



BUDAPESTI MŰSZAKI ÉS GAZDASÁGTUDOMÁNYI EGYETEM
GÉPÉSZMÉRNÖKI KAR
MECHATRONIKA, OPTIKA ÉS GÉPÉSZETI INFORMATIKA TANSZÉK



DIVIN JUDIT

Futómozgás idő- és térbeli paramétereinek vizsgálata
2 és 3 dimenzióban

Konzulens:

Ágoston Dorottya

Phd hallgató

Budapest, 2024

Tartalomjegyzék

1.	Absztrakt	1
2.	Bevezetés	1
3.	Irodalomkutatás	2
4.	Célkitűzések	7
5.	Módszertan	8
5.1.	Mérési eszközök	8
5.2.	Mérés előtti teendők	8
5.3.	A mérésben résztvevő személyek	9
5.4.	A mérés menete	10
6.	Adatfeldolgozás	12
6.1.	Kétdimenziós módszer	12
6.2.	Háromdimenziós módszer	14
6.3.	Statisztikai elemzés elmélete	15
7.	Eredmények	16
8.	Összefoglalás	20
8.1.	Továbbfejlesztési lehetőségek	22
	Irodalomjegyzék	24

1. Absztrakt

A sportmozgások kinematikai vizsgálata fontos szerepet játszik számos területen: a teljesítmény optimalizálásában, a technikai fejlődésben, a sérülések megelőzésében és a rehabilitációban is. Ez a vizsgálat történhet laborkörülmények között, ebben az esetben a mozgást az OptiTrack Motion Capture rendszerrel rögzítjük három dimenzióban. A laborban steril körülmények biztosíthatók, a sportoló csak a mozgás helyes végrehajtására kell koncentrálnon. A másik lehetőség, hogy egyetlen kamerával rögzítjük a mozgást két dimenzióban tetszőleges helyszínen, például edzésen vagy versenyen. Ebben az esetben valósabb képet lehet kapni a rendszeresen végrehajtott mozgásokról, és lényegesen egyszerűbben kivitelezhető, mivel különleges előkészület nem szükséges hozzá és a felhasznált eszközök költsége is nagyságrendekkel alacsonyabb. Ezeket a felvételeket többek között az OpenPose AI-vezérelt program segítségével lehet feldolgozni, mely felismeri a videón lévő személyeknek a nevezetes ízületi középpontjait, ezáltal követhetővé teszi a mozgásokat.

Jelen TDK dolgozat célja, hogy futómozgás esetén a két fentebbi módszert összehasonlítsa különböző idő- és térbeli paraméterek kiszámításával. A mérésben résztvevő személyekről egyidejűleg készült mindkét típusú felvétel futópadon. A kétdimenziós kamerafelvétel oldalról történt, így a szagittális síkban történő elemzést teszi lehetővé.

2. Bevezetés

A testmozgás elengedhetetlen része az egészséges életmódnak, ezért fontos, hogy minél többen felfedezzék annak előnyeit. Ahhoz, hogy valaki be tudja építeni a sportot a mindennapjaiba, meg kell találnia a számára legmegfelelőbb mozgásformát. Van aki már gyerekkorban megtalálja azt a sportot, amit élete végéig szívesen űz, mások felnőttként kezdenek bele olyasmibe, amit azután hétről hétre, napról napra lelkesen gyakorolnak. Elegendő kitartással el lehet jutni a versenysport, majd az élsport szintjére, ami bár több mindenben is különbözik a hobbisporttól, egy dolog mindenféleképpen közös: kiemelkedő fontosságú a mozdulatok helyes végrehajtása. Annak érdekében, hogy a lehető leghatékonyabb legyen a sportoló (bármilyen szinten), célszerű edző szakember segítségét igénybe venni. Azonban az edző önmagában csak egy részben szubjektív véleményt tud mondani, neki is segítségére vannak az objektív mérőszámok, amiket a technológia fejlődésével egyre többféle módon lehet mérni. Bármilyen típusú mozgásról legyen is szó, mozgásrögzítés (motion capture) segítségével biztosan lehet különféle paramétereket számolni, amikkel számszerűsíthető az adott mozgásforma.

Személyes tapasztalatok alapján kezdtem el a futás biomechanikájával foglalkozni, ezek alapján tudtam elindulni az irodalomkutatás és a mérési módszer kialakítása során

is. Mivel a futás az egyik legnépszerűbb sport, ezért sok embert érint az is, hogyan kell helyesen futni (ráadásul a futás, mint mozgás rengeteg egyéb sportban is megjelenik). A helyes futótechnika meghatározásához és megtanulásához szükségesek azok az objektív számszerű paraméterek, amik alapján egy szakember megfelelő tanácsot tud adni.

Az emberi mozgásokkal foglalkozó tudományokban, többek között a sporttudományban szükség van olyan marker nélküli mozgásrögzítő rendszerre, amely egyszerűen használható és kellően pontos eredményeket ad. Ennek a dolgozatnak a célja egy marker nélküli mozgásrögzítési technika pontosságának vizsgálata az optikai marker alapú mozgásrögzítéssel összehasonlítva a futómozgás tekintetében. A marker nélküli módszer az OpenPose szoftvert használja egy telefon kamerafelvételén. A mérésben résztvevő személyek futópádon futottak, ez a mozgás lett rögzítve az optikai marker alapú rendszerrel és az OpenPose szoftveren alapuló marker nélküli módszerrel egyaránt.

3. Irodalomkutatás

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) [1]. 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, azonban nagyon összetett információfeldolgozási technológiára van szükség ahhoz, hogy olyan algoritmus készüljön, amely a képekből felismeri az emberi testtartásokat vagy csontvázakat.

A kétdimenziós pozícióbecslés, vagyis az anatómiai pontok lokalizálásának problémája kulcsfontosságú a képeken és videókon szereplő emberek mozgásának részletes elemzéséhez. A kutatások eleinte egy személy testrészeinek észlelésére összpontosítottak, később merült fel, hogy célszerű lenne több ember pozícióját megállapítani egy képen, azonban ebben az esetben különleges kihívások merülnek fel. Az egyik fő nehézség, hogy a képen található emberek száma ismeretlen lehet, valamint változó helyzetben és méretben jelenhetnek meg. A képen lévő emberek interakciói, az egymáshoz közeli elhelyezkedés, valamint az emberek bizonyos mértékű kitakarása miatt a testrészek összekapcsolása bonyolulttá válik. Az egyik gyakori megközelítés a "fentről lefelé" (top-down) módszer, ebben az esetben először zajlik a személyek detektálása, majd minden észlelt személynek az egyedi pozícióbecslés végrehajtása. Ez azért kedvező, mert a meglévő egyéni pozícióbecslési technikákra épít, azonban a korai elköteleződésből adódóan problémás lehet, ha például az algoritmus hibásan detektál két egymáshoz közel álló

személyt, mert ilyenkor a helyreállításra nincs lehetőség. Ezzel szemben a "lentől felfelé" (bottom-up) megközelítések képesek a korai elköteleződés robusztusságát biztosítani és lehetőséget adnak arra, hogy a program futási komplexitása független legyen a képen lévő emberek számától. Az egyik használatos bottom-up megközelítés a Part Affinity Fields (PAFs) technológián alapul, amely a végtagok helyzetét és orientációját tároló 2D-s vektorokat alkalmaz a képkockán belül [2].

Az elmúlt időszakban a gépi látással foglalkozók körében nagy figyelmet kapott 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. Az RGB mélységi kamerákat (például Kinectet) alkalmazó módszerekkel összehasonlítva, a mélytanuláson alapuló megközelítésnek több előnye is van. Például rugalmasabb tartományban mozoghat a kamera és a mérendő pont közötti távolság, valamint a videofelvétel mintavételi sebessége is. A mélytanulás-alapú megközelítések egyik legalapvetőbb típusa a 2D-s emberi pozícióbecslés, amely automatikusan beazonosítja az emberi ízületi középpontokat a 2D-s RGB képeken, kimenetként adva a 2D-s koordinátákat a képeken [3]. Léteznek még olyan további mélytanulás-alapú módszerek is, amelyek 3D-s pozícióbecslést végeznek több kamerafelvétel segítségével, például az OpenCap és az OpenPose 3D-s, többkamerás változata [4, 5]. Ebben a dolgozatban egy kamerával, 2D-ben használok az OpenPose [2] szoftvert, amely a fent említett gépi tanulási módszert alkalmazza.

A mozgásrögzítés (angolul motion capture, rövidítve MoCap) egy olyan eljárás, melynek során a rögzített mozgást digitális formában tárolják. Gyakran ezt egy 3D-s modellre ültetik át, így létrejön a digitális karaktere a rögzített személynek [6]. Régebben a szereplő megjelenését is felvették, ma már csak a mozgás kerül rögzítésre. Az ilyen irányú kutatások 1970-1980 környékén kezdődtek, azóta rengeteget fejlődött a technika, értelemszerűen a módszerek is változtak [7]. A digitális mozgásrögzítést számos területen használják, ilyen például a szórakoztatóipar, az egészségügy, a sporttudomány vagy a katonaság [8].

A szórakoztatóipari alkalmazás az, ami a legszélesebb körben ismert, amiről a legtöbb ember hallhatott, hiszen számos film és videojáték készítésekor alkalmazzák ezt a technikát [9]. Bár nem könnyű megteremteni a megfelelő környezetet egy mozgásrögzítési felvételhez (kamerák, árnyékolt terem, speciális ruha, jelölők, szakértő személyzet), mégis megéri, mivel sokkal komplexebb hatást tudnak vele elérni. Néhány ismertebb példa az Avatar, Gyűrűk Ura vagy a Csillagok háborúja filmekben a különleges kinézetű szereplők. Őket csak sokkal több idő és erőforrás felhasználásával tudták volna létrehozni MoCap nélkül. Az eljárás során a színész mozgása kerül rögzítésre, majd ezeket a

felvett adatokat a digitális karakter animálására használják, amire az utómunka során rákerülnek a különleges elemek. A jelölőket (úgynevezett markereket), amelyek alapján a felvétel és a digitális karakter elkészül, el lehet helyezni a teljes testen a főbb anatómiai pontoknál (ez történik általában), de lehet tenni az arc vagy a kézfej különböző pontjaira is. Előbbi az érzések rögzítésére hivatott, utóbbi pedig az ujjak, kéztartások rögzítésénél játszhat fontos szerepet, például egy zongorajáték rögzítésekor [10, 11].

