. táblázatban láthatóak.



3. ábra. A vizsgálatban résztvevő anatómiai pontok: R-MH-V - V. lábközépcsont fejecse kívül (jobb láb); R-MH-I - I. lábközépcsont fejecse belül (jobb láb); R-MM - belső boka (jobb lábszár); R-CT - sarok gumó (Achillesz-ín tapadás) (jobb láb); R-LM - külső boka (jobb lábszár); R-TT - sípcsonti dudor (térdkalács ín tapadása a sípcsonton) (jobb lábszár); R-FH - szárkapocscsont fejecse (jobb lábszár); R-LFE - combcsont külső epikondilusa (jobb comb); R-MFE - combcsont belső epikondilus (jobb comb); R-GT - nagytumor (jobb comb); R-ASIS - elülső felső csípőtővis (medenceöv); R-PSIS - hátsó felső csípőtővis (medenceöv); L-MH-V - V. lábközépcsont fejecse kívül (bal láb); L-MH-I - I. lábközépcsont fejecse belül (bal láb); L-MM - belső boka (bal lábszár); L-CT - sarok gumó (Achillesz-ín tapadás) (bal láb); L-LM - külső boka (bal lábszár); L-TT - sípcsonti dudor (térdkalács ín tapadása a sípcsonton) (bal lábszár); L-FH - szárkapocscsont fejecse (bal lábszár); L-LFE - combcsont külső epikondilus (bal comb); L-MFE - combcsont belső epikondilus (bal comb); L-GT - nagytumor (bal comb); L-ASIS - elülső felső csípőtővis (medenceöv); L-PSIS - hátsó felső csípőtővis (medenceöv). A kép OpenSim használatával készült.¹⁶

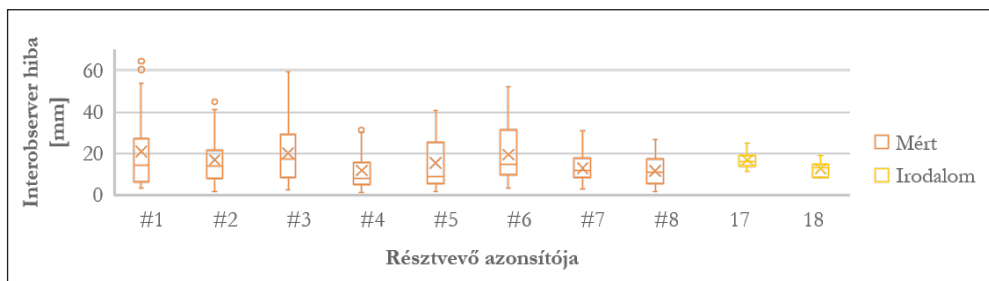
Megbeszélés

A kutatás célja egy újszerű mozgásvizsgáló módszer anatómiai pont kalibrációs pontosságának meghatározása. A mozgásvizsgáló módszer marker csoport alapú mozgáskövetést alkalmaz, ahol a marker csoportok térbeli helyzetét 18 infrakamerát tartalmazó OptiTrack (NaturalPoint, Corvallis, OR, USA) mozgásrögzítő rendszer méri. A mérésben résztvevő személyek és vizsgálók diverzitása lehetőséget nyújt az alanyok antropometriai tulajdonságainak, és a vizsgálók előismereteinek hatásának elemzésére. Az eredmények alapján a vizsgálok önmagukhoz képesti hibái (intraobserver hiba) (4. ábra) és a vizsgálok-közötti hibák (interobserver hiba) is számíthatók (5. ábra).

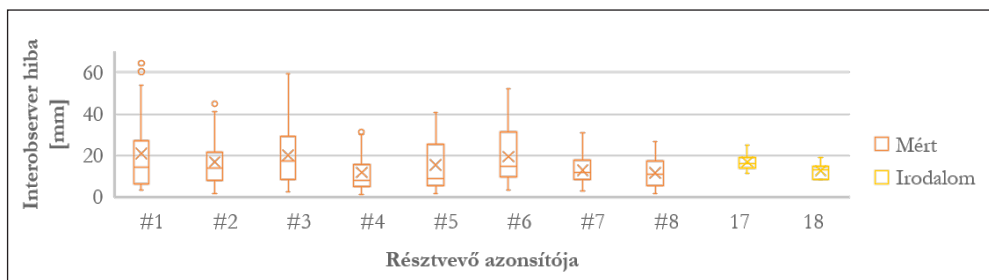
A vizsgálok átlagos hibája 8,23 mm alatti, a legnagyobb hiba 19,03 mm, amely az orvosi vizsgálonál, az első alany jobb nagy tomporánál figyelhető meg. Az irodalomban VICON rendszerrel történő mérés esetén a hiba

