Futómozgás kinematikai vizsgálata 2 és 3 dimenzióban

Kinematic analysis of running in 2 and 3 dimensions

DIVIN Judit[1] hallgató, ÁGOSTON Dorottya[1] PhD hallgató, Dr. KISS Rita Mária[1] egyetemi tanár

[1]Mechatronika, Optika és Gépészeti Informatika Tanszék, Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Gépészmérnöki Kar, 1111 Budapest, Műegyetem rakpart 3.
Email: divinjudit@gmail.com, agoston.dorottya@mogi.bme.hu, rita.kiss@mogi.bme.hu

Abstract

Kinematic analysis of sports movements helps to optimize performance and prevent injuries. The study compares markerless motion analysis with the marker-based OptiTrack system. Measurements were taken on a treadmill, and movement was simultaneously recorded using both methods. The comparison of the results provides an opportunity to validate the markerless technique, which could be applied later during trainings.

Keywords: kinematics, motion capture, OpenPose, running, treadmill

Kivonat

A sportmozgások kinematikai elemzése segíti a teljesítményoptimalizálást és a sérülések megelőzését. A tanulmány a marker nélküli mozgáselemzést hasonlítja össze a marker alapú OptiTrack rendszerrel. A mérések futópadon lettek végezve, egyidejűleg rögzítve a mozgást mindkét módszerrel. Az eredmények összehasonlítása lehetőséget ad a marker nélküli technika validálására, amely később edzéskörnyezetben is alkalmazható lehet.

Kulcsszavak: futás, futópad, kinematika, mozgásrögzítés, OpenPose

1. BEVEZETÉS

A sporttudományban több alkalmazási lehetősége is van a mozgásrögzítésnek. Ilyen például a megfelelő technika elsajátítása bizonyos mozgásformák során, hiszen a hatékonyság egyik kulcsa a helyes kivitelezés. Fontos még a sportolók esetén a sérülésmegelőzés, hiszen a sportoló számára az a sporttevékenység teljes felfüggesztését jelentheti. A sérülés ideje alatt a sportolónak nem csak a fejlődése áll le, hanem sokszor a korábbi formáját sem tudja megtartani alternatív edzésekkel, úgyhogy mindent meg kell tenni ennek a megelőzésére. A mozgásrögzítő rendszerek használatával idejében észre tudja venni az edző (vagy maga a sportoló), ha egy mozdulat sorozatosan rosszul van végrehajtva, így tehát megelőzhetnek egy esetleges sérülést [1].

A mozgásrögzítő rendszereket a biomechanikai kutatásokban széles körben használják alapvető technológiaként. A hagyományos, marker alapú módszerek jelentős korlátozásokkal járnak, például a méréseket nem lehet olyan környezetben végezni, ahol a tevékenység közbeni markerek viselése nehézkes vagy egyáltalán nem kivitelezhető, például sportversenyeken [2]. Az egyik nehézség, hogy a legtöbb marker alapú módszerre a napfény zajként hat, tehát a szabadtéri eseményeken teljesen kizárt a használata. A marker nélküli mérések (melyeknek nincsenek a fent említett korlátai) elősegíthetik az emberi mozgásokkal kapcsolatos új nézőpontok megértését.

A markeres mozgásrögzítési módszerhez zárkóznak fel napjainkban a különböző marker nélküli módszerek, többek között a mély gépi tanulási technikákat alkalmazó automatikus emberi pozícióbecslés. Ezek az algoritmusok többnyire manuálisan címkézett képi adatok felhasználásával tanítják be a neurális hálózatot, majd megbecsülik az emberi testtartást, az ízületi középpontokat és a csontvázat, amikor a felhasználó a képeket vagy videókat beviszi a betanított hálózatba [3]. Ebben a tanulmányban egy kamerával, 2D-ben az OpenPose [4] szoftver lett használva, amely a fent említett gépi tanulási módszert alkalmazza. Többek között azért esett erre a szoftverre a választás, mert egy korábbi kutatásban megfigyelték, hogy az OpenPose által becsült járásparaméterek elegendőek ahhoz, hogy észleljék a

járásminták változásait egészséges embereknél és a módszer ígéretesnek bizonyul további klinikai és biomechanikai alkalmazásokra is [5].