A hadseregben leginkább hadgyakorlati és kiképzési célokra használják a mozgásrögzítést, ezzel teszik egyszerre hatékonyabbá és biztonságosabbá a tevékenységüket. Így részletesen rögzíthetik a katonák mozgását és viselkedését, majd ezeket az adatokat elemzik és kiértékelik az optimális kiképzés és harci stratégiák kidolgozása érdekében [12]. Emellett a mocapet használják például sebesültek mozgásának és járásának elemzésére rehabilitációs célokra, valamint a különféle haditechnikai berendezések kifejlesztéséhez és teszteléséhez is. A mocap technológiát gyakran kombinálják virtuális valóság (VR) vagy kiterjesztett valóság (AR) rendszerekkel, hogy a katonák még hatékonyabban kiképezhetők legyenek és még realisztikusabb környezetben gyakorolhassák feladataikat [13].

Az egészségügyben több felhasználási módja is van a mozgásrögzítésnek. Használhatják például központi idegrendszeri betegségben szenvedő páciensek esetén műtét tervezéséhez vagy diagnózis felállításához [14]. Továbbá művégtaggal rendelkező személyeknél a megfelelő működést ellenőrizhetik mozgásrögzítéssel (például jól jöhet, hogy különböző irányokból meg lehet vizsgálni ugyanazt a mozgást [15]). Még egy orvosi alkalmazása a MoCapnek a stroke-os betegek rehabilitációjában rejlik [16].

A sportban pedig szintén több alkalmazási lehetősége van a mozgásrögzítésnek. Ilyen például a megfelelő technika elajátítása 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 MoCap segítségével idejében észre tudja venni az edző (vagy maga a sportoló), hogy ha egy mozdulat sorozatosan rosszul van végrehajtva, így tehát megelőzhetnek egy esetleges sérülést [17]. Abban az esetben, ha már megtörtént a baj, és a sportoló valamennyi időre kiesik az edzésből, akkor fontos, hogy a visszatérése minél gördülékenyebben történjen. Ide tartozik az is, hogy megfelelő időben térjen vissza (ne túl hamar, hiszen az további károkat okozhat, de ne is túl későn, hiszen annál hosszabb a kihagyás), továbbá, hogy visszatéréskor milyen fokozatosan történik a terhelés és azokra hogyan reagál a sportoló teste.

A mozgásrögzítés sportban történő felhasználásnak vehetjük azt is, hogy bizonyos nagy sportszergyártók (mint például a Nike és az Adidas) MoCap-et is használnak a

cipőik fejlesztésekor (értelemszerűen a tesztalanyoknak a mozgását rögzítik a különböző cipőkben) [18]. Még egy izgalmas, előremutató sportbéli alkalmazása a mozgásrögzítésnek a virtuális edzés lehetősége (például a biciklis szimulátorok, aminél a sportoló a saját szobájában teker a görgőn vagy szobabiciklin, és közben maga előtt látja kivetítve a saját virtuális karakterét, amint éppen valamilyen egzotikus tájon teker).

A MoCap-hez szükséges markerek (jelölők) lehetnek közvetlenül a bőrre rögzítve, vagy egy speciális (tépőzáras) MoCap ruhára. Sokféle marker-elrendezés létezik, az egyik közülük a 39 markerből álló szett (1. ábra: Conventional body skeleton), a mérések során ezt az elrendezést használtam. A markerek lehetnek aktívak vagy passzívak [19]. Az aktív markerek jól meghatározott hullámhosszú, általában infravörös fényű ledet. Előnyük a passzív markeres rendszerhez képest, hogy a markerek nem cserélődhetnek fel. A passzív markerek szelektíven reflektáló felülettel bevont jelölők, ezek külső jelet vernek vissza, mégpedig a kamerákhoz közel helyezett fényforrások fényét verik vissza a kamerákba. Passzív markeres rendszerekben általában infra fénnel világítják meg a markereket, és a kamerákon olyan szűrő van, amely az infra fényt engedi át. Ennek az az előnye, hogy így a rendszer nem érzékeny a látható fénytartományra.



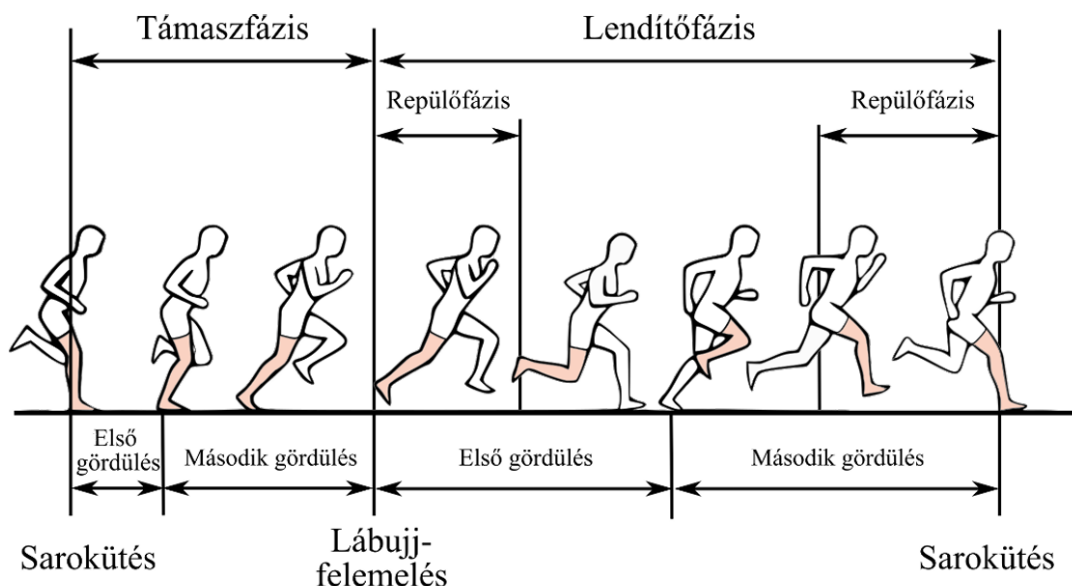
1. ábra. A 39 marker elhelyezkedése az emberi testen ([20] alapján)

A felvétel rögzítése során a mozgást több kamerával követik nyomon, így a központi számítógép különböző szögekből látja azt [15]. A kamerákat kalibrálni kell, hogy ismert legyen a helyzetük, valamint szinkronizálni is kell őket, hogy a felvételek biztosan ugyanabban az időpillanatban készüljenek. A számítógép a geodéziában használatos háromszögelés módszerének segítségével határozza meg az adott marker helyzetét a kamerák pontos koordinátáinak és a visszaverődés szögeinek ismeretében [21].

A MoCap előnyei közé tartozik, hogy gyors, akár valós idejű rögzítést tesz lehetővé (a szórakoztatóiparban ezáltal csökkenti a képkocka alapú animáció költségeit), hogy a felvételhez szükséges idő kevésbé függ a felvett mozgás hosszától és bonyolultságától. Az

is pozitívum, hogy összetett mozgásokat, valóságos fizikai reakciókat és ezek hatását, a súlyt és a fellépő erőket is mind élethűen lehet rögzíteni. Hátrányai viszont, hogy az adatok rögzítéséhez és a velük történő munkához különleges hardver és szoftver eszközökre van szükség (ezen eszközök ára kisebb projektek esetén gazdaságtalan lehet), a rögzítő rendszernek a felvevő kamerák látóterétől függően nagy helyre lehet szüksége. Problémák esetén tovább tart kijavítani a hibát, mint újra felvenni a teljes jelenetet. Az adatok valós idejű megtekintése csak néhány rendszerrel érhető el. Állatok mozgása nehezen rögzíthető, a fizika törvényeivel ellentétes mozgások nem rögzíthetőek és a felvételek utómunkálatokat igényelnek (pl.: érzelmek hozzáadása).

A markeres három dimenzióban történő mozgásrögzítésnek nagy hagyománya van, széleskörű a felhasználása. Ehhez a módszerhez zárkóznak fel napjainkban a két- és háromdimenziós marker nélküli módszerek. Ezekre a gyorsan és egyszerűen használható módszerekre nagy igény van minden területen, ahol mozgásrögzítést alkalmaznak. Vannak olyan szakterületek, ahol hamarabb, máshol később fognak elfogadottá válni a marker nélküli megoldások, mivel nem minden területen ugyanaz a pontosság az elvárt. Például a klinikai alkalmazásoknál (műtétek előkészítése, protézisek ellenőrzése) nagyságrendekkel magasabb pontosság szükséges, mint egy hobbisportoló mozgásának elemzésénél. Ebben a dolgozatban a sport területén, azon belül is a futás kinematikájának elemzésén keresztül kerül meghatározásra az OpenPose által segített mozgáselemzés pontossága a laborban végzett Motion Capture elemzésekhez képest.



2. ábra. A futás lépésciklusának szakaszai [20]

A kinematika a mozgások leírásával foglalkozik távolság és idő szerinti jellemzőkkel. Nem foglalkozik a mozgások okaival, az erőkkel, csak az adott izomaktivitás hatására létrejövő mozgás leírásával. Futás esetén a távolság szerinti paraméterek alatt többek

között a jobb és bal láb lépéshosszát, az egy lépésciklus hosszát, a lépésszélességet és a lábfej kifordítási szögét értjük. Idő szerinti paraméterek alatt pedig többek között a támaszidőt, a lendítés időtartamát, a lépés időtartamát, az egy lépésciklus időtartamát, a lépésfrekvenciát és a sebességet értjük. A futás egy ciklikus mozgás, a 2. ábra által bemutatott szakaszokra bontható a teljes lépésciklus.