$9,95 \pm 3,68$ mm¹⁷ és $8,74 \pm 2,00$ mm¹⁸ (4. ábra). A korábbi kutatásokba bevont anatómiai pontok a jelen kutatásba bevont anatómiai pontoktól eltérnek, így az eredmények közvetlenül nem hasonlíthatók össze, de jó becslést adnak az eltérhető hiba nagyságáról. Egyes anatómiai pontok kiterjedése a 10 mm-t is meghaladhatja (például nagy tompor), így megállapítható, hogy az új mozgásvizsgáló rendszerrel a kalibráció, azaz az anatómiai pontok kijelölési pontossága megfelelő.

A hibák mértéke 2-3 mm nagyságú is lehet, ami a vizsgáló felkészültségének, precizitásának, odafigyelésének a hatását jól mutatja. A módszerrel elérhető legalacsonyabb kalibrációs hiba megállapítására más, az emberi tényezőt mellőző, precíz mérés szükséges. Ez a hiba nem feltétlenül egyezik meg a mozgásrögzítő rendszer Nagymáté és Kiss⁸ által mért pontosságával, mivel a kalibrációs módszer a rendszer saját pontatlanságán kívül egyéb hibákat is eredményezhet.



4. ábra. Vizsgálók hibái alanyok szerinti bontásban, 17 és 18 irodalomban található hasonló mérések eredményeivel kiegészítve



5. ábra. Vizsgáló-közötti hibák alanyok szerinti bontásban, 17 és 18 irodalomban található hasonló mérések eredményeivel kiegészítve

Cél az interobserver hibák megállapítása is, amelyek jelentősen nagyobbak bizonyultak (5. ábra), mint az intraobserver hibák (4. ábra). Ennek vizsgálata különösen fontos, hiszen különböző vizsgálok eredményei csak akkor hasonlíthatók össze, ha az interobserver és az intraobserver hibák egy nagyságrendbe esnek. Ez jelen esetben nem áll fenn, az interobserver hibák mértéke jelentősen nagyobb. Feltételezhető, hogy ez az eltérések az anatómiai pontok vizsgálónként eltérő egyéni interpretációjából származik, amelyet Della Croce és mtsai¹⁷ is feltételeztek. Ezt a hipotézist az is alátámasztja, hogy a nagyobb eltérések konzisztensen a nagyobb fizikai kiterjedésű anatómiai pontoknál találhatók, és az interobserver hibák és az életkor, illetve a testtömeg-index közötti korreláció ($r = 0,73-0,75$) is magasabb, mint az egy intraobserver hibák összehasonlításakor (2. táblázat). A testtömeg-index szoros kapcsolatban áll a vizsgált személyen található laza lágszövet mennyiségével, ami az anatómiai pontok kitapogatását megnehezíti. További vizsgálatoknál ezeket a hibákat a reprodukálhatóság és összehasonlíthatóság érdekében csökkenteni kell.

Paraméter	Kor	Magasság	Tömeg	BMI
Műszaki vizsgáló átlagos hiba	0,32	0,17	0,32	0,26
Műszaki vizsgáló hiba szórása	0,37	-0,03	0,25	0,32
Orvosi vizsgáló átlagos hiba	0,45	0,48	0,63	0,52
Orvosi vizsgáló hiba szórása	0,60	0,49	0,66	0,58
Interobserver átlagos hiba	0,73	0,40	0,68	0,75
Interobserver hiba szórása	0,74	0,39	0,67	0,74

2. táblázat. A hibák és a vizsgálatsemélyek antropometriai tulajdonságai közötti Pearson-féle korrelációs együtthatók

A következő tanulmányban elemezni kell, vajon a vizsgálok közötti hiba elsődleges oka az egyéni anatómiai pont interpretációja. Ennek bizonyítása/elvetése alapján kell a mérési protokollt pontosítani.

A kutatás további célja annak vizsgálata, hogy a kalibrációt végző vizsgáló előképzettsége befolyásolja-e a kalibrációk pontosságát. Ennek érdekében a mérésekben két eltérő (egy orvosi és egy műszaki) háttérrel rendelkező vizsgáló vett részt. A feltételezéssel ellentétben a műszaki vizsgáló átlagos hibája minden vizsgált személy esetében alacsonyabb. Ez arra enged következtetni, hogy a mérőrendszerrel szerzett tapasztalat nagyobb szerepet játszik, mint az anatómiai előképzettség. Ennek megfelelően a vizsgáló kalibrációs pontossága gyakorlással javítható. Ennek megállapítására egy újabb tanulmányt igényel, amelyben több vizsgáló kalibrációs hibáját adott időközönként, lehetőleg azonos körülmények és alany mellett mérnék. Így lehetőség lenne statisztikai alapon kimutatni a kalibrációk pontosságának javulását.