Az emberi mozgásokkal foglalkozó tudományokban, többek között a sporttudományban szükség van olyan marker nélküli mozgásrögzítő rendszerre, amely egyszerűen használható és kellően pontos eredményeket ad. Jelen tanulmány célja egy marker nélküli mozgásrögzítési technika pontosságának vizsgálata szagittális síkban az optikai marker alapú mozgásrögzítéssel összehasonlítva a futómozgás tekintetében különböző idő- és térbeli paraméterek kiszámításával. A mérésben résztvevő személyekről egyidejűleg készült mindkét típusú felvétel futópadon.

2. MÓDSZERTAN

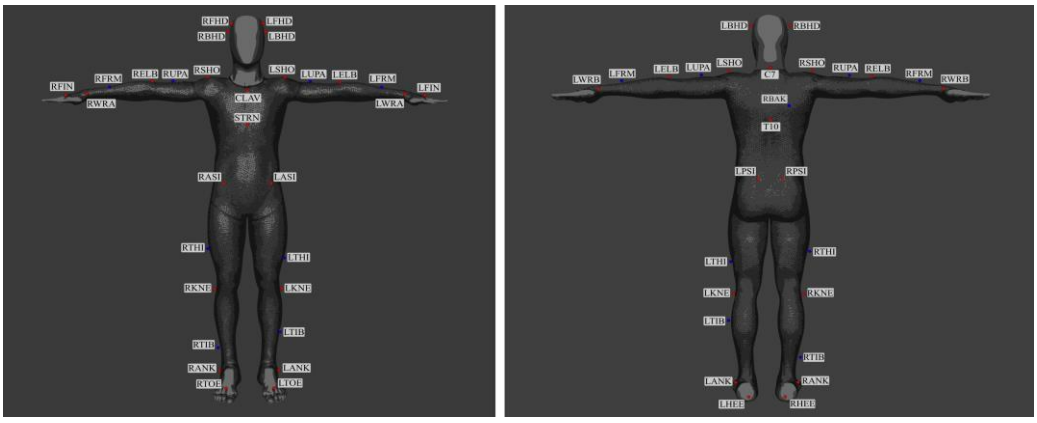
2.1. A mérésben résztvevő személyek

A tanulmányhoz végzett méréseken hét egészséges fiatal felnőtt önkéntes vett részt, négy nő és három férfi. A résztvevők életkora 23,7 ± 4,46 év, magassága 171,43 ± 10,12 cm, testtömege 60,71 ± 10,39 kg és a futást igénylő versenysportban (tájfutás, atlétika) eltöltött éveik száma 11,42 ± 3,84 év. Az egyes mérések előtt a résztvevők tájékoztatva lettek a mérés menetéről. A rögzített adatok kizárólag kutatási céllal kerülnek feldolgozásra és azok tárolása a személyiségi jogoknak megfelelően történik. A kutatást a Testnevelési Egyetem Tudományos és Kutatásetikai Bizottsága engedélyezte (TE-KEB/No04/2024).

2.2. Mérési eszközök

A mérések a BME MOGI Tanszék Mozgáslaboratóriumában lettek elvégezve, OptiTrack (NaturalPoint, Amerikai Egyesült Államok, Oregon, Corvallis) marker alapú mozgáskövető rendszer segítségével. A mérések során a kamerák 120 fps sebességgel rögzítették a felvételeket. A mérésben résztvevő személyekre egy 39 markerből álló, az 1. ábrán látható „conventional body” elnevezésű markerelrendezés került elhelyezésre.

A kétdimenziós rögzítéshez egy Samsung Galaxy A52 telefon kamerája lett használva. A videók 1080p Full HD felbontással 60 fps-sel készültek.