A futás lépésciklusa, akárcsak a járásé két fő részre bontható, ezek a támaszfázis és a lendítőfázis. Járáskor a támaszfázis a teljes ciklusnak nagyjából a 60%-át teszi ki, a maradék 40% a lendítőfázis. A sebesség növekedésével ez a százalékos arány eltolódik, sprintfutás esetén a támaszfázis lecsökkenhet akár 20%-ra. Átlagos sebességű futás esetén a támaszfázis részaránya 30-35%, a ciklus további része a lendítőfázishoz tartozik [18]. A járásnál megfigyelhető kettős támasz fázisa, amikor mindkét alsó végtag egyszerre van kontaktusban a talajjal, futásnál nem jelenik meg. Futás esetén egyidejűleg legfeljebb egy láb van kapcsolatban a talajjal, de vannak olyan szakaszok, amikor egyik láb sem érinti a talajt, ezeket nevezzük repülőfázisnak (3. ábra). Egy teljes ciklus során két repülőfázis van, egy a lendítőfázis elején, egy pedig a végén.



3. ábra. Repülőfázis (01-es sportoló)

4. Célkitűzések

A dolgozat célkitűzései közé tartozik a mérések elvégzésén és az adatok feldolgozásán túl a két különböző mérési módszer összehasonlítása. Ez azért fontos, mert szükség van egy általánosan elfogadott marker nélküli mozgásrögzítési módra, ami számtalan előnnyel jár egy MoCap laboratóriumhoz képest. Ebben a dolgozatban a széles körben használt OpenPose szoftverről szeretném meghatározni, hogy alkalmas-e a futómozgás szagittális síkban történő elemzésére megfelelő pontossággal. Ehhez meghatározásra kerül a kétdimenziós (OpenPose által segített) és a háromdimenziós (Motion Cap-

ture) módszer által a futásnak több mérhető és számítható idő- és térbeli paramétere, melyeket statisztikai módszerekkel vizsgálók. Egy ízületi szög változásának jellemzése is cél mindkét módszerrel, melyek számszerű összehasonlításához szintén statisztikai módszer szükséges.

5. Módszertan

5.1. Mérési eszközök

A méréseket a BME MOGI Tanszék Mozgáslaboratóriumában végeztem, ahol az OptiTrack mozgáskövető rendszer és a hozzá tartozó Motive:Body szoftver áll rendelkezésre [22]. Ez a mozgásrögzítésre alkalmas (Motion Capture = MoCap) rendszer 18 kamerával rendelkezik: 16 darab Flex13 és 2 darab Flex13FS típusú kamera tartozik hozzá. A felvétel sebessége 30 és 120 képkocka/másodperc között állítható, a standard beállítás 120fps, én is ezzel a beállítással végeztem a méréseket. A kamerák felbontása 1280×1024px (1,3MP). A felbontás milliméter alatti nagyságrendű. A lencse körül elhelyezkedő LED-gyűrű 850 nm hullámhosszú fényt bocsát ki, a lencse előtti szűrő 800 nm-es. A felvétel adatait a kamerák USB 2.0 porton keresztül továbbítják a számítógép felé és USB 2.0 porton keresztül történik a szinkronizálás is.

Három OptiHub látja el a tizennyolc kamerát, így egy-egy OptiHub hat kamerát kezel. Az egyes hub-ok a szinkronizálás miatt egymással is összeköttetésben vannak, valamint mindhárom hub USB 2.0 porton csatlakozik a központi számítógéphez, melyen az OptiTrack Motive:Body szoftverrendszer fut.

A kétdimenziós rögzítéshez egy Samsung Galaxy A52 telefon kameráját használtam. A videókat 1080p Full HD felbontással 60 fps-sel készítettem.

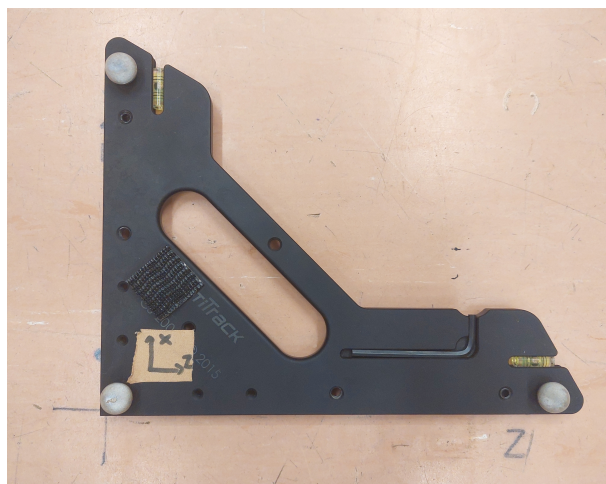
5.2. Mérés előtti teendők

Minden mérési nap elején a Mozgáslaborban lévő rendszert kalibrálni kell, hogy a lehető legpontosabb eredményeket kapjuk a méréseken, mivel a kalibráció minősége a környezeti hatásoktól, például a hőmérséklet-ingadozástól is romolhat. A kalibrációt a rendszer bekapcsolása után a kalibráló pálca (4. ábra) segítségével kell elvégezni.

Ezt a pálcát, melyen három marker van adott elrendezésben, úgy kell mozgatni a mérőtérben, hogy minden kamera megfelelő mennyiségű adathoz jusson (1000-4000 minta kameránként). Amikor a szoftver szerint a kalibrálás eléri a kiváló (excellent) vagy akár a különlegesen jó (exceptional) szintet, akkor befejezhetjük a kalibrációt és elmenthetjük annak adatait [23].



4. ábra. OptiTrack kalibráló pálca



5. ábra. Segédeszköz a koordináta-rendszer meghatározásához

A mérés kezdése előtt a kalibrálás részeként definiálni kell a berendezésnek a koordináta-rendszerét. Ehhez egy olyan segédeszközt használunk (5. ábra), amely három megfelelően elhelyezett marker segítségével meghatározza a talaj síkját, amely a koordináta-rendszer xz-síkjának felel meg.

A mérési nap elején a futópadot el kell helyezni a mérőtérben az előre rögzített megfelelő helyen. Fel kell állítani a kameraállványt (szintén az előre meghatározott helyére), amelyről a telefon kamerafelvétele készül. Elő kell készíteni megfelelő mennyiségű markert a résztvevők felmarkerezéséhez.

5.3. A mérésben résztvevő személyek

A tanulmányhoz végzett méréseken hét egészséges fiatal felnőtt önkéntes vett részt, négy nő és három férfi. Jelenleg mindannyian aktívan versenyző tájfutók. A résztvevők életkora $23,7 \pm 4,46$ év, magassága $171,43 \pm 10,12$ cm, testtömege $60,71 \pm 10,39$ kg és a futást igénylő versenysportban (tájfutás, atlétika) eltöltött éveik száma $11,42 \pm 3,84$ év.

Az egyes mérések előtt a sportolók adatai rögzítésre kerültek (név, testmagasság, testtömeg, futással eltöltött évek száma) és 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).

5.4. A mérés menete

A résztvevőknek a mérés során egy percig kellett a saját lendületes tempójukban futniuk futópadon. A résztvevők mérése egyesével történt, mindegyikőjükénél ugyanaz volt a mérés menete. A szakirodalom szerint futópadon futás esetén 20 lépésciklus elegendő a kinematikai paraméterek számításához [24]. Ez átlagosan 20 másodperc lenne, de annak érdekében, hogy biztosan legyen elegendő megfelelő minőségű adatom, egy perces felvételeket készítettem, amelyeket a feldolgozás során rövidítettem le a könnyebb kezelhetőség érdekében.

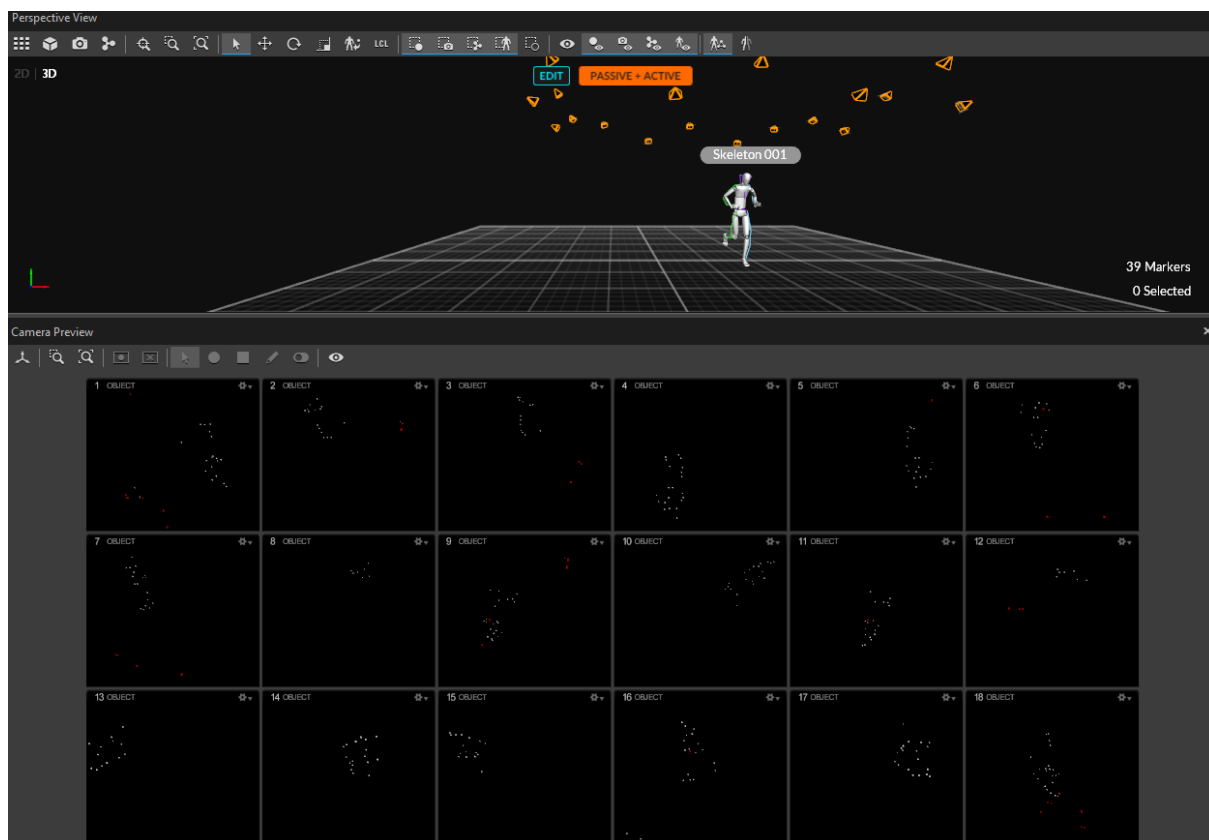
A mérésben résztvevő sportolókra felhelyeztem a 1. ábra által ábrázolt 39 markerből álló teljes testes marker-szettet (conventional body skeleton), amely a Motive szoftverben előre definiálva van a Biomechanikai markerszettek csoportjában.