A vizsgált személyek antropometriai tulajdonságainak ismeretében elemezhető ezek hatása a kalibráció pontosságára. Az antropometriai tulajdonságok és a hibák nagysága közötti lineáris kapcsolatot a Pearson-féle korrelációs együttható jellemzi. A Pearson-féle korreláció az intraobserver hibák és az alanyok testtömeg-indexe között ($r = 0,26-0,32$ a műszaki és $r = 0,52-0,58$ az orvosi vizsgáló esetén a hibák átlagára és szórására), és a többi tulajdonság között is alacsony (2. táblázat). Jelen tanulmány alanyainak korlátozott száma, és az alanyok viszonylag korlátozott ($15,30-30,10 \text{ kg/m}^2$) BMI tartománya miatt (nem volt kiemelkedően nagy testtömeg indexű alany) ez az összefüggés nem volt kimutatható. Ennek vizsgálataira szintén egy külön tanulmány szükséges.

A jelen tanulmány hiányossága a viszonylag kis mintaszám volt, mind vizsgálok (2 darab), mind vizsgálati alanyok (8 darab) terén. A jövőbeli, itt felvetett és hasonló kérdésekre fókuszáló tanulmányok esetén a kutatás tervezés során ezt figyelembe kell venni, és biztosítani kell a megfelelően nagy mintaszámot.

IRODALOM

1. *Kocsis L, Kiss RM, Kocsis L, Knoll Z.* Biomechanical models and measuring techniques for ultrasound-based measuring system during gait. *Period Polytech Mech Eng.* 2004;48(1):41-54.
2. *Cappozzo A, Catani F, Leardini A, Benedetti MG, Della Croce U.* Position and orientation in space of bones during movement: experimental artefacts. *Clin Biomech.* 1996 Mar;11(2):90-100.
3. *Leardini A, Chiari A, Della Croce U, Cappozzo A.* Human movement analysis using stereophotogrammetry Part 3. Soft tissue artifact assessment and compensation. *Gait Posture.* 2005 Feb;21(2):212-25.
4. *Chiari L, Della Croce U, Leardini A, Cappozzo A.* Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 2: Instrumental errors. *Gait Posture.* 2005;21(2):197-211.
5. *Cereatti A, Della Croce U, Cappozzo A.* Reconstruction of skeletal movement using skin markers: comparative assessment of bone pose estimators. *J Neuroeng Rehabil* [Internet]. 2006;3(1):7. Available from: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=1435905&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>
6. *Holden JP, Orsini JA, Siegel KL, Kepple TM, Gerber LH, Stanhope SJ.* Surface movement errors in shank kinematics and knee kinetics during gait. *Gait Posture.* 1997;5(3):217-27.
7. *Donati M, Camomilla V, Vannozzi G, Cappozzo A.* Enhanced anatomical calibration in human movement analysis. *Gait Posture.* 2007;26:179-85.
8. *Nagyimáté G, Kiss RM.* Motion capture system validation with surveying techniques. *Mater Today Proc* (Under Rev).
9. *Richards JG.* The measurement of human motion: A comparison of commercially available systems. *Hum Mov Sci.* 1999 Oct;18(5):589-602.
10. *Manal K, McClay I, Stanhope S, Richards J, Galinat B.* Comparison of surface mounted markers and attachment methods in estimating tibial rotations during walking: An in vivo study. *Gait Posture.* 2000;11(1):38-45.
11. *Cappozzo A, Catani F, Della Croce U, Leardini A.* Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination. *Clin Biomech* [Internet]. 1995;10(4):171-8.
12. *Cappello A, Cappozzo A, La Palombara PF, Luchetti L, Leardini A.* Multiple anatomical landmark calibration for optimal bone pose estimation. *Hum Mov Sci.* 1997;16(2-3):259-74.
13. *Cappozzo A, Cappello A, Della Croce U, Pensalfini F.* Surface-marker cluster design criteria for 3-D bone movement reconstruction. *IEEE Trans Biomed Eng.* 1997;44(12):1165-74.
14. *Cerveri P, Pedotti A, Ferrigno G.* Kinematical models to reduce the effect of skin artifacts on marker-based human motion estimation. *J Biomech.* 2005 Nov;38(11):2228-36.
15. *Cappozzo A, Della Croce U, Leardini A, Chiari L.* Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 1: Theoretical background. *Gait Posture.* 2005;21(2):186-96.
16. *Delp SL, Anderson FC, Arnold AS, Loan P, Habib A, John CT, et al.* OpenSim: Open source to create and analyze dynamic simulations of movement. *IEEE Trans Biomed Eng.* 2007;54(11):1940-50.
17. *Della Croce U, Cappozzo A, Kerrigan D.* Pelvis and lower limb anatomical landmark calibration precision and its propagation to bone geometry and joint angles. *Med Biol Eng Comput.* 1999;37(2):155-61.
18. *Rabuffetti M, Baroni G, Ferrarin M, Ferrigno G, Pedotti A.* Self-marking of anatomical landmarks for on-orbit experimental motion analysis compared to expert direct-marking. *Hum Mov Sci.* 2002 Oct;21(4):439-55.