1. ábra. *A 39 marker elhelyezése az emberi testen*

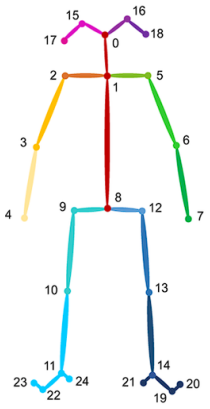
2.3. A mérés menete

A sportolóknak egységesen 10 perc állt rendelkezésére a melegítésre és a futópadhoz való hozzászokásra. Ezt követően került sor a mérésre. A résztvevőknek a mérés során egy percig kellett a saját lendületes tempójukban futniuk futópadon. A résztvevők mérése egyesével történt. A szakirodalom szerint futópadon futás esetén 20 lépésciklus elegendő a kinematikai paraméterek számításához [6]. Ez átlagosan 20 másodperc lenne, de annak érdekében, hogy biztosan megfelelő mennyiségű és minőségű adat álljon rendelkezésre, egy perces felvételek készültek és az utómunkálatok során kerültek lerövidítésre.

2.4. Adatfeldolgozás a marker nélküli módszer esetén

A marker nélküli módszerhez a felvétel egy telefon kamerájával készült a szagittális síkban, a futás kétdimenziós elemzését lehetővé téve. Ez a videó az OpenPose nyílt forráskódú szoftverrel került feldolgozásra, aminek eredményeképp keletkezett a szoftver által generált videó és az érzékelt pontoknak a koordinátái.

A feldolgozás során az OpenPose 25 ízületi kulcspontot érzékel az emberi testen és kirajzolja a köztük lévő megfelelő összeköttetéseket (2. ábra). Az érzékelt pontoknak a koordinátái .json fájlokba generálódnak, minden képkockához (frame-hez) egy .json fájl tartozik.



0 – Orr
1 – Nyak
2 – Jobb váll
3 – Jobb könyök
4 – Jobb csukló
5 – Bal váll
6 – Bal könyök
7 – Bal csukló
8 – Csípőközép
9 – Jobb csípő
10 – Jobb térd
11 – Jobb boka
12 – Bal csípő
13 – Bal térd
14 – Bal boka
15 – Jobb szem
16 – Bal szem
17 – Jobb fül
18 – Bal fül
19 – Bal nagylábujj
20 – Bal kislábujj
21 – Bal sarok
22 – Jobb nagylábujj
23 – Jobb kislábujj
24 – Jobb sarok

2. ábra. *Az OpenPose által érzékelt 25 pont*

A .json fájlok feldolgozása Matlab R2023b szoftver (The MathWorks, Massachusetts, USA) segítségével történt. Az összes .json fájl beolvasását követően az adatok egy mátrixba lettek rendezve, majd megfelelő címkékkel ellátva egy Excel fájlba is ki lettek mentve a könnyebb átláthatóság érdekében. Az adatsorok szűréséhez a Matlab beépített sgolayfilt() függvénye került alkalmazásra, amely Savitzky-Golay-féle simítást végez. Az egyes lépésciklusok elkülöníthetősége érdekében meghatározásra kerültek a jobb és bal láb sarokütéseinek időpillanatai, amelyek a lépésciklusok kezdetét jelölik. Ezek a sarok kulcspontok y koordinátáiból kerültek kiszámításra a lokális maximumok meghatározásával a Matlab findpeaks() függvényével. Az OpenPose sajátossága, hogy az origót a kép bal felső sarkába helyezi, így az y koordináta fentről lefele nő, így egyszerűen alkalmazható volt a helyi maximumkeresés.