6. ábra. T-póz felvétele a mérés előtt

A résztvevők felvették a T-pózt (6. ábra), amely később az adatok feldolgozásánál referenciaként szolgál az adott személy mozgásához. Azért is fontos a T-póz, mert ebben a testhelyzetben minden marker a testen látszik legalább három kamera felől, így a szoftverben is leellenőrizhető, hogy mindegyik felhelyezett marker be van azonosítva a rendszer által és megfelelő helyen van. Mindenki kapott számára szükséges időt a bemelegítéshez és a futópadon való futás megszokásához. Mikor felkészültek és elérték a kívánt állandó sebességet, akkor indítottam a MoCap mérést és a telefonos felvételt egyszerre, melyek egy percre tartottak.

Mérés közben a Motive:Body szoftverben látszik a "Skeleton", vagyis a sportolóhoz tartozó digitális csontváz, mely leköveti a sportoló aktuális mozgását a felhelyezett markerek alapján (7. ábra). A szoftverben követhető ugyanakkor minden kamera által látott pontfelhő és az is, hogy a kamerák összesen hány markert látnak a mérőtérben. Ennek a számnak mindenképpen meg kell egyeznie a mérésben résztvevő személyre felhelyezett markerek számával, különben nem lesz feldolgozható a rögzített mérés.

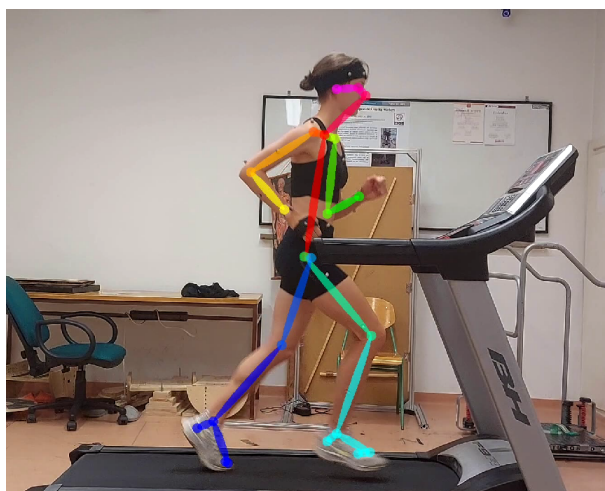


7. ábra. Motive:Body szoftver mérés közben

6. Adatfeldolgozás

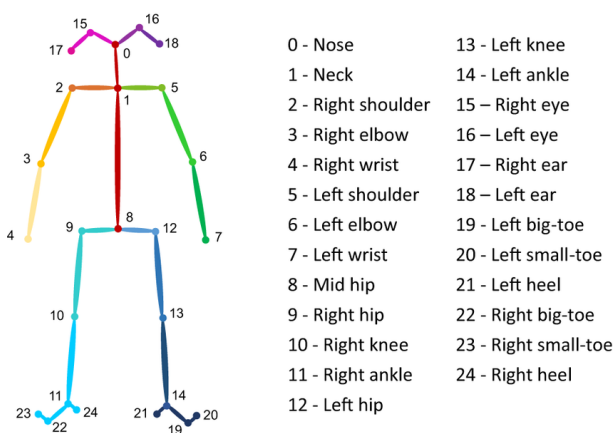
6.1. Kétdimenziós módszer

A kétdimenziós módszerhez a felvétel egy telefon kamerájával készült, az egy perces mozgás rögzítésével egy 200 MB-os .mp4 fájl keletkezett. Ezt a videót az OpenPose nyílt forráskódú szofverrel dolgoztam fel, aminek eredményeképp kaptam a szoftver által generált videót és az érzékelt pontoknak a koordinátáit. A feldolgozott videó kb 725 MB nagyságú és .avi kiterjesztésű.



8. ábra. OpenPose segítségével feldolgozott videó (03-as sportoló)

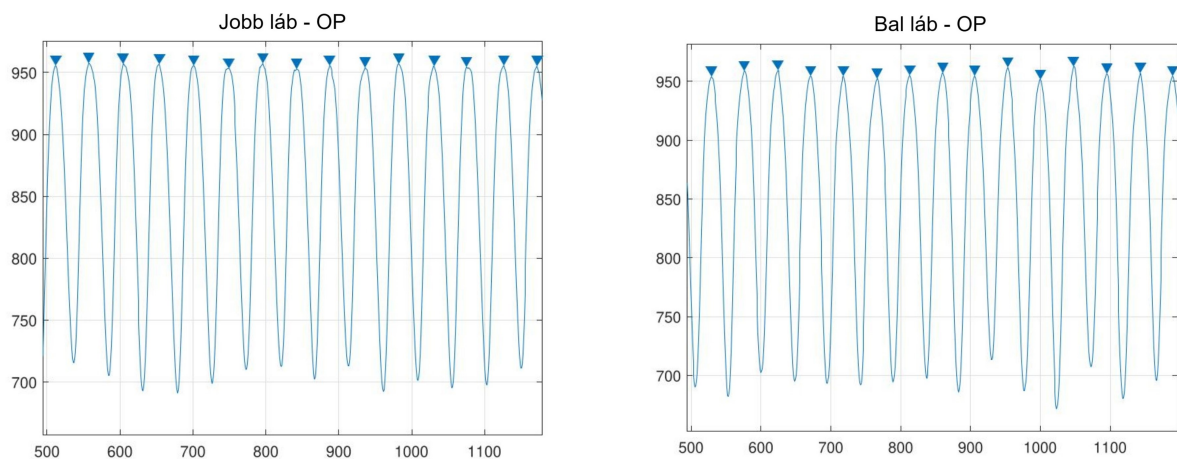
A feldolgozás során az OpenPose érzékeli a megfelelő ízületi középpontokat az emberi testen és kirajzolja a köztük lévő megfelelő összeköttetéseket is a .avi formátumú fájlban (8. ábra). A 9. ábra szemlélteti az OpenPose által meghatározott 25 pontot és azok megnevezését.



9. ábra. Az OpenPose által érzékelt 25 pont [25]

Az érzékelt pontoknak a koordinátái .json fájlalba generálódnak, minden képkockára (frame-re) egy-egy 1 KB méretű fájlban vannak az adatok. Egy 1 perces felvétel esetén, amely 60 fps-sel került rögzítésre, 3600 frame van, így 3600 .json fájl keletkezik.

A .json fájlok feldolgozása a Matlab szoftver (The MathWorks, Massachusetts, USA, verziószám: R2023b, win64) segítségével történt. Miután beolvastam az összes .json fájlt, ezeknek az adatait egy mátrixba rendeztem és megfelelő címkékkel ellátva egy Excel fájlba is kimentettem a könnyebb átláthatóság érdekében. A mátrix sorai a különböző pontokat jelentik, az oszlopai pedig a különböző képkockákat. Szintén a kezdeti feladatok közé tartozott az adatsorok szűrése, ehhez a Matlabba beépített sgolayfilt() függvényt használtam, amely Savitzky-Golay-féle szűrést végez [26]. Ahhoz, hogy az egyes lépésciklusokat el lehessen különíteni egymástól, meghatározásra kerültek a jobb és bal láb sarokütések időpontjai, ami a lépésciklus kezdetét jelenti. Ez a sarok koordinátáiból számítható ki a lokális maximumok meghatározásával. Ehhez a Matlab findpeaks() függvényét használtam (10. ábra). Bár azokat az értékeket keressük, amikor a sarok a legközelebb van a talajhoz (futópadhoz), mégis az y értékek maximumait nézzük, mert az OpenPose koordináta-rendszerében az y koordináta fentről lefele növekszik a képkockán.

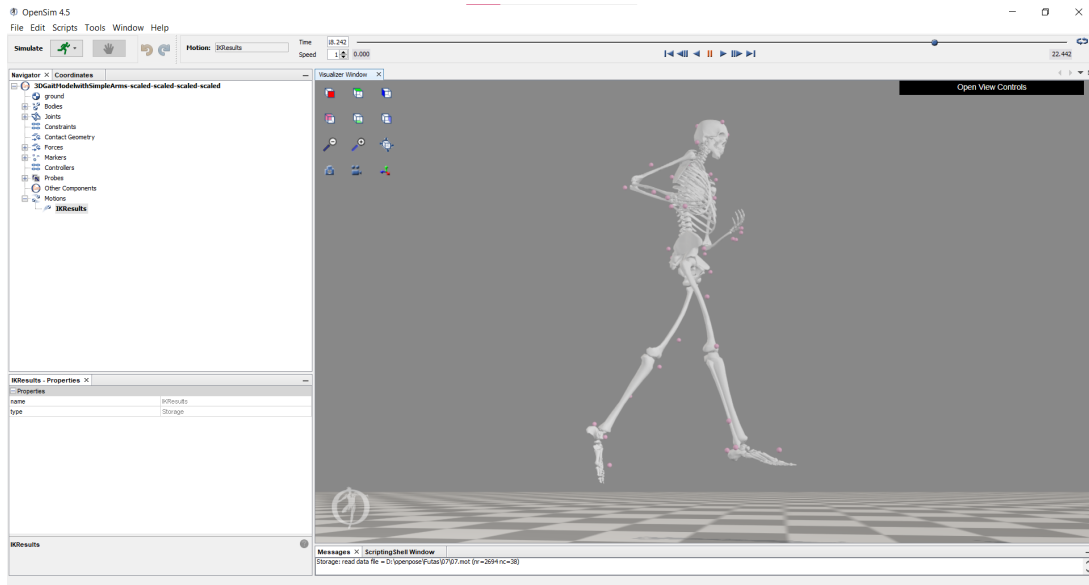


10. ábra. Sarokütések meghatározása a findpeaks függvénnyel - OP (06-os sportoló)

Kiszámításra kerültek különböző idő- és térbeli paraméterek, mint például a lépésciklus ideje (step time), lépésciklus hossza (step length) és a térdszögek. A lépésciklus ideje két azonos oldali sarokütés között eltelt idő, ezt a fentebb bemutatott findpeaks függvény csúcsai közti távolságból lehet számítani. A lépésciklus hosszát a ciklus ideje és a sebesség adja. A térdszög a csípő-térd és térd-boka vektorok által bezárt szögből számítható.