A közlemény az OTKA K115894 azonosítószámú pályázatának támogatásával készült.

Rácz Kristóf

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

H-1111 Budapest, Bertalan Lajos u. 4-6.

Tel.: (+36) 70 249-3394



MAGYARORSZÁG
KORMÁNYA

Európai Unió
Európai Regionális
Fejlesztési Alap



BEFEKTETÉS A JÖVŐBE

SZÉCHENYI  2020

2017 | 09 | 29.

PREMED PHARMA KFT. ÉS DEBRECENI EGYETEM KONZORCIUMA

SAJTÓKÖZLEMÉNY

HUMÁN SZÖVETPÓTLÁSRA ALKALMAS KÜLÖNBÖZŐ TULAJDONSÁGÚ GÉL ALAPÚ BIOMATRIXOK ÉS AZOK ELŐÁLLÍTÁSÁRA SZOLGÁLÓ TECHNOLÓGIÁK FEJLESZTÉSE

A PREMED Pharma Kft. és a Debreceni Egyetem konzorciuma egy jelentős, 4 éven áthidaló, szaruhártya és csontszövet mesterséges pótlására irányuló kutatás-fejlesztési projektet indított, amit a Széchenyi 2020 program keretében, 1,000 milliárd forint európai uniós támogatás segítségével valósítanak meg.

A konzorcium által vállalt feladatokat nagy szakmai tapasztalattal rendelkező vegyészek, orvosok, mérnökök szoros együttműködésben valósítják meg. A kutatási program célja élő szövetek mesterséges pótlására felhasználható, lágy illetve rideg géleken alapuló anyagok előállítására alkalmas kutató laboratóriumi háttér megteremtése, új intelligens anyagok, kísérleti eszközök és alkalmazási protokollok kidolgozása.

A jelenleg népbetegségnek számító egyes szaruhártya rendellenességek kezelése, valamint a csontszöveti hiányok pótlása a mindennapi gyakorlatban komoly kihívás elé állítja az orvosokat, ugyanakkor a használatos anyagok hozzáférhetősége korlátozott, anyagilag pedig esetenként rendkívül magas megterhelést jelentenek az egészségügyi intézetek, vagy a betegek számára.

A konzorciumi tagok olyan technológiákat dolgoznak ki, amelyek segítségével megfelelő optikai tulajdonságú transzparens gélek, illetve különleges tulajdonságú bioaktív aerogélek állíthatók elő. Az aerogéleken alapuló kompozitok nemzetközi viszonylatban is nagy előrelépést jelenthetnek a mesterséges csontpótló anyagok területén.

A fejlesztés eredményeként olyan, eredeti magyar szellemi tőkén és innováción alapuló, különleges laboratóriumi kutató-fejlesztő háttér, valamint kísérletes orvosi fejlesztés jön létre, amely a világban is egyedülálló lehetőséget ad aerogél alapú intelligens szövetpótló anyagok előállítására, azok in vitro és in vivo vizsgálatára, laboratóriumi szintű termelésére, állatkísérletekben történő kipróbálására. A létrejövő kapacitás a jövőben alapot teremthet hazai gyártásra, hiánypótlásra alkalmas, egyedülálló tulajdonságú szövetpótló anyagok gazdaságos gyártására.

A jelentős gazdasági haszonnal kecsegtető eredmények legkorábban 2021-ben mutatkozhatnak meg, ugyanis az új, intelligens anyagok kifejlesztése, előállítása, valamint a nélkülözhetetlen állatkísérletek lefolytatása a szükséges vizsgálatok természeténél fogva hosszú időt vesz igénybe.