Különböző idő- és térbeli paraméterek kerültek kiszámításra: a jobb és bal lépésciklusok ideje, a jobb és bal lépésciklusok hossza, a jobb és bal lépéshosszak és lépésidők, a kadencia, valamint a térd, csípő, és felső ugróízület flexiós szögei mindkét oldalra. A lépésciklus ideje két azonos oldali sarokütés között eltelt idő, ezt a Matlab findpeaks() függvény csúcsai közti távolságból lehet számítani. A lépésciklus hosszát a ciklus ideje és a sebesség adja. Kadencia alatt az egy perc alatt megtett lépések száma értendő, ez a korábbi mennyiségekből származtatott érték. A térd flexió-extenzió szöge a csípő-térd és térd-boka vektorok által bezárt szögből, a csípő flexió-extenzió szöge a nyak-csípő és csípő-térd vektorok által bezárt szögből, a boka tájéki felső ugróízület dorzálflexió-plantárflexió szöge pedig a térd-boka és boka-kislábujj vektorok szögéből számítható.

2.5. Adatfeldolgozás a markeres módszer esetén

A MoCap rendszerből .csv formátumba lementett adatokból kinyerhetők az összes markernek a koordinátái. Ezek az adatsorok a bőrmozgásokból eredő hibák minimalizálásának érdekében hatodrendű Butterworth szűrővel lettek szűrve. A sarokérintéseket a markeres módszer esetén is szükséges meghatározni, mivel ezek alapján oszthatók fel az adatsorok ciklusokra. A sarokra helyezett marker koordinátái alapján a kétdimenziós módszerhez hasonlóan a findpeaks() függvénnyel lehet meghatározni a sarokérintések pontjait. Mivel ebben az esetben a MoCap rendszer koordináta-rendszerében az y koordináta a talajtól a plafon felé növekszik, ezért itt a sarok koordinátái (-1)-szeresének keresendők a lokális maximumai (amelyek negatív értékek).

A Motion Capture rendszerrel rögzített adatok szükség esetén utómunkálhatók, ezt követően pedig az OpenSim [7] szoftverrel feldolgozhatók. Az OpenSim inverz kinematikát használva számít ízületi szögeket.

Az inverz kinematikai számítások eredményei kimenthetők a további feldolgozáshoz. Ezek beolvashatók a Matlab által is, így megfelelő alakra hozhatók (interpolálhatók) a módszerek közti összehasonlításhoz.