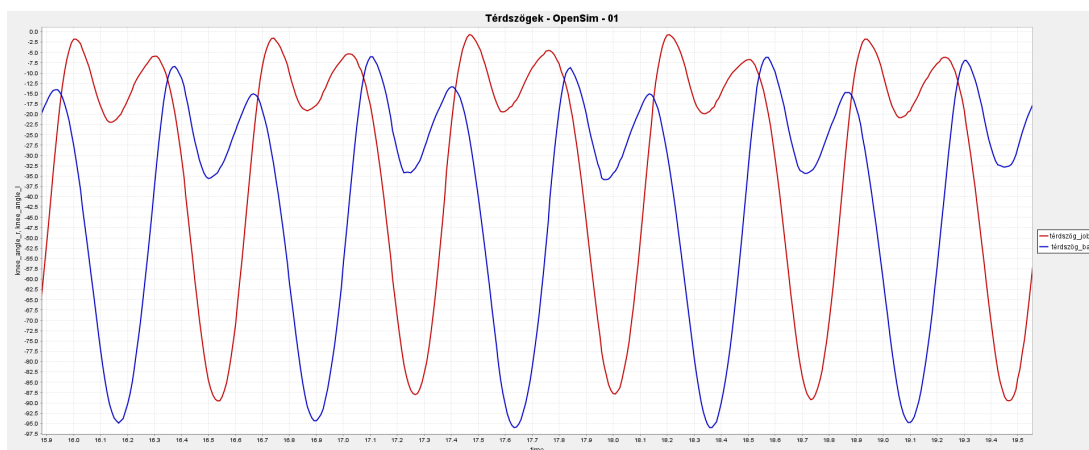
6.2. Háromdimenziós módszer

A Motion Capture rendszerrel rögzített adatok szükség esetén utómunkálhatók a Motive szoftverben, majd az adatok kiexportálhatók többek között .trc és .csv formátumban. A MoCap rendszer adatait .trc formátumban importáltam az OpenSim szoftverbe [27] és annak segítségével dolgoztam fel (11. ábra).



11. ábra. Feldolgozás OpenSimben (07-es sportoló)

Az OpenSim inverz kinematikát használva számít ízületi szögeket, melyek közül egyszerre választható számú paramétert lehet kirajzolni (12. ábra). Az inverz kinematikai számítások eredményei .mot fájlba kimenthetők a további feldolgozáshoz. Ezek beolvashatók a Matlab által is, így megfelelő alakra hozhatók (interpolálhatók) a módszerek közti összehasonlításhoz.

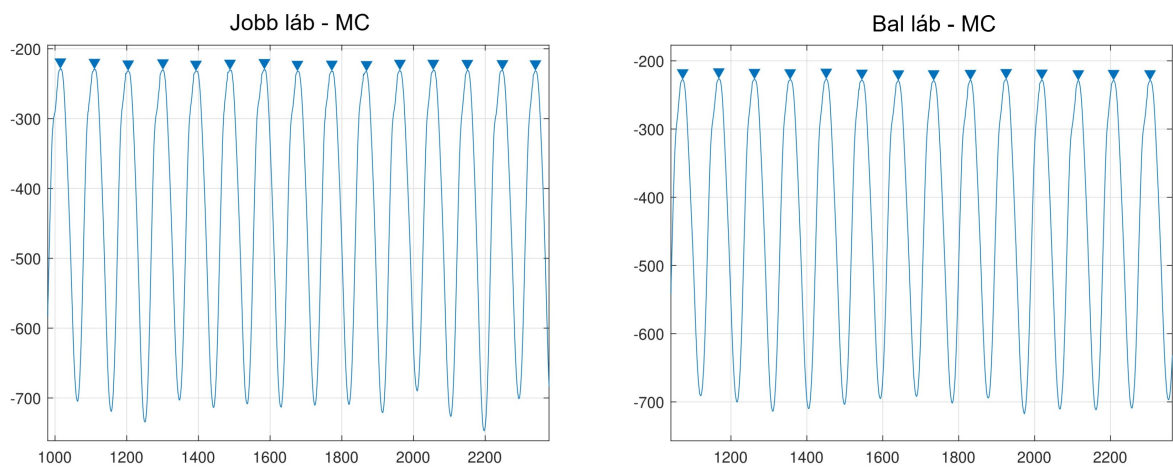


12. ábra. Térdszög - jobb és bal térd (01-es sportoló)

A dolgozat során a csípő-térd és térd-boka vektorok által bezárt szöget értem térd-szög alatt. Mivel az OpenSim a teljesen kinyújtott lábat tekinti 0° -nak, a hajlított lábat

pedig negatív szögekkel jellemzi, ezért az ebből a szoftverből kiimportált adatokat eltoltam pozitív irányba az összehasonlíthatóság érdekében.

A sarokérintéseket a háromdimenziós módszer esetén is szükséges meghatározni, mivel ezek alapján oszthatók fel az adatsorok ciklusokra. A MoCap rendszerből .csv formátumba lementett adatokból kinyerhetők a sarokra helyezett marker koordinátái, így ezek alapján a kétdimenziós módszerhez hasonlóan a `findpeaks()` függvénnyel lehet meghatározni a sarokérintések pontjait (13. ábra). 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 keressük a lokális maximumait (amelyek negatív értékek).



13. ábra. Sarokütések meghatározása a `findpeaks` függvénnyel - MC (06-os sportoló)

6.3. Statisztikai elemzés elmélete

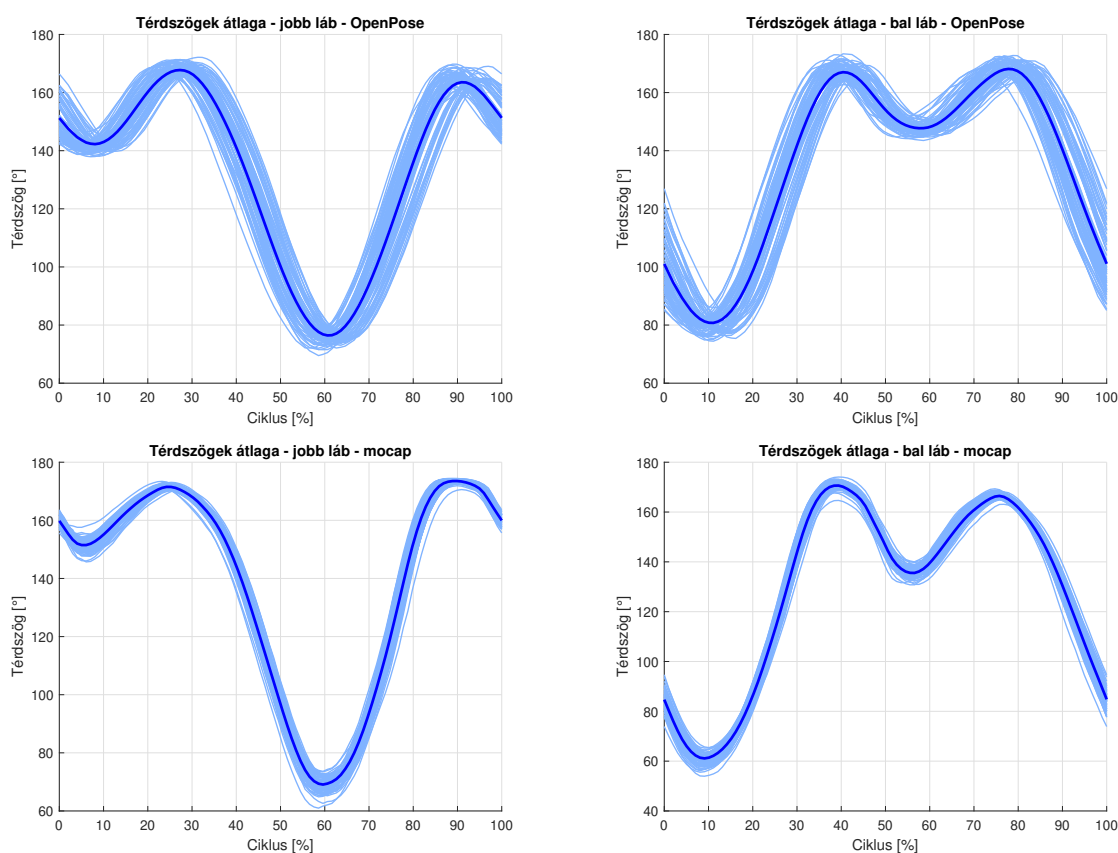
Az adatok feldolgozásának részeként statisztikai elemzéseket is szükséges végezni, mivel csak így vonhatóak le számszerűsített következtetések az összegyűjtött adathalmazról. A tér- és időbeli paraméterek esetén átlag- és szórás értékkel jellemeztem a mért és számított mennyiségeket, mivel ezek lehetővé teszik a két vizsgált módszer megfelelő összehasonlítását. A lépésidő, lépéshossz és lépésfrekvencia esetén számítottam átlagot és szórást a két- és háromdimenziós módszerrel mért adatsorokra is külön jobb és bal lábra.

A térszögek összehasonlítását az OpenPose és MoCap módszer szerint Spearman-féle rangkorreláció segítségével végeztem. A Spearman korreláció két változó összefüggésének mértékét vizsgálja az adatok eloszlásától függetlenül, monoton kapcsolatot feltételezve a változók között. A kapott korreláció értéke -1 és +1 közé esik. A nulla jelenti a két változó közti teljes függetlenséget, a kapcsolat hiányát, a +1 a teljes összhang, a tökéletes egyenes arányosság, a -1 pedig a tökéletes fordított arányosság. A korreláció

értéke 0,7 felett magas korrelációt, markáns kapcsolatot, míg 0,9 felett a változók közti nagyon magas korrelációt, erős függő kapcsolatot jelent.

7. Eredmények

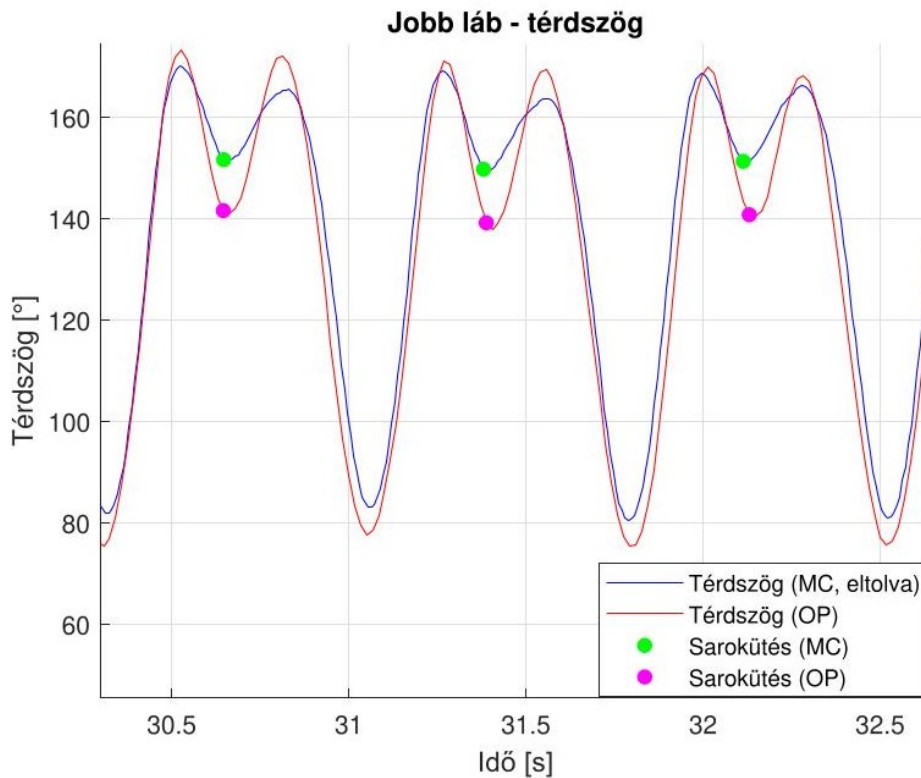
A térdszögek alakulását a 14. ábra mutatja a különböző módszerek esetén jobb és bal lábra. Az ábrákon láthatók a mért ciklusok és azoknak az átlagai. Egyértelműen megállapítható, hogy a két módszer esetén a görbék jellegre megegyeznek jobb és bal láb esetén is, a szórás mértéke az OpenPose által feldolgozott adatok esetén nagyobb.



14. ábra. Jobb és bal térdszögek ábrázolása a két különböző módszerrel (06-os sportoló)

A térdszögeket időtartományban ábrázolva (15. ábra) megállapíthatók a két módszer közötti hasonlóságok és eltérések a számított minimális és maximális szögek, valamint a sarokütés érzékelése értelmében. Itt az látszik, hogy nem csak a görbesereg átlaga (14. ábra) esetén egyezik meg jellegre a két módszer, hanem a különálló ciklusok esetén is.

Az alábbi táblázatokban a MC jelölés a Motion Capture, azaz a háromdimenziós mérésre utal, míg az OP jelölés az OpenPose, vagyis a kétdimenziós mérés jelölése.



15. ábra. A jobb láb térdszöge a különböző módszerekkel a 01-es sportoló esetén

Az 1. táblázat a teljes lépésciklusok időtartamait foglalja össze a mérésben résztvevő sportolók esetében. A teljes lépésciklusok időtartama alatt a sarokérintéstől ugyanazon láb következő sarokérintéséig eltelt időt értem. A táblázat átlag- és szórásértékeket tartalmaz, mivel ez a két mérőszám megfelelően jellemzi a lépésciklusok időtartamát. Az összehasonlítás céljából egyaránt fontos a két módszer között az átlagok és a szórások eltérése. Az 1. táblázat a jobb lábba kiszámított értékeket mutatja, bal láb esetén ugyanilyen nagyságrendű eredmények adódtak.

1. táblázat. Lépésciklusok időtartamának átlag és szórás értékei

Sportoló	Lépésciklus időtartamok [s]	
	MC	OP
	Átlag ± Szórás	Átlag ± Szórás
01	0,733 ± 0,013	0,734 ± 0,026
02	0,713 ± 0,012	0,713 ± 0,016
03	0,722 ± 0,023	0,723 ± 0,027
04	0,721 ± 0,011	0,720 ± 0,021
05	0,739 ± 0,017	0,735 ± 0,024
06	0,790 ± 0,009	0,791 ± 0,034
07	0,691 ± 0,019	0,687 ± 0,029

A 2. táblázat a lábankénti lépésidőket foglalja össze. Jobb láb lépésidején az adott ciklus bal láb sarokérintésétől jobb láb sarokérintéséig eltelt időt értem.

2. táblázat. Lépésidő átlag és szórás értékek

Sportoló	Lépésidők [s]			
	MC		OP	
	Jobb	Bal	Jobb	Bal
Átlag $\pm$ Szórás	Átlag $\pm$ Szórás	Átlag $\pm$ Szórás	Átlag $\pm$ Szórás	Átlag $\pm$ Szórás
01	0,364 $\pm$ 0,009	0,370 $\pm$ 0,011	0,351 $\pm$ 0,019	0,383 $\pm$ 0,016
02	0,360 $\pm$ 0,009	0,353 $\pm$ 0,009	0,349 $\pm$ 0,013	0,365 $\pm$ 0,012
03	0,362 $\pm$ 0,019	0,360 $\pm$ 0,018	0,323 $\pm$ 0,027	0,399 $\pm$ 0,024
04	0,359 $\pm$ 0,017	0,362 $\pm$ 0,018	0,358 $\pm$ 0,029	0,362 $\pm$ 0,026
05	0,374 $\pm$ 0,018	0,364 $\pm$ 0,019	0,360 $\pm$ 0,030	0,375 $\pm$ 0,024
06	0,391 $\pm$ 0,012	0,399 $\pm$ 0,011	0,369 $\pm$ 0,026	0,042 $\pm$ 0,025
07	0,344 $\pm$ 0,017	0,348 $\pm$ 0,016	0,324 $\pm$ 0,020	0,036 $\pm$ 0,020

A 3. táblázat a teljes lépésciklusra számított hosszakat foglalja össze, vagyis hogy egyik láb sarokérintésétől ugyanazon láb következő sarokérintéséig mekkora távot tett meg a sportoló. Akárcsak a teljes ciklusra számított idő esetén, ebben az esetben is a jobb lábra számított értékek találhatók a táblázatban, bal lábra is hasonlóan alakulnak a nagyságrendek.

3. táblázat. Lépésciklusok hosszának átlag és szórás értékei

Sportoló	Lépésciklus hosszak [m]	
	MC	OP
	Átlag $\pm$ Szórás	Átlag $\pm$ Szórás
01	2,038 $\pm$ 0,036	2,040 $\pm$ 0,073
02	1,980 $\pm$ 0,033	1,980 $\pm$ 0,045
03	2,004 $\pm$ 0,065	2,009 $\pm$ 0,076
04	2,002 $\pm$ 0,030	1,999 $\pm$ 0,058
05	2,052 $\pm$ 0,046	2,042 $\pm$ 0,066
06	2,194 $\pm$ 0,025	2,197 $\pm$ 0,093
07	1,918 $\pm$ 0,051	1,908 $\pm$ 0,080

A 4. táblázat az egy lábra számított lépéshosszakat foglalja össze. Jobb láb lépéshossza az a távolság, amelyet egy adott ciklus bal sarokérintésétől ugyanazon ciklus jobb láb sarokérintéséig megtett az adott sportoló.

Az 5. táblázat a lépésfrekvencia értékeket tartalmazza. Lépésfrekvencia alatt az egy perc alatt megtett lépéseket értem (egy ciklus alatt két lépés történik: jobb és bal lábbal egy-egy). Mivel ez az előző értékekből származtatott mennyiség, ezért ugyanolyan nagyságrendű eltéréseket tapasztalunk a módszerek között mint a korábbi mérőszámok esetén.