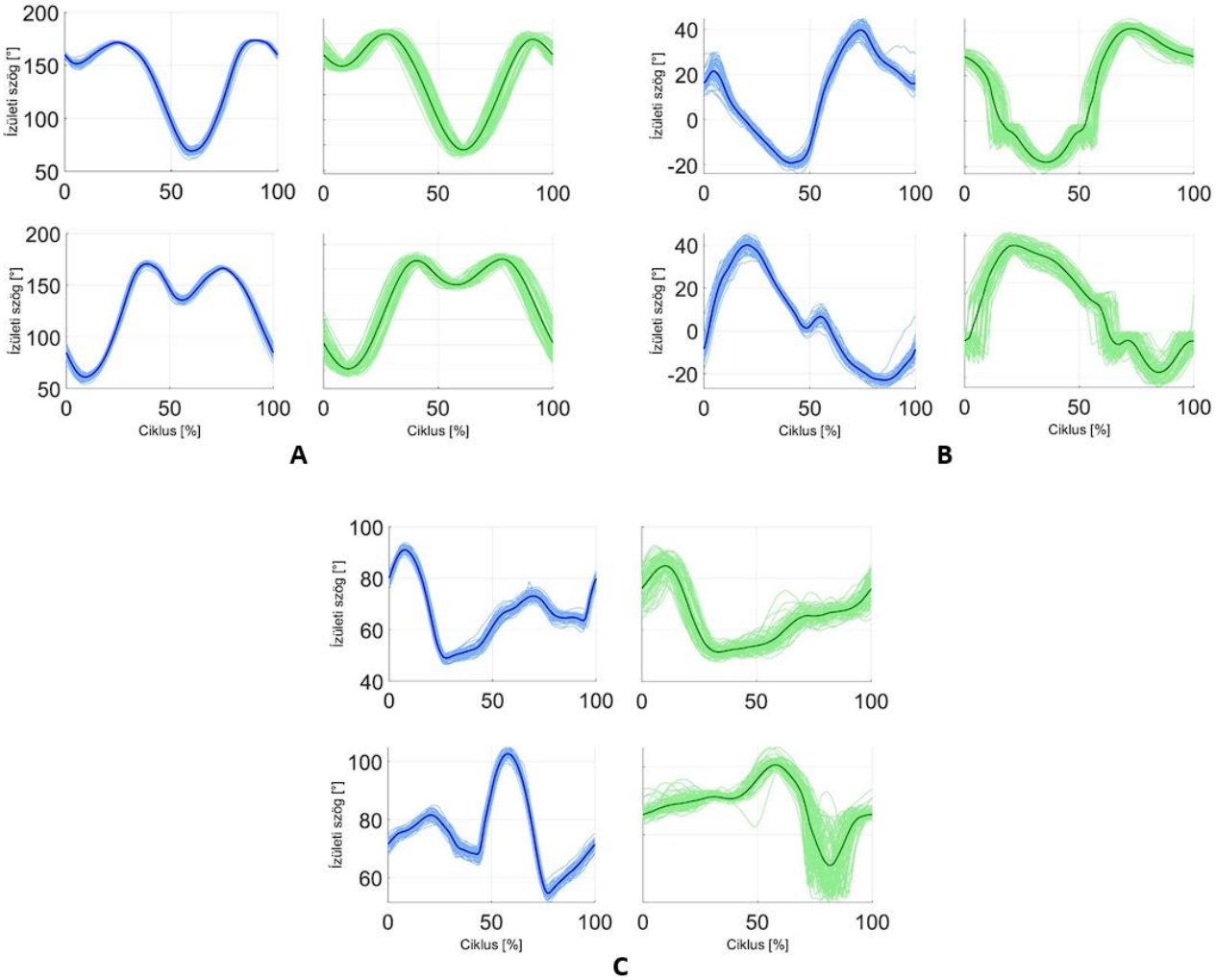
Az OpenSim a teljesen kinyújtott térdet tekinti 0°-nak, a hajlított lábat pedig negatív szögekkel jellemzi, ezért az ebből a szoftverből kiimportált adatok el lettek tolva pozitív irányba az összehasonlíthatóság érdekében. A csípő flexió-extenzió szöge flexió esetén pozitív, extenzió esetén negatív, ezt ugyanígy számolja az OpenSim is. A boka tájéki felső ugróízület esetében pedig az OpenSim a nyugalmi állapotban lévő bokát tekinti 0°-nak, így ebben az esetben is eltolásra kerültek az adatsorok az összehasonlíthatóság érdekében.

2.6. Statisztikai elemzés

A tér- és időbeli paraméterek esetén átlag- és szórás értékek kerültek kiszámításra mindkét lábra mindkét módszer esetén. A két módszer általi eredmények Pearson-féle korrelációval is összehasonlításra kerültek.

3. EREDMÉNYEK

A 3. ábra a térd flexió-extenzió (A), a csípő flexió-extenzió (B) és a felső ugróízület dorzálflexió-plantárflexió (C) szögeinek alakulását mutatja a különböző módszerek esetén jobb (felül) és bal (alul) lábra. A kék színű grafikonok a markeres, a zöld színűek pedig a marker nélküli módszer eredményeit ábrázolják. Az ábrákon láthatók a mért ciklusok és azoknak az átlagai. Egyértelműen megállapítható, hogy a két módszer esetén a görbék jellegre megegyeznek jobb és bal láb esetén is, a szórás mértéke az OpenPose által feldolgozott adatok esetén nagyobb (a térd esetén minimális, a csípő esetén közepes, a boka esetén pedig jelentősebb mértékben).