4. táblázat. Lépéshossz átlag és szórás értékek

Lépéshosszak [m]				
MC			OP	
Jobb		Bal	Jobb	Bal
Sportoló	Átlag $\pm$ Szórás	Átlag $\pm$ Szórás	Átlag $\pm$ Szórás	Átlag $\pm$ Szórás
01	1,010 $\pm$ 0,025	1,028 $\pm$ 0,032	0,976 $\pm$ 0,052	1,064 $\pm$ 0,045
02	0,999 $\pm$ 0,026	0,981 $\pm$ 0,026	0,968 $\pm$ 0,035	1,013 $\pm$ 0,033
03	1,006 $\pm$ 0,053	1,001 $\pm$ 0,051	0,899 $\pm$ 0,074	1,109 $\pm$ 0,066
04	1,002 $\pm$ 0,050	1,000 $\pm$ 0,048	0,997 $\pm$ 0,071	1,002 $\pm$ 0,072
05	1,039 $\pm$ 0,051	1,012 $\pm$ 0,053	1,001 $\pm$ 0,084	1,041 $\pm$ 0,068
06	1,086 $\pm$ 0,033	1,108 $\pm$ 0,031	1,024 $\pm$ 0,073	1,173 $\pm$ 0,069
07	0,954 $\pm$ 0,047	0,966 $\pm$ 0,045	0,901 $\pm$ 0,056	1,008 $\pm$ 0,056

5. táblázat. Lépésfrekvencia értékek

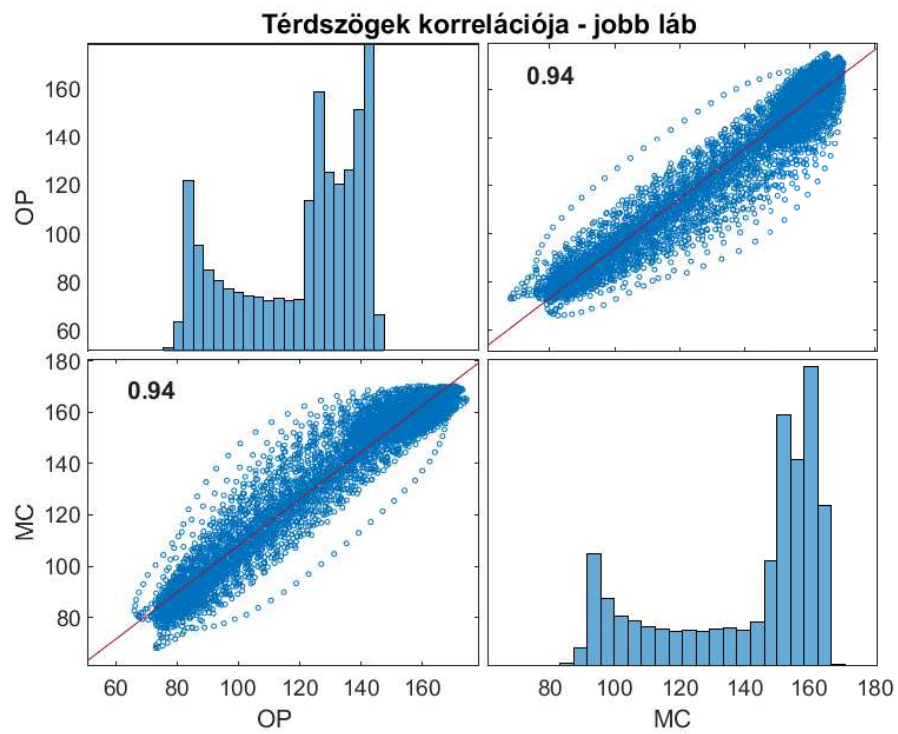
Lépésfrekvenciák [lépés/perc]		
Sportoló	MC	OP
01	163,592	163,430
02	168,350	168,283
03	166,299	165,897
04	166,516	166,753
05	162,450	163,226
06	151,920	151,734
07	173,764	174,669

A 6. táblázat a két módszer között számított korreláció értékeket tartalmazza. A korreláció a térdszögeket tartalmazó teljes adatsor értékei alapján került kiszámításra. A Matlab corrplot() függvényével ábrázolásra is kerültek ezek a korrelációk (például 16. ábra és 17. ábra).

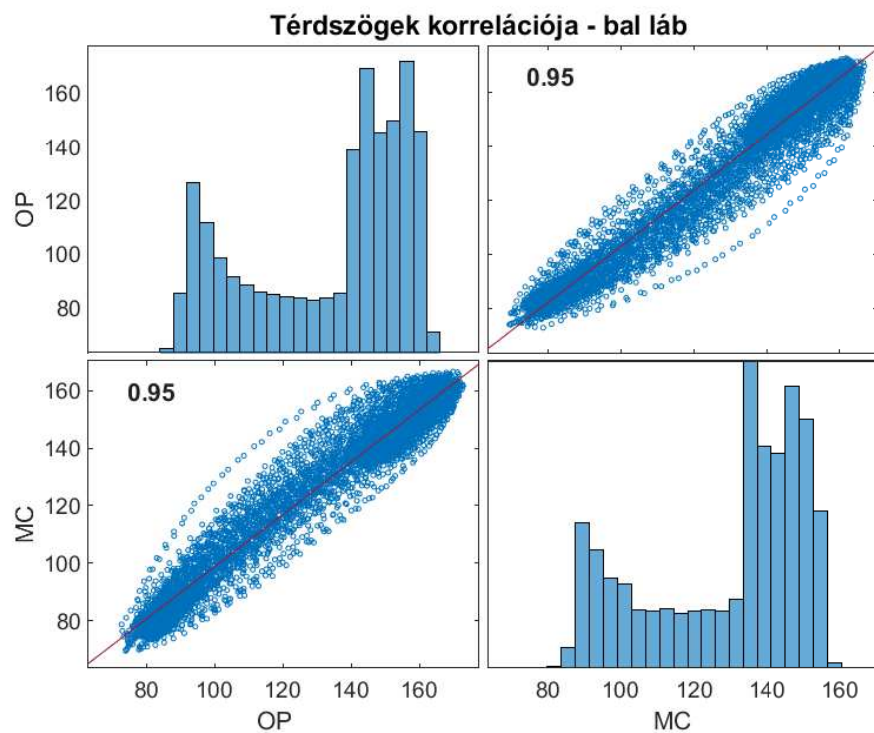
6. táblázat. Korreláció értékek a 2 módszer között térdszögek esetén

Korreláció [-]		
Sportoló	Jobb láb	Bal láb
01	0,943	0,948
02	0,941	0,929
03	0,937	0,939
04	0,923	0,913
05	0,938	0,933
06	0,935	0,937
07	0,912	0,904

A táblázatokban rögzítésre kerültek a különböző mérhető és számítható paraméterek átlagai és szórásai, melyekből a következő fejezet von le következtetéseket.



16. ábra. Jobb láb térdszögek korrelációja MC és OP módszerek között (01-es sportoló)



17. ábra. Bal láb térdszögek korrelációja MC és OP módszerek között (01-es sportoló)

8. Összefoglalás

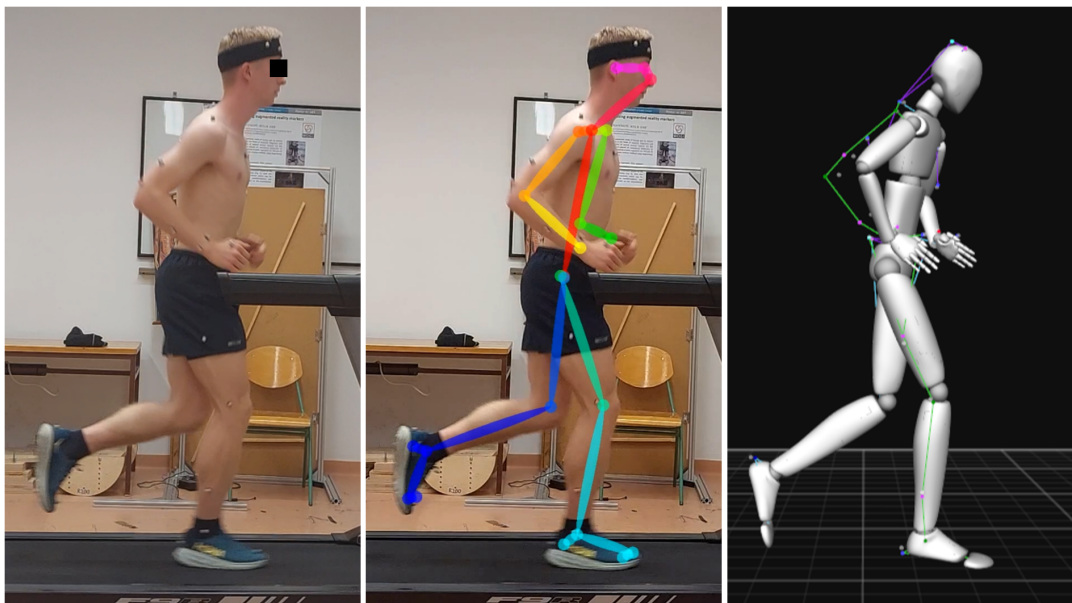
Az eredményeket tekintve elmondható, hogy a kétdimenziós módszerrel (az OpenPose szoftver segítségével) számított paraméterek megfelelően kis hibahatáron belül vannak a háromdimenziós módszerrel számított paraméterekhez képest. A két módszer közötti legszembevetőbb különbség, hogy a szórások lényegesen eltérnek, a kétdimenziós módszerrel számított paraméterek szórása kétszerese a háromdimenziós módszerrel számított paraméterek szórásának. Bár ez nagy különbségnek tűnhet, még mindig megfelelően kis hibahatárokról van szó akár a 0,073-as szórásnál is. A hibák többnyire a sarokérintések pontatlan érzékeléséből adódnak, amint az megfigyelhető az adatfeldolgozás részben a `findpeaks()` függvények használatakor (10. ábra és 13. ábra).

A lépésciklus időtartamok esetén az átlagok közötti legnagyobb eltérés is csupán 6 ezreléken belüli. Mivel nem mindig ugyanabba az irányba tér el egymástól a két módszer, ezért ezt a hibát nem lehet korrigálni egy esetleges futómozgás elemzése során. Az egy lábra számított lépésidők esetében jól megfigyelhető, hogy egy adott sportolónak egy adott módszerrel végzett mérés során a jobb és bal lábra adódott szórása nagyon közeli egymáshoz. Minden sportoló esetében megállapítható, hogy az átlagok megfelelően kis hibahatáron belül vannak a két módszert összevetve.