3. ábra. *Ízületi szögek (A – térd flexiós szöge; B – csípő flexiós szöge; C – felső ugróízület dorzálflexiós szöge) ábrázolása jobb és bal lábra a két különböző módszerrel (06-os sportoló)*

A tér- és időbeli paraméterek statisztikai eredményeit az 1. táblázat foglalja össze. Az eredményeket megfigyelve észrevehető, hogy minden paraméter esetében nagyobb szórás adódott a marker nélküli módszer esetében, azonban ez a különbség nem számottevő. A két módszer átlagainak abszolút eltérését vizsgálva megállapítható, hogy a legnagyobb időbeli eltérés a jobb lépésidőnél tapasztalható (0,017 s), míg a térbeli paramétereket nézve a jobb lépéshossz produkálja a legnagyobb változást (0,047 m). Ezenfelül látható, hogy a két módszer által kapott paraméterek között erős korreláció fedezhető fel, mivel a legkisebb korrelációt a jobb lépésidő mutatja, amely 0,751.

Idő- és térbeli paraméterek statisztikai eredményei 1. táblázat

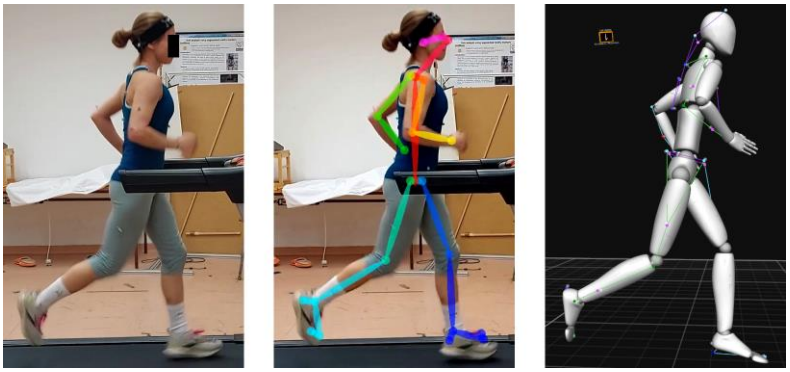
Paraméter	MoCap	OpenPose	|MC-OP|	Pearson korreláció
Jobb lépésidő (s)	0,365 ± 0,014	0,348 ± 0,023	0,017	0,751
Bal lépésidő (s)	0,365 ± 0,015	0,381 ± 0,021	0,016	0,841
Jobb lépésciklus idő (s)	0,729 ± 0,014	0,723 ± 0,024	0,006	0,995
Bal lépésciklus idő (s)	0,730 ± 0,019	0,723 ± 0,021	0,007	0,997
Jobb lépéshossz (m)	1,014 ± 0,041	0,967 ± 0,064	0,047	0,760
Bal lépéshossz (m)	1,014 ± 0,041	1,059 ± 0,058	0,045	0,856
Jobb lépésciklus hossz (m)	2,027 ± 0,041	2,025 ± 0,070	0,002	0,998
Bal lépésciklus hossz (m)	2,028 ± 0,053	2,025 ± 0,060	0,003	0,997
Kadencia (lépés/perc)	164,699 ± 6,222	164,856 ± 6,432	0,157	0,998

4. ÖSSZEFOGLALÁS

A kutatás célja a kétdimenziós, marker nélküli, mesterséges intelligencia alapú mozgáselemzési módszer validálása volt futómozgás esetén optikai markeres rendszerrel történő összehasonlítás révén. Ennek érdekében hét futó mozgása került rögzítésre mindkét módszerrel. Az elemzés során az idő- és térbeli paraméterek, valamint az ízületi szögek értékei meghatározásra és összehasonlításra kerültek a két eljárás eredményeinek összevetése céljából.

Korábbi kutatás során a járást már vizsgálták markeres és marker nélküli módszerrel egyidejűleg a mérési módszerek összehasonlításának érdekében [5]. Ebben a tanulmányban kapott eredmények alapján azt a következtetést vonták le, hogy ígéretes az OpenPose segítségével történő járáselemzés, nincsenek jelentős eltérések. Jelen kutatásban számított értékek a korábbi járásra számított hibákhoz képest nagyobbak. Az ízületi szögek esetén a járásra a csípőnél 4,0°, a térdnél 5,6°, míg a bokánál 7,4° volt az átlagos abszolút hiba. A futás esetén ezek az eredmények most a csípőnél 9,8°, a térdnél 11,2°, míg a bokánál 13,4°. Ezek az értékek bár nagyobb hibát jelentenek, mint a szakirodalomban lévők, de a részben különböző módszer és a mozgásformák sajátosságai miatt – sokkal dinamikusabb mozgás került rögzítésre – nem is elvárható, hogy pontosan olyan eredményeket kapjunk a futás esetére, mint korábban a séta esetére végzett kutatásban kaptak.

A mért és számított paraméterek alapján javasolható, hogy az OpenPose szoftver is alkalmas a futómozgás szagittális síkban történő elemzéséhez (4. ábra). Az 1. táblázatot megfigyelve elmondható, hogy a két módszer nagyon hasonló eredményeket adott. Az átlagos eltérés a legnagyobb esetben is az 5%-os hibahatár alatt van, ami megfelelőnek tekinthető. Mindemellett a Pearson-korreláció eredményei erős korrelációt mutatnak minden paraméter tekintetében, hasonlóan jobb és bal lábra is. Az átlagértékek tekintetében minimálisak az eltérések a Motion Capture rendszerhez képest, a szórások esetén jelentősebb eltérések vannak, de mivel egyelőre nem is lehet elvárás egy mesterséges intelligencia alapú képfeldolgozó szoftverrel szemben, hogy laborkörülményeknek megfelelő eredményeket adjon, így az a következtetés, hogy a célnak megfelelő elemzést tud az OpenPose is biztosítani, amely egy költséghatékony és sokkal szélesebb körben elérhető alternatíva lehet a laboron kívüli mérések esetében.



4. ábra. *A feldolgozatlan videó (bal oldalon), az OpenPose által feldolgozott videó (középen) és a MoCap rendszer felvétele (jobb oldalon) a 07-es sportoló esetében*

KÖSZÖNETNYILVÁNÍTÁS

A Doktoranduszi Kiválósági Ösztöndíj Program (DKÖP) által támogatott projekt a Kulturális és Innovációs Minisztérium Nemzeti Kutatási Fejlesztési és Innovációs Alapból nyújtott, valamint a Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem támogatása alapján valósult meg. A kutatást az Országos Tudományos Kutatási Alapprogram (OTKA) támogatta, Képpontoktól az elemzésig: markermentes sportteljesítmény a pályán, támogatási szám: K146308.

IRODALMI HIVATKOZÁSOK

[1] Rodríguez J, Marín J., Royo A.C., and Pérez-Soto M Padrón L. *Keeprunning: A mocap-based rapid test prevent musculoskeletal running injuries*. Sensors, 2023.

[2] S. L. Colyer, M. Evans, D. P. Cosker, and A. I. T. Salo. *A review of the evolution of vision-based motion analysis and the integration of advanced computer vision methods towards developing a markerless system*. Sports Med - Open, 2018.

[3] C. Zheng, W. Wu, C. Chen, T. Yang, S. Zhu, J. Shen, N. Kehtarnavaz, and M. Shah. *Deep learning-based human pose estimation: A survey*. ACM Computing Surveys, Volume 56, Issue 1, 2023.

[4] Z. Cao, G. Hidalgo, T. Simon, S.-E. Wei, and Y. Sheikh. *Openpose: Realtime multiperson 2d pose estimation using part affinity fields*. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 2019.

[5] Stenum J., Rossi C., and Roemmich R.T. *Two-dimensional video-based analysis of human gait using pose estimation*. PLoS Comput Biol, 2021.

[6] Riazati S., Caplan N., and Hayes P.R. *The number of strides required for treadmill running gait analysis is unaffected by either speed or run duration*. Journal of Biomechanics, 2019.

[7] S. L. Delp, F. C. Anderson, A. S. Arnold, P. Loan, A. Habib, and C. T. John. *Opensim: Open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement*. IEEE transactions on biomedical engineering, 2007.