Megfigyelhető, hogy a lépéshosszak esetében számított szórások lényegesen nagyobbak a lépésidőknél számított szórásokhoz képest. Ez azért van, mert a lépéshossz a futópádon beállított sebességtől és a lépésidőtől függ, így a sebesség, mint konstans szorzó (a futók állandó sebességgel futottak a mérés során) a hibákat is megnövelte. Ehhez hasonlóan a lépésfrekvenciák számítása is korábban meghatározott adatok alapján történik, tehát az itt megjelenő különbségek már korábban is megjelentek. Mivel a futás jellemzése során meghatározó mérőszám a lépésfrekvencia, ezért fontosnak tartottam ebben az esetben is meghatározni a két- és háromdimenziós módszer közötti különbségeket, melyek itt sem nagyobbak, mint 5,3 %.

A korreláció számításával bebizonyosodott, hogy a két módszer nagy mértékben hasonló eredményeket ad ízületi szögek számítása esetén is. A 0,904-0,948 közötti korreláció értékek arra engednek következtetni, hogy az OpenPose segítségével megfelelő értékek adódnak a számított ízületi szögekre is.

A mért és számított paraméterek alapján kijelenthető, hogy az OpenPose szoftver alkalmas a futómozgás szagittális síkban történő elemzéséhez (18. ábra). Az átlagértékek tekintetében minimálisak az eltérések a Motion Capture rendszerhez képest, a szórások esetén jelentősebb eltérések vannak, de mivel egyelőre nem is lehet elvárás a 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.



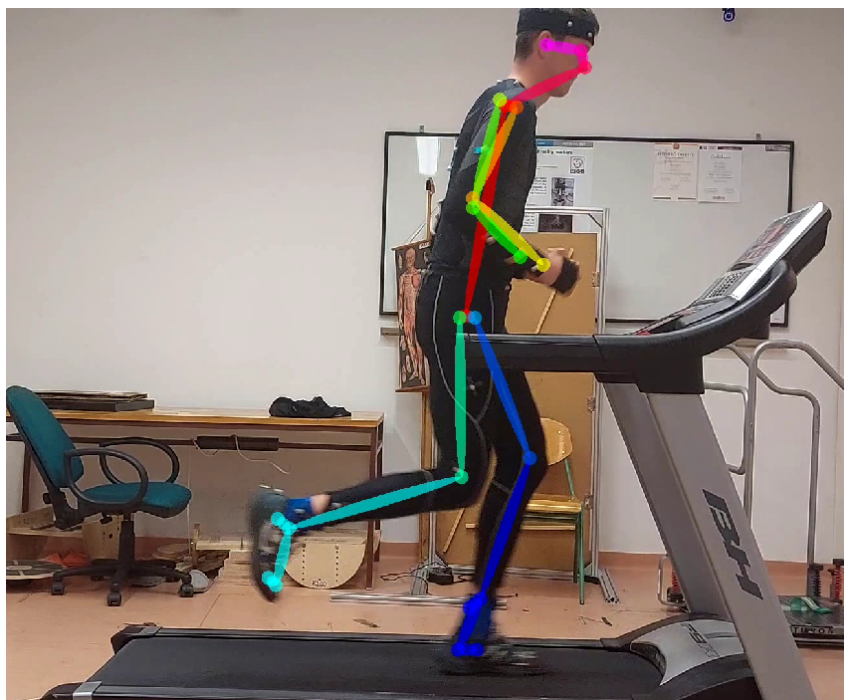
18. ábra. A feldolgozatlan videó, az OpenPose által feldolgozott videó és a MoCap rendszer felvétele (02-es sportoló)

8.1. Továbbfejlesztési lehetőségek

Ahhoz, hogy a dolgozatban ismertetett módszerek összehasonlítása még pontosabb legyen, célszerű lenne több futót bevonni a mérésekbe. További 20 fő adatai alapján elvégezve a tanulmányt nagyobb biztonsággal lenne kijelenthető, hogy a levont következtetés helytálló.

Az összehasonlítás teljes folyamatát automatikusabbá lehetne tenni akár a fájlok feldolgozása, akár a számítások elvégzése terén. A nagy mennyiségű adat feldolgozása nagy számítási kapacitást igényel, így a fájlok feldolgozása időigényes. Hasznos lenne már a folyamat elején csak azokat az adatokat figyelembe venni és feldolgozni, amikre valóban szükség lesz a futómozgás jellemzéséhez. Például az OpenPose szoftver feldolgozza a teljes emberi testet ábrázoló felvételt, rengeteg adatot generál, amiből csak néhányat szükséges felhasználni, többek között a fej, a vállak és a felső végtagok adatai nem szükségesek. A két különböző módszerhez szükséges rögzítések automatikus szinkronizálása is jelentősen lerövidítené a feldolgozási időt.

Fontos a megfelelő mérési körülmények megteremtése. Elkerülendő például a mérések meleg nyári napon történő elvégzése, mert a sportolók fokozott izzadása ellehetetleníti a markerek felragasztását a bőrfelszínre. Mérési körülménynek tekinthető a megfelelő ruházat viselése is, amely kiemelkedő fontosságú mindkét mérési módszer esetében. A markeres mérés során fontos, hogy semmi ne takarja ki a kamerák elől a felhelyezett markereket és hogy azok a lehető legstabilabban a helyükön maradjanak, ne mozduljanak el például a ruha nem megfelelő tapadása, illeszkedése miatt. A marker nélküli mérés során pedig célszerű ha a sportoló nem a futópad színével megegyező színű



19. ábra. A bal lábfej hibás érzékelése az OpenPose által (04-es sportoló)

(fekete) cipőt és nadrágot visel, mivel az megzavarhatja a képfeldolgozó algoritmust. Megfigyeléseim alapján sötét színű cipő viselése esetén a lábfejen lévő pontokat (főleg a nagylábujjat és a kislábujjat: 19. ábra) nagyobb eséllyel érzékeli hibásan a szoftver. Ezek a pillanatnyi hibák utólagos szűréssel megoldhatók, de pontosabb eredményeket kapunk ha teljesen elkerüljük őket. Élénk színű cipőt viselő sportolónál ez a probléma nem merült fel.

Irodalomjegyzék

- [1] 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.
- [2] Z. Cao, G. Hidalgo, T. Simon, S.-E. Wei, and Y. Sheikh. Openpose: Realtime multi-person 2d pose estimation using part affinity fields. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 2019.
- [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] S. D. Uhlich, A. Falisse, Ł. Kidziński, J. Muccini, M. Ko, A. S. Chaudhari, J. L. Hicks, and S. L. Delp. Opencap: 3d human movement dynamics from smartphone videos. *PLOS Computational Biology*, 2022.
- [5] N. Nakano, T. Sakura, K. Ueda, L. Omura, A. Kimura, Y. Iino, S. Fukashiro, and S. Yoshioka. Evaluation of 3d markerless motion capture accuracy using openpose with multiple video cameras. *Frontiers in Sports and Active Living, Sports Science, Technology and Engineering*, 2020.
- [6] M. Menolotto, D.-S. Komaris, S. Tedesco, B. O’Flynn, and M. Walsh. Motion capture technology in industrial applications: A systematic review. *Sensors*, 2020.
- [7] G. Johansson. Visual perception of biological motion and a model for its analysis. *Perception & Psychophysics Vol. 14. No.2. 201-211*, 1973.
- [8] Z. Ayaz. *Research on Current Sectoral Uses of Motion Capture (MoCap) Systems*. ISRES, Current Studies in Technology, Innovation and Entrepreneurship, 2023.
- [9] M. Gleicher. More motion capture in games — can we make example-based approaches scale? *Springer, Berlin, Heidelberg*, 2008.
- [10] S. Furuya and E. Altenmüller. Flexibility of movement organization in piano performance. *Frontiers in Human Neuroscience*, 2013.

- [11] K. Hirose and T. Higuchi. Creating facial animation of characters via mocap data. *Journal of Applied Statistics* Vol. 39, No. 12, 2012.
- [12] S. J. Watson. Utilising motion capture technology to identify trusted testimony in military encounters. *Poster session presented at 5th Military Psychology Conference; Defence & Security*, 2016.
- [13] D. A. AlSaeed. Artificial intelligence impact on soldiers in virtual reality training simulators. 2020.
- [14] M. C. Vilas-Boas and J. P. S. Cunha. Movement quantification in neurological diseases: Methods and applications. *IEEE reviews in biomedical engineering*, 2016.
- [15] K. Duffy. Capturing clinical movement. 2020.
- [16] N. Eichler, H. Hel-Or, I. Shmishoni, D. Itah, B. Gross, and S. Raz. A review of combined functional neuroimaging and motion capture for motor rehabilitation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2018.
- [17] Rodríguez J, Marín J., Royo A.C., and Pérez-Soto M Padrón L. Keeprunning: A mocap-based rapid test to prevent musculoskeletal running injuries. *Sensors*, 2023.
- [18] E. B. Lohman, K. S. B. Sackiriyas, and R. W. Swen. A comparison of the spatio-temporal parameters, kinematics, and biomechanics between shod, unshod, and minimally supported running as compared to walking. *Physical Therapy in Sport*, 2011.
- [19] Rausch M. Teljes emberi test mozgásrögzítés és megjelenítés vezeték nélküli szenzorhálózat segítségével. 2016.
- [20] Zs. Pálya és R. M. Kiss. Az emelkedő teljesítményű futás hatása a mozgásparaméterekre. *Biomechanica Hungarica XI. évfolyam, 1. szám*, 2018.
- [21] P. Rahimian and J. K. Kearney. Optimal camera placement for motion capture systems. *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics, Volume 23, Issue 3*, 2016.
- [22] Mogi mozgáslaboratórium. <https://sites.google.com/mogi.bme.hu/mozgaslabor-wiki/mocap-rendszer>. Felkeresve: 2024-11-10.
- [23] Optitrack gyártó. <https://docs.optitrack.com/motive/calibration>. Felkeresve: 2024-11-10.
- [24] 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.

- [25] Zhang M., Zhou Y., Xu X., Ren Z., Zhang Y., Liu S., and Luo W. Multi-view emotional expressions dataset using 2d pose estimation. *Scientific Data*, 2023.
- [26] A. Savitzky and M. J. E. Golay. Smoothing and differentiation of data by simplified least squares procedures. *Analitical Chemistry*, vol.36, p.1627-1639, 1964.
- [27] 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.